

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Ultrasonics – Hydrophones –

Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields

Ultrasons – Hydrophones –

Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs ultrasoniques médicaux

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2022 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 l'IEC ou du Comité national de l'IEC du pays du demandeur. Si vous avez des questions sur le copyright de l'IEC ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de l'IEC de votre pays de résidence.

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

Tel.: +41 22 919 02 11
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 corrigendum or an amendment might have been published.

IEC publications search - webstore.iec.ch/advsearchform

The advanced search enables 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 It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.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 online and once a month by email.

IEC 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: sales@iec.ch.

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

Discover our powerful search engine and read freely all the publications previews. With a subscription you will always have access to up to date content tailored to your needs.

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary on electrotechnology, containing more than 22 300 terminological entries in English and French, with equivalent terms in 19 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

A propos de l'IEC

La Commission Electrotechnique Internationale (IEC) 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 IEC

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

Recherche de publications IEC -

webstore.iec.ch/advsearchform

La recherche avancée permet de trouver des publications IEC 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.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

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

IEC Products & Services Portal - products.iec.ch

Découvrez notre puissant moteur de recherche et consultez gratuitement tous les aperçus des publications. Avec un abonnement, vous aurez toujours accès à un contenu à jour adapté à vos besoins.

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire d'électrotechnologie en ligne au monde, avec plus de 22 300 articles terminologiques en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 19 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Ultrasonics – Hydrophones –

Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields

Ultrasons – Hydrophones –

Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs ultrasoniques médicaux

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 17.140.50

ISBN 978-2-8322-1080-1

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	6
INTRODUCTION	8
1 Scope	9
2 Normative references	9
3 Terms and definitions	10
4 Symbols	32
5 Measurement requirements	34
5.1 Requirements for hydrophones and amplifiers	34
5.1.1 Preface	34
5.1.2 General	34
5.1.3 Sensitivity of a hydrophone	35
5.1.4 Directional response of a hydrophone	35
5.1.5 Effective hydrophone size	35
5.1.6 Choice of the size of a hydrophone active element	35
5.1.7 Bandwidth	37
5.1.8 Linearity	40
5.1.9 Hydrophone signal amplifier	40
5.1.10 Hydrophone cable length and amplifiers	40
5.2 Requirements for positioning and water baths	41
5.2.1 General	41
5.2.2 Positioning systems	41
5.2.3 Water bath	42
5.3 Requirements for data acquisition and analysis systems	43
5.4 Recommendations for ultrasonic equipment being characterized	43
6 Measurement procedure	43
6.1 General	43
6.2 Preparation and alignment	44
6.2.1 Preparation	44
6.2.2 Aligning an ultrasonic transducer and a hydrophone	44
6.3 Measurement	44
6.4 Analysis	44
6.4.1 Corrections for restricted bandwidth and spatial resolution	44
6.4.2 Uncertainties	44
7 Beam characterization	45
7.1 General	45
7.2 Primary pressure parameters	46
7.2.1 General	46
7.2.2 Peak-compressional acoustic pressure and peak-rarefactional acoustic pressure	47
7.2.3 Spatial-peak RMS acoustic pressure	47
7.2.4 Local distortion parameter	48
7.3 Intensity parameters derived from acoustic pressure	48
7.3.1 General	48
7.3.2 Intensity parameters using pulse-pressure-squared integral	49
8 Requirements for specific ultrasonic fields	52

8.1	General.....	52
8.2	Diagnostic fields	52
8.2.1	Simplified procedures and guidelines.....	52
8.2.2	Pulsed wave diagnostic equipment	52
8.2.3	Continuous wave diagnostic equipment	53
8.2.4	Diagnostic equipment with low acoustic output	54
8.3	Therapy fields	54
8.3.1	Physiotherapy equipment.....	54
8.3.2	High intensity therapeutic ultrasonic fields	55
8.3.3	Non-focused and weakly focused pressure pulses	55
8.4	Surgical fields	55
8.4.1	Lithotripters and pressure pulse sources for other therapeutic purposes	55
8.4.2	Low frequency surgical applications.....	56
8.5	Fields from other medical applications	56
9	Conformity statement.....	56
9.1	General.....	56
9.2	Maximum probable values.....	56
9.3	Sampling.....	57
Annex A	(informative) General rationale.....	58
Annex B	(informative) Hydrophones and positioning	60
B.1	General.....	60
B.2	Electrical loading considerations	60
B.3	Hydrophone signal amplifier.....	60
B.4	Hydrophone cable length and amplifiers.....	60
B.5	Transducer positioning.....	61
B.6	Alignment of hydrophones.....	62
B.7	Water bath lining material.....	62
B.8	Recommendations for ultrasonic equipment being characterized.....	62
B.9	Types of hydrophones.....	63
B.9.1	Ceramic needle hydrophones	63
B.9.2	PVDF needle hydrophones	63
B.9.3	PVDF membrane hydrophones	63
B.9.4	Fibre-optic and optic hydrophones	64
B.9.5	Relative performance of different types.....	65
B.10	Typical specification data for hydrophones.....	65
Annex C	(informative) Acoustic pressure and intensity	66
Annex D	(informative) Voltage to pressure conversion	68
D.1	General.....	68
D.2	Hydrophone deconvolution procedure	69
D.3	Converting the data between double-sided and single-sided spectra	70
D.4	Use of hydrophone calibration data	72
D.4.1	Calibration data interpolation	72
D.4.2	Calibration data extrapolation	72
D.4.3	Regularization filtering.....	73
D.5	Implication of the hydrophone deconvolution process on measurement duration	74
D.6	Validation of deconvolution implementation.....	75
Annex E	(informative) Correction for spatial averaging.....	76

E.1	Linear and quasilinear fields	76
E.2	Linear fields, quasilinear fields, and broadband nonlinearly distorted waveforms	78
Annex F (informative) Acoustic output parameters for multi-mode medical ultrasonic fields in the absence of scan-frame synchronization		81
F.1	General.....	81
F.2	Current philosophy.....	81
F.3	Need for an alternative approach	82
F.4	Proposed approach.....	82
F.4.1	Alternative philosophy	82
F.4.2	Alternative parameters.....	83
F.5	Measurement methods.....	84
F.5.1	General	84
F.5.2	Peak pressures.....	84
F.5.3	Temporal-average intensity	84
F.5.4	Frequency	85
F.5.5	Power	85
F.6	Discussion	85
F.6.1	Relationship to existing standards	85
F.6.2	Advantages	86
F.6.3	Disadvantages.....	86
Annex G (informative) Propagation medium and degassing.....		87
Annex H (informative) Specific ultrasonic fields.....		88
H.1	Diagnostic fields	88
H.1.1	Useful relationships between acoustical parameters	88
H.1.2	Pulsed wave diagnostic equipment	89
H.1.3	Continuous wave diagnostic equipment	89
H.2	Therapy fields	90
H.2.1	Physiotherapy equipment.....	90
H.2.2	High intensity therapeutic ultrasonic equipment	90
H.2.3	Non-focused and weakly focused pressure pulses	90
H.3	Surgical fields.....	90
H.3.1	Lithotrippers	90
H.3.2	Low frequency surgical applications.....	90
Annex I (informative) Assessment of uncertainty in the acoustic quantities obtained by hydrophone measurements.....		91
I.1	General.....	91
I.2	Overall (expanded) uncertainty	91
I.3	Common sources of uncertainty	91
Annex J (informative) Transducer and hydrophone positioning systems.....		93
Annex K (informative) Beamwidth midpoint method.....		94
Bibliography.....		95
Figure 1 – Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field		12
Figure 2 – Several apertures and planes for a transducer of unknown geometry		26
Figure 3 – Parameters for describing a focusing transducer of known geometry.....		29
Figure 4 – Schematic diagram of the method of determining pulse duration		46
Figure D.1 – A flow diagram of the hydrophone deconvolution process		70

Figure D.2 – Example of waveform deconvolution	74
Figure J.1 – Schematic diagram of the ultrasonic transducer and hydrophone degrees of freedom	93
Table 1 – Acoustic parameters appropriate to various types of medical ultrasonic equipment.....	45
Table B.1 – Typical specification data for hydrophones, in this case given at 1 MHz [69]	65
Table C.1 – Properties of distilled or de-ionized water as a function of temperature [71]	67
Table D.1 – Method of conversion from a double- to a single-sided spectrum	71
Table D.2 – Method of conversion from a single- to a double-sided spectrum	71
Table F.1 – Main basic parameters defined in this document or in IEC 61161	82
Table F.2 – List of parameters that are to be used or are to be deleted.....	83
Table K.1 – Decibel beamwidth levels for determining midpoints.....	94

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

ULTRASONICS – HYDROPHONES –

Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields

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 itself does not provide any attestation of conformity. Independent certification bodies provide conformity assessment services and, in some areas, access to IEC marks of conformity. IEC is not responsible for any services carried out by independent certification bodies.
- 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.

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

This second edition cancels and replaces the first edition published in 2007 and Amendment 1:2013. This edition constitutes a technical revision.

This edition includes the following significant technical changes with respect to the previous edition.

- a) The upper frequency limit of 40 MHz has been removed.
- b) Hydrophone sensitivity definitions have been changed to recognize sensitivities as complex-valued quantities.
- c) Procedures and requirements for narrow-band approximation and broadband measurements have been modified; details on waveform deconvolution have been added.
- d) Procedures for spatial averaging correction have been amended.
- e) Annex D, Annex E and bibliography have been updated to support the changes of the normative parts.

The text of this International Standard is based on the following documents:

Draft	Report on voting
87/783/FDIS	87/788/RVD

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

The language used for the development of this International Standard is English.

This document was drafted in accordance with ISO/IEC Directives, Part 2, and developed in accordance with ISO/IEC Directives, Part 1 and ISO/IEC Directives, IEC Supplement, available at www.iec.ch/members_experts/refdocs. The main document types developed by IEC are described in greater detail at www.iec.ch/standardsdev/publications.

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 terms defined in Clause 3.

The committee has decided that the contents of this document will remain unchanged until the stability date indicated on the IEC website under webstore.iec.ch in the data related to the specific document. At this date, the document will be

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

INTRODUCTION

The main purpose of this document 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 document for appropriate acoustic parameters. In IEC 62359, some additional measurement methods for attenuated parameters and indices are described addressing the specific needs of acoustic output characterization of ultrasonic diagnostic equipment in accordance with IEC 60601-2-37.

The philosophy behind this document is the specification of the acoustic field in terms of acoustic pressure parameters, acoustic pressure being the primary measurement quantity when hydrophones are used to characterize the field.

Intensity parameters are specified in this document, 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 62127-1:2022

ULTRASONICS – HYDROPHONES –

Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields

1 Scope

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 including **bandwidth** criteria and calibration frequency range requirements in dependence on the spectral content of the fields to be characterized.

This document:

- defines a group of acoustic parameters that can be measured on a physically sound basis;
- defines a second group of parameters that can be derived under certain assumptions from these measurements, and called derived intensity parameters;
- defines a measurement procedure that can be used for the determination of acoustic pressure parameters;
- defines the conditions under which the measurements of acoustic parameters can be made using calibrated **hydrophones**;
- defines procedures for correcting for limitations caused by the use of **hydrophones** with finite **bandwidth** and finite active element size, and for estimating the corresponding **uncertainties**.

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

NOTE 2 The **hydrophone** as defined can be of a piezoelectric or an optic type.

2 Normative references

The following documents are referred to in the text in such a way that some or all of their content constitutes requirements 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 60565-1, *Underwater acoustics – Hydrophones – Calibration of hydrophones – Part 1: Procedures for free-field calibration of hydrophones*

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

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*

IEC 63009, *Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 20 kHz to 500 kHz*

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

ISO/IEC Guide 98-3:2008, *Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995)*

3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the terms and definitions given in IEC 62127-2, IEC 62127-3 and the following apply.

ISO and IEC maintain terminological databases for use in standardization at the following addresses:

- IEC Electropedia: available at <http://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: available at <http://www.iso.org/obp>

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

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 1 to entry: The **acoustic repetition period** is expressed in seconds (s).

3.3

acoustic-working frequency

acoustic 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 to entry: 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, 3.3.2, 3.3.3, 3.3.4 and 3.3.5.

Note 2 to entry: 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 is expected to be given in order to enable any frequency-dependent correction to the signal.

Note 3 to entry: **Acoustic frequency** is expressed in hertz (Hz).

3.3.1

zero-crossing acoustic-working frequency

f_{awf}

number, n , of consecutive half-cycles (irrespective of polarity) divided by twice the time between the commencement of the first half-cycle and the end of the n -th half-cycle

Note 1 to entry: None of the n consecutive half-cycles are expected to show evidence of phase change.

Note 2 to entry: The measurement are performed at terminals in the receiver that are as close as possible to the receiving transducer (**hydrophone**) and, in all cases, before rectification.

Note 3 to entry: This frequency is determined according to the procedure specified in IEC TR 60854.

Note 4 to entry: 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 level of the acoustic pressure spectrum is 3 dB below the peak level

Note 1 to entry: This frequency is intended for pulse-wave systems only.

Note 2 to entry: It is assumed that $f_1 < f_2$.

Note 3 to entry: If f_2 is not found within the range $< 3f_1$, f_2 is to be understood as the lowest frequency above this range at which the spectrum level is 3 dB below the peak level.

3.3.3**magnitude-weighted acoustic-working frequency** f_{awf}

frequency weighted with the spectral acoustic pressure magnitude in the frequency range where the spectral pressure level is equal to or larger than 3 dB below the peak level

$$f_{awf} = \frac{\int f |P(f)| df}{\int |P(f)| df} \quad \text{with} \quad |P(f)| = \begin{cases} |P(f)| & \text{if } L_P(f) \geq \max L_P(f) - 3 \text{ dB} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

where

f is the frequency of the acoustic pressure spectrum;

$|P(f)|$ is the modulus of the complex-valued spectrum of the **acoustic pulse waveform**;

$L_P(f)$ is the pressure level spectrum given from $L_P(f) = 20 \log_{10} \left(\frac{|P(f)|}{P_{\text{ref}}} \right)$ dB with $P_{\text{ref}} = 1$ Pa.

Note 1 to entry: This frequency is intended for pulse-wave systems only.

Note 2 to entry: The integrals in Formula (1) are definite, to be taken from the minimum to the maximum of the acquired signal spectrum.

Note 3 to entry: The restriction to the range with pressure levels equal to or larger than –3 dB of the peak level is required to avoid the influence of higher harmonic frequencies on the **acoustic-working frequency**.

Note 4 to entry: Definition 3.3.3 leads to more stable **acoustic-working frequency** results than definition 3.3.2 if there are peaks in the acoustic pressure spectrum close to the –3 dB threshold. This is particularly relevant for the determination of derated field parameters as required in IEC 62359 using a single derating factor depending on the **acoustic-working frequency**.

3.3.4**peak pulse acoustic frequency** f_p

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

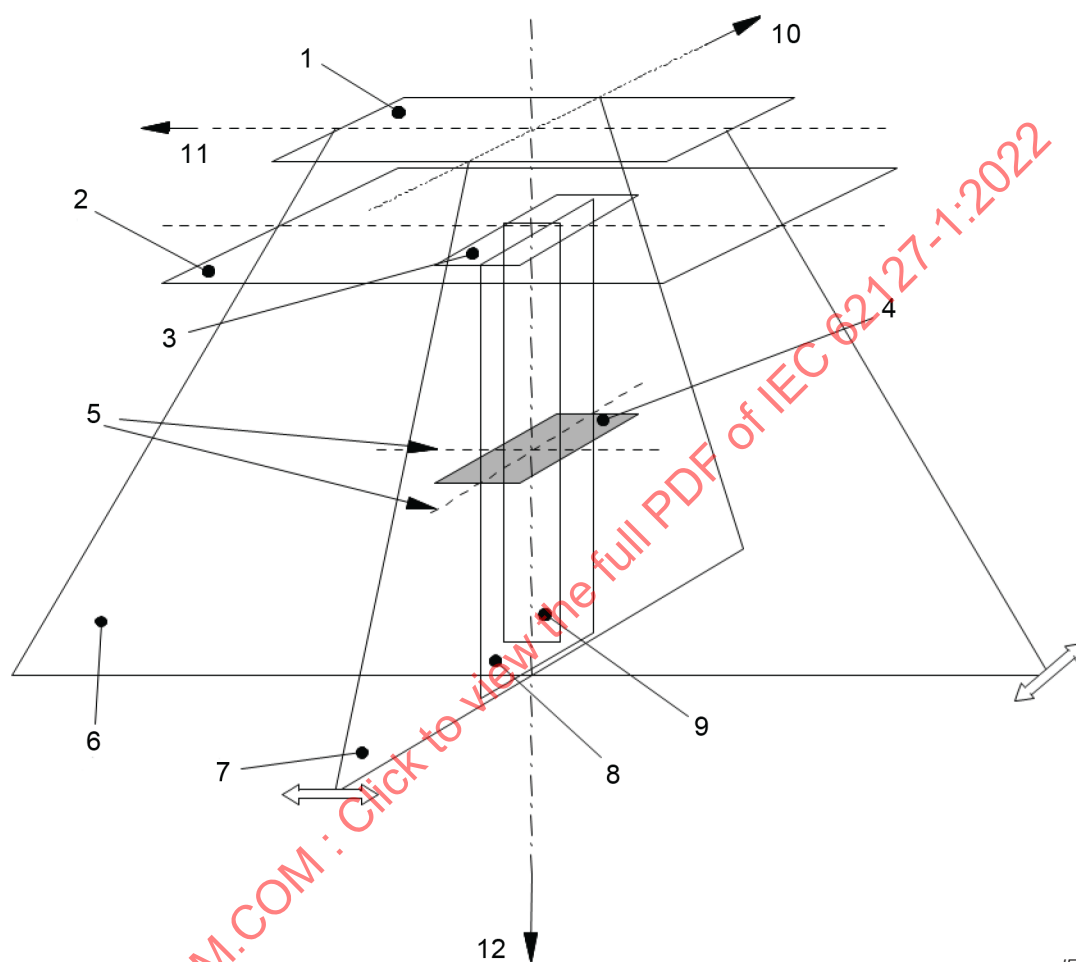
3.3.5**temporal-average acoustic frequency** f_t

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

azimuth axis

SEE: Figure 1

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.7]



IEC

- 1 external transducer surface plane
- 2 source aperture plane
- 3 source aperture
- 4 beam area plane
- 5 beamwidth lines
- 6 elevation plane

7	azimuth plane, scan plane
8	principal longitudinal plane
9	longitudinal plane
10	X, azimuth axis
11	Y, elevation axis
12	Z, beam axis

[SOURCE: IEC 61828:2020]

Figure 1 – Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field

azimuth plane

SEE: Figure 1

Note 1 to entry: For an **ultrasonic transducer** array, this is the imaging plane.

Note 2 to entry: For a single **ultrasonic transducer** with spherical or circular symmetry, it is any plane containing the **beam axis**.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.8]

3.6 bandwidth

BW

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

Note 1 to entry: **Bandwidth** is expressed in hertz (Hz).

3.7 beam area

$A_{b,6}$, $A_{b,20}$

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 to entry: If the position of the plane is not specified, it is the plane passing through the point corresponding to the maximum value of the **pulse-pressure-squared integral** in the whole acoustic field.

Note 2 to entry: 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 synchronization with the scanframe is not available the term **pulse-pressure-squared integral** may be replaced by **temporal average intensity**.

Note 3 to entry: Some specified fractions are 0,25 and 0,01 for the –6 dB and –20 dB beam areas, respectively.

Note 4 to entry: **Beam area** is expressed in units of metre squared (m^2).

3.8 beam axis

straight line that passes through the **beam centrepoin**ts 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**

SEE: Figure 1

Note 1 to entry: 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 to entry: 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 synchronization with the scanframe is not available the term **pulse-pressure-squared integral** may be replaced by **temporal average intensity**.

3.9 beam centrepoin

position determined by the intersection of two lines in the same beam area plane xy passing through the **beamwidth midpoints** of two orthogonal planes, xz and yz , perpendicular to their respective beamwidth lines

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.15, modified – In the definition, "in the same beam area plane xy " and ", perpendicular to their respective beamwidth lines" have been added.]

3.10

beamwidth midpoint

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

Note 1 to entry: The **beamwidth** midpoint method is described in Annex K.

Note 2 to entry: The average is taken over as many **beamwidth** levels given in Table K.1 as signal level permits.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.22, modified – Note 1 to entry has been replaced by new Notes to entry.]

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 to entry: 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 synchronization with the scanframe is not available the term **pulse-pressure-squared integral** can be replaced by **temporal average intensity**.

Note 2 to entry: 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 to entry: **Beamwidth** is expressed in metres (m).

3.12

broadband transducer

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

3.13

central scan line

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

3.14

derived instantaneous intensity

quotient of squared **instantaneous acoustic pressure** and characteristic acoustic impedance of the medium at a particular instant in time at a particular point in an acoustic field

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

where

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

ρ is the density of the medium;

c is the speed of sound in the medium

Note 1 to entry: For measurement purposes referred to in this document, the **derived instantaneous intensity** is an approximation of the **instantaneous intensity**.

Note 2 to entry: Increased **uncertainty** is expected to be taken into account for measurements very close to the transducer.

Note 3 to entry: **Derived instantaneous intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.15

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 1 to entry: The **diametrical beam scan** can extend to different distances on either side of the **beam axis**.

3.16

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 1 to entry: The **distance z_r** is expressed in metres (m).

3.17

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 1 to entry: The **distance z_c** is expressed in metres (m).

3.18

distance z_{psi}

z_{psi}

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

Note 1 to entry: The **distance z_{psi}** is expressed in metres (m).

3.19

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 to entry: In practice, this distance is equal to the distance z_{psi} .

Note 2 to entry: The **distance z_{spta}** is expressed in metres (m).

3.20

effective hydrophone size

a_h

size of a theoretical receiver **hydrophone** that has a predicted **directional response** function with an angular width equal to the observed angular width

Note 1 to entry: The size is usually a function of frequency. For representative experimental data, see [1]

Note 2 to entry: The **effective hydrophone size** is expressed in metres (m).

Note 3 to entry: For hydrophones with a circular geometry, the **effective hydrophone size** is a radius.

Note 4 to entry: For hydrophones with a rectangular geometry, the **effective hydrophone size** is the half of the largest value of the length or width.

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.2, modified – In the term, "radius" has been replaced with "size". In the definition, "radius of a stiff disc receiver" has been replaced with "size of a theoretical receiver". The NOTES have been replaced.]

3.21

effective radius of a non-focusing 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 1 to entry: The **effective radius of a non-focusing ultrasonic transducer** is expressed in metres (m).

3.22

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 intended to be connected

Note 1 to entry: The **electric load impedance** is expressed in ohms (Ω).

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.3, modified – In the definition, "**hydrophone** or **hydrophone assembly** output" has been replaced by "**hydrophone** unit output cable".]

3.23

elevation axis

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

SEE: Figure 1

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.48, modified – Notes to entry have been omitted.]

3.24

elevation plane

longitudinal plane containing the **elevation axis**

SEE: Figure 1

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.49, modified – The words "and the beam axis" have been deleted since this is already included in the definition of longitudinal plane.]

3.25

end-of-cable loaded sensitivity

$\underline{M}_L(f)$

<of a **hydrophone** or **hydrophone assembly**> quotient of the Fourier transformed **hydrophone** voltage-time signal $\mathcal{F}(u_L(t))$ 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 Fourier transformed **acoustic pulse waveform** $\mathcal{F}(p(t))$ in the undisturbed free field of a plane wave in the position of the **reference centre** of the **hydrophone** if the **hydrophone** were removed

$$\underline{M}_L(f) = \frac{\mathcal{F}(u_L(t))}{\mathcal{F}(p(t))} \quad (3)$$

Note 1 to entry: The **end-of-cable loaded sensitivity** is a complex-valued parameter. Its modulus is expressed in units of volt per pascal (V/Pa), its phase angle is expressed in degrees, and represents the phase difference between the electrical voltage and the sound pressure.

3.26

end-of-cable loaded sensitivity level

$L_{M_L}(f)$

<of a **hydrophone** or **hydrophone assembly**> twenty times the logarithm to the base 10 of the quotient of the modulus of the **end-of-cable loaded sensitivity** $|M_L(f)|$ to a reference sensitivity

M_{ref}

$$L_{M_L}(f) = 20 \log_{10} \frac{|M_L(f)|}{M_{\text{ref}}} \text{dB} \quad (4)$$

Note 1 to entry: Commonly used values of the reference sensitivity M_{ref} are 1 V/μPa or 1 V/Pa.

Note 2 to entry: The **end-of-cable loaded sensitivity level** is expressed in decibels (dB).

3.27

end-of-cable open-circuit sensitivity

$\underline{M}_c(f)$

<of a **hydrophone**> quotient of the Fourier transformed **hydrophone** open-circuit voltage-time signal $\mathcal{F}(u_c(t))$ at the end of any integral cable or output connector of a **hydrophone** to the Fourier transformed **acoustic pulse waveform** $\mathcal{F}(p(t))$ in the undisturbed free field of a plane wave in the position of the **reference centre** of the **hydrophone** if the **hydrophone** were removed

$$\underline{M}_c(f) = \frac{\mathcal{F}(u_c(t))}{\mathcal{F}(p(t))} \quad (5)$$

Note 1 to entry: The **end-of-cable open-circuit sensitivity** is a complex-valued parameter. Its modulus is expressed in units of volt per pascal (V/Pa), its phase angle is expressed in degrees, and represents the phase difference between the electrical voltage and the sound pressure.

3.28

external transducer surface

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

SEE: Figure 1

Note 1 to entry: This surface is assumed to be accessible for measurements using a hydrophone in a chosen propagation medium (usually water).

Note 2 to entry: This surface is either directly in contact with the patient or is in contact with a water or liquid path to the patient.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.52]

3.29

external transducer surface plane

external 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** and **external transducer surface**

SEE: Figure 2

Note 1 to entry: 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.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.53]

3.30

far field

region of the field where $z > z_T$ aligned along the **beam axis** for planar non-focusing transducers

Note 1 to entry: In the **far field**, the sound pressure appears to be spherically divergent from a point on or near the radiating surface. Hence the pressure produced by the sound source is approximately inversely proportional to the distance from the source.

Note 2 to entry: The term **far field** is used in this document only in connection with non-focusing source transducers. For focusing transducers, a different terminology for the various parts of the transmitted field applies (see IEC 61828).

Note 3 to entry: If the shape of the transducer aperture produces several **transition distances**, the one furthest from the transducer is used.

3.31

hydrophone geometrical radius

a_g

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

Note 1 to entry: The **hydrophone geometrical radius** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.8]

3.32

hydrophone

transducer that produces electric signals in response to pressure fluctuations in water

Note 1 to entry: A **hydrophone** is principally a passive device designed and built to respond to sound pressure.

Note 2 to entry: In some applications, a **hydrophone** is used as an active device to transmit sound.

[SOURCE: IEC 60050-801:2021, 801-32-26]

3.33

hydrophone assembly

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

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.10]

3.34

hydrophone pre-amplifier

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

Note 1 to entry: A **hydrophone pre-amplifier** requires a supply voltage (or supply voltages).

Note 2 to entry: 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.

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.12]

3.35

instantaneous acoustic pressure

$p(t)$

pressure at a particular instant in time and at a particular point in an acoustic field, minus the ambient pressure

Note 1 to entry: **Instantaneous acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

[SOURCE: IEC 60050-802:2011, 802-01-03]

3.36

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 to entry: **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 document and under conditions of sufficient distance from the **external transducer aperture** (at least one transducer diameter, or an equivalent transducer dimension in the case of a non-circular transducer) the **instantaneous intensity** can be approximated by the **derived instantaneous intensity**.

Note 2 to entry: **Instantaneous intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.37

local area factor

F_a

square root of the ratio of the **source aperture area** to the **beam area** at the point of interest

$$F_a = \sqrt{\frac{A_{SAeff}}{A_b}} \quad (6)$$

Note 1 to entry: The relevant local **beam area**, A_b , is that for which the **pulse-pressure-squared integral** is greater than 0,135 (that is, $1/e^2$) times the maximum value in the cross-section.

Note 2 to entry: If the beam profile is approximately Gaussian at the distance of interest and the area at the -6 dB level, $A_{b,6}$, is known, the local **beam area** can be calculated as $A_b = A_{b,6}/0,69$: ($0,69 = 3 \ln(10)/10$): $F_a = \sqrt{\frac{0,69 A_{SAeff}}{A_{b,6}}}$.

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.11, modified – "source aperture" has been replaced by "source aperture area"; the formula for the general case has been added; the second sentence of the original definition has been moved to a Note 1 to entry; the third sentence of the original definition has been changed into a Note 2 to entry and provides more details and the symbol for the -6 dB **beam area** was changed to conform with Clause 4.]

3.38

local distortion parameter

σ_q

index which permits the prediction of nonlinear distortion of ultrasound for a specific **ultrasonic transducer**

$$\sigma_q = z p_m \frac{2\pi f_{awf} \beta}{\rho \cdot c^3} \frac{1}{\sqrt{F_a}} \quad (7)$$

where

- z is the axial distance of the point of interest to the transducer face;
- p_m is the **mean-peak acoustic pressure** at the point in the acoustic field corresponding to the **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure**;
- β is the nonlinearity parameter ($\beta = 1 + B/2A = 3,5$ for pure water at 20 °C);
- f_{awf} is the **acoustic-working frequency**;
- F_a is the **local area factor**.

Note 1 to entry: If the transmitting system comprises an internal standoff utilizing a water or water-equivalent propagation medium, the offset distance between the transducer element and the transducer face increases the actual path length z to be considered. The nominal distance between the **beam axis**'s intersection with the crystal and the transducer face can be used.

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.12, modified – The text of the definition has changed substantially, the formula however is unchanged; Note 1 to entry has been added.]

3.39 longitudinal plane

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

SEE: Figure 1

3.40 mean peak acoustic pressure

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

Note 1 to entry: **Mean peak acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.13, modified – Note 1 to entry has been added.]

3.41 near field

region of the field where $z < z_T$ aligned along the **beam axis** for planar non-focusing transducers

Note 1 to entry: 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**.

Note 2 to entry: If the shape of the transducer aperture produces several **transition distances**, the one closest to the transducer is used.

3.42 number of pulses per ultrasonic scan line

n_{pps}
number of acoustic pulses travelling along a particular **ultrasonic scan line**

Note 1 to entry: Here **ultrasonic scan line** refers to the path of acoustic pulses on a particular **beam axis** in **scanning modes** and **non-scanning modes**.

Note 2 to entry: This number can be used in the calculation of any ultrasound temporal average value from **hydrophone** measurements.

Note 3 to entry: The following shows an example of the **number of pulses per ultrasonic scanline** and the **number of ultrasonic scanlines** (shows the end of a frame):

1 2 3 4; 1 2 3 4; 1 2 3 4... $n_{pps} = 1$; $n_{sl} = 4$
 1 1 2 2 3 3 4 4; 1 1 2 2 3 3 4 4; ... $n_{pps} = 2$; $n_{sl} = 4$
 1 1 1 1 2 2 2 2 3 3 3 3 4 4 4 4; 1 1 1 1 2 2 2 2 3 3 3 3 4 4 4 4; ... $n_{pps} = 4$; $n_{sl} = 4$
 1 1 2 2 3 3 4 4 1 1 1 2 2 2 3 3 3 4 4 4; 1 1 2 2 3 3 4 4 1 1 1 2 2 2 3 3 3 4 4 4; ... $n_{pps} = 5$; $n_{sl} = 4$ (within one frame the pulses down each line may not occur contiguously)

Note 4 to entry: Within one frame, all scan lines possibly do not have the same n_{pps} value.

An example is: 1 2 2 3 3 4; 1 2 2 3 3 4; ... avg $n_{pps} = 1,5$; max $n_{pps} = 2$; $n_{sl} = 4$

[SOURCE: IEC 61157:2007/AMD1:2013, 3.45 modified – the fourth example in Note 3 to entry has been corrected and the last example has been moved to a Note 4 to entry.]

3.43 number of ultrasonic scan lines

n_{sl}

quantity of **ultrasonic scan lines** that are excited during one **scan repetition period**

Note 1 to entry: This number can be used in the calculation of temporal average values for **scanning modes** from **hydrophone** measurements.

[SOURCE: IEC 61157:2007/AMD1:2013, 3.46]

3.44 offset distance

d_{offset}

distance between the **source aperture plane** and the **external transducer surface plane**, measured along the **beam axis**

SEE: Figure 2

Note 1 to entry: **Offset distance** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.90]

3.45 operating mode mode of operation of a **system**

3.45.1 combined-operating mode operating mode that combines more than one **discrete-operating mode**

Note 1 to entry: 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.

3.45.2 discrete-operating mode operating mode 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 1 to entry: 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.

3.45.3

inclusive mode

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

3.45.4

non-scanning mode

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

3.45.5

scanning mode

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

3.46

output beam area

A_{ob}

area of the ultrasonic beam derived from the –12 dB **beam area** at the **external transducer aperture**

Note 1 to entry: For reasons of measurement accuracy, the –12 dB **output beam area** is 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 to entry: For contact transducers, this area can be taken as the geometrical area of the **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group**.

Note 3 to entry: The **output beam area** is expressed in units of metre squared (m^2).

3.47

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 to entry: For reasons of measurement accuracy, the –12 dB **output beam dimensions** is 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 to entry: For contact transducers, these dimensions can be taken as the geometrical dimensions of the **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group**.

Note 3 to entry: **Output beam dimensions** are expressed in metres (m).

3.48

output beam intensity

I_{ob}

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

Note 1 to entry: **Output beam intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.49

peak acoustic pressure

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

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

Note 1 to entry: **Peak acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

3.50**peak-compressional acoustic pressure** p_c (or p_+)

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

Note 1 to entry: **Peak-compressional acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

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

3.51**peak-rarefactional acoustic pressure** p_r (or p_-)

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 to entry: **Peak-rarefactional acoustic pressure** is expressed using a positive number for the numerical value.

Note 2 to entry: **Peak-rarefactional acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

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

3.52**principal longitudinal plane**

plane containing the **beam axis** and two points that define the minimum –6 dB **beamwidth**

SEE: Figure 1

Note 1 to entry: The selection of this axis is arbitrary for a circularly-symmetric transducer.

Note 2 to entry: For a HITU transducer with a hole in its centre within which is a diagnostic imaging transducer, this axis is aligned with the azimuth axis of the imaging transducer.

Note 3 to entry: For rectangular **ultrasonic transducers**, it is the plane parallel to their longest side.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.110 modified – the reference to HITU transducers has been deleted in Note 1 to entry.]

3.53**pulse-average intensity** I_{pa}

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

Note 1 to entry: This definition applies to pulses and bursts.

Note 2 to entry: **Pulse-average intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.54**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

SEE: Figure 4

Note 1 to entry: The final value of the time integral of the square of the **instantaneous acoustic pressure** is the **pulse-pressure-squared integral**.

Note 2 to entry: **Pulse duration** is expressed in seconds (s).

3.55

pulse-intensity integral

pii

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

Note 1 to entry: For measurement purposes referred to in this document, **pulse-intensity integral** is proportional to **pulse-pressure-squared integral**.

Note 2 to entry: The **pulse-intensity integral** is expressed in units of joule per metre squared (J/m^2).

3.56

pulse-pressure-squared integral

ppsi

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 1 to entry: The **pulse-pressure-squared integral** is expressed in units of pascal squared times second (Pa^2s).

3.57

pulse repetition period

prp

time interval between equivalent points on successive pulses or tone-bursts of pulses comprising a **discrete operating mode**

Note 1 to entry: The **pulse repetition period** is expressed in seconds (s).

3.58

pulse repetition rate

prf

reciprocal of the **pulse repetition period**

Note 1 to entry: The **pulse repetition rate** is expressed in hertz (Hz).

3.59

reference centre

<of a **hydrophone**> point on, within or near a **hydrophone** about which its electro-acoustic characteristics are defined

Note 1 to entry: The **reference centre** often corresponds to the geometrical centre of a **hydrophone** active element, unless otherwise stated.

[SOURCE: IEC 60500:2017, 3.26, modified – The context <of a **hydrophone**> and the term "active element" in Note 1 to entry have been added. In the definition, the word "geometrical" has been deleted.]

3.60

RMS acoustic pressure

p_{RMS}

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

Note 1 to entry: The mean should be taken over an integral number of **acoustic repetition periods** unless otherwise specified.

Note 2 to entry: **RMS acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

3.61**scan-area** A_s

<for automatic scanning systems> 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 to entry: The specified plane (or surface) follows the same shape as the **external transducer aperture**.

Note 2 to entry: The **scan-area** is expressed in units of metre squared (m^2).

3.62**scan plane**

<for automatic scanning systems> plane containing all the **ultrasonic scan lines**

Note 1 to entry: 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 **ultrasonic transducer** and perpendicular to the transducer face (or another suitable plane) as being equivalent to the **scan plane**.

3.63**scan repetition period** srp

<for automatic scanning systems with a periodic scan sequence> time interval between identical points on two successive frames, sectors or scans

Note 1 to entry: In general, this document 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 document. The approach described in Annex F can be useful when synchronization cannot be achieved.

Note 2 to entry: The **scan repetition period** is expressed in seconds (s).

3.64**scan repetition rate** srr

reciprocal of the **scan repetition period**

Note 1 to entry: The **scan repetition rate** is expressed in hertz (Hz).

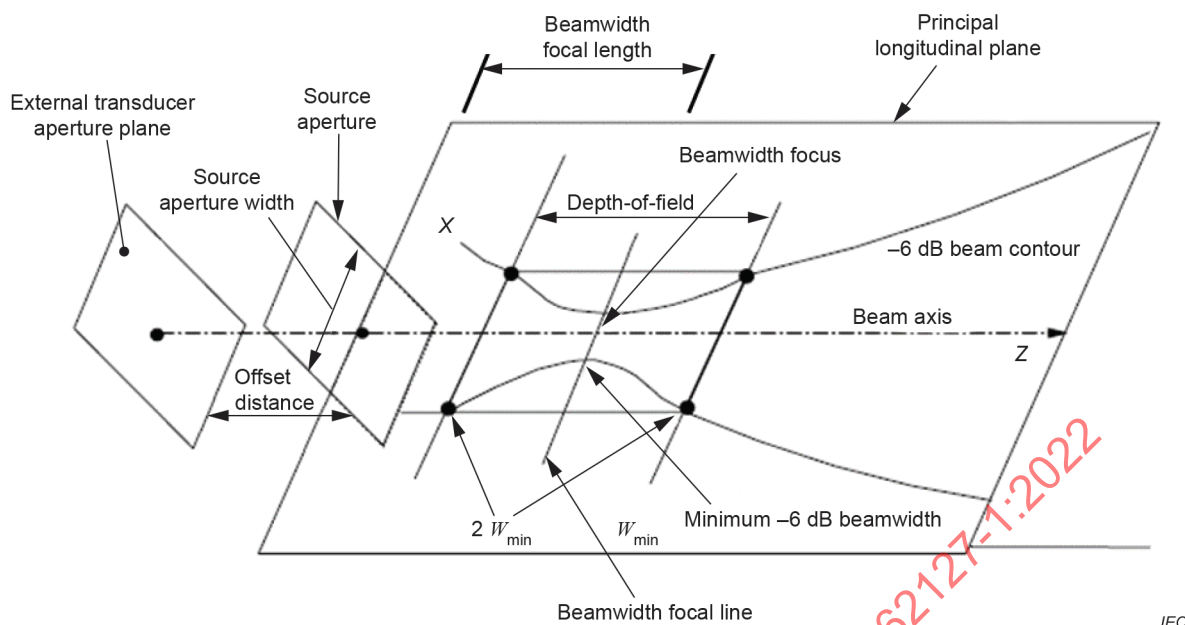
3.65**source aperture area** A_{SAeff}

equivalent aperture area for an **ultrasonic transducer** of unknown characteristics, measured as the area inside the **-20 dB pulse-pressure-squared-integral** contour in the closest possible measurement plane (source aperture plane) to the **external transducer aperture**

SEE: Figure 2

Note 1 to entry: The nominal transmitting area of the source can be used for the calculation of the **local distortion parameter** σ_q in cases where there is a significant offset between the transducer crystal and the front face due to an internal standoff.

Note 2 to entry: **Source aperture area** is expressed in units of metre squared (m^2).



[SOURCE: IEC 61828:2020]

Figure 2 – Several apertures and planes for a transducer of unknown geometry

3.66

source aperture plane

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

SEE: Figure 2

Note 1 to entry: If the **offset distance** is zero, the **source aperture plane** can be coincident with the **external transducer aperture plane**.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.135]

3.67

source aperture width

L_{SA}

<in a specified **longitudinal plane**> greatest -20 dB **beamwidth** along the line of intersection between the designated **longitudinal plane** and the **source aperture plane**

SEE: Figure 2

Note 1 to entry: If a transducer is circularly-symmetric, a radial line scan is sufficient to determine the width.

Note 2 to entry: If a HITU transducer has a hole in its centre, the beginning and ending -20 dB points of the width are measured and noted with reference to the centre.

Note 3 to entry: **Source aperture width** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.136, modified – the reference to HITU transducers has been deleted in the Note 1 to entry.]

3.68**spatial-average pulse-average intensity** I_{sapa}

pulse-average intensity from one **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group** averaged over the **beam-area** for that particular **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group**

Note 1 to entry: A burst is also to be understood to be a pulse.

Note 2 to entry: **Spatial-average pulse-average intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

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

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

Note 1 to entry: **Spatial-average temporal-average intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

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

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

Note 1 to entry: **Spatial-peak pulse-average intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.71**spatial-peak RMS acoustic pressure** p_{spr}

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

Note 1 to entry: **Spatial-peak RMS acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

3.72**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 to entry: 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 is not taking place.

Note 2 to entry: **Spatial-peak temporal-average intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.73**spatial-peak temporal-peak acoustic pressure** p_{sptp}

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

Note 1 to entry: **Spatial-peak temporal-peak acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

3.74**spatial-peak temporal-peak intensity** I_{sptp}

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

Note 1 to entry: **Spatial-peak temporal-peak intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.75 temporal-average intensity

I_{ta}

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

Note 1 to entry: The time-average is considered over an integral number of **acoustic repetition periods**.

Note 2 to entry: In principle, the **temporal-average intensity** is an average over a relatively long time interval. For ultrasonic medical diagnostic systems in **non-scanning modes**, the **instantaneous intensity** is averaged over one or more **pulse repetition periods**. For ultrasonic medical diagnostic systems in **scanning modes**, the **instantaneous intensity** is averaged over one or more **scan repetition periods** for a specified **operating mode**.

Note 3 to entry: **Temporal-average intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.76 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 1 to entry: **Temporal-peak acoustic pressure** is expressed in pascals (Pa).

3.77 temporal-peak intensity

I_{tp}

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

Note 1 to entry: **Temporal-peak intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.78 time-window-average intensity

$I_{w,\Delta t/s}(t)$

time-varying value of the **instantaneous intensity** averaged over a window of duration Δt

$$I_{w,\Delta t/s}(t) = \frac{1}{\Delta t} \int_{t-\Delta t/2}^{t+\Delta t/2} I(t') dt' \quad (8)$$

where

$I(t)$ is the **instantaneous intensity**;

$\Delta t/s$ is the numerical value of the moving time window width in seconds;

t' is the variable of integration.

Note 1 to entry: The time varying **time-window-average intensity** for a time window width of 20 s, for instance, is denoted by $I_{w,20}(t)$.

Note 2 to entry: **Time-window-average intensity** is expressed in units of watt per metre squared (W/m^2).

3.79 transducer aperture area

A_{TA}

effective active area of an **ultrasonic transducer** in the **transducer aperture plane**

Note 1 to entry: **Transducer aperture area** is expressed in square metres (m^2).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.145]

3.80**transducer aperture plane**

plane that is orthogonal to the **beam axis** of the **unsteered beam** and is adjacent physically to the **ultrasonic transducer**

SEE: Figure 1

Note 1 to entry: If the **ultrasonic transducer** is flat, the plane is coplanar with the transmitting surface of the **ultrasonic transducer**; if it is concave, the plane touches the periphery of the transmitting surface; if it is convex, the plane is tangent to the centre of the transmitting surface at the point of contact.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.146]

3.81**transducer aperture width**

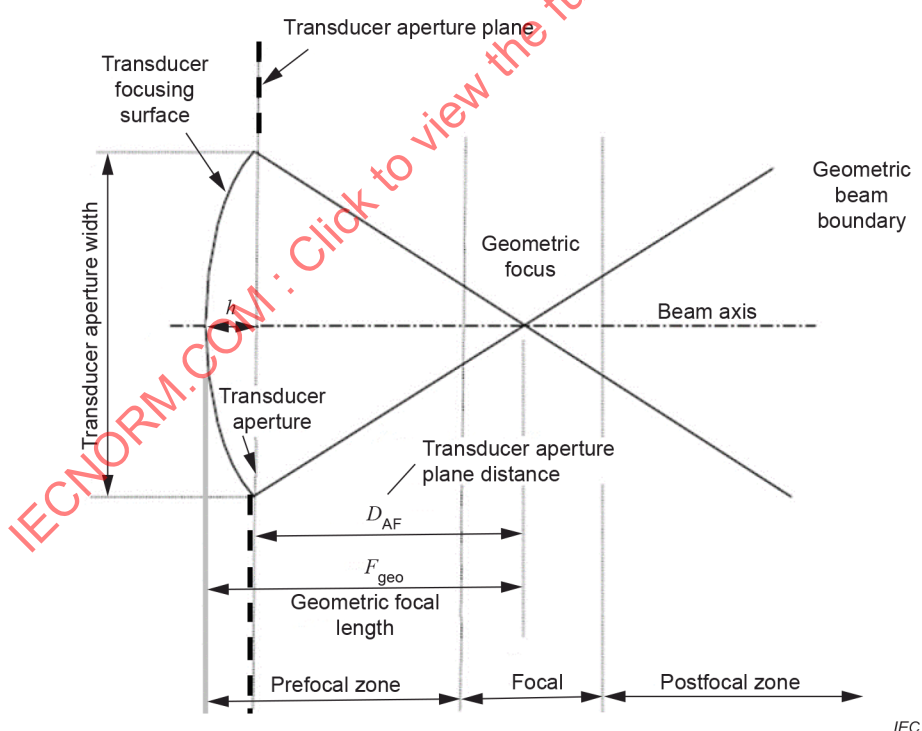
L_{TA}

full width of the transducer aperture along a specified axis orthogonal to the **beam axis** of the unsteered beam at the centre of the transducer

SEE: Figure 3

Note 1 to entry: **Transducer aperture width** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.148, modified – The phrase "at the centre of the transducer" has been added to the definition.]



The radius of curvature is $D = D_{AF} + h$.

[SOURCE: IEC 61828:2020]

Figure 3 – Parameters for describing a focusing transducer of known geometry

3.82

transducer assembly

set of 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 1 to entry: The **transducer assembly** is usually separable from the **ultrasound instrument console**.

3.83

transition distance

z_T

aperture area divided by π times the effective wavelength λ

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.153, modified – The words "effective wavelength" have been added to the definition.]

3.83.1

transition distance for design

z_{TD}

<for a given **longitudinal plane**> **transducer aperture area** A_{TA} of the **ultrasonic transducer** divided by π times the effective wavelength λ

$$z_{TD} = A_{TA}/(\pi\lambda) \quad (9)$$

Note 1 to entry: For design, for an unapodized **ultrasonic transducer** with circular symmetry about the **beam axis**, the **source aperture area** is πa_e^2 , where a_e is the effective radius; therefore the **transition distance** is $z_T = a_e^2/\lambda$.

Note 2 to entry: For a spherically focusing transducer, the **transition distance** is approximately the same but more exactly it is $z_T = 2D^2 \left(1 - \sqrt{1 - (a/D)^2} \right) / \lambda$, where D is the radius of curvature.

Note 3 to entry: For design, for an unapodized rectangular **ultrasonic transducer** which has a **transducer aperture width**, L_{TA1} , in a specified **longitudinal plane**, the effective in-plane area is $(L_{TA1})^2$. Therefore, for this plane, the **transition distance** is $z_{T1} = (L_{TA1})^2/(\pi\lambda)$. The **transition distance** for the orthogonal **longitudinal plane** including the second **transducer aperture width** is $z_{T2} = (L_{TA2})^2/(\pi\lambda)$.

Note 4 to entry: For apodized transducers with a symmetric even apodization or weighting function W (normalized to a maximum value of one for the particle velocity distribution), the **transition distances** are the following.

For circularly symmetric transducers with an active radius a :

$$z_T = \left(\frac{2}{\lambda} \right) \int_0^a W(r) r dr$$

For a rectangular transducer with a physical aperture length L in a given longitudinal plane, for example, xz :

$$z_T = \left(\frac{4}{\pi\lambda} \right) \left| \int_0^{L/2} W(x) dx \right|^2$$

Note 5 to entry: For symmetric shapes other than the most common cases of circular symmetry and rectangular geometry, the same definition of **transition distance** can be used. For example, for apertures with n -fold symmetry ($n > 2$) such as hexagons and octagons, the **transition distance** in a symmetry plane perpendicular to a side is equal to the area of the aperture divided by $(\pi\lambda)$. For annular arrays with several rings, the equivalent area is the total (all rings) area of the active aperture. For cases in which unique phasing is used, such as annular arrays with alternate phase shifts (0° or 180°) in addition to intended focusing or for cases of apertures with unusual shapes and phasing, three-dimensional diffraction computation is employed to determine the minimum beamwidth corresponding to the appropriate **transition distance**.

Note 6 to entry: **Transition distance for design** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.153.1, modified – Note 6 to entry has been omitted here.]

3.83.2

transition distance for measurement

z_{TM}

<for a given **longitudinal plane**> **source aperture area**, A_{SAeff} , of the **ultrasonic transducer** divided by π times the effective wavelength λ

$$z_{TM} = A_{SAeff}/(\pi\lambda) \quad (10)$$

Note 1 to entry: For measurements in each specified **longitudinal plane**, the **source aperture width** in that plane is used, or $z_{T1} = (L_{SA1})^2/(\pi\lambda)$; in the other orthogonal plane, $z_{T2} = (L_{SA2})^2/(\pi\lambda)$.

Note 2 to entry: **Transition distance for measurement** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.153.2]

3.84

treatment head

assembly comprising an **ultrasonic transducer** and associated parts for local application of **ultrasound** to the patient

[SOURCE: IEC 60601-2-5:2009, 201.3.214, modified – A note in the original has been deleted.]

3.85

ultrasound instrument console

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

3.86

ultrasonic scan line

<for scanning systems> **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 to entry: In this document, **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 to entry: In general, this document 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 document. The approach described in Annex F can be useful when synchronization cannot be achieved.

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

3.87

ultrasonic scan line separation

s_s

<for automatic scanning systems> 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 to entry: For this definition it is assumed that consecutive **ultrasonic scan lines** are spatially adjacent; this is not true for all types of scanning equipment.

Note 2 to entry: The **ultrasonic scan line separation** is expressed in metres (m).

3.88

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

3.89

ultrasonic transducer element

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

3.90

ultrasonic transducer element group

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

3.91

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 1 to entry: **Ultrasonic transducer element group dimensions** are expressed in metres (m).

3.92

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 1 to entry: See ISO/IEC Guide 98-3:2008, 2.2.3.

4 Symbols

a_h	effective hydrophone size
a_g	hydrophone geometrical radius
a_t	effective radius of a non-focusing ultrasonic transducer
$a_{\max}$	maximum effective radius for a specific hydrophone application
arp	acoustic repetition period
$A_{b,6}, A_{b,20}$	beam area corresponding to –6 dB beam area and –20 dB beam area
A_g	geometrical area of an ultrasonic transducer
A_{ob}	output beam area
A_s	scan-area
A_{SAeff}	source aperture area
A_{TA}	transducer aperture 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
d_{offset}	offset distance
f_{awf}	acoustic frequency, acoustic-working frequency
f_p	peak pulse acoustic frequency
f_t	time average acoustic frequency
F_a	local area factor
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
$I_{W,\Delta t/s}$	time-window-average intensity
k	$2\pi/\lambda$
K_{sa}	spatial averaging correction factor
$L_{M_L}(f)$	end-of-cable loaded sensitivity level
$L_P(f)$	pressure level spectrum
$\underline{LP}(f)$	low-pass filtering function
L_{TA}	transducer aperture width
L_{SA}	source aperture width
$\underline{M}_C(f)$	end-of-cable open-circuit sensitivity
$\underline{M}_L(f)$	end-of-cable loaded sensitivity
n_{pps}	number of pulses per ultrasonic scan line
n_{sl}	number of ultrasonic scan lines per image for spatial distribution
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
p_{rr}	pulse repetition rate
p_{rp}	pulse repetition period
p_{spr}	spatial-peak RMS acoustic pressure
p_{sptp}	spatial-peak temporal-peak acoustic pressure
p_{RMS}	RMS acoustic pressure
$p_C(p_+)$	peak-compressional acoustic pressure
$p_r(p_-)$	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
$\underline{U}_L(f)$	end-of-cable voltage for a hydrophone
v	instantaneous particle velocity
w_6, w_{12}, w_{20}	beamwidth (at –6 dB and –12 dB and –20 dB levels)
X_{ob}, Y_{ob}	output beam dimensions
z	distance between a hydrophone and an ultrasonic transducer
z_c	distance z_c
z_{psi}	distance z_{psi}
z_r	distance z_r
z_{spta}	distance z_{spta}
z_T	transition distance
z_{TD}	transition distance for design
z_{TM}	transition distance for measurement
$\underline{Z}_h$	complex electric output impedance of a hydrophone or hydrophone assembly
$\underline{Z}_L$	electric load impedance
β	nonlinearity parameter
θ	angle of incidence of an ultrasonic wave with respect to the hydrophone axis
λ	acoustic wavelength in a liquid
ρ	density of the medium (usually water)
σ_q	local distortion parameter
ω	$(2\pi f_{awf})$ circular frequency

5 Measurement requirements

5.1 Requirements for hydrophones and amplifiers

5.1.1 Preface

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 conform 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 document that a **hydrophone** is a device that responds to waterborne acoustic waves [see [IEV 801-32-26](#)] in such a way that the output voltage is proportional to the acoustic pressure. Generally, this relationship is frequency dependent; thus, if $\underline{M}_L(f)$ 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

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1}[\underline{U}_L(f) / \underline{M}_L(f)] \quad (11)$$

where

$\mathcal{F}^{-1}$ denotes the inverse Fourier transform;

$\underline{U}_L(f)$ is the Fourier transform result of $u_L(t)$.

NOTE 1 See 5.1.7.2 and Annex D to implement this method.

NOTE 2 For mathematical completeness, Formula (11) needs to include the real part operator, Re, on the right-hand side. However, for the type of spectra relevant here, the time domain data is not likely to comprise imaginary components with the exemption of a possible constant numerical residue, and thus Re is omitted in this formula throughout the document.

If the **hydrophone** or **hydrophone assembly** meets the requirements of a narrow-band approximation as specified in 5.1.7.1, then **instantaneous acoustic pressure** can be determined from Formula (12):

$$p(t) = u_L(t) / |\underline{M}_L(f_{awf})| \quad (12)$$

where

$|\underline{M}_L(f_{awf})|$ is the modulus of 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 3.22).

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 can 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 can be necessary as part of the field characterization procedures described in Annex B, in which case the directional response needs to be known at the appropriate **acoustic-working frequency**. Secondly, the directional response is used to derive the **effective hydrophone size**.

5.1.5 Effective hydrophone size

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

The effective size 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 criterion. 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 Formula (13):

$$a_{\max} = \frac{\lambda}{8a_1} (l^2 + a_1^2)^{1/2} \quad (13)$$

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 [2]¹ and [3].

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.

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 size** 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 [2], [3], [4], [5].

The spatial averaging effect may also be addressed by spatial deconvolution of the **hydrophone** aperture as proposed in [6], [7], [8]. However, the method may suffer from signal-to-noise ratio issues in practical cases.

For nonlinear broadband **acoustic pulse waveforms**, the method of inverse spectral filtering as outlined in Clause E.2 should be applied to correct for spatial averaging.

¹ Numbers in square brackets refer to the Bibliography.

5.1.7 Bandwidth

5.1.7.1 Narrow-band approximation

Narrow-band approximations shall be considered as being appropriate whenever the **local distortion 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 **local distortion parameter** exceeds 0,5 (see 7.2.4), then the **end-of-cable loaded sensitivity level** of the **hydrophone** or **hydrophone assembly** shall vary by less than ± 3 dB over the frequency range (f) from one octave below to three octaves above the **acoustic-working frequency**, where the 0 dB reference point is located at the **acoustic-working frequency**, f_{awf} . That is, for

$$f_{awf} / 2 \leq f \leq 8 f_{awf} \quad (14)$$

$$L_{M_L}(f_{awf}) - 3 \text{ dB} \leq L_{M_L}(f) \leq L_{M_L}(f_{awf}) + 3 \text{ dB} \quad (15)$$

where $L_{M_L}(f) = 20 \log_{10} \frac{|M_L(f)|}{M_{ref}} \text{ dB}$ and $M_{ref} = 1 \frac{\text{V}}{\text{Pa}}$.

NOTE 3 There is scientific justification for using an extended range $f_{awf}/16 \leq f \leq 8f_{awf}$ (i.e. four octaves below to three octaves above f_{awf}), based on [9] and [10] (see also Annex A). However, experimentally determined **hydrophone** calibration data is available for a limited **bandwidth** only, for instance from 1 MHz to 100 MHz. To judge whether the narrow-band approximation is appropriate according to Formulas (14) and (15), **hydrophone** frequency response extrapolation can be applied as an alternative method in the same way as described in 5.1.7.2.2 including Notes 1, 2 and 3, and Annex D for broadband measurements, if necessary. That is, extrapolation of $M_L(f)$ can be used to cover frequencies f outside the calibration range available, at maximum below half of the **acoustic-working frequency** towards zero and above the lesser of four times the **acoustic-working frequency** or 100 MHz towards the Nyquist frequency $f_{Nyquist}$, e.g. for $0 \leq f < f_{awf}/2$ and for $\min[4f_{awf}, 100 \text{ MHz}] < f \leq f_{Nyquist}$. Details on considerations for appropriate extrapolation are provided in D.4.2.

If the narrow-band approximation requirements are not fulfilled the broadband measurement method of 5.1.7.2 shall be followed.

If the broadband measurement method of 5.1.7.2 is implemented in the measurement system, it may be used for all situations including those covered by the narrow-band approximation requirements.

Measurements performed in conformity with the first edition of IEC 62127-1 may have considered frequency contributions up to 40 MHz only. The changed requirements of this second edition do not imply that such measurements of the past shall be repeated for output measurements on equipment already characterized in conformity with the first edition. If necessary, the systematic error of the limited bandwidth may in such cases then be attributed by an additional **uncertainty** contribution.

NOTE 4 See 8.2.4 for specific consideration of diagnostic equipment of low acoustic output.

5.1.7.2 Broadband measurements

5.1.7.2.1 General

In case the narrow-band approximation requirements cannot be met, the **uncertainty** in the measurement can become unacceptably large due to limited bandwidth and frequency dependent sensitivity variation of the **hydrophone**. Voltage-to-pressure conversion shall then be performed using the frequency-dependent sensitivity of the **hydrophone** and the frequency content of the **acoustic pulse waveform**. The measurement method based on deconvolution of the acquired waveform with the **hydrophone** response as described here in 5.1.7.2 and in Annex D produces more accurate results. For performing deconvolution, specific aspects of hydrophone calibration data conditioning, regularization filtering of signal spectra, and **uncertainty** determination shall be considered in accordance with 5.1.7.2.2, 5.1.7.2.3 and 5.1.7.2.4.

5.1.7.2.2 Deconvolution bandwidth

Application of Formula (11) to determine the **acoustic pulse waveform** requires the complex division of the voltage spectrum $\underline{U}_L(f)$ by the sensitivity $\underline{M}_L(f)$. For this operation data sets must match, e.g. the frequency increment and range of both spectra must be the same. The frequency increment of $\underline{U}_L(f)$ depends on the length of the acquired **acoustic pulse waveform** (including zero padding if applicable) and the frequency range extends from 0 to the Nyquist frequency associated with the sample rate used. Experimentally obtained **hydrophone** calibration data $\underline{M}_L(f)$, however, may provide different frequency increments and ranges. If necessary, calibration data can be interpolated between consecutive sensitivity data points available for the **hydrophone** (see Annex D). If necessary, extrapolation of $\underline{M}_L(f)$ may be used to cover frequencies f outside the calibration range available, at maximum below half of the **acoustic-working frequency** towards zero and above the lesser of four times the **acoustic-working frequency** or 100 MHz towards the Nyquist frequency f_{Nyquist} , e.g. for $0 \leq f < f_{\text{awf}}/2$ and for $\min[4 f_{\text{awf}}, 100 \text{ MHz}] < f \leq f_{\text{Nyquist}}$. Details on considerations for appropriate extrapolation are provided in D.4.2.

NOTE 1 The maximum lower limit of 100 MHz for extrapolating at higher frequencies in the above requirement assumes availability of hydrophone calibration certificates up to 100 MHz at the time this document is published. If only a lower upper limit is available at this time, then that limit can be used instead for practicability.

NOTE 2 Secondary pulse calibration techniques have been developed [11], [12] and can be applied by the hydrophone user to determine the sensitivity of the individual hydrophone in frequency ranges where calibration service is not available. The same techniques can be used, in general, for hydrophone calibration data extrapolation, and to check conformity with the narrow-band approximation through Formulas (14) and (15).

NOTE 3 For some types of hydrophones, the variation of sensitivity at higher frequency can possibly be predicted from calibration data obtained at lower frequencies. For example, above the resonance frequency of a membrane hydrophone, the sensitivity is likely to follow a predictable trend. In such cases, the sensitivity prediction can be used in place of direct measurements so long as the **uncertainty** in the prediction is accounted for, based on calibration measurements of similar hydrophones throughout the frequency range where the prediction is used.

5.1.7.2.3 Regularization

Deconvolution is mathematically speaking an ill-posed inverse problem, which in the discrete time domain results in an ill-conditioned estimation problem [13], [14]. For instance, at very high frequency the acquired **hydrophone** signal may still comprise some noise contribution but the sensitivity may be close to zero. Formula (11) then leads to a large impact of such noise within the deconvolution, see Annex D for a waveform example. To obtain waveforms with acceptable overall noise, in general, appropriate low-pass filtering is necessary; this also reduces the occurrence of Gibbs oscillations. Including such a regularization, Formula (11) is then extended towards

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1} \left(\underline{LP}(f) \cdot \frac{\underline{U}_L(f)}{\underline{M}_L(f)} \right) \quad (16)$$

where $\underline{LP}(f)$ denotes the complex-valued low-pass filtering function. Different filter functions can be used for **hydrophone** signal deconvolution [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21]. Since any low-pass filtering induces additional **bandwidth** limitation and hence possibly cutting of peak pressure parts of the waveform, the filter cut-off frequency shall be kept as large as possible while still providing enough noise suppression to achieve reasonable **uncertainties** for waveform parameters. The –3 dB cut-off frequency of the low-pass filtering shall be 8-times the **acoustic-working frequency** f_{awf} determined from the pressure spectrum without low-pass filtering or higher.

NOTE 1 In measurement situations with stable pulse repetition, high-frequency noise suppression can be improved by increasing signal averaging.

NOTE 2 In general, **bandwidth** reduction of nonlinearly distorted ultrasonic waveforms through additional low-pass filtering will affect the peak compressional pressure stronger than the peak rarefactional pressure and derived intensity data.

NOTE 3 For high amplitude nonlinearly distorted waveforms of high intensity therapeutic ultrasound or lithotripsy comprising up to 100 harmonics, cut-off frequencies larger than 8-times the **acoustic-working frequency** are needed to avoid cutting of the peak compressional waveform parts and excessive systematic **uncertainty** contribution of the regularization. Specifications are provided in 8.3.2.

NOTE 4 A good choice for the numerical filter type sufficient in many applications is of the form $\underline{LP}(f) = 1 / \left(1 + \frac{if}{f_g} \right)^2$ with $i = \sqrt{-1}$ and f_g denoting the –6 dB corner frequency. The –3 dB corner frequency then is approximately $f_g / 1,555$ [17].

NOTE 5 In principle, the regularization filter and cut-off frequency choice can be supported by optimizing the overall **uncertainty** of the deconvolved waveform including the partly competing noise and regularization components [14].

NOTE 6 Of the acoustic parameters listed in 7.2.1, the **peak compressional acoustic pressure** is most likely to be affected by the choice of the regularization filter.

5.1.7.2.4 Uncertainty estimation for broadband measurement method

Due to the application of Fourier transforms and inverse Fourier transforms, regularization filtering, as well as complex-valued **hydrophone** calibration data, the **uncertainty** estimation for the broadband measurement method may appear less straightforward than in other situations. However, a GUM-compliant **uncertainty** evaluation (ISO/IEC Guide 98-3 and ISO/IEC Guide 98-3/Suppl.2 [22]) can be performed utilizing closed formulae for the propagation of **uncertainties** when discrete Fourier and inverse Fourier transforms are applied, and an open-source software tool GUM2DFT² is available [21]. The method enables, for instance, to propagate to the time domain the frequency dependent **uncertainties** of the **hydrophone** calibration data provided for modulus and phase in the frequency domain.

The introduction of additional numerical low-pass filtering for regularizing the deconvolution problem introduces an additional **uncertainty** contribution to the measurement and data evaluation procedure. The impact of the induced systematic error can be quantitatively assessed, for instance, by considering a continuous upper bound function in the frequency domain for the pressure magnitude spectrum based on a simple one-parametric basis functions approach and incorporating additional prior knowledge, like monotonously decreasing spectral components with frequency expected for nonlinearly distorted **acoustic pulse waveforms**, and typical signature of high frequency noise in distinction to waveform signal contribution [14].

² This information is given for the convenience of users of this document and does not constitute an endorsement by IEC of this product.

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

5.1.9.1 General

Hydrophone amplifiers shall meet the following performance requirements.

5.1.9.2 Requirements for all amplifiers

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

The sensitivity level shall not vary by more than 0,5 dB per 100 kHz frequency increment inside the stated **bandwidth**. The requirement can be verified using an appropriate representation of the frequency response that resolves all important details of the frequency dependence.

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 3.22), or the equivalent parallel resistive and capacitive components;
- the output impedance.

5.1.9.3 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 [23], [24].

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 is usually adequate (see [25]).

NOTE 1 Attention is to 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 can be used to correct the effects of finite **bandwidth** of the **hydrophone**/amplifier on waveforms suffering distortion from nonlinear 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 document. 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 document.

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 Formula (17):

$$(z^2 + 4h^2)^{1/2} - z > c t \quad (17)$$

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.

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** can 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;

c) the repeatability of positioning should be 0,10λ or 0,05 mm, whichever is smaller.

NOTE 1 After alignment, the z-axis is expected to 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** also needs consideration; 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 are adequate for **pulse durations** less than 10 μs. For longer **pulse durations**, refer to 5.2.2.1 and [26].

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 in changing the distance between the **ultrasonic transducer** and the **hydrophone** while 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** to **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 conformity of the echo reduction of the tank lining materials used, with this subclause. The procedures described in IEC TS 63081 can be applied to check the absorbing or scattering materials.

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 [27], [28], [29].

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 document. 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 Clause 6 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 Clause 6 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 cable resonances (see 5.1.10). If the narrow-band requirements (see 5.1.7.1) are not fulfilled the deconvolution method shall be applied (see 5.1.7.2).

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 ISO/IEC Guide 98-3:2008 [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.

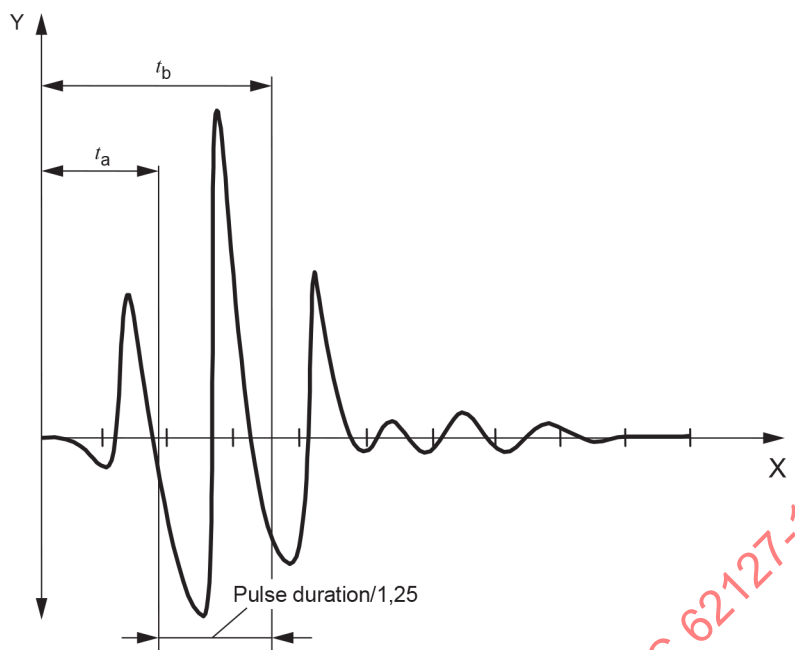
Table 1 – Acoustic parameters appropriate to various types of medical ultrasonic equipment

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	3.50	Peak-compressional acoustic pressure	8	3.11 Beamwidth
2	3.51	Peak-rarefactional acoustic pressure	9	3.7 –20 dB beam area
3	3.60	RMS acoustic pressure	10	3.7 –6 dB beam area
4	3.70	Spatial-peak pulse-average intensity	11	3.47 –12 dB output beam dimensions
5	3.72	Spatial-peak temporal-average intensity	12	3.38 Local distortion parameter
6	3.69	Spatial-average temporal-average intensity	13	3.1 Acoustic pulse waveform
7	7.3.2.4	Derived ultrasonic power (or from IEC 61161)	14	3.16 to 3.19 Location of any of the parameter values
			15	3.54 Pulse duration
			16	3.58 Pulse repetition rate
			17	3.64 Scan repetition rate
			18	3.3 Acoustic-working frequency
			19	3.90 Ultrasonic transducer element group
			20	3.91 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.

Subclause 7.2 deals with the determination of some of the primary pressure parameters.

NOTE See Figure 4 for a schematic representation of some of the pulse parameters.



IEC

Key

- t_a time to reach the 10 % value of *ppsi*
- t_b time to reach the 90 % value of *ppsi*
- X time
- Y pressure

Figure 4 – 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, any of the following acoustic parameters can be determined using the definitions listed in Clause 3.

NOTE When measurements are being made in order to conform with an individual standard (for example IEC 62359 or IEC 61157), the parameters required are those specified in that standard.

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:

- **beamwidth** specified at –6 dB level;
- **beamwidth** specified at –12 dB level;
- **beam area** specified at –20 dB level;
- **beam area** specified at –6 dB level;
- **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 or magnitude-weighted acoustic-working frequency;**
- **acoustic pulse waveform;**
- **local distortion 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 [30].

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.

Reporting of **peak compressional acoustic pressure** should be accompanied by a description of any regularization filter used (see 5.1.7.2.3, NOTE 6). At a minimum, that description should specify the –3 dB corner frequency of the regularization filter.

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 **scanning modes**, 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.

For ultrasonic equipment exhibiting short pulse waves, it is more appropriate to determine the **pulse-pressure-squared integral** (see 7.3.2).

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 Local distortion 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 nonlinear propagation can be quantified by calculation of the **local distortion parameter**, σ_q (see 3.38), according to IEC TS 61949.

The following regimes can be defined.

- a) $\sigma_q < 0,5$: little nonlinear distortion has occurred. The amplitude at f_{awf} differs by less than 5 % from the value in the absence of nonlinear effects.
- b) $0,5 \leq \sigma_q \leq 1,5$: considerable distortion has occurred. A broadband **hydrophone** should be used with a sensitivity that meets the requirements of 5.1.7.1. The amplitude in a one half octave band centred at f_{awf} will differ from its value in the absence of nonlinear effects by between 5 % and 25 %.
- c) $\sigma_q > 1,5$: considerable nonlinear 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 nonlinear effects.

NOTE In b) and c) above, the acoustic pressure spectra $\mathcal{F}(p(t))$ are likely to contain a significant portion in the frequency range of several times the **acoustic-working frequency**, and within waveform deconvolution (see 5.1.7.2) broadband calibration data of the **hydrophone** are needed.

7.3 Intensity parameters derived from acoustic pressure

7.3.1 General

As **hydrophones** measure acoustic pressure, it is appropriate that the specification of quantities based on **hydrophone** measurements be given in terms of acoustic pressure. Hence the parameters given in 7.2 and in 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 case the **instantaneous intensity** is approximated by the **derived instantaneous intensity**, $I(t)$, given by

$$I(t) = p(t)^2 / \rho c \quad (18)$$

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** $I_{\text{sptp}} = (p_{\text{sptp}})^2 / \rho c$ (19)

– **spatial-peak temporal-average intensity** $I_{\text{spta}} = (p_{\text{spr}})^2 / \rho c$ (20)

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

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

– **time-window-average intensity** $I_{\text{w}, \Delta t/s}(t).$

The procedures used for the determination of the first 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 **local distortion parameter** exceeds 0,5, then the conversions of measured pressure parameters to intensities might not be valid or sufficiently accurate [31].

7.3.2 Intensity parameters using pulse-pressure-squared integral

7.3.2.1 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 % and 90 % of the **pulse-pressure-squared integral**, respectively, follow from Formula (21) and Formula (22).

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_a} u^2(t) dt = 0,1 \text{ ppsi} \quad (21)$$

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_b} u^2(t) dt = 0,9 \text{ ppsi} \quad (22)$$

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

$$t_d = 1,25(t_b - t_a). \quad (23)$$

7.3.2.2 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:

$$I_{\text{sppa}} = \frac{1}{t_d \rho c} \text{ ppsi} \quad (24)$$

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 pure water ($= 1,48 \times 10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$ at 20 °C);

t_d is the **pulse duration**.

7.3.2.3 Spatial-peak temporal-average intensity

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

$$I_{\text{spta}} = \frac{pr}{\rho c} \max_z [ppi(z)] \quad (25)$$

where

pr is the maximum **pulse repetition rate** of the **non-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)**:

$$Sppi = \dots + n_{\text{pps},c-2} ppi_{c-2} + n_{\text{pps},c-1} ppi_{c-1} + n_{\text{pps},c} ppi_c + n_{\text{pps},c+1} ppi_{c+1} + n_{\text{pps},c+2} ppi_{c+2} \dots \quad (26)$$

where

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

ppi_{c+1}, ppi_{c-1} , etc., are the **pulse-pressure-squared integrals** of diminishing values of the successive adjacent **ultrasonic scan lines**;

$n_{\text{pps},c+1}, n_{\text{pps},c-1}$, etc., represent the number of repeating pulses per **ultrasonic scan line**.

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 ppi 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 **scanning mode** then results in

$$I_{\text{spta}} = \frac{srr}{\rho c} \max_z [Sppi(z)] \quad (27)$$

where

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

7.3.2.4 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** in accordance with IEC 62127-2, based on Formula (28):

$$P = \iint_s I_{ta}(x, y) dx dy \quad (28)$$

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:

$$E = \frac{dS}{\rho c} \sum_i ppsi(x_i, y_i) \quad (29)$$

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

$$P = E prr \quad (30)$$

The total ultrasonic power may also be calculated from

$$P = \frac{dS}{\rho c} \sum_i p_{RMS}^2(x_i, y_i) \quad (31)$$

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

$$P = E srr m n_{pps} \quad (32)$$

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_{pps} is the **number of pulses per ultrasonic scan line**.

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

NOTE 1 The method is specifically useful in circumstances where a sensitive enough radiation force balance is not available or where the physical dimensions or **acoustic-working frequency** 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).

NOTE 2 Formula (30) applies to **scanning modes** or **non-scanning modes** only if E is the same for each pulse.

NOTE 3 Formula (32) assumes the same **number of pulses per ultrasonic scan line** n_{pps} for the specific **scanning mode**.

NOTE 4 Formula (32) assumes that the acoustic power of each pulse in each of the m **ultrasonic scan lines** is the same. This is not true if different scan lines use different pulse types or aperture sizes.

8 Requirements for specific ultrasonic fields

8.1 General

The requirements listed in Clause 8 are either an addition to or supersede the applicable ones specified in Clause 5. See also Annex H. For the determination of absolute values of acoustic pressure or derived intensity (see 3.14), the **hydrophone** shall be calibrated in accordance with IEC 62127-2.

8.2 Diagnostic fields

8.2.1 Simplified procedures and guidelines

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**.

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 %, it is unlikely that other scan lines need to be measured 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. However, in addition the recommendations of 5.1.6.1 and 5.1.6.2 should be followed.

The repeatability 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 nonlinear propagation effects, i.e. those with a **local distortion parameter** σ_q (see 3.38) greater than 0,5, either a **hydrophone** with adequate **bandwidth** (see 5.1.7) shall be chosen, or voltage-to-pressure conversion shall be performed using deconvolution of the frequency response of the **hydrophone** (see 5.1.7.2 and Annex D).

Ceramic needle type **hydrophones** are not recommended (see Clause B.9).

NOTE 1 In practice, the accuracy and repeatability 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 nonlinear 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. However, in addition the recommendations of 5.1.6.1 and 5.1.6.2 should be followed.

The repeatability 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 nonlinear propagation effects, i.e. those where the **local distortion parameter** σ_q (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, e.g. at distances less than the minimum **output beam dimension**, the approximation for ultrasonic intensity (see 7.3) 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).

8.2.4 Diagnostic equipment with low acoustic output

For **hydrophone** measurements on diagnostic systems that fulfil the criteria of IEC 60601-2-37:2007, 201.12.4.2 a) and b) to be exempt from the requirement to display thermal and mechanical indices, the narrowband approximation can be applied even if the criteria of 5.1.7.1 cannot be fulfilled. When using this simplification, the additional measurement **uncertainty** reflecting the limitations of a narrowband measurement of a broadband signal shall be considered, in particular, when comparing output data against thresholds.

8.3 Therapy fields

8.3.1 Physiotherapy equipment

Methods and requirements listed in IEC 61689 or IEC 63009 shall be followed depending on the **acoustic-working frequency** of the equipment.

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

If an absolute value of acoustic pressure or derived intensity (see 3.14) is needed, the **hydrophone** shall be calibrated in accordance with IEC 62127-2 at the f_{awf} . For **acoustic-working frequencies** f_{awf} below 0,5 MHz, calibration shall be in accordance with IEC 60565-1.

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. Care should 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 size** used for the measurements shall be a_{max} so that:

$$a_{max} \leq \lambda/2,5 \quad (33)$$

NOTE 1 In most cases, in physiotherapy, the above criterion represents an **effective hydrophone size** 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.

NOTE 2 **Hydrophones** are also used to measure the beam non-uniformity ratio and the above criterion is also acceptable for those measurements [32], [33].

NOTE 3 For some **treatment heads**, ultrasound reflected back to the **treatment head** can 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 can be obtained by using acoustic absorbers with textured surfaces.

8.3.2 High intensity therapeutic ultrasonic fields

To support acoustic output characterization in accordance with IEC 60601-2-62, specific requirements on the measurement of fields generated by high intensity focused ultrasound (HIFU) and high intensity therapeutic ultrasound (HITU) are specified in IEC TS 62556 with respect to measurement at relatively low output levels and methodology for extrapolating these to higher therapeutic level fields.

For measurements at focus at clinical driving levels, the upper frequency range limit of $8 f_{awf}$ in the narrow-band approximation requirement according to Formulas (14) and (15) (see 5.1.7.1) shall be replaced by $\min [20 f_{awf}, 100 \text{ MHz}]$, and the -3 dB cut-off frequency of the low-pass filtering within deconvolution regularization (see 5.1.7.2.3) shall be at minimum the lesser of 20 times the **acoustic-working frequency** f_{awf} or 100 MHz. Extrapolation ranges for **hydrophone** calibration data $M_L(f)$ shall be limited to below half of the **acoustic-working frequency** towards zero and above the lesser of 20 times the **acoustic-working frequency** or 100 MHz towards the Nyquist frequency, e.g. for $0 \leq f < f_{awf}/2$ and for $\min [20 f_{awf}, 100 \text{ MHz}] < f \leq f_{\text{Nyquist}}$.

NOTE 1 More restrictive **bandwidth** criteria than in general are needed here for adequate waveform reproduction due to the large number of harmonics.

NOTE 2 **Hydrophone** calibration data are expected to be available up to 100 MHz and **acoustic-working frequencies** are usually below 5 MHz for high intensity ultrasonic fields.

A linear amplitude response as specified in 5.1.8 to extend up to 5 MPa may not be sufficient in many measurement situations for HIFU or HITU. If pressure signals exceed the linear amplitude range of the **hydrophone** as defined in IEC 62127-3, corrections shall be employed to compensate for the amplitude distortion within the 10 % criterion of IEC 62127-3 caused by the nonlinearity in the pressure response of the **hydrophone**. The correction shall be taken into account in determining acoustic quantities and associated **uncertainties**. If no such corrections can be implemented, or if the pressure range exceeds the damage threshold of the **hydrophone**, the **hydrophone** shall not be used.

NOTE 3 Extended linearity is needed here due to the large **peak compressional acoustic pressures** in high intensity ultrasonic fields.

NOTE 4 The maximum pressure at the surface of a **hydrophone** can be significantly higher than the measured free-field pressure due to the acoustic reflection of the incident wave. This needs to be taken into account within guidelines for **hydrophone** usage and for corrections for non-linear effects.

8.3.3 Non-focused and weakly focused pressure pulses

Specific comments on the measurement of fields generated by non-focusing pressure pulse sources for pain treatment and other applications are specified in IEC 63045.

NOTE Such pressure pulse fields are usually described using pressure parameters rather than derived intensity parameters.

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 at least up to 80 MPa and in cases where measurements indicate higher **peak compressional pressure** values up to 150 MPa. Any nonlinearity in the pressure response of the **hydrophone** shall be taken into account in determining acoustic quantities and associated **uncertainties**.

NOTE 1 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).

NOTE 2 Such pressure pulse fields are usually described using pressure parameters rather than derived intensity parameters.

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 60565-1.

Requirements as listed in Clause 5, Clause 6 and Clause 7 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 Conformity statement

9.1 General

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

For conformity with this document, 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, where $n \geq 3$; and
- b) the overall **uncertainty** of the value determined under a).

This overall **uncertainty** shall be calculated using an appropriate measure (with 95 % confidence, for 95 % of the population) of the statistical variation and the measurement **uncertainty** (at a level of confidence of 95 %).

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

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 ISO/IEC Guide 98-3:2008 shall be followed.

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

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, where $n \geq 3$;
- 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. 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 document. If measurements are made for the purposes of acoustic output specification and labelling which do not comply with a particular requirement then the lack of conformity shall be clearly stated when reporting results. A statement of non-conformity shall include the relevant clause or subclause and shall give the reason for non-conformity.

NOTE 2 Selected examples of non-conformity are as follows, where IEC 62127-1 refers to this document.

- a) IEC 62127-1 was complied with, except for 5.1.7; 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 5.1.9; the change in amplifier gain from 5 MHz to 20 MHz was –5 dB.
- c) IEC 62127-1 was complied with, except for 5.1.6; the **effective hydrophone size** 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 shall apply.

Annex A (informative)

General rationale

This Annex A provides a concise rationale for the important requirements of this document and is intended to provide background information for those who are familiar with the subject of this document 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 document. Furthermore, as medical ultrasonic equipment continues to develop, it is believed that a rationale for the present requirements will facilitate the application of this document to new equipment and facilitate any future revision of to this document.

The numbering in this Annex A refers directly to this document.

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 document. 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 document permits a choice of measurement plane based on criteria other than those given in this document.

Terms 3.25 and 3.27: 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**.

Term 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 document is that it addresses these nonlinear 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 nonlinearity 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 nonlinearity, this document includes, in the list of parameters that may be used for specification purposes (see 7.2.1), the parameter related to nonlinearity. It is the **local distortion parameter** that is an index predicting the importance of nonlinear distortion at the focus, see IEC TS 61949. From this parameter, the bandwidth of the **hydrophone/amplifier** and the need for corrections to measured peak pressures may be determined.

Terms 3.50 and 3.51: 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.

Term 3.87: The 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 nonlinear distortion is present. One consequence of nonlinear distortion is that an increased high-frequency response is necessary due to the higher harmonics generated [9]. In [9] 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 [10]. One reason for increased low-frequency **hydrophone** response is that the shorter the pulse, the broader is the spectrum below as well as above the centre frequency. Additionally, for p_r , the waveform asymmetry resulting from the combined effects of source diffraction and nonlinear propagation causes the portion of the pulsed waveform where p_r occurs to be dominated by low-frequency components. In [10], 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 document 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 $8 f_{awf}$. For practical reasons, the lower and upper limits of the frequency band used in the determination of the **hydrophone bandwidth** are $f_{awf}/2$ and $8 f_{awf}$. For the frequency ranges below $f_{awf}/2$ and above the lesser of $4 f_{awf}$ and 100 MHz, however, the **hydrophone** calibration data may be extrapolated if they are not available from calibration measurements (see Annex D). If narrow-band requirements are not fulfilled, broadband measurements using waveform deconvolution are performed in accordance with 5.1.7.2 and similar **bandwidth** criteria have been adopted for this method.

NOTE 1 An absolute upper limit of 40 MHz was specified in IEC 62127-1:2007 due to the limitation of the accompanying **hydrophone** calibration standard IEC 62127-2:2007. However, since then calibration methods have been extended [11], [18], [34], [35], [36], [37], [38] and this limitation has been dispensed with.

NOTE 2 The upper extrapolation frequency limit of $4 f_{awf}$ or 100 MHz rather than $8 f_{awf}$ is allowed to achieve practicability in particular for $f_{awf} > 12$ MHz and for $f_{awf} > 25$ MHz, respectively.

NOTE 3 More restrictive **bandwidth** criteria are required in 8.3.2 for high intensity therapeutic ultrasonic fields.

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 document to specify the acoustical parameters for acoustic output labelling. Clause 9, 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 document.

A general discussion on the accuracy of the measurement of acoustic quantities is 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** yields devices that meet all the requirements of this document over the full frequency range of ultrasonic applications. Preliminary reports concerned with the performance of optic and fibre-optic **hydrophones** indicate that in the future they could meet these requirements and eliminate the need for spatial averaging corrections (see [39], [36], [40]). 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 nonlinear 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 effects 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 can be the need for extra power supply wires at the **hydrophone**. See also [23].

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 $\{f\}$ denotes the numerical value of 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 [23].

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 should be the axis of the cylinder. For **ultrasonic transducers** with spherical active elements, the axis of symmetry should 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 Clause B.6 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** can 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 can 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 $\pm 0,5$ mm, which will cause oscillations of the measured signal if such effects are present. The amplitude of oscillation will decrease as the angle of rotation of the **hydrophone** is increased. Usually, the angle found using this method is less than that determined using the second method, which is to determine the angle at which most of the ultrasound reflected from the membrane will miss the transducer. This angle is determined from $\tan(a/2l)$ 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

Conformity with 5.2.3.2 for overall echo reduction of an acoustic absorber can be checked using the procedures described in IEC TS 63081. Echo reduction should be measured at the **acoustic-working frequency** using tone-burst **ultrasound**.

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 can 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 [41] and [42]. In some cases, however, directional responses of ceramic needle hydrophones were found to be consistent with theoretical predictions [43].

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** [44] is often very close to the physical diameter of the active elements. See [23], [42], [43], [44], [45].

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 [24], [17], [42], [34], [46], [47].

B.9.4 Fibre-optic and 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 [39]

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 refraction 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 signal averaging in cases of repetitive signals, 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. After cleaving, the reflected amplitudes in water and, if possible, in air need to be confirmed to be the same as before damage in order to assure that the sensitivity has not changed. Ideally a check with a reference source of known (sub-damage) output should be performed [12]. An alternative implementation of the refractive change type **hydrophone** uses a thick glass block instead of the fibre tip [48], [49]. Such a device can possibly provide a better low frequency limit in comparison to the diffraction limited fibre-optic version, which is likely to affect the peak rarefactional pressure part of the waveforms determined [50].

b) Two-beam interferometer [51], [52], [53].

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 [54], [55], [56], [57], [58], [59], [60].

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 [61], [62], [63], [64].

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 [65], [66] and the exclusion of acoustic resonance and diffraction effects of the fibre body from the frequency response [67].

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 [68]. 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

Examples of typical properties of certain **hydrophone** types are given in Table B.1.

Table B.1 – Typical specification data for hydrophones, in this case given at 1 MHz [69]

Hydrophone type	End-of-cable loaded sensitivity (with a specified load Z_L) $M_L(f)$ $\mu\text{V}/\text{Pa}$	Electric load resistance and parallel capacitance (specified load)	Cable length m	End-of-cable capacitance C or End of cable resistance and parallel capacitance	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	8,9 Ω 128 pF	0,102
PVDF membrane 0,5 mm diameter	0,033	50 k Ω 5 pF	0,7	12 k Ω 97 pF	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

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

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 either Formula (C.2) or Formula (C.3):

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

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

These expressions have only limited validity and cannot generally be applied throughout an acoustic field. However, Formula (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 [70]), 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 document 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.

Unlike peak pressure parameters, derived intensity data do not depend on phase data of the pressure spectra due to the quadrature of the pressure data and Parseval's theorem [36]. Thus, for the determination of derived intensity from acoustic pressure using waveform deconvolution (see Annex D), phase response data of the **hydrophone** is not required, e.g. a constant phase of zero versus frequency can also be used.

Table C.1 – Properties of distilled or de-ionized water as a function of temperature [71]

Temperature	Density of the water	Speed of sound in the water	Characteristic acoustic impedance
T	ρ	c	ρc
°C	10^3 kg/m^3	m/s	$10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$
16	0,998 9	1 469,4	1,467 8
18	0,998 6	1 476,0	1,473 9
20	0,998 2	1 482,3	1,479 6
22	0,997 8	1 488,3	1,485 0
24	0,997 3	1 494,0	1,490 0
26	0,996 8	1 499,3	1,494 5
28	0,996 2	1 504,4	1,498 7

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022

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 is 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 document 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 Formula (D.1):

$$p(t) = u_L(t) / |\underline{M}_L(f_{\text{awf}})| \quad (\text{D.1})$$

if the frequency response of the **hydrophone** meets the criteria in 5.1.7.1 and

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1}[\underline{U}_L(f) / \underline{M}_L(f)] \quad (\text{D.2})$$

otherwise (see 5.1.2).

The rationale behind this approach is that Formula (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** is deconvolved from the end-of-cable voltage using Formula (D.2). These requirements contribute to the **bandwidth** specifications of 5.1.7.2.

The **end-of-cable loaded sensitivity**, $\underline{M}_L(f)$, is a complex-valued quantity but it has historically been supplied as a magnitude-only quantity. However, there are now several national standards and other laboratories capable of measuring the phase response of **hydrophones** in broad frequency ranges, and the deconvolution process according to Formula (D.2) can make use of this additional data. See [17], [18], [34], [35], [36], [72], [73].

An alternative approach to measuring **hydrophone** phase response is the computation of phase response data from modulus response data. A minimum phase system can be assumed for some **hydrophones**, which allows an estimation of the frequency-dependent phase response using, for example, Hilbert-Transform methods or iterative phase signal reconstruction techniques [73], [74], [75].

A straightforward easy-to-implement method of calculating the discrete phase response data $\arg \underline{M}(f_m)$ in rad from modulus response data for minimum phase systems is provided by the Bode gain-phase relation formulation [76], which can be written here as Formula (D.3):

$$\arg \underline{M}(f_m) = \frac{2f_m}{\pi} \sum_{n=0}^{N/2} \frac{\ln \left(\frac{|\underline{M}(f_n)|}{|\underline{M}(f_m)|} \right)}{f_n^2 - f_m^2} \cdot \Delta f \quad (\text{D.3})$$

where n and m run from 0 to $N/2$, $n \neq m$, N denotes the number of time signal data points (resulting in $N/2 + 1$ frequency domain data points in the single-sided spectrum, see Clause D.3), f_n and f_m denote discrete frequencies, and Δf is the constant frequency increment, e.g. $\Delta f = f_{n+1} - f_n$.

NOTE Depending on the sign convention of the Fourier transformation algorithm used, the phase response calculated with Formula (D.3) possibly needs to be inverted, e.g. needs to be multiplied with -1 . A wrong sign will lead to waveforms obscured during deconvolution showing non-physical additional oscillations and, thus, can easily be spotted in a test application.

The methods of phase calculation from modulus responses may also be helpful when used in combination with measured **hydrophone** phase data to correct the phase calibration data for linear-with-frequency terms by this comparison. Furthermore, it may be used to adequately extrapolate the measured data below and above the experimentally available frequency ranges by assuming reasonable modulus data for those frequency ranges first, see D.4.2, and then calculating the suitable phase response extrapolation with Formula (D.3). An application example for this method is described in [19].

A calculation scheme including step-by-step guidance and examples can be found in a deconvolution tutorial available through online publication [77]. The tutorial uses freeware software tools only and comprises all necessary procedures for deconvolution and associated **uncertainty** estimation³.

D.2 Hydrophone deconvolution procedure

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

³ This information is given for the convenience of users of this document and does not constitute an endorsement by IEC of this product.

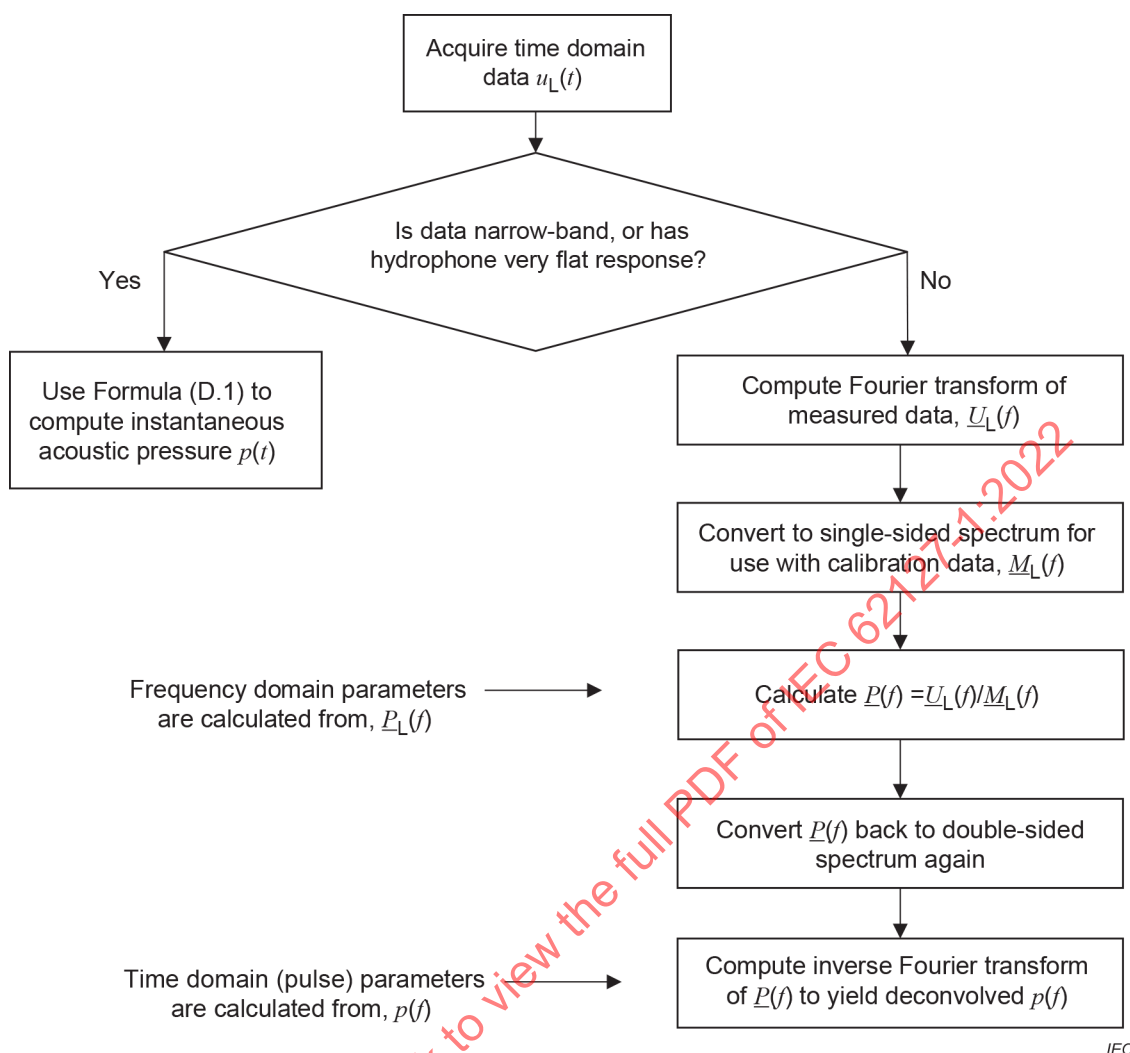


Figure D.1 – A flow diagram of the hydrophone deconvolution process

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, $f_{\text{Nyquist}} = f_s/2$. 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_{Nyquist} . The next point is at $-f_{\text{Nyquist}-1}$ and then $-f_{\text{Nyquist}-2}, -f_{\text{Nyquist}-3}$. For all components other than frequency 0 (i.e. DC), the moduli 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-DC components. The complex values of corresponding positive and negative frequency points of the same modulus are complex conjugates. A thorough discussion of the computational issues associated with the Fourier transform is provided by [78].

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 (N being an even positive number), the DC 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 are 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 = $SS[1..N/2 + 1]$
$DS[1]$	$SS[1] = DS[1]$
$DS[2]$	$SS[2] = 2 \cdot DS[2]$
$DS[3]$	$SS[3] = 2 \cdot DS[3]$
..	..
$DS[N/2]$	$SS[N/2] = 2 \cdot DS[N/2]$
$DS[N/2 + 1]$ at the Nyquist frequency	$SS[N/2 + 1] = DS[N/2 + 1]$
$DS[N/2 + 2]$	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 complex-conjugated values (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. SS^* denotes the complex conjugate of SS .

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 = $DS[1..N]$
$SS[1]$	$DS[1] = SS[1]$
$SS[2]$	$DS[2] = SS[2]/2$
$SS[3]$	$DS[3] = SS[3]/2$
..	..
$SS[N/2]$	$DS[N/2] = SS[N/2]/2$
$SS[N/2 + 1]$	$DS[N/2 + 1] = SS[N/2 + 1]$
	$DS[N/2 + 2] = SS^*[N/2]/2$
	$DS[N/2 + 3] = SS^*[N/2 - 1]/2$
	..
	$DS[N] = SS^*[2]/2$

D.4 Use of hydrophone calibration data

D.4.1 Calibration data interpolation

The combination of sampling interval (time increment: Δt) and number of points N acquired determines the frequency interval (frequency increment: Δf) of the spectrum of the measured signal according to Formula (D.4):

$$\Delta f = \frac{1}{\Delta t \times N} \quad (\text{D.4})$$

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 [18]. 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. Alternatively, if **hydrophone** calibration data stem from pulse excitation measurement via Fourier transform, the frequency increment of the data can be adjusted to the application needs by the choice or modification of the signal length in time, e.g. the sample rate and number of data points, within the pulse calibration measurements [34], [35], [36]. For a given sample rate as used in the calibration measurement which determines the maximum frequency (Nyquist frequency), the number of data points may be altered by zero padding afterwards to modify the frequency increment appropriately.

D.4.2 Calibration data extrapolation

For the deconvolution calculation according to Formula (11) or (16), the data sets of the voltage spectrum $\underline{U}_L(f)$ and the sensitivity $\underline{M}_L(f)$ need to cover the same frequency ranges from zero to the Nyquist frequency of the **hydrophone** measurement. For instance, for a typical waveform sampling rate of 500 MS/s (mega-samples per second), data is needed up to 250 MHz. Therefore, extrapolation of $\underline{M}_L(f)$ may be used to cover frequencies f outside the calibration range available if necessary. However, requirements for the frequency range covered by experimental **hydrophone** calibrations are specified in 5.1.7.2.2 to be at minimum from below half of the **acoustic-working frequency** up to four times the **acoustic-working frequency** to ensure that the major portion of the pressure spectrum is evaluated using most reliably confirmed sensitivity data on the one hand, and to allow the application of the method and standard to most applications in practise, where **acoustic-working frequencies** may extend up to 25 MHz and available calibration ranges may reach up to 100 MHz, on the other hand. For **acoustic-working frequencies** larger than 25 MHz, the acceptable upper experimental calibration data limit of 100 MHz can still be retained for practical reasons. For high intensity therapeutic ultrasonic fields usually comprising **acoustic-working frequencies** below 5 MHz, the range opened for extrapolation is reduced in 8.3.2 to beyond $20 f_{\text{awf}}$ because spectra at clinical driving levels comprise far more higher harmonics.

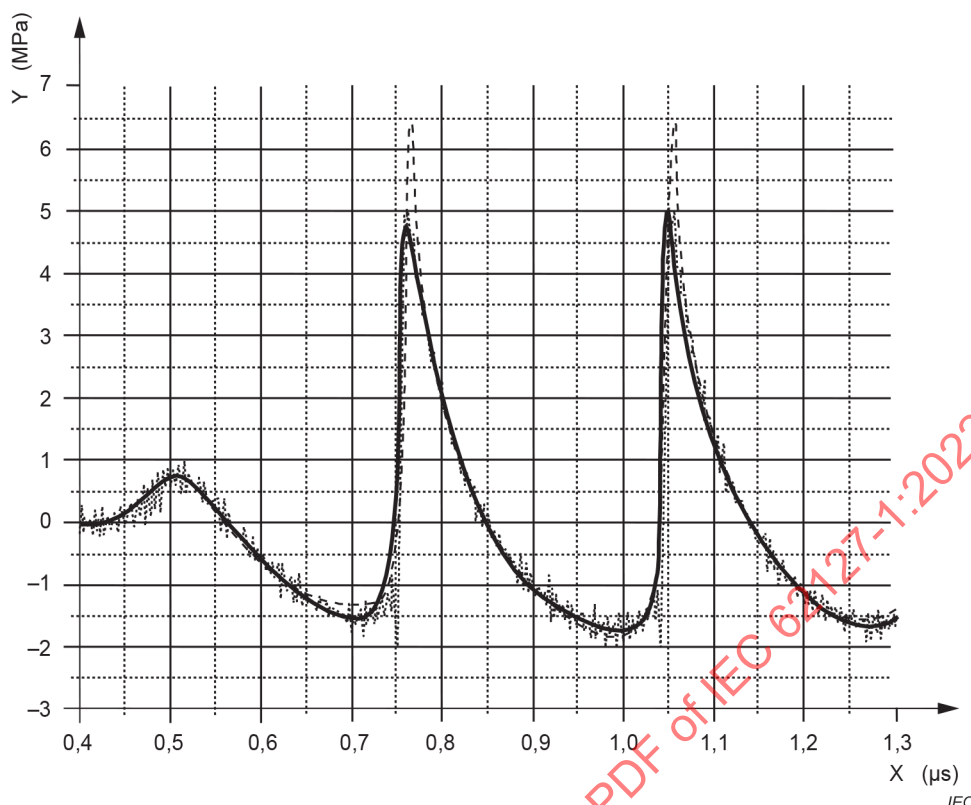
A convenient way may be to start with extrapolating the modulus data first and to adjust the phase data in a second step using Formula (D.3). This will assure consistent complex-valued response extrapolation, including the phase value being zero at zero frequency as is necessary for any real-valued time domain impulse response [20]. The modulus extrapolation should follow the trend indicated by the calibration range limit region; for instance, if some thickness mode resonance behaviour can be observed at the high frequency end a decreasing behaviour with frequency may be estimated from that. Of course, the sensitivity cannot become zero. This would induce singularities in the deconvolution because some noise can be expected in the voltage spectrum even at frequencies not transduced by the **hydrophone** due to zero sensitivity.

Several investigations have shown that rather simple extrapolation schemes work well for most applications, e.g. lead to reasonable deconvolved waveform results. For membrane **hydrophones**, using the lowest calibration data point modulus as constant value down to zero and using the highest calibration data point modulus as constant value above the calibration range may be sufficient [17], [19], [20] and can be applied as standard procedure. However, if the preamplifier is known to cause a significant roll-off at low frequencies, either from manufacturer's specifications or from electrical measurements, such sensitivity decrease should be accounted for in obtaining $M_L(f)$. In this case, the extrapolation should include the constant value extrapolation combined with the preamplifier's relative response from the lowest calibration frequency down to $f_{awf}/16$ (see 5.1.7.1, NOTE 3). From zero frequency to $f_{awf}/16$, $M_L(f)$ can be assumed to equal the value at $f_{awf}/16$. For needle type and fibre-optic **hydrophones**, a decreasing sensitivity towards low frequencies can be expected due to the impact of diffraction at the sensor tip. Here, decreasing sensitivity modulus functions show good results and should be applied [18], [79]. If available, more comprehensive **hydrophone** frequency response modelling may be used for the purpose of extrapolation. Relatively simple secondary impulse calibration methods [11], [12] can also be applied by the hydrophone user to extrapolate sensitivity data reasonably, as can measurements of similar units of the same design (see 5.1.7.2.2, NOTE 2 and NOTE 3).

The **uncertainty** introduced to the measurement by extrapolating the calibration data can be assessed together with the regularization error (see D.4.3) using an upper bound function estimation method for the pressure spectrum [14].

D.4.3 Regularization filtering

Mathematically speaking deconvolution is an ill-posed inverse problem [13], [14]. To avoid excessive additional high frequency noise in the deconvolved waveforms, regularization filtering may be necessary. 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. Figure D.2 shows an example waveform obtained in Doppler mode of a diagnostic ultrasound machine with voltage to pressure conversion using narrow-band approximation, deconvolution, and deconvolution with additional low-pass filtering in comparison. Deconvolution removes the strong overshoot of the waveform in the peak compressional parts of the wave obtained when using the narrow-band approximation and caused by the **hydrophone** thickness mode resonance at high frequencies. However, the deconvolution also introduces high frequency noise and artificial rarefactional pressure peaks in front of the steep pressure steps (Gibbs oscillations). Using the additional regularization filtering, the additional noise and high frequency oscillations are appropriately removed. On the other hand, any additional low-pass filtering causes additional effective limitations of the detection **bandwidth** and, in particular, peak compressional parts of nonlinearly distorted ultrasonic waveforms incorporating high frequency components may possibly be cut. Requirements for the filtering are provided in 5.1.7.2 including guidance on how to include in the **uncertainty** analysis the systematic error introduced through regularization for parameters derived from the deconvolved **acoustic pulse waveforms** [14], [21].



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 (dashed line) $\underline{M}_L(f_{awf})$, (···) using deconvolution $\underline{M}_L(f)$, and (solid line) 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.

D.6 Validation of deconvolution implementation

There are several possibilities to validate the correct implementation of the numerical deconvolution procedure. The validation should be performed using example measurement data of a broadband pulse. First of all, the waveforms obtained using the deconvolution should be compared with those using the narrow-band assumption on the same **hydrophone** voltage data. If the implementation comprises major errors like, for instance, a wrong sign in the phase term of the Fourier transform algorithm, this can be observed easily through the appearance of unexpected waveforms with extra oscillations that physically make no sense. For typical waveforms and **hydrophones**, only slight differences would be expected in the rarefactional parts of waveforms, and typical overshoots in the compressional parts should be removed by the deconvolution. Other computational errors often result in significant time-shifts or inversion of the signal, all of which are also easily spotted through such comparisons.

The second method of validation of the implementation is to use a broadband **hydrophone** with flat frequency response for comparison measurement of a typical broadband pulse waveform. Membrane **hydrophones** with foil thicknesses from 4,5 µm to about 12 µm are available that provide very flat frequency responses up to 70 MHz and beyond and can be applied as reference.

Finally, a pulse check source or a reference transducer system for which waveforms have already been measured with a broadband **hydrophone**, or using already validated deconvolution can be applied for validation. Metrology institutes and measurement equipment manufacturers may offer corresponding waveform measurement services for such reference transducer systems.

A publicly available deconvolution tutorial including stored example reference data sets for **hydrophone** calibration data, **hydrophone** signal voltage data, and corresponding deconvolved pressure waveforms including **uncertainty** estimates is available [77] and can be used for validation of custom made numerical implementations⁴.

⁴ This information is given for the convenience of users of this document and does not constitute an endorsement by IEC of this product.

Annex E (informative)

Correction for spatial averaging

E.1 Linear and quasilinear fields

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 [80], [81], which utilizes beam-plots obtained with a step size equal to one **hydrophone size**. A number of other similar methods can also be applied [37], [38], [82], [83], [84], [85].

The procedure for determining corrections makes the following assumptions.

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

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

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 nonlinear 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

β is the signal at one **hydrophone** radius from the axis divided by the signal on axis.

The correction should be based on the average value of β determined in two perpendicular oriented directions.

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 nonlinear propagation) another formula may be more valid [81].

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

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

where

β' is the signal at half a **hydrophone** radius from the axis divided by the signal on axis.

The correction should be based on the average value of β' determined in two perpendicular oriented directions.

NOTE 1 "Signal" in the above definitions of β and β' represents p_c , p_r or $ppsi^{1/2}$. For each of these quantities a different K_{sa} or K'_{sa} can be expected. The correction factor for intensity related values derived from $ppsi$ is given by the square of K_{sa} or K'_{sa} , where these are derived using $ppsi^{1/2}$.

NOTE 2 In a number of cases, the $ppsi^{1/2}$ is replaced by any linearly related quantity, e.g. in the case of a continuous wave signal the term $ppsi^{1/2}$ is replaced by **RMS acoustic pressure**.

The **uncertainty** of the correction $\delta' = (K'_{sa} - 1)$ is estimated to be 10 % for $\beta' > 0,92$.

NOTE 3 The overall **uncertainty** can also depend on the actual (not necessarily symmetric) geometry of the **hydrophone's** active element.

Note 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 size** as determined from directional response measurements (see [42]). 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 [31] showed that for most focused ultrasonic fields the procedure given above underestimates the correction. Other studies [86] have shown that the major reason for the underestimates is the residual presence of nonlinear distortion in the fields.

Studies have shown [86] that, providing $\delta_m < 0,5$, 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 [86]:

$$R_{bh} > 2$$

NOTE 4 The referenced study used the nonlinear propagation parameter σ_m for characterizing the amount of nonlinear distortion. However, IEC 62127-1:2007/AMD1:2013 changed to using the **local distortion parameter** σ_q instead. In typical applications both parameters have similar values. Therefore, for the purpose of the estimates here, σ_m can be replaced by σ_q .

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.

E.2 Linear fields, quasilinear fields, and broadband nonlinearly distorted waveforms

An inverse spectral filtering approach may be used to correct for spatial averaging effects for linear beams or nonlinear beams that contain multiple harmonics of the fundamental frequency. The inverse spectral filtering approach is more general than the method in Clause E.1. The method in Clause E.1 assumes linear propagation. The inverse spectral filtering approach allows for linear or nonlinear propagation. The two methods give similar results for the spatial averaging correction at fundamental frequency, as shown in Figures 3 to 5 in reference [87]. In addition, the inverse spectral filtering approach gives appropriate spatial averaging corrections at harmonic frequencies for nonlinearly distorted waveforms. Another advantage of the inverse spectral filtering approach is that it does not require a separate off-axis **hydrophone** measurement. The effects of spatial averaging can be described by a spatial averaging filter $\underline{S}(f)$, which gives the frequency domain ratio of the spatially averaged **hydrophone** output to the signal that would be measured by an ideal point **hydrophone**. The **hydrophone** spatiotemporal response is assumed to be separable into a product of spatial and temporal factors, and extending Formula (11) or (16), the actual acoustic pressure corrected for both the spatial averaging effect and the effects of varying sensitivity is then calculated from Formula (E.4):

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1} \left(\underline{LP}(f) \cdot \frac{\underline{U}_L(f)}{\underline{M}_L(f) \cdot \underline{S}(f)} \right) \quad (\text{E.4})$$

The spatial averaging filter at each harmonic frequency depends on the ratio of the frequency-dependent **effective hydrophone size** to the frequency-dependent harmonic **beamwidth**. For harmonics with Gaussian-shaped radial profiles and assuming constant phase of $S(f)$, it can be shown that the spatial averaging filter is given by [87], [88], [89]

$$S(nf_1) = \frac{1 - \exp(-\Omega_n^2)}{\Omega_n^2} \quad (\text{E.5})$$

where f_1 is the fundamental frequency and n the harmonic number, and

$$\Omega_n^2 = \frac{a_{\text{eff}}^2(nf_1)}{2\sigma_n^2}, \quad (\text{E.6})$$

where $a_{\text{eff}}(nf_1)$ is the frequency-dependent **effective hydrophone size** evaluated at fundamental and harmonic frequencies, and σ_n describes the harmonic **beamwidth** parameter for a harmonic with radial profile shaped like $\exp(-r^2/2\sigma_n^2)$; r is the radial coordinate.

The frequency-dependent radius $a_{\text{eff}}(nf_1)$ can be evaluated from directivity measurements at multiple frequencies (IEC 62127-3:2007, 5.5 and 5.6). Alternatively, for needle or reflectance-based fibre-optic **hydrophones**, an experimentally-validated theoretical form for $a_{\text{eff}}(nf_1)$ can be used [43], [87]. For membrane **hydrophones**, an empirical formula for $a_{\text{eff}}(nf_1)$ can be used [34], [90].

The **beamwidth** parameter σ_n can be obtained from theory, simulation, or experiment. In many cases relevant to medical ultrasound (nonlinear distortion not too severe), the fundamental beam will be similar in shape to the prediction based on linear propagation theory. Then σ_1 can be obtained by fitting a Gaussian function to the theoretical diffraction pattern from a focused, circular source, which results in $\sigma_1 = 1,93 D/(k_1 a_s)$, where D is the radius of curvature or focal distance, $k_1 = 2\pi/\lambda_1$, λ_1 is the fundamental wavelength, and a_s is the radius of the source [87].

In many cases relevant to medical ultrasound, the dependence of harmonic **beamwidth** on harmonic number can be accurately approximated by a power law, $\sigma_n = \sigma_1/n^q$ [87], [91]. The value of the exponent q depends on the degree of nonlinearity of the pressure signal, which can be described by the **local distortion parameter** σ_q . Simulation and experiment suggest that for $\sigma_q < 6$, q can be approximated by $q = 0,78 - 0,032\sigma_q$ [87]. This formula has been shown to be valid even for high intensity therapeutic ultrasound signals with **peak compressional acoustic pressures** up to 48 MPa [91].

The combined effects of frequency-dependent sensitivity and spatial averaging for needle and reflectance-based fibre-optic **hydrophones** have been illustrated in a 27-panel graphical guide that can be used as an aid in choosing an appropriate **hydrophone geometrical radius** for a given measurement task [87].

While the method in Clause E.1 provides the spatial averaging correction at the centre frequency of a linear, narrow-band waveform, the method in Clause E.2 provides the spatial averaging filter at the fundamental and harmonics for linear and nonlinear waveforms. The method of Clause E.2 has been validated in experiments using nonlinear tone bursts [88]. Though the method has been verified only for a burst wave, it is considered to still be useful for a pulse wave. For short pulses (only a few cycles or less in duration), simulation has been used to determine the spatial averaging filter to frequencies also between harmonics [92]. The spatial averaging correction factor has been found to oscillate with local minima at the fundamental and harmonics and local maxima midway between harmonics [36], [92]. For quasi-linear beams and for waveforms comprising only one nonlinearly distorted wave cycle (sawtooth-like cycle), the magnitude of the oscillation is small ($< 10\%$). For highly nonlinear waveforms with more than one distorted wave cycle, the oscillation is greater due to interference effects of the higher frequency components stemming from different parts of the waveform [92].

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022

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, pulsed wave Doppler) 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 F 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 basic parameters defined in this document or in IEC 61161 are listed in Table F.1.

Table F.1 – Main basic parameters defined in this document or in IEC 61161

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 an alternative approach

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 approach

F.4.1 Alternative philosophy

The alternative 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 Alternative 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 clauses of this document 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.

NOTE In general, diagnostic and high intensity focused ultrasound (HIFU) equipment meets the narrow-band requirements at maximum output levels only via a broadband flat **hydrophone** frequency response, see 5.1.7.

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.
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_{psi}	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.
pr	Not required.
spr	Not required.

F.5 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 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 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 is not expected to be required to measure I_{spta} since the energy in the N^{th} nonlinear 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 radio frequency 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 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 is 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 is determined at the position where the temporal-average intensity reaches its global maximum value. This frequency is defined as temporal-average acoustic frequency f_t .

NOTE 1 It can 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 detailed procedure to obtain the appropriate acoustic power spectrum has not yet been elaborated.

F.5.5 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 alternative approach is actually a more consistent 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;
- possible susceptibility of the method to electrical noise;
- possible need to make minor changes 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 [93], [94]. 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 [93], [94].

Possible methods to degas the water are investigated in [95] and listed in IEC TR 62781.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022

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

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

To determine the total **ultrasonic power**, the procedures and techniques described in 7.3.2.4 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:

$$P = n_{\text{sl}} \times P_{\text{beam}} \quad (\text{H.2})$$

where

n_{sl} is the total number of acoustic scan lines.

NOTE Formula (H.2) assumes the same **number of pulses per ultrasonic scan line** n_{pps} for each scan line.

For **non-scanning modes**:

$$P/A_b > I_{\text{sata}}$$

For **scanning modes**:

$$P/A_{\text{scan}} > I_{\text{sata}}$$

and:

$$w_{\text{scan}} > s_s \times n_{\text{ts}}$$

where

I_{sata} is the **spatial-average temporal-average intensity**;

A_{scan} is the scan area;

w_{scan} is the scan width;

s_s is the **ultrasonic scan line separation** (see 3.87).

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 pulses of ultrasound at an **acoustic-working frequency** in the range 1 MHz to 20 MHz, and at **pulse repetition rates** of between 1 kHz and 25 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**.

NOTE Some pulse-echo equipment uses unfocused beams in some applications and achieves spatial resolution within the receiving procedures.

As the acoustic pressures are high, the **local distortion parameter** σ_q (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** [25], [36], [96], [97].

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 nonlinear 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 **local distortion 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 7.3). 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 divergent beam, the criterion given in reference [70] 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. IEC 61689 is the related measurement standard. For systems in the frequency range from 20 kHz to 500 kHz, IEC 63009 is the related measurement standard.

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 nonlinear 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 High intensity therapeutic ultrasonic equipment

Specific comments on the measurement of fields generated by high intensity focused ultrasound (HIFU) and high intensity therapeutic ultrasound (HITU) are specified in IEC TS 62556 with respect to measurement at relatively low output levels and methodology for extrapolating these to higher therapeutic level fields.

H.2.3 Non-focused and weakly focused pressure pulses

Specific comments on the measurement of fields generated by non-focusing pressure pulse sources for pain treatment and other applications are specified in IEC 63045.

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 ISO/IEC Guide 98-3:2008 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 ISO/IEC Guide 98-3:2008.

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

NOTE 1 The use of decibels to express **uncertainties** can 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.

a) Due to alignment and waterbath:

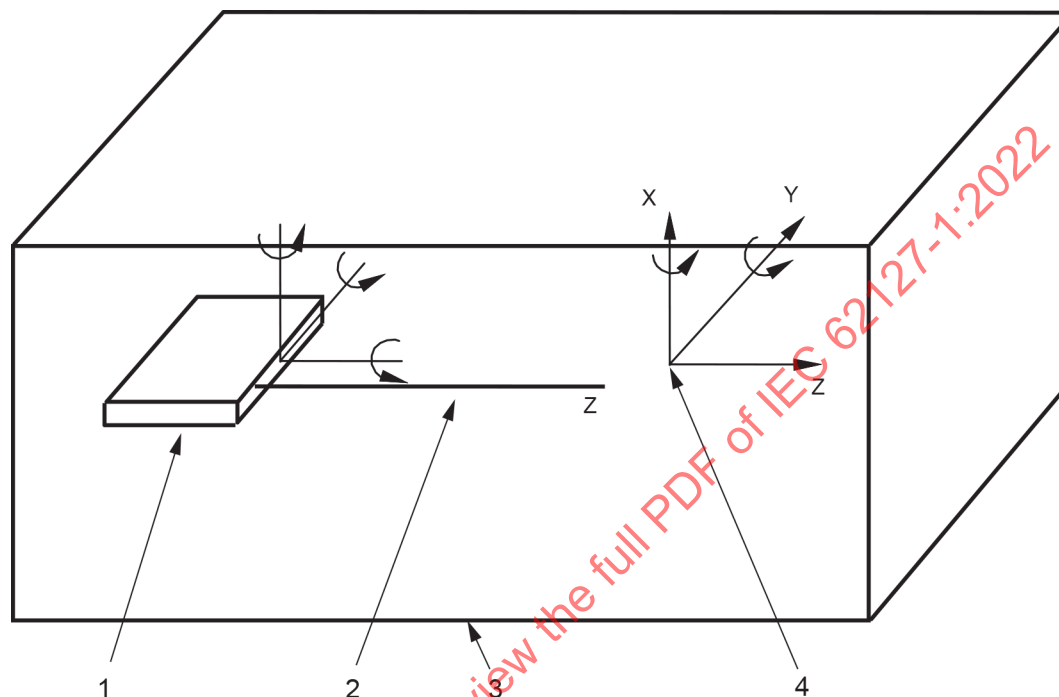
- 1) positioning of the **hydrophone** for maximum signal;
- 2) misalignment, particularly at high frequencies where the **hydrophone** response may be far from omnidirectional;
- 3) interference from acoustic reflections, leading to a lack of free-field conditions;
- 4) acoustic scattering from the **hydrophone** mount (or vibrations picked up and conducted by the mount);
- 5) bubbles or air clinging to transducer and or **hydrophone** – this should be minimized by adequate wetting and soaking of transducers and **hydrophones**;

- 6) cavitation bubbles and dust particles in the water;
 - 7) variation in environmental conditions during the measurements (e.g. temperature, depth, mounting/rigging, etc.);
 - 8) errors in the measurement of distances.
- b) Errors related to signal management:
- 1) **hydrophone** sensitivity data;
 - 2) electrical noise on the **hydrophone** signal include RF pick-up;
 - 3) additional noise through waveform deconvolution (see 5.1.7.2);
 - 4) error due to regularization filtering for deconvolution (see 5.1.7.2.3);
 - 5) inaccuracy of any electrical loading corrections made to account for loading by extension cables and preamplifiers;
 - 6) inaccuracy of any electrical signal attenuators used;
 - 7) 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);
 - 8) inaccuracy of the gains of any amplifiers, filters and digitizers used;
 - 9) errors in measurement of the receive voltage (including the accuracy of the measuring instrumentation – voltmeter, digitizers, etc.);
 - 10) errors due to the resolution of the digitizer;
 - 11) errors in the time base.
- c) Errors related to the ultrasonic field:
- 1) overlapping acoustic scan lines;
 - 2) variation between scan lines;
 - 3) lack of steady-state conditions;
 - 4) errors in the values for acoustic frequency;
 - 5) errors in the values for water density;
 - 6) local temperature variations between repeated measurements;
 - 7) instability of ultrasound transducer (e.g. instability of the output or electrical drive conditions);
 - 8) instability of the **hydrophone**;
 - 9) temperature sensitivity of the **hydrophone**;
 - 10) nonlinear distortion;
 - 11) 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 can be met. Figure J.1 illustrates a possible system.



IEC

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 method⁵, orthogonal line scans are used and the square root of **pulse-pressure-squared-integral** values, *ppsi*, 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**.

Table K.1 – Decibel beamwidth levels for determining midpoints

Normalized $\sqrt{ppsi}$ Linear	Normalized <i>ppsi</i> Linear	Levels dB
0,988 5	0,977 1	–0,100 6
0,95	0,902 5	–0,445 5
0,9	0,810 0	–0,915 1
0,85	0,722 5	–1,411 6
0,8	0,640 0	–1,938 2
0,75	0,562 5	–2,498 8
0,7	0,490 0	–3,098 0
0,65	0,422 5	–3,741 7
0,6	0,360 0	–4,437 0
0,55	0,302 5	–5,192 7
0,5	0,250 0	–6,020 6
0,45	0,202 5	–6,935 7
0,4	0,160 0	–7,958 8
0,35	0,122 5	–9,118 6
0,3	0,090 0	–10,457 6
0,25	0,062 5	–12,041 2
0,2	0,040 0	–13,979 4
0,15	0,022 5	–16,478 2
0,1	0,010 0	–20,000 0
0,05	0,002 5	–26,020 6

⁵ The beamwidth midpoint method is adapted from an approach developed by TNO, Prevention and Health, Leiden, the Netherlands.

Bibliography

IEC documents

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

IEC 60050-802, *International Electrotechnical Vocabulary – Part 802: Ultrasonics*

IEC 60500, *Underwater acoustics – Hydrophones – Properties of hydrophones in the frequency range 1 Hz to 500 kHz*

IEC 60601-2-5 *Medical electrical equipment – Part 2-5: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic physiotherapy equipment*

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

IEC 60601-2-62, *Medical electrical equipment – Part 2-62: Particular requirements for the basic safety and essential performance of high intensity therapeutic ultrasound (HITU) equipment*

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

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

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

IEC 61828, *Ultrasonics – Transducers – Definitions and measurement methods regarding focusing 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 TS 61949, *Ultrasonics – Field characterization – In situ exposure estimation in finite-amplitude ultrasonic beams*

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

IEC TS 62556, *Ultrasonics – Field characterization – Specification and measurement of field parameters for high intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems*

IEC TR 62781, *Ultrasonics – Conditioning of water for ultrasonic measurements*

IEC 63045, *Ultrasonics – Non-focusing short pressure pulse sources including ballistic pressure pulse sources – Characteristics of fields*

IEC TS 63081, *Ultrasonics – Methods for the characterization of the ultrasonic properties of materials*

Other references

- [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] BEISSNER, K. Maximum hydrophone size in ultrasonic field measurements. *Acustica*, 1985, vol. 59, p. 61-66
- [3] 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
- [4] FAY, B. Numerische Berechnung der Beugungsverluste im Schallfeld von Ultraschallwandlern (Numerical calculation of the diffraction losses in the sound field of ultrasonic transducers). *Acustica*, 1976, vol. 36, p. 209-213
- [5] KHIMUNIN, AS. On the ultrasound diffraction losses for circular transducers of different radii. *Acustica*, 1983, vol. 54, p. 13-22
- [6] BOUTKEDJIERT, T. and REIBOLD, R., Improvement of the lateral resolution of finite-sized hydrophones by deconvolution, *Ultrasonics*, 2000, vol. 38, p. 745-748
- [7] BOUTKEDJIERT, T. and REIBOLD, R., Reconstruction of ultrasonic fields by deconvolving the hydrophone aperture effects I. Theory and simulation, *Ultrasonics*, 2002, vol. 39, p. 631-639
- [8] BOUTKEDJIERT, T. and REIBOLD, R., Reconstruction of ultrasonic fields by deconvolving the hydrophone aperture effects II. Experiment, *Ultrasonics*, 2002, vol. 39, p. 641-648
- [9] 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
- [10] HARRIS, GR. Are current hydrophone low frequency response standards acceptable for measuring mechanical/cavitation indices? *Ultrasonics*, 1996, vol. 34, iss. 6, p. 649-654
- [11] WILKENS, V., SONNTAG, S. and WEBER, M. Secondary complex-valued hydrophone calibration up to 100 MHz using broadband pulse excitation and a reference membrane hydrophone. *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 2019, Glasgow, Scotland, (2019), WeH5.2
- [12] HOWARD, S. Calibration of Reflectance-Based Fiber-Optic Hydrophones, *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 2016, DOI: 10.1109/ULTSYM.2016.7728572
- [13] EICHSTAEDT, S., WILKENS, V., HALE, P., DIENSTFREY, A., HUGHES, B. and JARVIS, C. On challenges in the uncertainty evaluation for time-dependent measurements. *Metrologia*, 2016, vol. 53, S125-S135
- [14] EICHSTAEDT, S. and WILKENS, V. Evaluation of uncertainty for regularized deconvolution: a case study in hydrophone measurements. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2017, vol. 141. iss. 6, p. 4155-4167
- [15] HALLER, J., Wilkens, V., JENDERKA, K.-V. and KOCH, C. Characterization of a fiber-optic displacement sensor for measurements in HIFU fields, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2011, vol. 129, no. 6, 3676-3681

- [16] WEAR, KA., LIU, Y., GAMMELL, PM., MARUVADA, S. and HARRIS, GR. Correction for frequency-dependent hydrophone response to nonlinear pressure waves using complex deconvolution and rarefactional filtering: application with fiber-optic hydrophones. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2015, vol. 62, iss. 1, p. 152-164
- [17] WILKENS, V., SONNTAG, S. and GEORG, O. Robust spot-poled membrane hydrophones for measurement of large amplitude pressure waveforms generated by high intensity therapeutic ultrasonic transducers. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2016, vol. 139, iss. 3, p. 1319-1332
- [18] HURRELL, A, and RAJAGOPAL, S. The practicalities of obtaining and using hydrophone calibration data to derive pressure waveforms. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2017, vol. 64, iss. 1, p. 126-140
- [19] WEBER, M. and WILKENS, V. HIFU waveform measurement at clinical amplitude levels: primary hydrophone calibration, waveform deconvolution and uncertainty estimation. *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 2017, DOI: 10.1109/ULTSYM.2017.8092385
- [20] WEAR, KA., GAMMELL, PM., MARUVADA, S., LIU, Y., and HARRIS, GR. Improved measurement of acoustic output using complex deconvolution of hydrophone sensitivity. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2014, vol. 61, no. 1, p. 62-74
- [21] EICHSTAEDT, S. and WILKENS, V. GUM2DFT – A software tool for uncertainty evaluation of transient signals in the frequency domain. *Meas. Sci. Technol.*, 2016, vol. 27, no. 5, 055001-1-055001-12
- [22] ISO/IEC Guide 98-3:2008/Suppl.2:2011, *Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995) – Supplement 2: Extension to any number of output quantities*
- [23] 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
- [24] 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
- [25] 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
- [26] LEWIN, PA. Calibration of Hydrophones. *Technical Review*, Brüel and Kjær, 1973, vol. 1, p. 3-17
- [27] 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
- [28] HARRIS, GR. Hydrophone measurements in diagnostic ultrasound fields. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, March 1988, vol. 35, iss. 2, p. 87-101
- [29] 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

- [30] 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
- [31] ZEQRIRI, 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
- [32] 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
- [33] HEKKENBERG, RT., REIBOLD, R. and ZEQRIRI, B. Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment. *UltrasoundMed.Biol.*, 1994, vol. 20, no. 1, p. 83-98
- [34] WILKENS, V. and MOLKENSTRUCK, W. Broadband PVDF membrane hydrophone for comparisons of calibration methods up to 140 MHz. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 2007, vol. 54, p. 1784-1791
- [35] WEBER, M. and WILKENS, V. Using a heterodyne vibrometer in combination with pulse excitation for primary calibration of hydrophones in amplitude and phase. *Metrologia*, 2017, vol. 54, p. 432-444
- [36] 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
- [37] 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
- [38] 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
- [39] STAUDENRAUS, J. and EISENMENGER, W. Fiber-optic hydrophone for ultrasonic and shockwave measurements in water. *Ultrasonics*, 1993, vol. 31, iss. 4, p. 267-273
- [40] LEWIN, PA., UMCHID, S., SUTIN, A. and SARVAZYAN, 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
- [41] LEWIN, PA. and CHIVERS, RC. Two miniature ceramic ultrasonic probes. *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, 1981, vol. 14, p. 1420-1424
- [42] 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
- [43] WEAR, KA., BAKER, C., and MILORO, P. Directivity and frequency-dependent effective sensitive element size of needle hydrophones: predictions from four theoretical forms compared with measurements. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2018, vol. 65, no. 10, 1781-1788
- [44] LEWIN, PA. Miniature piezoelectric polymer ultrasonic hydrophone probes. *Ultrasonics*, September 1981, vol. 19, iss. 5, p. 213-216

- [45] WILSON, DT., TANCRESS, RH. and CALLERAME, J. PVF2 polymer microprobe. *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 1979, p. 506-510
- [46] 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
- [47] 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
- [48] UEBERLE, F. Shockwave Measurements Using an Optical Light Spot Hydrophone. *BMT Conference Proceedings*, Zürich, September 2006
- [49] GRANZ, B., NANKE, R., FEHRE, J., PFISTER, T. and ENGELBRECHT, R. Light Spot Hydrophone, Innovation in Lithotripsy. *Medical Solutions*, June 2004, p. 86-87
- [50] JAMSHIDI RAD, A., UEBERLE, F., KRUGER, K. Investigation on the comparability of the light spot hydrophone and the fiber optic hydrophone in lithotripter field measurements. *Rev. Sci. Instr.*, 2014, vol. 85, 014902
- [51] 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
- [52] 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
- [53] 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
- [54] 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
- [55] KOCH, C. Coated fiber-optic hydrophone for ultrasonic measurement. *Ultrasonics*, August 1996, vol. 34, iss. 6, p. 687-689
- [56] WILKENS, V.; KOCH, C. Fiber-optic multilayer hydrophone for ultrasonic measurement, *Ultrasonics*, 1999, vol. 37, p. 45-49
- [57] 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
- [58] 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
- [59] 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
- [60] 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

- [61] 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
- [62] 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
- [63] 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
- [64] 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
- [65] WILKENS, V. and KOCH, C. Optical multilayer detection array for fast ultrasonic field mapping. *Opt. Lett.*, 1999, vol. 24, 1026-28
- [66] BEARD, PC. 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
- [67] 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
- [68] BEISSNER, K. The influence of membrane reflections on ultrasonic power measurements. *Acustica*, 1982, vol. 50, p. 194-200
- [69] LEWIN, PA. and SCHAFER, ME. Ultrasonic probes in measurement practice. *Medical Device and Diagnostic Industry*, 1986, vol. 8, no. 5, p. 40-45
- [70] BEISSNER, K. On the plane-wave approximation of acoustic intensity. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1982, vol. 71, p. 1406-1411
- [71] KAYE, GWC. and LABY, TH. *Tables of Physical and Chemical Constants and Some Mathematical Functions*. 14th edition. Longman Group Ltd., 1973
- [72] 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
- [73] WEAR, KA., GAMMELL, PM., MARUVADA, S., LIU, Y., and HARRIS, GR. Time-delay spectrometry measurement of magnitude and phase of hydrophone response. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2011, vol. 58, no. 11, p. 2325-2333
- [74] BLOOMFIELD, PE. and LEWIN, PA. Determination of ultrasound hydrophone phase from Fourier-Hilbert transformed 1-40 MHz time delay spectrometry amplitude, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2014, vol. 61, no. 4, p. 662-672
- [75] QUATERI, TF. and OPPENHEIM, AV. Iterative techniques for minimum phase signal reconstruction from phase of magnitude, *IEEE Trans. on acoustics, speech, and signal processing*, 1981, vol. ASSP-29, no. 6, p. 1187-1193

- [76] BECHHOFFER, J. Kramers-Kronig, Bode, and the meaning of zero, *Am. J. Phys.*, 2011, vol. 79, no. 10, p. 1053-1059
- [77] WEBER, M., WILKENS, V. and EICHSTAEDT, S. Tutorial for the deconvolution of hydrophone measurement data. DOI 10.5281/zenodo.4012242, <https://github.com/Ma-Weber/Tutorial-Deconvolution/tree/v1.0>
- [78] ORAN BRIGHAM, E. *The Fast Fourier Transform and its Applications*. Prentice Hall, 1988. ISBN 0 13-307547-8
- [79] WEAR, KA., LIU, Y. and HARRIS, GR. Pressure pulse distortion by needle and fiber-optic hydrophones due to nonuniform sensitivity. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2018, vol. 65, no. 2, p. 137-148
- [80] 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
- [81] 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
- [82] 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
- [83] 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
- [84] 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
- [85] 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
- [86] SMITH, RA. *The evaluation of small area hydrophones* [NPL Report RSA(EXT)2]. Teddington, Middlesex, UK: National Physical Laboratory, 1989
- [87] WEAR, KA. Considerations for choosing sensitive element size for needle and fiber-optic hydrophones – part I: spatiotemporal transfer function and graphical guide. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2019, vol. 66, no. 2, p. 318-339
- [88] WEAR, KA. and LIU, Y. Considerations for choosing sensitive element size for needle and fiber-optic hydrophones – part II: experimental validation of spatial average model. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2019, vol. 66, no. 2, p. 340-347
- [89] WEAR, KA., SHAH A., and BAKER C. Correction for hydrophone spatial averaging artifacts for circular sources. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2020, vol. 67, no. 12, p. 2674-2691
- [90] WEAR, KA., BAKER, C. and MILORO, P. Directivity and frequency-dependent effective sensitive element size of membrane hydrophones: theory vs. experiment. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2019, vol. 66, no. 11, p. 1723-1730

- [91] WEAR, KA. and HOWARD, SM. Correction for spatial averaging artifacts in hydrophone measurements of high-intensity therapeutic ultrasound: an inverse filter approach. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2019, vol. 66, no. 9, p. 1453-1464
- [92] COOLING, M. P., HUMPHREY, V. F., AND WILKENS, V. Hydrophone area-averaging correction factors in nonlinearly generated ultrasonic beams. *J. Phys. Conf. Ser.* 279, Adv. Metrol. For Ultrasound in Med., 2011, 012002
- [93] 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
- [94] 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
- [95] 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
- [96] 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
- [97] DUCK, FA. and STARRITT, HC. Acoustic shock generation by ultrasonic imaging equipment. *Brit. J. Radiol.*, 1984, vol. 57, p. 231-240

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	108
INTRODUCTION.....	110
1 Domaine d'application	111
2 Références normatives	111
3 Termes et définitions	112
4 Symboles	135
5 Exigences de mesure	137
5.1 Exigences relatives aux hydrophones et aux amplificateurs	137
5.1.1 Avertissement.....	137
5.1.2 Généralités	137
5.1.3 Sensibilité d'un hydrophone	138
5.1.4 Réponse directionnelle d'un hydrophone	138
5.1.5 Taille efficace de l'hydrophone	138
5.1.6 Choix de la taille de l'élément actif d'un hydrophone.....	138
5.1.7 Largeur de bande	140
5.1.8 Linéarité	143
5.1.9 Amplificateur de signal de l'hydrophone.....	143
5.1.10 Longueur du câble de l'hydrophone et amplificateurs.....	144
5.2 Exigences de positionnement et bains-marie	144
5.2.1 Généralités	144
5.2.2 Systèmes de positionnement	144
5.2.3 Bain-marie	145
5.3 Exigences liées aux systèmes d'acquisition et d'analyse des données	147
5.4 Recommandations concernant les appareils à ultrasons en cours de caractérisation	147
6 Mode opératoire de mesure	147
6.1 Généralités	147
6.2 Préparation et alignement	147
6.2.1 Préparation.....	147
6.2.2 Alignement d'un transducteur ultrasonique et d'un hydrophone.....	148
6.3 Mesurage.....	148
6.4 Analyse.....	148
6.4.1 Corrections de la largeur de bande limitée et de la résolution spatiale	148
6.4.2 Incertitudes.....	148
7 Caractérisation du faisceau	148
7.1 Généralités	148
7.2 Paramètres de pression principaux	150
7.2.1 Généralités	150
7.2.2 Pression acoustique de compression de crête et pression acoustique de raréfaction de crête	151
7.2.3 Pression acoustique efficace à la crête spatiale.....	151
7.2.4 Paramètre de déformation locale	152
7.3 Paramètres d'intensité dérivés de la pression acoustique	152
7.3.1 Généralités	152
7.3.2 Paramètres d'intensité utilisant l'intégrale de pression d'impulsion au carré.....	153

8	Exigences liées aux champs ultrasoniques spécifiques.....	156
8.1	Généralités	156
8.2	Champs de diagnostic.....	156
8.2.1	Modes opératoires simplifiés et lignes directrices	156
8.2.2	Appareil de diagnostic à ondes pulsées	157
8.2.3	Appareil de diagnostic à ondes entretenues.....	157
8.2.4	Appareil de diagnostic à faible émission acoustique	158
8.3	Champs thérapeutiques	158
8.3.1	Appareils de physiothérapie.....	158
8.3.2	Champs ultrasoniques thérapeutiques de haute intensité.....	159
8.3.3	Ondes de pression non focalisées et faiblement focalisées.....	160
8.4	Champs chirurgicaux	160
8.4.1	Lithotripteurs et sources à ondes de pression utilisés à d'autres fins thérapeutiques.....	160
8.4.2	Applications chirurgicales à basse fréquence.....	160
8.5	Champs provenant d'autres applications médicales	160
9	Déclaration de conformité.....	160
9.1	Généralités	160
9.2	Valeurs probables maximales	161
9.3	Échantillonnage	161
	Annexe A (informative) Analyse raisonnée générale	162
	Annexe B (informative) Hydrophones et positionnement	165
B.1	Généralités	165
B.2	Considérations relatives à la charge électrique	165
B.3	Amplificateur de signal de l'hydrophone	165
B.4	Longueur du câble de l'hydrophone et amplificateurs	165
B.5	Positionnement du transducteur	166
B.6	Alignement des hydrophones	167
B.7	Matériau de revêtement du bain-marie	167
B.8	Recommandations concernant les appareils à ultrasons en cours de caractérisation	168
B.9	Types d'hydrophones	168
B.9.1	Hydrophones à aiguille céramique	168
B.9.2	Hydrophones à aiguille PVDF	168
B.9.3	Hydrophones à membrane PVDF	169
B.9.4	Hydrophones optiques et à fibre optique.....	169
B.9.5	Performances relatives des différents types d'hydrophone.....	170
B.10	Données de spécification types pour les hydrophones	170
	Annexe C (informative) Pression et intensité acoustiques	172
	Annexe D (informative) Conversion de la tension en pression.....	174
D.1	Généralités	174
D.2	Mode opératoire de déconvolution de l'hydrophone.....	175
D.3	Conversion des données du spectre à double bande en spectre à une seule bande	176
D.4	Utilisation des données d'étalonnage de l'hydrophone	178
D.4.1	Interpolation des données d'étalonnage.....	178
D.4.2	Extrapolation des données d'étalonnage.....	179
D.4.3	Filtrage de régularisation	180

D.5	Implication du processus de déconvolution de l'hydrophone sur la durée du mesurage.....	181
D.6	Validation de la mise en œuvre de la déconvolution.....	182
Annexe E (informative)	Correction de la moyenne spatiale	183
E.1	Champs linéaires et quasi-linéaires.....	183
E.2	Champs linéaires, champs quasi-linéaires et formes d'onde à large bande et à déformation non linéaire	185
Annexe F (informative)	Paramètres d'émission acoustique de champs ultrasoniques médicaux multimodaux en l'absence de synchronisation exploration-cadre	188
F.1	Généralités	188
F.2	Philosophie actuelle.....	188
F.3	Nécessité d'une approche alternative.....	189
F.4	Approche proposée.....	189
F.4.1	Philosophie alternative	189
F.4.2	Paramètres alternatifs	190
F.5	Méthodes de mesure	191
F.5.1	Généralités.....	191
F.5.2	Pressions de crête.....	191
F.5.3	Intensité dérivée de la moyenne temporelle	192
F.5.4	Fréquence	192
F.5.5	Puissance.....	192
F.6	Discussion	193
F.6.1	Relations avec les normes existantes	193
F.6.2	Avantages	193
F.6.3	Inconvénients	194
Annexe G (informative)	Milieu de propagation et dégazage.....	195
Annexe H (informative)	Champs ultrasoniques particuliers.....	196
H.1	Champs de diagnostic.....	196
H.1.1	Relations utiles entre les paramètres acoustiques	196
H.1.2	Appareil de diagnostic à ondes pulsées	197
H.1.3	Appareil de diagnostic à ondes entretenues.....	198
H.2	Champs thérapeutiques	198
H.2.1	Appareils de physiothérapie.....	198
H.2.2	Appareils ultrasonores thérapeutiques de haute intensité	198
H.2.3	Ondes de pression non focalisées et faiblement focalisées.....	199
H.3	Champs chirurgicaux	199
H.3.1	Lithotripteurs	199
H.3.2	Applications chirurgicales à basse fréquence.....	199
Annexe I (informative)	Évaluation de l'incertitude dans les grandeurs acoustiques obtenues par suite des mesurages de l'hydrophone.....	200
I.1	Généralités	200
I.2	Incertainitude (élargie) globale	200
I.3	Sources communes d'incertitude.....	200
Annexe J (informative)	Systèmes de positionnement du transducteur et de l'hydrophone	202
Annexe K (informative)	Méthode du point médian de largeur de faisceau.....	203
Bibliographie.....		204

Figure 1 – Schéma représentant les différents plans et différentes lignes d'un champ ultrasonique	114
Figure 2 – Ouvertures et plans différents pour un transducteur de géométrie inconnue.....	128
Figure 3 – Paramètres pour la description d'un transducteur focalisant de géométrie connue.....	132
Figure 4 – Schéma représentant la méthode de détermination de la durée d'impulsion	150
Figure D.1 – Organigramme du processus de déconvolution de l'hydrophone	176
Figure D.2 – Exemple de déconvolution de forme d'onde	181
Figure J.1 – Schéma représentant les degrés de liberté du transducteur ultrasonique et de l'hydrophone	202
Tableau 1 – Paramètres acoustiques adaptés aux différents types d'appareils médicaux à ultrasons	149
Tableau B.1 – Données de spécification types pour les hydrophones, dans ce cas données à 1 MHz [69]	171
Tableau C.1 – Propriétés de l'eau distillée ou déionisée en fonction de la température [71]	173
Tableau D.1 – Méthode de conversion d'un spectre à double bande en spectre à une seule bande	177
Tableau D.2 – Méthode de conversion d'un spectre à une seule bande en spectre à double bande	178
Tableau F.1 – Principaux paramètres de base définis dans le présent document ou dans l'IEC 61161	189
Tableau F.2 – Liste des paramètres qui doivent être utilisés ou supprimés	190
Tableau K.1 – Niveaux de largeur de faisceau en décibel pour déterminer les points médians	203

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

ULTRASONS – HYDROPHONES –

Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs ultrasoniques médicaux

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Électrotechnique Internationale (IEC) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de l'IEC). L'IEC a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. À cet effet, l'IEC – 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 l'IEC"). 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 l'IEC, participent également aux travaux. L'IEC 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 l'IEC concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de l'IEC intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de l'IEC se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de l'IEC. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que l'IEC s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; l'IEC 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 l'IEC s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de l'IEC dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de l'IEC et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) L'IEC 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 l'IEC. L'IEC 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 l'IEC, 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 l'IEC, 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 l'IEC ou de toute autre Publication de l'IEC, 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 l'IEC peuvent faire l'objet de droits de brevet. L'IEC ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de brevets.

L'IEC 62127-1 a été établie par le comité d'études 87 de l'IEC: Ultrasons. Il s'agit d'une Norme internationale.

Cette deuxième édition annule et remplace la première édition parue en 2007 ainsi que l'Amendement 1:2013. Cette édition constitue une révision technique.

Cette édition inclut les modifications techniques majeures suivantes par rapport à l'édition précédente.

- a) La limite supérieure de fréquence de 40 MHz a été supprimée.
- b) Les définitions de la sensibilité des hydrophones ont été modifiées pour considérer les sensibilités comme des grandeurs à valeurs complexes.

- c) Les modes opératoires et les exigences concernant l'approximation à bande étroite et les mesurages à large bande ont été modifiés; des informations détaillées sur la déconvolution des formes d'onde ont été ajoutés.
- d) Les modes opératoires de correction de la moyenne spatiale ont été modifiés.
- e) L'Annexe D, l'Annexe E et la Bibliographie ont été mises à jour pour tenir compte des modifications apportées aux parties normatives.

Le texte de cette Norme internationale est issu des documents suivants:

Projet	Rapport de vote
87/783/FDIS	87/788/RVD

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

La langue employée pour l'élaboration de cette Norme internationale est l'anglais.

Le présent document a été rédigé selon les Directives ISO/IEC, Partie 2, il a été développé selon les Directives ISO/IEC, Partie 1 et les Directives ISO/IEC, Supplément IEC, disponibles sous www.iec.ch/members_experts/refdocs. Les principaux types de documents développés par l'IEC sont décrits plus en détail sous www.iec.ch/standardsdev/publications

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

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

Le comité a décidé que le contenu du présent document ne sera pas modifié avant la date de stabilité indiquée sur le site web de l'IEC sous webstore.iec.ch dans les données relatives au document recherché. À cette date, le document sera

- reconduit,
- supprimé,
- remplacé par une édition révisée, ou
- amendé.

INTRODUCTION

Le présent document a pour principal objet de définir différents paramètres acoustiques qui peuvent être utilisés pour préciser et caractériser les champs ultrasoniques qui se propagent 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 appareils spécifiques (IEC 61689, IEC 61157, IEC 61847 ou IEC 62359, par exemple) peuvent se rapporter au présent document pour des paramètres acoustiques appropriés. Quelques méthodes de mesure supplémentaires des paramètres et indices atténués sont décrites dans l'IEC 62359 pour répondre aux besoins spécifiques de caractérisation des émissions acoustiques des appareils de diagnostic à ultrasons conformément à l'IEC 60601-2-37.

La philosophie sur laquelle repose le présent document porte sur la spécification du champ acoustique en matière de paramètres de pression acoustique, cette dernière étant la principale grandeur de mesure lorsque des hydrophones sont utilisés pour caractériser le champ.

Les paramètres d'intensité sont spécifiés dans le présent document. 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 62127-1:2022

ULTRASONS – HYDROPHONES –

Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs ultrasoniques médicaux

1 Domaine d'application

La présente partie de l'IEC 62127 spécifie les méthodes d'utilisation des **hydrophones** étalonnés qui permettent de mesurer, dans des liquides, les champs acoustiques générés par des appareils médicaux à ultrasons, y compris les critères de **largeur de bande** et les exigences de plage de fréquences d'étalonnage en fonction du contenu spectral des champs à caractériser.

Le présent document:

- définit un groupe de paramètres acoustiques qui peuvent être mesurés sur une base physiquement sonore;
- définit un second groupe de paramètres qui peuvent être déduits, dans le cadre de certaines hypothèses, de ces mesurages et appelés paramètres d'intensité dérivés;
- définit un mode opératoire de mesure qui peut être utilisé pour déterminer les paramètres de pression acoustique;
- définit les conditions dans lesquelles les mesurages des paramètres acoustiques peuvent être réalisés à l'aide d'**hydrophones** étalonnés;
- définit 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, ainsi que les modes opératoires d'estimation des **incertitudes** correspondantes.

NOTE 1 Tout au long du présent document, 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** est susceptible d'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.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités dans le texte de sorte qu'ils constituent, pour tout ou partie de leur contenu, des exigences 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).

IEC 60565-1, *Acoustique sous-marine – Hydrophones – Étalonnage des hydrophones – Partie 1: Procédures d'étalonnage en champ libre des hydrophones*

IEC 61689, *Ultrasons – Systèmes de physiothérapie – Spécifications des champs et méthodes de mesure dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 5 MHz*

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

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

IEC 63009, *Ultrasons – Systèmes de physiothérapie – Spécifications des champs et méthodes de mesure dans la plage de fréquences de 20 kHz à 500 kHz*

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

ISO/IEC Guide 98-3:2008, *Incertitude de mesure – Partie 3: Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure (GUM:1995)*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions de l'IEC 62127-2, de l'IEC 62127-3, ainsi que les suivants s'appliquent.

L'ISO et l'IEC tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

- IEC Electropedia: disponible à l'adresse <http://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <http://www.iso.org/obp>

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 à l'article: La forme d'onde temporelle est une représentation (par exemple, présentation par oscilloscope ou équation) de la **pression acoustique instantanée**.

3.2

période acoustique de répétition

arp

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 1 à l'article: La **période acoustique de répétition** est exprimée en secondes (s).

3.3

fréquence d'application acoustique

fréquence 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 à l'article: 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, 3.3.2, 3.3.3, 3.3.4 et 3.3.5.

Note 2 à l'article: 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 est prévu une description complète du spectre de fréquences afin de permettre une correction en fonction de la fréquence par rapport au signal.

Note 3 à l'article: La **fréquence acoustique** est exprimée en hertz (Hz).

3.3.1

fréquence d'application acoustique de passage à zéro

f_{awf}

nombre, n , de demi-périodes consécutives (indépendamment de la polarité) divisé par deux fois le temps qui s'écoule entre le début de la première demi-période et la fin de n -ième demi-période

Note 1 à l'article: Il est prévu qu'aucune des n demi-périodes consécutives ne présente un changement de phase évident.

Note 2 à l'article: Les mesurages sont réalisés, dans le récepteur, aux bornes qui sont le plus proche possible du transducteur de réception (**hydrophone**) et, dans tous les cas, avant redressement.

Note 3 à l'article: Cette fréquence est déterminée conformément à la procédure spécifiée dans l'IEC TR 60854.

Note 4 à l'article: 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 plage de trois fois f_1 , à laquelle le niveau du spectre de la pression acoustique est inférieur de 3 dB au niveau de crête

Note 1 à l'article: Cette fréquence est destinée aux systèmes à ondes pulsées uniquement.

Note 2 à l'article: Par hypothèse $f_1 < f_2$.

Note 3 à l'article: Si f_2 ne se situe pas dans la plage $< 3f_1$, f_2 , elle doit être considérée comme la fréquence la plus basse au-dessus de cette plage à laquelle le niveau du spectre est de -3 dB du niveau de crête.

3.3.3

fréquence d'application acoustique par amplitude pondérée

f_{awf}

fréquence pondérée avec l'amplitude du spectre de la pression acoustique dans la plage de fréquences dans laquelle le niveau de la pression spectrale est supérieur ou égal à 3 dB en dessous du niveau de crête

$$f_{awf} = \frac{\int f |P(f)| df}{\int |P(f)| df} \quad \text{avec} \quad |P(f)| = \begin{cases} |P(f)| & \text{si } L_P(f) \geq \max L_P(f) - 3 \text{ dB} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (1)$$

où

f est la fréquence du spectre de la pression acoustique;

$|P(f)|$ est le module du spectre à valeurs complexes de la **forme d'onde des impulsions acoustiques**;

$L_P(f)$ est le niveau de pression spectral obtenu à partir de $L_P(f) = 20 \log_{10} \left(\frac{|P(f)|}{P_{\text{ref}}} \right)$ dB avec $P_{\text{ref}} = 1 \text{ Pa}$.

Note 1 à l'article: Cette fréquence est destinée aux systèmes à ondes pulsées uniquement.

Note 2 à l'article: Les intégrales dans la formule (1) sont définies, elles sont à prendre en considération du minimum au maximum du spectre du signal acquis.

Note 3 à l'article: La limitation à la plage de niveaux de pression supérieurs ou égaux à -3 dB du niveau de crête doit éviter l'influence des fréquences harmoniques supérieures sur la **fréquence d'application acoustique**.

Note 4 à l'article: La définition 3.3.3 conduit à des résultats de **fréquence d'application acoustique** plus stables que la définition 3.3.2 lorsque des crêtes existent dans le spectre de la pression acoustique proche du seuil de -3 dB. Ceci est particulièrement pertinent pour la détermination des paramètres de champ, de valeur assignée réduite, comme cela est exigé dans l'IEC 62359 en utilisant un seul facteur de réduction de valeur assignée en fonction de la **fréquence d'application acoustique**.

3.3.4

fréquence acoustique d'impulsion de crête

f_p

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

3.3.5

fréquence acoustique à moyenne temporelle

f_t

fréquence d'application acoustique du spectre de pression acoustique de moyenne temporelle des signaux acoustiques mesurée au point de l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** maximale

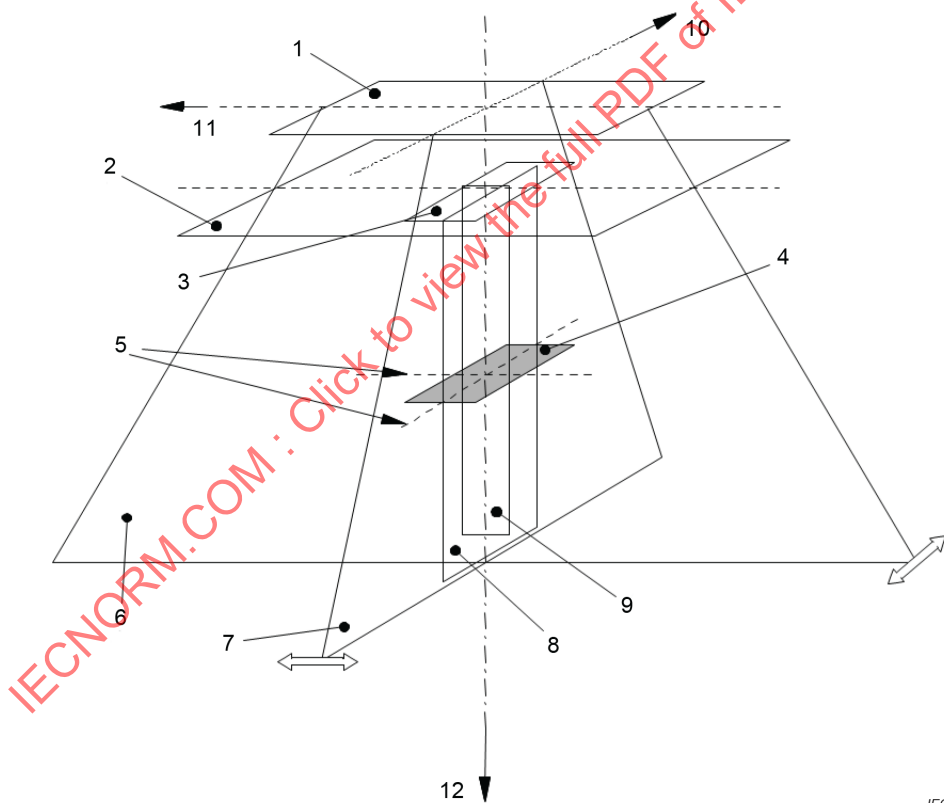
3.4

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)

VOIR: Figure 1

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.7]



Légende

1	plan de la surface du transducteur externe	7	plan azimutal, plan d'exploration
2	plan d'ouverture de la source	8	plan longitudinal principal
3	ouverture source	9	plan longitudinal
4	plan de la surface du faisceau	10	X, axe azimutal
5	lignes de largeur de faisceau	11	Y, axe d'élévation
6	plan d'élévation	12	Z, axe du faisceau

[SOURCE: IEC 61828:2020]

Figure 1 – Schéma représentant les différents plans et différentes lignes d'un champ ultrasonique

3.5

plan azimutal

plan contenant l'**axe du faisceau** et la ligne de la **largeur à mi-crête** minimale

VOIR: Figure 1

Note 1 à l'article: Pour un réseau de **transducteurs ultrasoniques**, il s'agit d'un plan d'imagerie.

Note 2 à l'article: Pour un **transducteur ultrasonique** unique à symétrie sphérique ou circulaire, il s'agit de tout plan contenant l'**axe du faisceau**.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.8]

3.6

largeur de bande

BW

différence dans les fréquences les plus séparées f_1 et f_2 à laquelle le niveau du spectre de la pression acoustique devient inférieur à 3 dB au niveau de crête, en un point spécifié du champ acoustique

Note 1 à l'article: La **largeur de bande** est exprimée en hertz (Hz).

3.7

surface du faisceau

$A_{b,6}$, $A_{b,20}$

zone d'un plan particulier perpendiculaire à l'**axe 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 à l'article: Si la position du plan n'est pas spécifiée, il s'agit du plan qui passe par le point correspondant à la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** dans la totalité du champ acoustique.

Note 2 à l'article: 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:

- 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 l'IEC 61689,
- 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 à l'article: Certaines fractions spécifiées sont 0,25 et 0,01 pour les surfaces de faisceau -6 dB et -20 dB, respectivement.

Note 4 à l'article: La **surface du faisceau** est exprimée en unités de mètre carré (m^2).

3.8

axe du faisceau

ligne droite qui passe par les **points centraux du 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**

VOIR: Figure 1

Note 1 à l'article: L'emplacement du premier plan est celui du plan qui contient l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** maximum, ou, alternativement, celui qui contient un seul lobe principal qui se trouve 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 à l'article: 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:

- 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 l'IEC 61689,
- 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**.

3.9

point central du faisceau

position déterminée par l'intersection de deux lignes dans le même plan de la surface du faisceau xy passant par les **points médians de largeur de faisceau** des deux plans orthogonaux, xz et yz , perpendiculaires à leurs lignes de largeur de faisceau respectives

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.15, modifiée – Dans la définition, les expressions "dans le même plan de la surface du faisceau xy " et ", perpendiculaires à leurs lignes de largeur de faisceau respectives" ont été ajoutées.]

3.10

point médian de largeur de faisceau

moyenne linéaire de la position des centres de **largeur de faisceau** dans un plan

Note 1 à l'article: La méthode du **point médian de largeur de faisceau** est décrite à l'Annexe K.

Note 2 à l'article: 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.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.22, modifiée – La Note 1 à l'article initiale a été remplacée par de nouvelles Notes à l'article.]

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 du faisceau**, dans laquelle l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est inférieure à sa valeur maximale sur l'axe spécifié par une quantité donnée

Note 1 à l'article: 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:

- 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 l'IEC 61689,
- 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 à l'article: 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 à l'article: La **largeur de faisceau** est exprimée en mètres (m).

3.12

transducteur à large bande

transducteur qui génère une impulsion acoustique dont la **largeur de bande** est supérieure à la **fréquence d'application acoustique**

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

intensité instantanée dérivée

quotient de la **pression acoustique instantanée** au carré et impédance acoustique caractéristique du milieu à un instant donné à un point donné d'un champ acoustique

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

où

$p(t)$ est la **pression acoustique instantanée**;

ρ est la densité du milieu;

c est la vitesse du son dans le milieu

Note 1 à l'article: Pour les besoins des mesurages auxquels fait référence le présent document, l'**intensité instantanée dérivée** est une approximation de l'**intensité instantanée**.

Note 2 à l'article: Il est prévu de prendre en compte l'**incertitude** augmentée pour les mesurages très proches du transducteur.

Note 3 à l'article: L'**intensité instantanée dérivée** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.15

balayage diamétral de faisceau

ensemble de mesurages de la tension de sortie de l'**hydrophone** réalisés lors du déplacement de l'**hydrophone** dans une ligne droite qui passe par un point de l'**axe du faisceau** et dans une direction perpendiculaire à l'**axe du faisceau**

Note 1 à l'article: Le **balayage diamétral de faisceau** peut être étendu à différentes distances sur l'un ou l'autre des côtés de l'**axe du faisceau**.

3.16

distance z_r

z_r

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan qui contient la **pression acoustique de raréfaction de crête** et l'**ouverture du transducteur externe**

Note 1 à l'article: La **distance z_r** est exprimée en mètres (m).

3.17

distance z_c

z_c

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan qui contient la **pression acoustique de compression de crête** et l'**ouverture du transducteur externe**

Note 1 à l'article: La **distance z_c** est exprimée en mètres (m).

3.18

distance z_{psi}

z_{psi}

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan qui contient l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** maximum et l'**ouverture du transducteur externe**

Note 1 à l'article: La **distance z_{psi}** est exprimée en mètres (m).

3.19

distance z_{spta}

z_{spta}

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan qui contient l'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** et l'**ouverture du transducteur externe**

Note 1 à l'article: En pratique, cette distance est égale à celle de z_{psi} .

Note 2 à l'article: La **distance z_{spta}** est exprimée en mètres (m).

3.20

taille efficace de l'hydrophone

a_h

dimension d'un **hydrophone** de récepteur théorique qui comporte une fonction de **réponse directionnelle** prévue à angle d'ouverture égal à l'angle d'ouverture observé

Note 1 à l'article: D'une manière générale, la taille dépend de la fréquence. Pour obtenir des données expérimentales représentatives, voir [1].

Note 2 à l'article: La **taille efficace de l'hydrophone** est exprimée en mètres (m).

Note 3 à l'article: Pour les hydrophones de géométrie circulaire, la **taille efficace de l'hydrophone** est un rayon.

Note 4 à l'article: Pour les hydrophones de géométrie rectangulaire, la **taille efficace de l'hydrophone** est la moitié de la valeur la plus élevée de la longueur ou de la largeur.

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.2, modifiée – Dans le terme, "rayon" a été remplacé par "taille". Dans la définition, l'expression "rayon d'un hydrophone de récepteur à disque tendu" a été remplacée par "dimension d'un hydrophone de récepteur théorique". Les NOTES ont été remplacées.]

3.21

rayon efficace d'un transducteur ultrasonique sans focalisation

a_t

rayon d'un **transducteur ultrasonique** semblable à un piston à disque parfait qui présente 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 1 à l'article: Le **rayon efficace d'un transducteur ultrasonique sans focalisation** est exprimé en mètres (m).

3.22

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 est destiné à être connecté

Note 1 à l'article: L'**impédance de charge électrique** est exprimée en ohms (Ω).

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.3, modifiée – Dans la définition, "la sortie de l'**hydrophone** ou de l'**ensemble d'hydrophones** est connectée ou convient d'être connectée" a été remplacé par "le câble de sortie de l'**hydrophone** est ou est destiné à être connecté".]

3.23

axe d'élévation

droite comprise dans le **plan d'ouverture de la source** (mesurage) ou dans le **plan d'ouverture du transducteur** (conception) et perpendiculaire à l'**axe azimutal** et à l'**axe du faisceau**

VOIR: Figure 1

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.48 modifiée – Les Notes à l'article initiales ont été omises.]

3.24

plan d'élévation

plan longitudinal contenant l'**axe d'élévation**

VOIR: Figure 1

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.49, modifiée – Les mots "et l'axe du faisceau" ont été supprimés puisqu'ils sont déjà compris dans la définition de plan longitudinal.]

3.25**sensibilité en bout de câble** $\underline{M}_L(f)$

<d'un **hydrophone** ou d'un **ensemble d'hydrophones**> quotient de la transformée de Fourier du signal tension-temps de l'**hydrophone** $\mathcal{F}(u_L(t))$ à l'extrémité de tout câble intégré ou connecteur de sortie d'un **hydrophone** ou d'un **ensemble d'hydrophones**, lorsqu'il est connecté à une **impédance de charge électrique** spécifiée, et de la transformée de Fourier $\mathcal{F}(p(t))$ de la **forme d'onde des impulsions acoustiques** dans le champ libre non perturbé d'une onde plane à la position du **centre de référence** de l'**hydrophone** si l'**hydrophone** a été retiré

$$\underline{M}_L(f) = \frac{\mathcal{F}(u_L(t))}{\mathcal{F}(p(t))} \quad (3)$$

Note 1 à l'article: La **sensibilité en bout de câble** est un paramètre à valeurs complexes. Son module est exprimé en unités de volts par pascal (V/Pa). Son angle de phase est exprimé en degrés et représente la différence de phase entre la tension électrique et la pression acoustique.

3.26**niveau de sensibilité en bout de câble** $L_{M_L}(f)$

<d'un **hydrophone** ou d'un **ensemble d'hydrophones**> vingt fois le logarithme en base 10 du quotient du module de la **sensibilité en bout de câble** $|\underline{M}_L(f)|$ et d'une sensibilité de référence M_{ref}

$$L_{M_L}(f) = 20 \log_{10} \frac{|\underline{M}_L(f)|}{M_{\text{ref}}} \text{ dB} \quad (4)$$

Note 1 à l'article: Les valeurs couramment utilisées de la sensibilité de référence M_{ref} sont 1 V/μPa ou 1 V/Pa.

Note 2 à l'article: Le **niveau de sensibilité en bout de câble** est exprimé en décibels (dB).

3.27**sensibilité en circuit ouvert en bout de câble** $\underline{M}_C(f)$

<d'un **hydrophone**> quotient de la transformée de Fourier du signal tension-temps en circuit ouvert de l'**hydrophone** $\mathcal{F}(u_C(t))$ à l'extrémité de tout câble intégré ou connecteur de sortie d'un **hydrophone** et de la transformée de Fourier $\mathcal{F}(p(t))$ de la **forme d'onde des impulsions acoustiques** dans le champ libre non perturbé d'une onde plane à la position du **centre de référence** de l'**hydrophone** si l'**hydrophone** a été retiré

$$\underline{M}_C(f) = \frac{\mathcal{F}(u_C(t))}{\mathcal{F}(p(t))} \quad (5)$$

Note 1 à l'article: La **sensibilité en circuit-ouvert en bout de câble** est un paramètre à valeurs complexes. Son module est exprimé en unités de volts par pascal (V/Pa). Son angle de phase est exprimé en degrés et représente la différence de phase entre la tension électrique et la pression acoustique.

3.28

surface du transducteur externe **ouverture du transducteur externe**

partie de la surface d'un **transducteur ultrasonique** ou d'un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** émettant un rayonnement ultrasonore dans le milieu de propagation

VOIR: Figure 1

Note 1 à l'article: Cette surface est réputée accessible pour procéder aux mesurages à l'aide d'un hydrophone dans le milieu de propagation choisi (en général, de l'eau).

Note 2 à l'article: Cette surface est en contact direct avec le patient ou avec un chemin constitué d'eau ou de liquide menant au patient.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.52]

3.29

plan de la surface du transducteur externe **plan de l'ouverture du transducteur externe**

plan orthogonal à l'**axe du faisceau** non défléchi ou à l'axe de symétrie du **plan azimutal** d'un scanner automatique, et physiquement adjacent au **transducteur ultrasonique** et à la **surface du transducteur externe**

VOIR: Figure 2

Note 1 à l'article: Si le **transducteur ultrasonique** est plat, le plan est coplanaire avec la surface de rayonnement du **transducteur ultrasonique**. S'il est concave, le plan touche la périphérie de la surface de rayonnement. S'il est convexe, le plan est tangent au centre de la surface de rayonnement au point de contact.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.53]

3.30

champ lointain

région du champ dans laquelle $z > z_T$ est alignée sur l'**axe de faisceau** pour des transducteurs plans sans focalisation

Note 1 à l'article: Dans le **champ lointain**, la pression acoustique apparaît comme sphériquement divergente depuis un point situé sur ou à proximité de la surface rayonnante. Ainsi, la pression produite par la source acoustique est à peu près inversement proportionnelle à la distance depuis la source.

Note 2 à l'article: Le terme "**champ lointain**" est utilisé dans le présent document uniquement dans le cas de transducteurs sans focalisation. Pour les transducteurs à focalisation, une terminologie différente s'applique aux différentes parties du champ émis (voir IEC 61828).

Note 3 à l'article: Si la forme de l'ouverture du transducteur génère plusieurs **distances de transition**, la distance la plus éloignée du transducteur est utilisée.

3.31

rayon géométrique de l'hydrophone

a_g

rayon défini par les dimensions de l'élément actif d'un **hydrophone**

Note 1 à l'article: Le **rayon géométrique de l'hydrophone** est exprimé en mètres (m).

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.8]

3.32

hydrophone

transducteur qui produit des signaux électriques en réponse aux variations de pression dans l'eau

Note 1 à l'article: Il s'agit principalement d'un dispositif passif conçu et fabriqué pour répondre à la pression acoustique.

Note 2 à l'article: Dans certaines applications, il sert de dispositif actif pour l'émission du son.

[SOURCE: IEC 60050-801:2021, 801-32-26]

3.33

ensemble d'hydrophones

combinaison d'un **hydrophone** et d'un **préamplificateur d'hydrophone**

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.10]

3.34

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 à l'article: Le **préamplificateur de l'hydrophone** requiert une/des tension(s) d'alimentation.

Note 2 à l'article: 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.

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.12]

3.35

pression acoustique instantanée

$p(t)$

pression à un instant et un point donnés dans un champ acoustique, diminuée de la pression ambiante

Note 1 à l'article: La **pression acoustique instantanée** est exprimée en pascals (Pa).

[SOURCE: IEC 60050-802:2011, 802-01-03]

3.36

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 à l'article: 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 plage de fréquences ultrasoniques. Pour les besoins des mesurages auxquels fait référence le présent document et dans des conditions de distance suffisante de l'**ouverture du transducteur externe** (au moins un diamètre de transducteur ou une dimension de transducteur équivalente dans le cas d'un transducteur non circulaire), l'**intensité instantanée** peut être approchée par l'**intensité instantanée dérivée**.

Note 2 à l'article: L'**intensité instantanée** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m²).

3.37

facteur de surface locale

F_a

racine carrée du quotient de la **surface d'ouverture de la source** sur la **surface du faisceau** au point considéré

$$F_a = \sqrt{\frac{A_{SAeff}}{A_b}} \quad (6)$$

Note 1 à l'article: La **surface locale du faisceau** correspondante, A_b , est celle pour laquelle la valeur de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est supérieure à 0,135 (c'est-à-dire, $1/e^2$) fois la valeur maximale dans la section.

Note 2 à l'article: Si le profil du faisceau est approximativement gaussien à la distance à l'étude et si la surface du faisceau au niveau de -6 dB, $A_{b,6}$, est connue, la **surface** locale du **faisceau** peut être calculée sous la forme $A_b =$

$$A_{b,6}/0,69: (0,69 = 3 \ln(10)/10): F_a = \sqrt{\frac{0,69 A_{SAeff}}{A_{b,6}}}.$$

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.11 modifiée – "ouverture source" a été remplacée par "surface d'ouverture de la source"; la formule du cas général a été ajoutée; la deuxième phrase de la définition originale a été déplacée en Note 1 à l'article; la troisième phrase de la définition originale a été transformée en Note 2 à l'article et fournit plus de précisions et le symbole de la **surface du faisceau** à -6 dB a été modifié pour être conforme à l'Article 4.]

3.38

paramètre de déformation locale

σ_q

indice permettant de prévoir la déformation non linéaire d'un ultrason pour un **transducteur ultrasonique**

$$\sigma_q = z p_m \frac{2\pi f_{awf} \beta}{\rho \cdot c^3} \frac{1}{\sqrt{F_a}} \quad (7)$$

où

z est la distance axiale du point pris en considération à la face du transducteur;

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**;

β est le paramètre non linéaire ($\beta = 1 + B/2A = 3,5$ pour l'eau douce à 20 °C);

f_{awf} est la **fréquence d'application acoustique**;

F_a est le **facteur de surface locale**.

Note 1 à l'article: Si le système d'émission comprend une colonne interne qui utilise un milieu de propagation à base d'eau ou équivalent à l'eau, la distance de décalage entre l'élément transducteur et la face du transducteur augmente la longueur réelle du trajet z à prendre en considération. La distance nominale entre l'intersection de l'**axe du faisceau** avec le cristal et la face du transducteur peut être utilisée.

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.12, modifiée – Le texte de la définition a été modifié considérablement, toutefois la formule reste inchangée; la Note 1 à l'article a été ajoutée.]

3.39

plan longitudinal

plan défini par l'**axe du faisceau** et un axe orthogonal spécifié

VOIR: Figure 1

3.40

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 1 à l'article: La **pression acoustique de crête moyenne** est exprimée en pascals (Pa).

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.13, modifiée – La Note 1 à l'article a été ajoutée.]

3.41**champ proche**

région du champ dans laquelle $z < z_T$ est alignée sur l'**axe de faisceau** pour des transducteurs plans sans focalisation

Note 1 à l'article: Dans le cas des transducteurs circulaires plans, il se trouve à une distance inférieure à $A_{ob}/\pi\lambda$, où A_{ob} est la **surface du faisceau de sortie** et λ la longueur d'onde de l'ultrason qui correspond à la **fréquence acoustique**.

Note 2 à l'article: Si la forme de l'ouverture du transducteur génère plusieurs **distances de transition**, la distance la plus proche du transducteur est utilisée.

3.42**nombre d'impulsions par ligne d'exploration ultrasonique**

n_{pps}

nombre d'impulsions acoustiques se propageant le long d'une **ligne d'exploration ultrasonique** particulière

Note 1 à l'article: Ici la **ligne d'exploration ultrasonique** se réfère au parcours des impulsions acoustiques sur un **axe du faisceau** particulier en **modes exploreurs** et non **explorateurs**.

Note 2 à l'article: Ce nombre peut être utilisé dans le calcul de toute valeur moyenne temporelle des ultrasons par des mesures de l'**hydrophone**.

Note 3 à l'article: L'exemple suivant représente le **nombre d'impulsions par ligne d'exploration ultrasonique** et le **nombre de lignes d'exploration ultrasoniques** (représente la fin de la salve):

1 2 3 4; 1 2 3 4; 1 2 3 4... $n_{pps} = 1$; $n_{sl} = 4$
 1 1 2 2 3 3 4 4; 1 1 2 2 3 3 4 4; ... $n_{pps} = 2$; $n_{sl} = 4$
 1 1 1 1 2 2 2 2 3 3 3 3 4 4 4 4; 1 1 1 1 2 2 2 2 3 3 3 3 4 4 4 4; ... $n_{pps} = 4$; $n_{sl} = 4$
 1 1 2 2 3 3 4 4 1 1 1 2 2 2 3 3 3 4 4 4; 1 1 2 2 3 3 4 4 1 1 1 2 2 2 3 3 3 4 4 4; ... $n_{pps} = 5$; $n_{sl} = 4$ (dans une salve, les impulsions descendent à chaque ligne sans être contigües)

Note 4 à l'article: Dans une salve, toutes les lignes d'exploration n'ont peut-être pas la même valeur n_{pps} .
 Par exemple: 1 2 2 3 3 4; 1 2 2 3 3 4; ... avg $n_{pps} = 1,5$; max $n_{pps} = 2$; $n_{sl} = 4$

[SOURCE: IEC 61157:2007/AMD1:2013, 3.45 modifiée – Le quatrième exemple de la Note 3 à l'article a été corrigé et le dernier exemple a été transformé en Note 4 à l'article.]

3.43**nombre de lignes d'exploration ultrasonique**

n_{sl}

quantité de **lignes d'exploration ultrasonique** excitées pendant une **période de répétition d'exploration**

Note 1 à l'article: Ce nombre peut être utilisé dans le calcul des valeurs moyennes temporelles des **modes exploreurs** par des mesures de l'**hydrophone**.

[SOURCE: IEC 61157:2007/AMD1:2013, 3.46]

3.44**distance de décalage**

d_{offset}

distance entre le **plan d'ouverture de la source** et le **plan de la surface du transducteur externe**, mesurée le long de l'**axe du faisceau**

VOIR: Figure 2

Note 1 à l'article: La **distance de décalage** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.90]

3.45

mode opératoire

mode de fonctionnement d'un **système**

3.45.1

mode opératoire combiné

mode opératoire qui combine plusieurs **modes opératoires discrets**

Note 1 à l'article: 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**.

3.45.2

mode opératoire discret

mode opératoire des **appareils de diagnostic médical à ultrasons** dans lequel l'objectif de l'excitation du **transducteur ultrasonique** ou du **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** est d'appliquer seulement une méthodologie de diagnostic

Note 1 à l'article: 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) qui utilise seulement un type d'impulsion acoustique sont autant d'exemples de **modes opératoires discrets**.

3.45.3

mode inclusif

mode opératoire combiné dont les niveaux de puissance acoustique (p_r et I_{spta}) sont inférieurs à ceux qui correspondent à un **mode opératoire discret**

3.45.4

mode non explorateur

mode opératoire qui implique une séquence d'impulsions ultrasoniques donnant lieu à des **lignes d'exploration ultrasonique** qui suivent le même parcours acoustique

3.45.5

mode explorateur

mode opératoire qui implique une séquence d'impulsions ultrasoniques donnant lieu à des **lignes d'exploration ultrasonique** qui ne suivent pas le même parcours acoustique

3.46

surface du faisceau de sortie

A_{ob}

surface du faisceau acoustique dérivée de la **surface du faisceau** à -12 dB au niveau de l'**ouverture du transducteur externe**

Note 1 à l'article: Pour des raisons d'exactitude de mesure, la **surface du faisceau de sortie** à -12 dB découle 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 à l'article: 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 à l'article: La **surface du faisceau de sortie** est exprimée en unités de mètre carré (m^2).

3.47

dimensions du faisceau de sortie

X_{ob}, Y_{ob}

dimensions du faisceau acoustique (**largeur de faisceau**-12 dB) dans les directions spécifiées perpendiculaires l'une par rapport à l'autre et perpendiculaire à l'**axe du faisceau** et à l'**ouverture du transducteur externe**

Note 1 à l'article: Pour des raisons d'exactitude de mesure, les **dimensions du faisceau de sortie** à –12 dB découlent 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 à l'article: 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 à l'article: Les **dimensions du faisceau de sortie** sont exprimées en mètres (m).

3.48 intensité du faisceau de sortie

I_{ob}

sortie d'énergie moyenne temporelle divisée par la **surface du faisceau de sortie**

Note 1 à l'article: L'**intensité du faisceau de sortie** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.49 pression acoustique de crête

p_c (ou p_+) ou p_r (ou p_-)

pression acoustique de compression de crête ou **pression acoustique de raréfaction de crête**

Note 1 à l'article: La **pression acoustique de crête** est exprimée en pascals (Pa).

3.50 pression acoustique de compression de crête

p_c (ou p_+)

pression acoustique instantanée positive maximale dans un champ acoustique ou un plan spécifié lors d'une **période acoustique de répétition**

Note 1 à l'article: La **pression acoustique de compression de crête** est exprimée en pascals (Pa).

Note 2 à l'article: La définition de la **pression acoustique de compression de crête** s'applique également à la pression acoustique positive de crête utilisée dans tous les ouvrages de référence.

3.51 pression acoustique de raréfaction de crête

p_r (ou p_-)

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 à l'article: La **pression acoustique de raréfaction de crête** est exprimée en utilisant un nombre positif pour la valeur numérique.

Note 2 à l'article: La **pression acoustique de raréfaction de crête** est exprimée en pascals (Pa).

Note 3 à l'article: La définition de la **pression acoustique de raréfaction de crête** s'applique également à la pression acoustique négative de crête utilisée dans tous les ouvrages de référence.

3.52 plan longitudinal principal

plan contenant l'**axe du faisceau** et deux points qui définissent la **largeur de faisceau –6 dB** minimale

VOIR: Figure 1

Note 1 à l'article: Le choix de cet axe est arbitraire pour un transducteur à symétrie circulaire.

Note 2 à l'article: En présence d'un trou au centre d'un transducteur HITU, dans lequel se trouve un transducteur d'imagerie de diagnostic, cet axe est aligné sur l'axe azimutal du transducteur d'imagerie.

Note 3 à l'article: Pour les **transducteurs ultrasoniques** rectangulaires, il s'agit du plan parallèle à leur côté le plus long.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.110 modifiée – La référence au transducteur HITU a été supprimée de la Note 1 à l'article.]

3.53

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 1 à l'article: Cette définition concerne les impulsions et les salves.

Note 2 à l'article: L'**intensité moyenne de l'impulsion** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m²).

3.54

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

VOIR: Figure 4

Note 1 à l'article: 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 à l'article: La **durée d'impulsion** est exprimée en secondes (s).

3.55

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 à l'article: Pour les besoins des mesurages auxquels fait référence le présent document, l'**intégrale d'intensité d'impulsion** est proportionnelle à l'**intégrale de pression d'impulsion au carré**.

Note 2 à l'article: L'**intégrale d'intensité d'impulsion** est exprimée en unités de joule par mètre carré (J/m²).

3.56

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 1 à l'article: L'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est exprimée en unités de pascal au carré secondes (Pa²s).

3.57

période de répétition des impulsions

p_{rp}

intervalle de temps entre deux impulsions successives ou giclées de tonalité d'impulsions qui comprend un **mode opératoire discret**

Note 1 à l'article: La **période de répétition des impulsions** est exprimée en secondes (s).

3.58

régime de répétition des impulsions

p_{rr}

inverse de la **période de répétition des impulsions**

Note 1 à l'article: Le **régime de répétition des impulsions** est exprimé en hertz (Hz).

3.59**centre de référence**

<d'un **hydrophone**> point situé sur, à l'intérieur ou au voisinage d'un **hydrophone**, autour duquel ses caractéristiques électro-acoustiques sont définies

Note 1 à l'article: Sauf indication contraire, le **centre de référence** correspond souvent au centre géométrique d'un élément actif de l'**hydrophone**.

[SOURCE: IEC 60500:2017, 3.26, modifiée – Le contexte <d'un **hydrophone**> et le terme "élément actif" dans la Note 1 à l'article ont été ajoutés. Dans la définition, le mot "géométriques" a été supprimé.]

3.60**pression acoustique efficace**

p_{RMS}

valeur efficace de la **pression acoustique instantanée** en un point donné du champ acoustique

Note 1 à l'article: Sauf spécification contraire, il convient de prendre la moyenne sur un nombre entier de **périodes acoustiques de répétition**.

Note 2 à l'article: La **pression acoustique efficace** est exprimée en pascals (Pa).

3.61**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 du faisceau** qui passent par la surface au cours de l'exploration

Note 1 à l'article: La forme du plan (ou de la surface) spécifié(e) est identique à celle de l'**ouverture du transducteur externe**.

Note 2 à l'article: La **surface d'exploration** est exprimée en unités de mètre carré (m²).

3.62**plan d'exploration**

<pour les systèmes explorateurs automatiques> plan qui contient toutes les **lignes d'exploration ultrasonique**

Note 1 à l'article: Certains systèmes explorateurs offrent la possibilité d'orienter le faisceau ultrasonique dans deux directions. Dans ce cas, aucun **plan d'exploration** ne satisfait à cette définition. Néanmoins, il peut être utile de considérer qu'un plan qui passe 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**.

3.63**période de répétition des explorations**

s_{rp}

<pour les systèmes explorateurs automatiques à séquence périodique d'exploration> intervalle de temps entre des points identiques sur deux explorations, secteurs ou images successifs

Note 1 à l'article: En général, le présent document part du principe 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 le présent document. L'approche décrite à l'Annexe F peut être utile lorsque la synchronisation ne peut être obtenue.

Note 2 à l'article: La **période de répétition des explorations** est exprimée en secondes (s).

3.64**régime de répétition des explorations**

s_{rr}

inverse de la **période de répétition des explorations**

Note 1 à l'article: Le **régime de répétition des explorations** est exprimé en hertz (Hz).

3.65

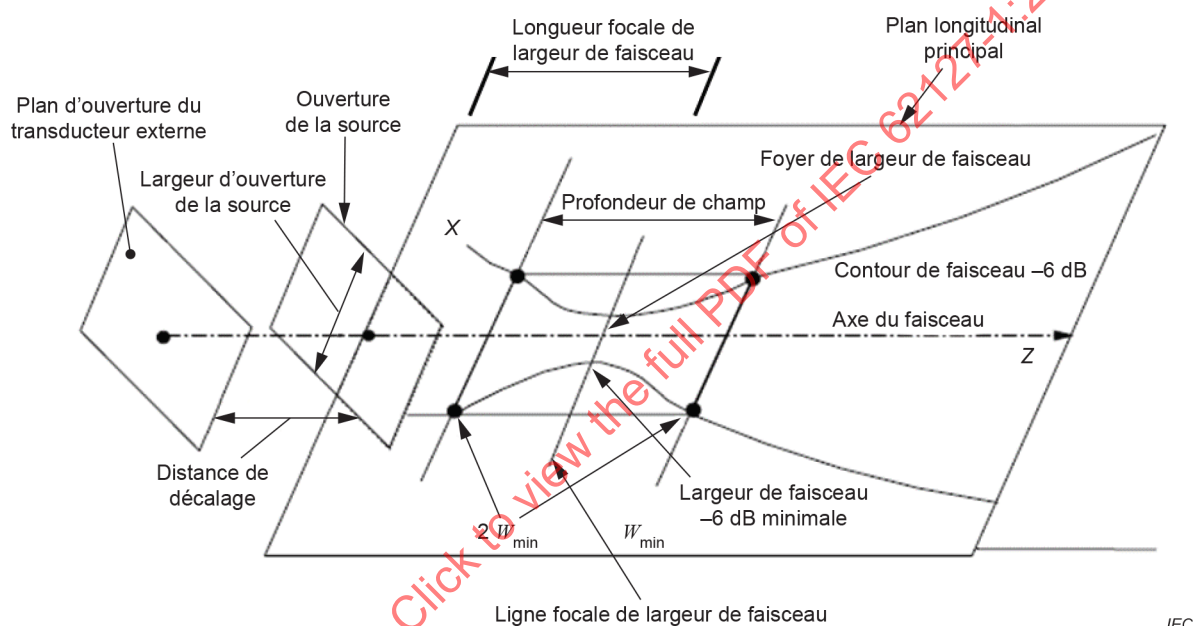
surface d'ouverture de la source A_{SAeff}

surface d'ouverture équivalente pour un **transducteur ultrasonique** de caractéristiques inconnues, mesurée comme la surface dans le contour de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** à -20 dB dans le plan de mesure le plus proche possible (plan d'ouverture de la source) de l'**ouverture du transducteur externe**

VOIR: Figure 2

Note 1 à l'article: La surface nominale d'émission de la source peut être utilisée pour calculer le **paramètre de déformation locale** σ_q lorsqu'il existe un décalage significatif entre le cristal du transducteur et la face avant en raison d'une colonne interne.

Note 2 à l'article: La **surface d'ouverture de la source** est exprimée en unités de mètre carré (m^2).



[SOURCE: IEC 61828:2020]

Figure 2 – Ouvertures et plans différents pour un transducteur de géométrie inconnue

3.66

plan d'ouverture de la source

plan de mesurage le plus proche possible du **plan de la surface du transducteur externe** et perpendiculaire à l'**axe du faisceau**

VOIR: Figure 2

Note 1 à l'article: Si la **distance de décalage** est nulle, le **plan d'ouverture de la source** peut coïncider avec le **plan d'ouverture du transducteur externe**.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.135]

3.67

largeur d'ouverture source

L_{SA}

<dans un **plan longitudinal** spécifié> plus grande **largeur de faisceau** -20 dB le long de la ligne d'intersection entre le **plan longitudinal** désigné et le **plan d'ouverture de la source**

VOIR: Figure 2

Note 1 à l'article: S'il s'agit d'un transducteur à symétrie circulaire, un balayage de ligne radial est suffisant pour déterminer la largeur.

Note 2 à l'article: Si le transducteur HITU comporte un trou en son centre, le début et la fin des points –20 dB de la largeur sont mesurés et notés par rapport au centre.

Note 3 à l'article: La **largeur d'ouverture source** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: IEC 61828: 2020, 2020, 3.136 modifiée – La référence au transducteur HITU a été supprimée de la Note 1 à l'article.]

3.68

intensité moyenne de l'impulsion de moyenne spatiale

I_{sapa}

intensité moyenne de l'impulsion d'un transducteur ultrasonique ou groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques moyennée sur la **surface du faisceau** pour le transducteur ultrasonique ou le groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques particulier

Note 1 à l'article: Une salve est également considérée comme une impulsion.

Note 2 à l'article: L'**intensité moyenne de l'impulsion de moyenne spatiale** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.69

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 1 à l'article: L'**intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.70

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 1 à l'article: L'**intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.71

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 1 à l'article: La **pression acoustique efficace à la crête spatiale** est exprimée en pascals (Pa).

3.72

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 à l'article: 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 n'a pas lieu.

Note 2 à l'article: L'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.73

pression acoustique à la crête spatiale et temporelle

p_{sptp}

valeur supérieure de la **pression acoustique de compression de crête** et de la **pression acoustique de raréfaction de crête**

Note 1 à l'article: La **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle** est exprimée en pascals (Pa).

3.74

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 1 à l'article: L'**intensité à la crête spatiale et temporelle** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.75

intensité dérivée de la moyenne temporelle

I_{ta}

moyenne temporelle de l'**intensité instantanée** en un point particulier dans un champ acoustique

Note 1 à l'article: La moyenne temporelle est prise sur un nombre entier de **périodes acoustiques de répétition**.

Note 2 à l'article: En principe, l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** est une moyenne temporelle calculée sur un intervalle de temps relativement long. Pour les appareils de diagnostic médical à ultrasons en **modes non explorateurs**, la moyenne de l'**intensité instantanée** est calculée sur une ou plusieurs **périodes de répétition des impulsions**. Pour les appareils de diagnostic médical à ultrasons en **modes explorateurs**, la moyenne de l'**intensité instantanée** est calculée sur une ou plusieurs **périodes de répétition d'exploration** pour un **mode opératoire** spécifié.

Note 3 à l'article: L'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.76

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 1 à l'article: La **pression acoustique à la crête temporelle** est exprimée en pascals (Pa).

3.77

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 1 à l'article: L'**intensité à la crête temporelle** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.78

intensité moyenne temporelle

$I_{w,\Delta t/s}(t)$

valeur variant dans le temps de l'**intensité instantanée** moyennée sur un intervalle de temps d'une durée de Δt

$$I_{w,\Delta t/s}(t) = \frac{1}{\Delta t} \int_{t-\Delta t/2}^{t+\Delta t/2} I(t') dt' \quad (8)$$

où

$I(t)$ est l'**intensité instantanée**;

$\Delta t/s$ est la valeur numérique de déplacement de l'intervalle de temps en secondes;

t' est la variable d'intégration.

Note 1 à l'article: L'**intensité moyenne temporelle** variant dans le temps pendant un intervalle de temps de 20 s, par exemple, est notée par $I_{w,20}(t)$.

Note 2 à l'article: L'**intensité moyenne temporelle** est exprimée en unités de watt par mètre carré (W/m^2).

3.79

surface d'ouverture du transducteur

A_{TA}

surface active effective d'un **transducteur ultrasonique** dans le **plan d'ouverture du transducteur**

Note 1 à l'article: La **surface d'ouverture du transducteur** est exprimée en mètres carrés (m^2).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.145]

3.80

plan d'ouverture du transducteur

plan orthogonal à l'**axe du faisceau** non dirigé et physiquement adjacent au **transducteur ultrasonique**

VOIR: Figure 1

Note 1 à l'article: Si le **transducteur ultrasonique** est plat, le plan est coplanaire avec 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.

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.146]

3.81

largeur d'ouverture du transducteur

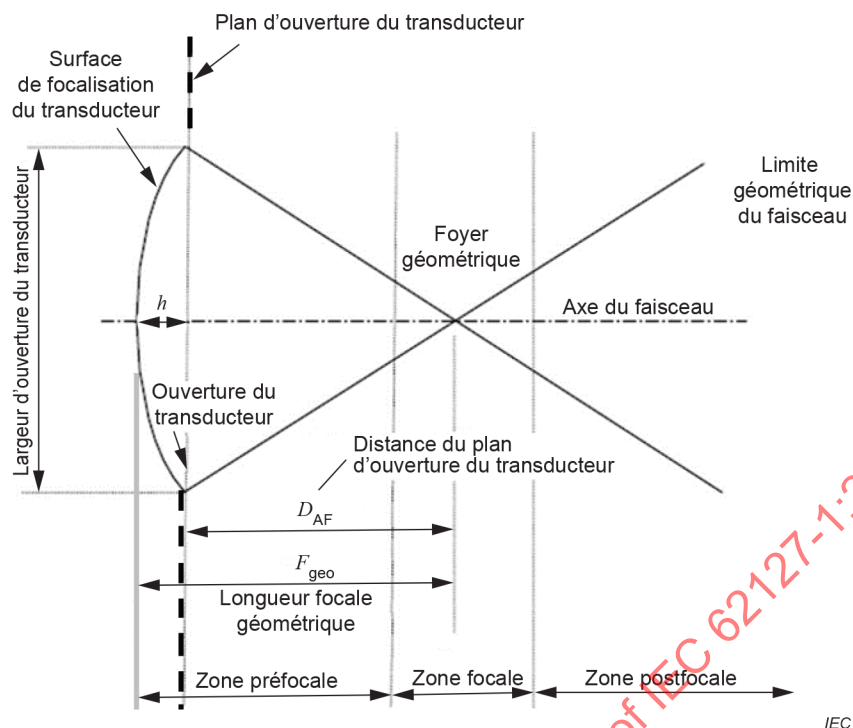
L_{TA}

largeur complète de l'ouverture du transducteur selon un axe spécifié orthogonal à l'**axe du faisceau** non dirigé au centre du transducteur

VOIR: Figure 3

Note 1 à l'article: La **largeur d'ouverture du transducteur** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.148 modifiée – Les mots "au centre du transducteur" ont été ajoutés à la définition.]



Le rayon de courbure est $D = D_{AF} + h$.

[SOURCE: IEC 61828:2020]

Figure 3 – Paramètres pour la description d'un transducteur focalisant de géométrie connue

3.82

ensemble de transducteur

ensemble de pièces de l'appareil de diagnostic médical à ultrasons qui comporte 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 1 à l'article: L'ensemble de transducteur peut généralement être séparé du pupitre de l'appareil à ultrasons.

3.83

distance de transition

z_T

surface de l'ouverture divisée par π fois la longueur d'onde effective λ

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.153 modifiée – Les mots "fois la longueur d'onde effective" ont été ajoutés à la définition.]

3.83.1

distance de transition pour la conception

z_{TD}

<pour un plan longitudinal donné> surface d'ouverture du transducteur, A_{TA} , du transducteur ultrasonique divisée par π fois la longueur d'onde effective λ

$$z_{TD} = A_{TA}/(\pi\lambda) \quad (9)$$

Note 1 à l'article: Pour la conception, pour un **transducteur ultrasonique** sans apodisation à symétrie circulaire par rapport à l'**axe du faisceau**, la **surface d'ouverture de la source** est πa_e^2 , où a_e est le rayon effectif. La **distance de transition** est donc $z_T = a_e^2/\lambda$.

Note 2 à l'article: Pour un transducteur à focalisation sphérique, la **distance de transition** est pratiquement la même, mais plus exactement, elle est $z_T = 2D^2 \left(1 - \sqrt{1 - (a/D)^2}\right) / \lambda$ où D est le rayon de courbure.

Note 3 à l'article: Pour la conception, pour un **transducteur ultrasonique** rectangulaire sans apodisation présentant une **largeur d'ouverture du transducteur**, L_{TA1} , dans un **plan longitudinal** spécifié, la surface effective dans le plan est $(L_{TA1})^2$. Par conséquent, pour ce plan, la **distance de transition** est $z_{T1} = (L_{TA1})^2/(\pi\lambda)$. La **distance de transition** pour le **plan longitudinal** orthogonal incluant la deuxième **largeur d'ouverture du transducteur** est $z_{T2} = (L_{TA2})^2/(\pi\lambda)$.

Note 4 à l'article: Pour les transducteurs à apodisation et à symétrie régulière ou à fonction de pondération W (normalisée pour une valeur maximale de 1 pour la distribution de vitesse de particule), les **distances de transition** sont comme suit.

Pour un transducteur à symétrie circulaire ayant un rayon actif a :

$$z_T = \left(\frac{2}{\lambda}\right) \int_0^a W(r) r dr$$

Pour un transducteur rectangulaire ayant une ouverture physique de longueur L dans un plan longitudinal donné, par exemple xz :

$$z_T = \left(\frac{4}{\pi\lambda}\right) \left| \int_0^{L/2} W(x) dx \right|^2$$

Note 5 à l'article: Pour des formes symétriques autres que les cas les plus courants de symétrie circulaire et de géométrie rectangulaire, la même définition de **distance de transition** peut être employée. Par exemple, pour des ouvertures à symétrie n ($n > 2$) telles que des hexagones ou octogones, la **distance de transition** dans un plan de symétrie perpendiculaire à un côté est égale à la surface de l'ouverture divisée par $(\pi\lambda)$. Pour des réseaux annulaires à plusieurs anneaux, la surface équivalente est la surface totale (de tous les anneaux) de l'ouverture active. Dans les cas où un phasage unique est employé, tels que pour un réseau annulaire à changements de phase alternés (0° ou 180°) et à focalisation dirigée ou dans les cas où l'ouverture est de forme et de phasage inhabituels, un calcul de diffraction tridimensionnel est employé pour déterminer la largeur de faisceau minimale correspondant à la **distance de transition** appropriée.

Note 6 à l'article: La **distance de transition pour la conception** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.153.1, modifiée – La Note 6 à l'article initiale été omise ici.]

3.83.2

distance de transition pour les mesures

z_{TM}

<pour un **plan longitudinal** donné> **surface d'ouverture de la source**, A_{SAeff} , du **transducteur ultrasonique** divisée par π fois la longueur d'onde effective λ

$$z_{TM} = A_{SAeff}/(\pi\lambda) \quad (10)$$

Note 1 à l'article: Pour les mesures dans chaque **plan longitudinal** spécifié, la **largeur d'ouverture de la source** dans ce plan est utilisée où $z_{T1} = (L_{SA1})^2/(\pi\lambda)$. Dans l'autre plan orthogonal, $z_{T2} = (L_{SA2})^2/(\pi\lambda)$.

Note 2 à l'article: La **distance de transition pour les mesures** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2020, 3.153.2]

3.84

projecteur ultrasonore

ensemble comprenant un **transducteur ultrasonique** et les parties associées pour une application locale d'**ultrasons** à un patient

[SOURCE: IEC 60601-2-5:2009, 201.3.214, modifiée – Une note dans la définition originale a été supprimée.]

3.85

pupitre d'appareil à ultrasons

ensemble électronique auquel l'**ensemble de transducteur** est associé

3.86

ligne d'exploration ultrasonique

<pour les systèmes explorateurs> **axe du faisceau** soit pour un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** particulier, soit pour une excitation particulière d'un **transducteur ultrasonique** ou d'un groupe d'**éléments transducteurs ultrasoniques**

Note 1 à l'article: Dans le présent document, une **ligne d'exploration ultrasonique** se réfère au parcours des impulsions acoustiques et non à une ligne sur une image sur l'écran de visualisation d'un système.

Note 2 à l'article: En général, le présent document part du principe 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 le présent document. L'approche décrite à l'Annexe F peut être utile lorsque la synchronisation ne peut être obtenue.

Note 3 à l'article: Le cas dans lequel une seule excitation produit des faisceaux acoustiques qui se propagent le long de plusieurs **axes de faisceau** n'est pas pris en considération.

3.87

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 à l'article: Pour cette définition, il est pris pour hypothèse 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 à l'article: La **séparation des lignes d'exploration ultrasonique** est exprimée en mètres (m).

3.88

transducteur ultrasonique

appareil qui permet de convertir l'énergie électrique en énergie mécanique dans la plage de fréquences ultrasonores et/ou, réciproquement, l'énergie mécanique en énergie électrique

3.89

élément de transducteur ultrasonique

élément d'un **transducteur ultrasonique** excité afin de produire un signal acoustique

3.90

groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques

groupe d'éléments d'un **transducteur ultrasonique** excités simultanément afin de produire un signal acoustique

3.91

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 1 à l'article: Les **dimensions du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** sont exprimées en mètres (m).

3.92

incertitude

paramètre associé au résultat d'un mesurage, qui caractérise la dispersion des valeurs qui peuvent être raisonnablement attribuées au mesurande

Note 1 à l'article: Voir ISO/IEC Guide 98-3:2008, 2.2.3.

4 Symboles

a_h	taille efficace de l'hydrophone
a_g	rayon géométrique de l'hydrophone
a_t	rayon efficace d'un transducteur ultrasonique sans focalisation
$a_{\max}$	rayon efficace maximal pour une application particulière de l' hydrophone
arp	période acoustique de répétition
$A_{b,6}, A_{b,20}$	surface du faisceau correspondant à une surface pour -6 dB et pour -20 dB
A_g	surface géométrique d'un transducteur ultrasonique
A_{ob}	surface du faisceau de sortie
A_s	surface d'exploration
A_{SAeff}	surface d'ouverture de la source
A_{TA}	surface d'ouverture du transducteur
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
d_{offset}	distance de décalage
f_{awf}	fréquence acoustique, fréquence d'application acoustique
f_p	fréquence acoustique d'impulsion de crête
f_t	fréquence acoustique à moyenne temporelle
F_a	facteur de surface locale
I	intensité instantanée
I_{ob}	intensité du faisceau de sortie
I_{pa}	intensité moyenne de l'impulsion
I_{sapa}	intensité moyenne de l'impulsion 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
$I_{w,\Delta t/s}$	intensité moyenne temporelle

k	$2\pi/\lambda$
K_{sa}	facteur de correction de la moyenne spatiale
$L_{M_L}(f)$	niveau de sensibilité en bout de câble
$L_P(f)$	niveau de pression spectral
$\underline{LP}(f)$	fonction de filtrage passe-bas
L_{TA}	largeur d'ouverture du transducteur
L_{SA}	largeur d'ouverture source
$\underline{M_C}(f)$	sensibilité en circuit ouvert en bout de câble
$\underline{M_L}(f)$	sensibilité en bout de câble
n_{pps}	nombre d'impulsions par ligne d'exploration ultrasonique
n_{sl}	nombre de lignes d'exploration ultrasonique par image pour la répartition spatiale
p	pression acoustique instantanée
p_{ii}	intégrale d'intensité d'impulsion
$ppsi$	intégrale de pression d'impulsion au carré
p_m	pression acoustique de crête moyenne
p_{tp}	pression acoustique à la crête temporelle
prr	régime de répétition des impulsions
prp	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
$p_c(p^+)$	pression acoustique de compression de crête
$pr(p_-)$	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
srp	période de répétition des explorations
srr	régime de répétition des explorations
t_d	durée d'impulsion
$\underline{U_L}(f)$	tension en bout de câble d'un hydrophone
v	vitesse acoustique instantanée
w_6, w_{12}, w_{20}	largeur de faisceau (niveaux à –6 dB, –12 dB et –20 dB)
X_{ob}, Y_{ob}	dimensions du faisceau de sortie
z	distance entre un hydrophone et un transducteur ultrasonique
z_c	distance z_c
z_{ppsi}	distance z_{ppsi}

z_r	distance z_r
z_{spta}	distance z_{spta}
z_T	distance de transition
z_{TD}	distance de transition pour la conception
z_{TM}	distance de transition pour les mesurages
Z_h	impédance de sortie électrique complexe d'un hydrophone ou d'un ensemble d'hydrophones
Z_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
λ	longueur d'onde acoustique dans un liquide
ρ	densité du milieu (en principe de l'eau)
σ_q	paramètre de déformation locale
ω	$(2\pi f_{\text{awf}})$ fréquence circulaire

5 Exigences de mesure

5.1 Exigences relatives aux hydrophones et aux amplificateurs

5.1.1 Avertissement

Pour sélectionner un **hydrophone** et un amplificateur adaptés au type de mesure à réaliser, il faut assurer 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 l'IEC 62127-3.

5.1.2 Généralités

Le présent document estime qu'un **hydrophone** est un appareil qui répond aux ondes acoustiques aquatiques [voir IEC 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 $\underline{M}_L(f)$ 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

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1}[\underline{U}_L(f) / \underline{M}_L(f)] \quad (11)$$

où

$\mathcal{F}^{-1}$ indique la transformée de Fourier inverse;

$\underline{U}_L(f)$ est le résultat de la transformée de Fourier de $u_L(t)$.

NOTE 1 Voir 5.1.7.2 et l'Annexe D pour mettre en œuvre cette méthode.

NOTE 2 Pour des raisons de complétude mathématique, il est nécessaire d'inclure dans la formule (11) l'opérateur de la partie réelle, Re, du côté droit. Cependant, pour le type de spectres concernés ici, les données du domaine temporel ne sont pas susceptibles de comprendre des composantes imaginaires, à l'exception d'un éventuel résidu numérique constant. Re est donc omis dans cette formule dans l'ensemble du document.

Si l'**hydrophone** ou l'**ensemble d'hydrophones** satisfait aux exigences d'une approximation de la bande étroite spécifiée en 5.1.7.1, la **pression acoustique instantanée** peut être déterminée par la formule (12):

$$p(t) = u_L(t) / |\underline{M}_L(f_{awf})| \quad (12)$$

où

$|\underline{M}_L(f_{awf})|$ est le module de 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 3.22).

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 l'IEC 62127-3 peut être utilisée pour déterminer la **sensibilité en bout de câble**, en prenant pour hypothèse 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 l'IEC 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 à l'Annexe B, auquel cas, il est nécessaire de connaître la réponse directionnelle à la **fréquence d'application acoustique** appropriée. En second lieu, la réponse directionnelle permet de déduire la **taille efficace de l'hydrophone**.

5.1.5 Taille efficace de l'hydrophone

La **taille efficace de l'hydrophone** doit être connue et déterminée en suivant la méthode décrite dans l'IEC 62127-3.

5.1.6 Choix de la taille de l'élément actif d'un hydrophone

5.1.6.1 Généralités

Le choix de la **taille efficace de l'hydrophone** pour une application particulière doit être déterminée en considérant ce qui suit.

Dans l'idéal, il convient que la taille efficace de l'élément soit inférieure 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 le critère 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 la formule (13):

$$a_{\max} = \frac{\lambda}{8a_1} (l^2 + a_1^2)^{1/2} \quad (13)$$

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 [2]¹ et [3].

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 mesurages 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 mesurages, un **hydrophone** piézoélectrique étant un détecteur sensible à la phase qui intègre la pression acoustique complexe à son élément actif.

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 à la **taille 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 [2], [3], [4], [5].

L'effet de la moyenne spatiale peut également être traité par déconvolution spatiale de l'ouverture de l'**hydrophone**, comme cela est proposé dans [6], [7], [8]. Toutefois, dans des cas pratiques, cette méthode peut poser des problèmes de rapport signal-bruit.

¹ Les chiffres entre crochets se réfèrent à la Bibliographie.

Pour les **formes d'onde des impulsions acoustiques** non linéaires à large bande, il convient d'appliquer la méthode de filtrage spectral inverse (voir l'Article E.2) pour corriger la moyenne spatiale.

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 lorsque le **paramètre de déformation locale** 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 à l'étude.

NOTE 1 Lors du mesurage des signaux acoustiques à bande étroite, il est retenu par hypothèse 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 du mesurage 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 plage de fréquences nécessaires à la représentation précise du signal acoustique.

Si la valeur du **paramètre de déformation locale** est supérieure à 0,5 (voir 7.2.4), le **niveau de sensibilité en bout de câble de l'hydrophone** ou de l'**ensemble d'hydrophones** doit varier de moins de ± 3 dB sur la plage de fréquences (f) allant d'une octave au-dessous à trois octaves au-dessus de la **fréquence d'application acoustique**, dans laquelle le point de référence 0 dB se trouve à la **fréquence d'application acoustique**, f_{awf} . En d'autres termes, pour

$$f_{awf}/2 \leq f \leq 8 f_{awf} \quad (14)$$

$$L_{M_L}(f_{awf}) - 3 \text{ dB} \leq L_{M_L}(f) \leq L_{M_L}(f_{awf}) + 3 \text{ dB} \quad (15)$$

où $L_{M_L}(f) = 20 \log_{10} \frac{|M_L(f)|}{M_{ref}} \text{ dB}$ et $M_{ref} = 1 \frac{\text{V}}{\text{Pa}}$.

NOTE 3 Une explication scientifique justifie l'utilisation d'une plage étendue $f_{awf}/16 \leq f \leq 8 f_{awf}$ (c'est-à-dire, de quatre octaves au-dessous à trois octaves au-dessus de f_{awf}) sur la base de [9] et [10] (voir également l'Annexe A). Toutefois, les données d'étalonnage de l'**hydrophone** déterminées expérimentalement ne sont disponibles que pour une **largeur de bande** limitée, par exemple de 1 MHz à 100 MHz. Pour apprécier si l'approximation à bande étroite au moyen des formules (14) et (15) est appropriée, l'extrapolation de la réponse en fréquence de l'**hydrophone** peut être appliquée comme méthode alternative conformément aux spécifications de 5.1.7.2.2 y compris les Notes 1, 2 et 3, ainsi que de l'Annexe D pour les mesurages à large bande, si cela est nécessaire. En d'autres termes, l'extrapolation de $M_L(f)$ peut être utilisée pour couvrir les fréquences f hors de la plage d'étalonnage disponible, au maximum en dessous de la moitié de la **fréquence d'application acoustique** vers zéro et au-dessus de la plus petite des fréquences suivantes: quatre fois la **fréquence d'application acoustique** et 100 MHz vers la fréquence Nyquist $f_{Nyquist}$, par exemple pour $0 \leq f < f_{awf}/2$ et pour $\min[4 f_{awf}, 100 \text{ MHz}] < f \leq f_{Nyquist}$. Des informations détaillées sur les considérations relatives à une extrapolation appropriée sont disponibles en D.4.2.

Si les exigences liées à l'approximation à bande étroite ne sont pas satisfaites, la méthode de mesure à large bande spécifiée en 5.1.7.2 doit être appliquée.

Si la méthode de mesure à large bande de 5.1.7.2 est mise en œuvre dans le système de mesure, elle peut être utilisée pour toutes les situations y compris celles couvertes par les exigences d'approximation à bande étroite.

Les mesurages effectués conformément aux exigences de la première édition de l'IEC 62127-1 peuvent avoir pris en considération les contributions en fréquence à hauteur de 40 MHz

seulement. Les exigences modifiées de la présente seconde édition n'impliquent pas que ces mesurages antérieurs doivent être répétés dans le cadre des mesurages de la sortie des appareils qui ont déjà été caractérisés conformément à la première édition. Au besoin, l'erreur systématique de la largeur de bande limitée peut dans ces cas être attribuée à une contribution d'**incertitude** supplémentaire.

NOTE 4 Voir 8.2.4 pour des considérations spécifiques à l'appareil de diagnostic à faible émission acoustique.

5.1.7.2 Mesurages à large bande

5.1.7.2.1 Généralités

Si les exigences liées à l'approximation à bande étroite ne peuvent être satisfaites, l'**incertitude** des mesurages peut devenir beaucoup trop importante à cause de la largeur de bande limitée de l'**hydrophone** et de la variation de la sensibilité de l'**hydrophone** dépendant de la fréquence. La conversion de la tension en pression doit alors être effectuée à l'aide de la sensibilité de l'**hydrophone** dépendant de la fréquence et du contenu fréquentiel de la **forme d'onde des impulsions acoustiques**. La méthode de mesure fondée sur la déconvolution de la forme d'onde acquise avec la réponse de l'**hydrophone**, telle que décrite ici en 5.1.7.2 et à l'Annexe D, produit des résultats plus exacts. Pour effectuer la déconvolution, les aspects spécifiques du traitement des données d'étalonnage de l'hydrophone, du filtrage de régularisation des spectres du signal et de la détermination de l'**incertitude** doivent être pris en considération selon le 5.1.7.2.2, le 5.1.7.2.3 et le 5.1.7.2.4.

5.1.7.2.2 Largeur de bande de déconvolution

L'application de la formule (11) pour déterminer la **forme d'onde des impulsions acoustiques** exige la division complexe du spectre de tension $\underline{U}_L(f)$ par la sensibilité $\underline{M}_L(f)$. Pour cette opération, les ensembles de données doivent correspondre, c'est-à-dire que l'incrément de fréquence et la plage de fréquences des deux spectres doivent être identiques. L'incrément de fréquence de $\underline{U}_L(f)$ dépend de la longueur de la **forme d'onde des impulsions acoustiques** acquise (y compris l'ajout de zéros, le cas échéant) et la plage de fréquences s'étend de 0 à la fréquence Nyquist associée à la fréquence d'échantillonnage utilisée. Les données d'étalonnage d'**hydrophone**, $\underline{M}_L(f)$, obtenues expérimentalement peuvent toutefois fournir des incréments et des plages de fréquences différents. Si nécessaire, les données d'étalonnage peuvent être interpolées entre les points de données de sensibilité consécutifs disponibles pour l'**hydrophone** (voir Annexe D). S'il y a lieu, l'extrapolation de $\underline{M}_L(f)$ peut être utilisée pour couvrir les fréquences f hors de la plage d'étalonnage disponible, au maximum en dessous de la moitié de la **fréquence d'application acoustique** vers zéro et au-dessus de la plus petite des fréquences suivantes: quatre fois la **fréquence d'application acoustique** et 100 MHz vers la fréquence Nyquist f_{Nyquist} , par exemple pour $0 \leq f < f_{\text{awf}}/2$ et pour $\min[4 f_{\text{awf}}, 100 \text{ MHz}] < f \leq f_{\text{Nyquist}}$. Des informations détaillées sur les considérations relatives à une extrapolation appropriée sont disponibles en D.4.2.

NOTE 1 La limite inférieure maximale de 100 MHz pour l'extrapolation à des fréquences supérieures à celles exigées ci-dessus repose sur l'hypothèse d'une disponibilité de certificats d'étalonnage de l'hydrophone jusqu'à 100 MHz au moment de la publication du présent document. Si seule une limite supérieure minimale est disponible à cette période de publication, une telle limite peut être utilisée pour des raisons pratiques.

NOTE 2 Des techniques d'étalonnage par impulsions secondaires ont été développées [11],[12] et peuvent être appliquées par l'utilisateur d'hydrophone pour déterminer la sensibilité de chaque hydrophone dans les plages de fréquences dans lesquelles le service d'étalonnage n'est pas disponible. Les mêmes techniques peuvent être utilisées, en général, pour extrapoler les données d'étalonnage de l'hydrophone, et pour vérifier la conformité à l'approximation à bande étroite par les formules (14) et (15).

NOTE 3 Pour certains types d'hydrophones, la variation de la sensibilité à une fréquence plus élevée peut éventuellement être estimée à partir des données d'étalonnage obtenues à des fréquences plus basses. Par exemple, au-dessus de la fréquence de résonance d'un hydrophone à membrane, la sensibilité est susceptible de suivre une tendance prévisible. Dans de tels cas, la prévision de la sensibilité peut être utilisée à la place des mesurages directs tant que l'**incertitude** de la prévision est prise en compte, sur la base de mesurages d'étalonnage d'hydrophones similaires dans toute la plage de fréquences dans lesquelles la prévision est utilisée.

5.1.7.2.3 Régularisation

D'un point de vue mathématique, la déconvolution est un problème inverse mal posé, qui dans le domaine temporel discret entraîne un problème d'estimation mal traité [13], [14]. Par exemple, à très haute fréquence, le signal acquis de l'**hydrophone** peut encore comporter une certaine contribution de bruit, mais la sensibilité peut être proche de zéro. La formule (11) conduit alors à un impact important de ce bruit dans la déconvolution; voir l'Annexe D pour un exemple de forme d'onde. Pour obtenir des formes d'onde avec un bruit global acceptable, il est généralement nécessaire de procéder à un filtrage passe-bas approprié, ce qui réduit également l'apparition d'oscillations de Gibbs. En incluant une telle régularisation, la formule (11) est alors étendue vers

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1} \left(\underline{LP}(f) \cdot \frac{U_L(f)}{\underline{M}_L(f)} \right) \quad (16)$$

où $\underline{LP}(f)$ désigne la fonction de filtrage passe-bas à valeurs complexes. Différentes fonctions de filtrage peuvent être utilisées pour la déconvolution des signaux de l'**hydrophone** [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21]. Étant donné que tout filtrage passe-bas induit une limitation supplémentaire de la **largeur de bande** et donc éventuellement une réduction des parties de la pression de crête de la forme d'onde, la fréquence de coupure du filtre doit être aussi grande que possible tout en assurant une suppression du bruit suffisante pour obtenir des **incertitudes** raisonnables pour les paramètres de la forme d'onde. La fréquence de coupure à -3 dB du filtrage passe-bas doit être supérieure ou égale à 8 fois la **fréquence d'application acoustique** f_{awf} déterminée à partir du spectre de pression sans filtrage passe-bas.

NOTE 1 Dans les situations de mesure où la répétition des impulsions est stable, la suppression du bruit à haute fréquence peut être améliorée en augmentant la moyenne des signaux.

NOTE 2 En général, la réduction de la **largeur de bande** des formes d'ondes ultrasonores déformées de façon non linéaire par un filtrage passe-bas supplémentaire a plus d'impact sur la pression de compression de crête que sur la pression de raréfaction de crête et les données d'intensité dérivées.

NOTE 3 Pour les formes d'onde à déformation non linéaire de grande amplitude des ultrasons thérapeutiques de haute intensité ou de la lithotritie comprenant jusqu'à 100 harmoniques, des fréquences de coupure plus élevées que 8 fois la **fréquence d'application acoustique** sont nécessaires pour éviter la coupure des parties de la forme d'onde de compression de crête, ainsi que la contribution excessive systématique de l'**incertitude** de la régularisation. Les spécifications sont fournies en 8.3.2.

NOTE 4 Un type de filtre numérique convenable pour de nombreuses applications revêt la forme

$\underline{LP}(f) = \sqrt{1 + \left(\frac{if}{f_g} \right)^2}$, avec $i = \sqrt{-1}$ et f_g désignant la fréquence de coude à -6 dB. La fréquence de coude à -3 dB est alors approximativement $f_g / 1,555$ [17].

NOTE 5 En principe, le choix du filtre de régularisation et de la fréquence de coupure peut être effectué en optimisant l'**incertitude** globale de la forme d'onde déconvolutionnée, y compris les composantes de bruit et de régularisation partiellement concurrentes [14].

NOTE 6 Parmi les paramètres acoustiques énumérés en 7.2.1, la **pression acoustique de compression de crête** est la plus susceptible d'être affectée par le choix du filtre de régularisation.

5.1.7.2.4 Estimation de l'incertitude de la méthode de mesure à large bande

En raison de l'application des transformées de Fourier et des transformées de Fourier inverses, du filtrage de régularisation, ainsi que des données d'étalonnage à valeurs complexes de l'**hydrophone**, l'estimation de l'**incertitude** de la méthode de mesure à large bande peut sembler moins nette que dans d'autres situations. Cependant, une évaluation de l'**incertitude** conformément au Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure (ISO/IEC Guide 98-3 et ISO/IEC Guide 98-3/Supplément 2 [22]) peut être réalisée en utilisant des formules fermées pour la propagation des **incertitudes** lorsque des transformées de Fourier discrètes et inverses

sont appliquées et un outil logiciel libre GUM2DFT² est disponible [21]. Cette méthode permet, par exemple, de propager dans le domaine temporel les **incertitudes** dépendant de la fréquence et associées aux données d'étalonnage de l'**hydrophone** fournies pour le module et la phase dans le domaine fréquentiel.

L'utilisation d'un filtrage numérique passe-bas supplémentaire pour régulariser le problème de déconvolution introduit une contribution d'**incertitude** supplémentaire dans le mode opératoire de mesure et d'évaluation des données. L'impact de l'erreur systématique induite peut être évalué quantitativement, par exemple, en prenant en considération dans le domaine fréquentiel une fonction de limite supérieure continue pour le spectre d'amplitude de la pression, sur la base d'une approche simple de fonctions de base uniparamétriques. De même, il peut l'être en intégrant d'autres connaissances préalables, telles que les composantes spectrales décroissant de façon monotone avec la fréquence prévue pour les **formes d'onde des impulsions acoustiques** à déformation non linéaire, et la signature type du bruit à haute fréquence par rapport à la contribution du signal de forme d'onde [14].

5.1.8 Linéarité

Il convient d'étendre la réponse linéaire, telle que définie dans l'IEC 62127-3, à 5 MPa.

La limite supérieure de la plage dynamique connue doit être indiquée, en particulier si elle est inférieure à 5 MPa.

5.1.9 Amplificateur de signal de l'hydrophone

5.1.9.1 Généralités

Les amplificateurs **d'hydrophone** doivent satisfaire aux exigences de performances suivantes.

5.1.9.2 Exigences pour tous les amplificateurs

Le gain de l'amplificateur doit permettre à l'**ensemble d'hydrophones** de satisfaire aux exigences données en 5.1.7.

Le niveau de sensibilité ne doit pas varier de plus de 0,5 dB par incrément de fréquence de 100 kHz dans la **largeur de bande** indiquée. L'exigence peut être vérifiée en utilisant une représentation appropriée de la réponse en fréquence qui permet de résoudre tous les détails importants de la dépendance de la fréquence.

Avec un signal d'entrée dans la plage 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 mesurages avec un rapport signal-bruit adéquat, quelle que soit la fréquence dans la **largeur de bande** prise en considération.

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 3.22) ou les composantes capacitives et résistives parallèles équivalentes;
- l'impédance de sortie.

² Cette information est donnée à l'intention des utilisateurs du présent document et ne signifie nullement que l'IEC approuve ou recommande l'emploi exclusif du produit cité.

5.1.9.3 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 plage de fréquences d'une octave au-dessous à deux octaves au-dessus de f_{awf} . Voir [23], [24].

5.1.10 Longueur du câble de l'hydrophone et amplificateurs

Un câble de raccordement de longueur et d'impédance caractéristique 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 réduire le plus possible 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, un câble ≤ 15 cm de longueur est généralement utilisé (voir [25]).

NOTE 1 Une attention particulière est accordée 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 Les méthodes données à l'Annexe D peuvent être utilisées pour corriger les effets de la **largeur de bande** finie de l'**hydrophone**/amplificateur sur les ondes qui font 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 du présent document. D'autres systèmes de positionnement peuvent être utilisés, à condition de démontrer leur équivalence à ceux présentés dans ce paragraphe.

L'Annexe J présente la configuration simple d'un réservoir, d'un **transducteur ultrasonique** et d'un **hydrophone** destinée à indiquer uniquement les axes de coordonnées et degrés de liberté auxquels fait référence le présent document.

5.2.2 Systèmes de positionnement

5.2.2.1 Positionnement du transducteur

Le **transducteur ultrasonique** en 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 principal signal reçu. 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 du mesurage, la distance minimale, h , entre l'**axe du faisceau** et la surface réfléchissante doit être déterminée par (voir la formule (17))

$$(z^2 + 4h^2)^{1/2} - z > ct \quad (17)$$

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 mesurages des paramètres acoustiques pour tenir compte de l'atténuation de transmission de la membrane.

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 mesurages réalisés 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 assure 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 qui permettent de déterminer la rotation exigée sont présentées à l'Annexe B.

5.2.2.3 Positionnement spatial

L'**hydrophone** et/ou le **transducteur ultrasonique** doivent être placés sur un système de positionnement qui permet 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 répétabilité du positionnement soit 0,10 mm ou 0,05 mm, selon la plus faible de ces deux valeurs.

NOTE 1 Après l'alignement, il est attendu 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 de nombreux mesurages. 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 mesurages sont exigés.

Des moyens doivent être prévus pour réduire le plus possible les effets sur le mesurage de la réflexion qui provient 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 est également nécessaire de prendre en considération 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 [26].

5.2.3.2 Matériau de revêtement

Il convient de réaliser les mesurages 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 qui utilisent 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 qui permettent d'absorber le champ acoustique incident principal qui provient 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 qui permet de détecter la présence de signaux parasites consiste à modifier la distance entre le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone** tout en observant 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 sont suffisamment satisfaites lorsque l'écho global est 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, au présent paragraphe. Les procédures décrites dans l'IEC TS 63081 peuvent être appliquées pour vérifier l'amortissement ou la diffusion des matériaux.

5.2.3.3 Qualité de l'eau

Pour les mesurages réalisés 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 des recommandations).

Il convient de distiller ou de déioniser l'eau à une 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 mesurages acoustiques appropriés 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 peuvent être employées afin d'obtenir ce signal de déclenchement.

NOTE 2 Il s'agit de méthodes qui utilisent une bobine de détection électromagnétique externe ou un capteur acoustique auxiliaire placé dans le champ ultrasonique. Voir [27], [28], [29].

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 le présent document. Un sous-ensemble de mesurages acoustiques, principalement représentés du point de vue de la sécurité, est décrit à l'Annexe F et peut être utile si la synchronisation est impossible.

Il convient de désactiver tous les systèmes qui contrôlent les émissions acoustiques du **transducteur ultrasonique** par suite d'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 le présent Article 6 et dans l'Article 7 sont particulièrement adaptés à la caractérisation des champs ultrasoniques qui utilisent des **hydrophones** piézoélectriques. D'autres modes opératoires qui reposent sur l'utilisation d'**hydrophones** piézoélectriques peuvent être utilisés, à condition de démontrer l'équivalence aux techniques présentées dans le présent Article 6.

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 peut avoir 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 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 l'IEC 61828.

6.3 Mesurage

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 dure 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 avec exactitude 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 pour déterminer tous les paramètres nécessaires.

NOTE 2 Étant donné que le signal acoustique n'est plus réputé se répéter, l'échantillonnage temps équivalent n'est pas possible et, par conséquent, la **largeur de bande** numérique à impulsion unique a besoin d'être suffisante pour représenter avec exactitude 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 du câble (voir 5.1.10). Lorsque les exigences liées à la bande étroite (voir 5.1.7.1) ne sont pas satisfaites, la méthode de déconvolution doit être appliquée (voir 5.1.7.2).

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 à l'Annexe E.

6.4.2 Incertitudes

Pour évaluer et exprimer l'**incertitude** de l'étalonnage, les recommandations du Guide ISO/IEC 98-3:2008 [voir l'Article 2] doivent être suivies.

D'autres recommandations relatives à l'évaluation des **incertitudes** sont données à 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.

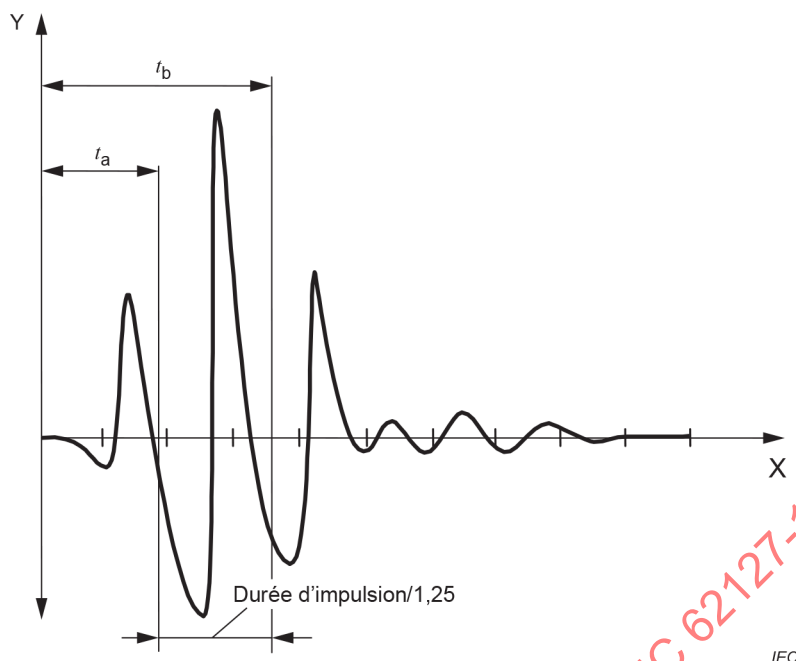
Tableau 1 – Paramètres acoustiques adaptés aux différents types d'appareils médicaux à ultrasons

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/ paragraphe			Article/ paragraphe	
1	3.50	Pression acoustique de compression de crête	8	3.11	Largeur de faisceau
2	3.51	Pression acoustique de raréfaction de crête	9	3.7	Surface du faisceau à -20 dB
3	3.60	Pression acoustique efficace	10	3.7	Surface du faisceau à -6 dB
4	3.70	Intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale	11	3.47	Dimensions du faisceau de sortie à -12 dB
5	3.72	Intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale	12	3.38	Paramètre de déformation locale
6	3.69	Intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale	13	3.1	Forme d'onde des impulsions acoustiques
7	7.3.2.4	Puissance acoustique dérivée (ou de l'IEC 61161)	14	3.16 à 3.19	Emplacement des valeurs de paramètre
			15	3.54	Durée d'impulsion
			16	3.58	Régime de répétition des impulsions
			17	3.64	Régime de répétition des explorations
			18	3.3	Fréquence d'application acoustique
			19	3.90	Groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques
			20	3.91	Dimensions du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques

^a Pour ce type d'application, l'amplitude de la pression acoustique de compression de crête est par hypothèse égale à celle de la pression acoustique de raréfaction de crête.

Le paragraphe 7.2 porte sur la détermination de certains paramètres de pression principaux.

NOTE Voir la Figure 4 pour obtenir une représentation schématique de certains paramètres d'impulsion.



Légende

- t_a délai nécessaire pour obtenir 10 % de *ppsi*
- t_b délai nécessaire pour obtenir 90 % de *ppsi*
- X durée
- Y pression

Figure 4 – Schéma représentant 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 au moyen des définitions énumérées à l'Article 3.

NOTE Lorsque les mesurages sont réalisés afin de se conformer à une norme individuelle (par exemple l'IEC 62359 ou l'IEC 61157), les paramètres exigés sont ceux spécifiés dans la norme concernée.

Dans le cas de mesurages réalisés sur un plan spécifié, la position du plan par rapport à la face du **transducteur ultrasonique** doit être établie et les valeurs consignées doivent être décrites comme représentant ce plan uniquement:

- **largeur de faisceau** spécifiée au niveau de -6 dB;
- **largeur de faisceau** spécifiée au niveau de -12 dB;
- **surface du faisceau** spécifiée au niveau de -20 dB;
- **surface du faisceau** spécifiée au niveau de -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 ou fréquence d'application acoustique par amplitude pondérée;**
- **forme d'onde des impulsions acoustiques;**
- **paramètre de déformation locale;**
- **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 [30].

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 particulières à l'étude sont les surfaces des maxima ou minima de l'**axe du faisceau** offrant ce type de pression.

Il convient de consigner la **pression acoustique de compression de crête** avec une description du type de filtre de régularisation utilisé (voir 5.1.7.2.3, NOTE 6). Il convient que cette description spécifie au moins pour le filtre de régularisation la valeur de la fréquence de coude à -3 dB.

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 particulières à l'étude sont les surfaces des maxima ou minima de l'**axe du faisceau** offrant ce type de pression.

Les mesurages doivent être réalisés sur un nombre entier de **périodes acoustiques 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 **modes explorateurs**, 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 qui proviennent 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.

Pour les appareils à ultrasons qui génèrent de courtes ondes d'impulsion, il est plus approprié de déterminer l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** (voir 7.3.2).

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 déformation locale

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 quantifié en calculant le **paramètre de déformation locale**, σ_q (voir 3.38), conformément à l'IEC TS 61949.

Les régimes suivants peuvent être définis:

- a) $\sigma_q < 0,5$: 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;
- b) $0,5 \leq \sigma_q \leq 1,5$: une déformation considérable s'est produite. Il convient d'utiliser un **hydrophone** à large bande avec une sensibilité conforme aux exigences de 5.1.7.1. L'amplitude dans une demi-bande d'octave centrée à f_{awf} diffère entre 5 % et 25 % de sa valeur en l'absence d'effet non linéaire;
- c) $\sigma_q > 1,5$: une déformation non linéaire considérable, ainsi qu'une atténuation à f_{awf} se sont produites. Il convient d'utiliser un **hydrophone** à large bande comme cela est spécifié en b) ci-dessus. L'amplitude dans une demi-bande d'octave centrée à f_{awf} diffère de plus de 25 % de sa valeur en l'absence d'effet non linéaire.

NOTE En b) et c) ci-dessus, le spectre de la pression acoustique $\mathcal{F}(p(t))$ est susceptible d'occuper une portion significative dans la plage de fréquences équivalant à plusieurs fois la **fréquence d'application acoustique**. Par ailleurs, dans la déconvolution des formes d'ondes, les données d'étalonnage à large bande (voir 5.1.7.2) de l'**hydrophone** sont nécessaires.

7.3 Paramètres d'intensité dérivés de la pression acoustique

7.3.1 Généralités

Étant donné que les **hydrophones** mesurent la pression acoustique, il est approprié de spécifier les grandeurs qui reposent sur leurs mesurages en ce qui concerne la pression acoustique. Par conséquent, les paramètres donnés en 7.2 et dans les définitions (Article 3) doivent être les paramètres préférés pour la spécification.

Dans les conditions dans lesquelles il est raisonnable de prendre pour hypothèse une propagation d'onde plane progressive, il est possible de convertir les paramètres de **pression acoustique instantanée** en intensité vraie. Dans ce cas, il faut clairement indiquer que l'approximation de l'onde plane progressive a été utilisée.

Dans ce cas, l'**intensité instantanée** est approchée par l'**intensité instantanée dérivée**, $I(t)$, donnée par

$$I(t) = p(t)^2 / \rho c \quad (18)$$

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** $I_{\text{sptp}} = (p_{\text{sptp}})^2 / \rho c \quad (19)$

– **intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** $I_{\text{spta}} = (p_{\text{spr}})^2 / \rho c \quad (20)$

– **intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de moyenne spatiale** I_{sapa}

– **intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale** I_{sata}

– **intensité moyenne temporelle** $I_{\text{w}, \Delta t/s}(t).$

Les modes opératoires utilisés pour déterminer les deux premiers 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 déformation locale** est supérieur à 0,5, les conversions des paramètres de pression mesurés en intensités peuvent ne pas être valides ou suffisamment exactes [31].

7.3.2 Paramètres d'intensité utilisant l'intégrale de pression d'impulsion au carré

7.3.2.1 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 les formules (21) et (22) comme suit.

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_a} u^2(t) dt = 0,1 \text{ ppsi} \quad (21)$$

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_b} u^2(t) dt = 0,9 \text{ ppsi} \quad (22)$$

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

$$t_d = 1,25(t_b - t_a). \quad (23)$$

7.3.2.2 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:

$$I_{\text{sppa}} = \frac{1}{t_d \rho c} ppsi \quad (24)$$

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 pure ($= 1,48 \times 10^6 \text{ kgm}^{-2}\text{s}^{-1}$ à 20 °C);

t_d est la **durée d'impulsion**.

7.3.2.3 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 maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** dans un seul faisceau, par:

$$I_{\text{spta}} = \frac{pr}{\rho c} \max_z [psi(z)] \quad (25)$$

où

pr est le **régime de répétition des impulsions** maximal du **mode non explorateur**.

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**:

$$Spsi = \dots + n_{\text{pps},c-2} ppsi_{c-2} + n_{\text{pps},c-1} ppsi_{c-1} + n_{\text{pps},c} ppsi_c + n_{\text{pps},c+1} ppsi_{c+1} + n_{\text{pps},c+2} ppsi_{c+2} \dots \quad (26)$$

où

$psic$ est l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** appartenant à la ligne d'exploration centrale;

$psic+1, psic-1$, etc., sont les **intégrales de pression d'impulsion au carré** des valeurs de diminution des **lignes d'exploration ultrasonique** adjacentes successives;

$n_{\text{pps},c+1}, n_{\text{pps},c-1}$, etc., représentent le nombre d'impulsions de répétition par **ligne d'exploration ultrasonique**.

À 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 est obtenu le maximum I_{spta} 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.

À 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 $psic$, 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 explorateur** se traduit donc par

$$I_{\text{spta}} = \frac{srr}{\rho c} \max_z [S_{\text{ppsi}}(z)] \quad (27)$$

où

srr est le **régime de répétition des explorations** maximal du **mode explorateur**.

7.3.2.4 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 l'IEC 62127-2, suivant la formule (28):

$$P = \iint_s I_{\text{ta}}(x, y) dx dy \quad (28)$$

où

$I_{\text{ta}}(x, y)$ 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 $\text{ppsi}(x, y)$ à tous les points d'une surface explorée:

$$E = \frac{dS}{\rho c} \sum_i \text{ppsi}(x_i, y_i) \quad (29)$$

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 partant du principe 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

$$P = E \text{ prr} \quad (30)$$

La puissance acoustique totale peut également être calculée par

$$P = \frac{dS}{\rho c} \sum_i p_{\text{RMS}}^2(x_i, y_i) \quad (31)$$

En **mode explorateur**, la puissance acoustique totale pour chaque mode de fonctionnement peut être calculée par

$$P = E s r r m n_{pps} \quad (32)$$

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_{pps} est le **nombre d'impulsions par ligne d'exploration ultrasonique**.

La puissance acoustique totale en **mode explorateur** est la somme de toutes les puissances acoustiques lors de l'activation des modes de fonctionnement.

NOTE 1 La méthode est particulièrement utile lorsqu'une balance à force de rayonnement suffisamment sensible n'est pas disponible ou que les dimensions physiques ou la **fréquence d'application acoustique** du transducteur ultrasonique ne permettent pas d'utiliser une balance à force de rayonnement. En général, le mesurage de la **puissance acoustique totale** est beaucoup plus exact lorsqu'il est réalisé à l'aide de la méthode de force de rayonnement (voir l'IEC 61161).

NOTE 2 La formule (30) ne s'applique aux **modes explorateurs** ou aux **modes non-explorateurs** que si E est la même pour chacune des impulsions.

NOTE 3 La formule (32) retient par hypothèse le même **nombre d'impulsions par ligne d'exploration ultrasonique** n_{pps} pour le **mode explorateur** spécifique.

NOTE 4 La formule (32) part de l'hypothèse que les impulsions dans chacune des **lignes d'exploration ultrasonique** m ont chacune la même puissance acoustique. Cela n'est pas vrai si les différentes lignes d'exploration utilisent des types d'impulsions différents ou des tailles d'ouvertures différentes.

8 Exigences liées aux champs ultrasoniques spécifiques

8.1 Généralités

Les exigences répertoriées dans le présent Article 8 complètent ou remplacent les exigences applicables spécifiées dans l'Article 5. Voir également l'Annexe H. Pour la détermination des valeurs absolues de la pression acoustique ou de l'intensité dérivée (voir 3.14), l'**hydrophone** doit être étalonné conformément à l'IEC 62127-2.

8.2 Champs de diagnostic

8.2.1 Modes opératoires simplifiés et lignes directrices

Le mesurage de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est exigé 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**.

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 par hypothèse 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 qui comporte 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 qui utilisent des transducteurs à élément unique tournant avec trajet de couplage acoustique constant, la différence est susceptible d'être limitée. Dans ce cas, l'échantillonnage de la **ligne d'exploration centrale** et des deux lignes d'exploration extrêmes au bord du secteur est 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 est peu probable qu'il soit nécessaire de mesurer d'autres lignes d'exploration.

8.2.2 Appareil de diagnostic à ondes pulsées

8.2.2.1 Champs de diagnostic en général

Un **hydrophone** qui comporte un élément actif d'environ 0,5 mm de diamètre maximal doit être utilisé. Toutefois, il convient de suivre en outre les recommandations de 5.1.6.1 et de 5.1.6.2.

La répétabilité 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 déformation locale** σ_q (voir 3.38) est supérieur à 0,5: un **hydrophone** avec une **largeur de bande** adéquate (voir 5.1.7) doit être choisi ou une conversion de la tension en pression doit être réalisée à l'aide de la déconvolution de la réponse en fréquence de l'**hydrophone** (voir 5.1.7.2 et Annexe D).

Il n'est pas recommandé d'utiliser les **hydrophones** à aiguille céramique (voir Article B.9).

NOTE 1 Dans la pratique, l'exactitude et la répétabilité 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 exactitude de $\pm 0,1$ mm est souvent adaptée à la plupart des situations de mesure. L'exactitude la plus élevée est susceptible d'être exigée 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 définie par hypothèse 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 qui décrivent 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 ne pas être possible de déterminer une **période acoustique de répétition** pour ces séquences.

Un jeu de paramètres acoustiques modifié qui peut être mieux adapté aux appareils d'imagerie modernes est présenté à l'Annexe F.

8.2.3 Appareil de diagnostic à ondes entretenues

Un **hydrophone** qui comporte un élément actif d'environ 0,5 mm de diamètre maximal doit être utilisé. Toutefois, il convient de suivre en outre les recommandations de 5.1.6.1 et de 5.1.6.2.

La répétabilité 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 déformation locale** σ_q (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, par exemple, à des distances inférieures à la taille minimale des **dimensions du faisceau de sortie**, une évaluation de l'intensité ultrasonique peut être effectuée (voir 7.3), 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 mesurages réalisés sur des transducteurs Doppler à ondes entretenues. Les **hydrophones** à membrane peuvent être utilisés, à condition de veiller à ce que la réflexion qui provient de la membrane ne gêne pas la sortie du **transducteur ultrasonique** (voir 5.2.2.2).

8.2.4 Appareil de diagnostic à faible émission acoustique

Pour les mesurages de l'**hydrophone** sur des systèmes de diagnostic qui satisfont aux critères de l'IEC 60601-2-37:2007, 201.12.4.2 a) et b) relatifs à l'exemption de l'exigence d'afficher les indices thermiques et mécaniques, l'approximation à bande étroite peut être appliquée même si les critères du 5.1.7.1 ne peuvent pas être satisfaites. En utilisant cette approche simplifiée, l'**incertitude** de mesure supplémentaire qui traduit les limitations d'un mesurage à bande étroite du signal à large bande doit être prise en considération, surtout lors de la comparaison des données de sortie avec les seuils.

8.3 Champs thérapeutiques

8.3.1 Appareils de physiothérapie

Les méthodes et exigences répertoriées dans l'IEC 61689 ou l'IEC 63009 doivent être respectées en fonction de la **fréquence d'application acoustique** de l'appareil.

Dans le cas des ondes qui ne sont pas déformées par propagation non linéaire, c'est-à-dire lorsque le **paramètre de déformation locale** σ_q (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 acoustique ou de l'intensité dérivée (voir 3.14) est nécessaire, l'**hydrophone** doit être étalonné conformément à l'IEC 62127-2 à f_{awf} . Pour les **fréquences d'application acoustique** f_{awf} inférieures à 0,5 MHz, l'étalonnage doit être effectué conformément à l'IEC 60565-1.

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 mesurages de la surface émettrice apparente (pour la définition, voir l'IEC 61689) doivent utiliser un **hydrophone** à aiguille à élément actif en polyfluorure de vinylidène (PVDF) ou en piézocéramique. Il convient d'assurer que les réflexions qui proviennent de l'aiguille et de son support ne gênent pas les mesurages.

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 mesurages à une **pression acoustique de crête** supérieure à 0,3 MPa.

La **taille efficace** maximale de l'**hydrophone** utilisée pour les mesurages doit être a_{max} telle que:

$$a_{\max} \leq \lambda/2,5 \quad (33)$$

NOTE 1 Dans la plupart des cas, en physiothérapie, le critère ci-dessus représente une **taille efficace de l'hydrophone** plus importante que celle recommandée en 5.1.6. Elle a été déduite par suite d'une analyse de ses effets sur la surface émettrice apparente, plutôt que sur les pressions de crête, celle-ci étant moins sensible aux effets de la moyenne spatiale.

NOTE 2 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 mesurages [32], [33].

NOTE 3 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 Champs ultrasoniques thérapeutiques de haute intensité

Pour réaliser la caractérisation de la sortie acoustique conformément à l'IEC 60601-2-62, les exigences particulières de mesure des champs générés par les ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU - High intensity focused ultrasound) et les ultrasons thérapeutiques de haute intensité (HITU - High intensity therapeutic ultrasound) sont spécifiées dans l'IEC TS 62556 en ce qui concerne les mesurages à des niveaux de sortie relativement faibles et la méthodologie d'extrapolation à des champs de niveau thérapeutique plus élevé.

Pour les mesurages au foyer à des niveaux d'entraînement clinique, la limite supérieure de la plage de fréquences de $8 f_{\text{awf}}$, spécifiée dans les exigences de l'approximation à bande étroite au moyen des formules (14) et (15) (voir 5.1.7.1), doit être remplacée par $\min [20 f_{\text{awf}}, 100 \text{ MHz}]$, et la fréquence de coupure à -3 dB du filtrage passe-bas dans la régularisation par déconvolution (voir 5.1.7.2.3) doit être au moins égale à 20 fois la **fréquence d'application acoustique** f_{awf} ou 100 MHz si celle-ci est inférieure. Les plages d'extrapolation des données d'étalonnage de l'**hydrophone** $M_L(f)$ doivent être limitées à moins de la moitié de la **fréquence d'application acoustique** vers zéro et à plus de 20 fois la **fréquence d'application acoustique** ou 100 MHz (si celle-ci est inférieure) vers la fréquence Nyquist, par exemple, pour $0 \leq f < f_{\text{awf}}/2$ et pour $\min [20 f_{\text{awf}}, 100 \text{ MHz}] < f \leq f_{\text{Nyquist}}$.

NOTE 1 Des critères de **largeur de bande** plus restrictifs que d'ordinaire sont nécessaires ici pour une reproduction adéquate de la forme d'onde en raison du grand nombre d'harmoniques.

NOTE 2 Il est prévu que les données d'étalonnage de l'**hydrophone** soient disponibles jusqu'à 100 MHz. Les **fréquences d'application acoustique** sont généralement inférieures à 5 MHz pour les champs ultrasoniques de haute intensité.

Une réponse d'amplitude linéaire telle que spécifiée en 5.1.8 pour s'étendre jusqu'à 5 MPa peut ne pas être suffisante dans de nombreuses situations de mesure pour les HIFU ou les HITU. Si les signaux de pression dépassent la plage d'amplitude linéaire de l'**hydrophone** définie dans l'IEC 62127-3, des corrections doivent être appliquées pour compenser la déformation d'amplitude, selon le critère de 10 % spécifié dans l'IEC 62127-3, causée par la non-linéarité de la réponse en pression de l'**hydrophone**. La correction doit être prise en compte dans la détermination des grandeurs acoustiques et des **incertitudes** associées. Si aucune correction de ce type ne peut être effectuée, ou si la plage de pression dépasse le seuil d'endommagement de l'**hydrophone**, celui-ci ne doit pas être utilisé.

NOTE 3 Une linéarité étendue est nécessaire ici en raison des fortes **pressions acoustiques de compression de crête** dans les champs ultrasoniques de haute intensité.

NOTE 4 La pression maximale à la surface d'un **hydrophone** peut être sensiblement plus élevée que la pression mesurée en champ libre en raison de la réflexion acoustique de l'onde incidente. Il est nécessaire de prendre cette possibilité en compte dans les lignes directrices relatives à l'utilisation des **hydrophones** et aux corrections des effets non linéaires.

8.3.3 Ondes de pression non focalisées et faiblement focalisées

Les commentaires particuliers de mesure des champs générés par des sources à ondes de pression non focalisées qui sont destinées au traitement de la douleur et à d'autres applications, sont spécifiés dans l'IEC 63045.

NOTE De tels champs à ondes de pression sont généralement décrits en utilisant des paramètres de pression plutôt que des paramètres d'intensité dérivés.

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 ondes de pression sont spécifiées dans l'IEC 61846.

Pour les champs générés par les lithotripteurs, il convient de connaître la réponse linéaire (voir 5.1.8) au moins jusqu'à 80 MPa, et lorsque les mesurages indiquent des valeurs plus élevées de **pression de compression de crête**, au moins jusqu'à 150 MPa. 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 1 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).

NOTE 2 De tels champs à ondes de pression sont généralement décrits en utilisant des paramètres de pression plutôt que des paramètres d'intensité dérivés.

8.4.2 Applications chirurgicales à basse fréquence

Pour caractériser les systèmes chirurgicaux à basse fréquence qui utilisent un **hydrophone**, l'**hydrophone** doit être étalonné conformément à l'IEC 60565-1.

Les exigences répertoriées dans les Articles 5, 6 et 7 du présent document ne concernent pas ce type d'appareil.

Les exigences particulières de mesure des champs générés par des systèmes chirurgicaux à basse fréquence sont spécifiées dans l'IEC 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 le présent document. 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 au présent document, les éléments suivants doivent être établis pour tous les paramètres consignés:

- 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, où $n \geq 3$; et

b) l'**incertitude** globale de la valeur déterminée selon a).

Cette **incertitude** globale doit être calculée en réalisant un mesurage approprié (confiance à 95 %, pour 95 % de la population) de la variation statistique et de l'**incertitude** de mesure (à un niveau de confiance de 95 %).

L'intervalle de tolérance doit être interprété conformément à l'ISO 16269-6. D'autres recommandations relatives à l'évaluation des **incertitudes** sont données à l'Annexe I.

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 l'ISO/IEC Guide 98-3:2008 doit être suivie.

NOTE "Intervalle de tolérance" et "**incertitude**" font respectivement référence à la dispersion de la production et à la méthode de mesure.

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:

- les mesurages doivent être 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, où $n \geq 3$;
- 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 interprété conformément à l'ISO 16269-6. D'autres recommandations relatives à l'évaluation des **incertitudes** sont données à 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 du présent document. Si les mesurages réalisés 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 qui justifie la non-conformité.

NOTE 2 Des exemples sélectionnés de non-conformité sont proposés ci-dessous, dans lesquels l'IEC 62127-1 fait référence au présent document.

- Conforme à l'IEC 62127-1, à l'exception de 5.1.7; la sensibilité de l'**hydrophone** à 20 MHz était 60 % inférieure à la sensibilité à 5 MHz.
- Conforme à l'IEC 62127-1, à l'exception de 5.1.9; le changement de gain de l'amplificateur de 5 MHz à 20 MHz était de -5 dB.
- Conforme à l'IEC 62127-1, à l'exception de 5.1.6; la **taille efficace de l'hydrophone** était de 0,5 mm.

9.3 Échantillonnage

Pour garantir les bonnes pratiques de fabrication, il convient de procéder aux mesurages 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 consignés lorsque des mesurages répétés complets de tous les paramètres sont peu réalisables, cette variation peut être évaluée à partir de mesurages répétés partiels (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 doivent s'appliquer.

Annexe A (informative)

Analyse raisonnée générale

La présente Annexe A offre une analyse raisonnée concise des exigences importantes du présent document. Elle est destinée à fournir des informations de fond aux personnes familières de l'objet du présent document mais qui n'ont pas participé à son élaboration. Pour une application correcte du présent document, il est jugé 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 permet d'appliquer plus aisément le présent document aux nouveaux appareils et facilite toute révision future du présent document.

La numérotation utilisée dans cette annexe se rapporte directement au présent document.

Article 3: Beaucoup de paramètres acoustiques sont définis de sorte qu'une seule valeur puisse être donnée ou, par ailleurs, qu'une valeur correspondant aux mesurages dans un plan spécifié puisse être donnée. Cette option offre une plus grande souplesse d'application du présent document. 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 qui contient la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle** maximale. La forme des définitions utilisées dans le présent document permet de choisir un plan de mesure en fonction de critères différents de ceux donnés dans ce document.

Paragraphes 3.25 et 3.27: 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 plage 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 du présent document est qu'il 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 beaucoup de situations d'imagerie médicale, il n'en reste pas moins que pour certaines applications, cette réduction n'est 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) du présent document, contient le paramètre lié à la non-linéarité. Il s'agit du **paramètre de déformation locale**, qui est un indice qui permet de prévoir l'importance de la déformation non linéaire au niveau du foyer, voir IEC TS 61949. À partir de ce paramètre, la largeur de bande de l'**hydrophone/amplificateur** et la nécessité de corriger les pressions de crête mesurées peuvent être déterminées.

Paragraphes 3.50 et 3.51: De nouveau, les **pressions acoustiques de crête** sont définies aussi souvent qu'il y a 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 3.87: 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 représentent 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 [9]. En [9], il a été établi qu'une **largeur de bande** à ± 3 dB qui représente 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 avec exactitude la **pression acoustique de raréfaction de crête**, p_r [10]. 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 qui résulte 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 [10], qui contient des simulations et des mesurages des effets de la réponse à largeur de bande limitée sur les impulsions courtes, reposant sur un **ensemble d'hydrophones** qui comporte 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, le présent document 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 $8f_{awf}$. Pour des raisons pratiques, les limites inférieure et supérieure de la bande de fréquences utilisée pour déterminer la **largeur de bande de l'hydrophone** sont $f_{awf}/2$ et $8f_{awf}$. Pour les plages de fréquences inférieures à $f_{awf}/2$ et supérieures à la valeur la plus faible entre $4f_{awf}$ et 100 MHz, les données d'étalonnage de l'**hydrophone** peuvent être étalonnées si elles ne sont pas disponibles à partir de mesurages d'étalonnage (voir Annexe D). Si les exigences relatives à la bande étroite ne sont pas satisfaites, des mesurages à large bande qui utilisent la déconvolution de la forme d'onde sont effectués conformément à 5.1.7.2. Des critères de **largeur de bande** similaires ont été adoptés pour cette méthode.

NOTE 1 Une limite supérieure absolue de 40 MHz était spécifiée dans l'IEC 62127-1:2007 en raison de la limitation de la norme d'étalonnage des **hydrophones**, IEC 62127-2:2007, qui les accompagne. Cependant, les méthodes d'étalonnage ont été depuis lors étendues [11], [18], [34], [35], [36], [37], [38] et cette limitation ne constitue plus une exigence.

NOTE 2 La limite supérieure de fréquence d'extrapolation de $4f_{awf}$ ou 100 MHz plutôt que de $8f_{awf}$ est admise dans la pratique, surtout pour $f_{awf} > 12$ MHz et $f_{awf} > 25$ MHz, respectivement.

NOTE 3 Des critères de **largeur de bande** plus restrictifs sont exigés en 8.3.2 pour les champs ultrasoniques thérapeutiques de haute intensité.

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 ultrasoniques, 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: Le présent document n'a pas pour objet de spécifier les paramètres acoustiques destinés au libellé d'émission acoustique. Toutefois, l'Article 9 fournit les lignes directrices 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 à toutes les exigences du présent document.

Des concepts généraux qui portent sur l'exactitude de mesure des grandeurs acoustiques sont donnés à l'Annexe I.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2022

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 qui satisfont à toutes les exigences du présent document dans la plage entière de fréquences des applications ultrasoniques. Des rapports préliminaires relatifs aux performances des **hydrophones** optiques et à fibre optique indiquent qu'à l'avenir, ces exigences peuvent être satisfaites et qu'il sera inutile de corriger la moyenne spatiale (voir [39],[36],[40]). 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 mesurages réalisés sur des champs pulsés, les réflexions qui proviennent 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 l'IEC 62127-2. De même, les effets du changement des conditions de charge sont décrits dans l'IEC 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 plage dynamique et de nécessiter une source d'alimentation, ce qui augmente leur complexité. L'amplificateur intégré peut présenter également l'inconvénient de nécessiter un câble d'alimentation supplémentaire au niveau de l'**hydrophone**. Voir également [23].

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 prendre en considération 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 $\{f\}$ indique la valeur numérique de la fréquence en MHz. Par conséquent, à 50 MHz, un câble de 1 m de longueur provoque 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 risque de dépendre 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). À 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 sont probablement négligeables.

Ainsi, si les résonances du câble se produisent à des fréquences dans la plage 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 le plus possible 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 plage dynamique. Dans le cas d'un **hydrophone** qui offre 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 mesurages des appareils de diagnostic à ultrasons dont les **pressions acoustiques de crête** peuvent atteindre 10 MPa, un amplificateur de gain unité avec une plage dynamique de 0,6 V crête à crête est nécessaire. Voir également [23].

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 d'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**. Il convient ici que l'axe de symétrie des **transducteurs ultrasoniques** à éléments actifs cylindriques soit l'axe du cylindre. Dans le cas des **transducteurs ultrasoniques** à éléments actifs sphériques, il convient que l'axe de symétrie soit celui qui passe 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 est celui qui passe par le centre géométrique de la sphère et par le centre du cercle qui définit 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 est celui qui passe par le centre de la sphère et également par le centre de la surface soutenue.

B.6 Alignement des hydrophones

Le présent Article B.6 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 l'essai l'alignement correct en faisant tourner l'**hydrophone** à 180° autour d'un axe qui passe 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 l'essai l'alignement correct en faisant tourner l'**hydrophone** selon un angle inférieur à 180° autour d'un axe qui passe par le plan de l'élément actif.

Pour ces deux types d'**hydrophones**, il est possible d'utiliser des techniques optiques qui font appel à un microscope portatif ou à un faisceau laser de petit diamètre. De nouveau, le mode opératoire consiste 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 mesurages réalisés 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 assure 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 peuvent servir à déterminer la rotation exigée, et une correction peut être appliquée aux mesurages de réduction du signal due à la réponse directionnelle de l'**hydrophone**.

La première méthode consiste à observer le signal qui provient 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 diminue au fur et 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 passent à côté du transducteur. Cet angle est déterminé à partir de $\tan(a/2l)$ 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 un mesurage réalisé 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 équipé d'un élément actif de 20 mm de diamètre. Une rotation angulaire de 14° est nécessaire pour procéder à des mesurages à une distance de 20 mm. La correction des mesurages de la perte du signal due à la réponse directionnelle est déterminée à partir des mesurages 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 dérivés 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 les modes opératoires décrits dans l'IEC TS 63081. Il convient de mesurer la réduction d'écho à la **fréquence d'application acoustique** à l'aide d'**ultrasons** à giclée de tonalité.

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 assurer qu'il n'existe aucune variation significative entre un faisceau "gelé" et un faisceau électronique. 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 systèmes explorateurs automatiques 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 équipé 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 ± 10 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 présenter des différences significatives par rapport aux prévisions théoriques. Voir [41] et [42]. Dans certains cas, cependant, les réponses directionnelles des hydrophones à aiguille céramique se sont révélées cohérentes par rapport aux prévisions théoriques [43].

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 ($\pm 1,5$ dB) et une réponse en fréquence prévisible. Le diamètre primitif moyen de ces **hydrophones** [44] est souvent très proche du diamètre physique des éléments actifs. Voir [23], [42], [43], [44], [45].

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. Par suite de cette conception de l'**hydrophone**, les modes de résonance radiaux dans la plage 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 plage 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 [24], [17], [42], [34], [46], [47].

B.9.4 Hydrophones optiques et 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 l'est 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 depuis lequel 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 conceptions, 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 [39].

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 réfléchié 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 réfraction 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 réfraction et, par conséquent, l'intensité lumineuse réfléchié. Une pression prévisible minimale de 0,5 MPa a été obtenue, mais ce niveau peut éventuellement être réduit par l'utilisation d'une moyenne de signaux dans le cas des signaux répétitifs, d'une source très lumineuse ou de photodétecteurs très sensibles. Le seuil de dommage de la pointe de la fibre est élevé, mais si elle est endommagée par cavitation, la fibre peut être recoupée sans affecter la sensibilité. Après le clivage, il est nécessaire de confirmer les amplitudes réfléchies dans l'eau et, si possible, dans l'air comme étant les mêmes qu'avant l'endommagement, afin d'assurer que la sensibilité n'a pas subi de modification. Dans l'idéal, il convient de procéder à une vérification avec une source de référence dont la sortie (sous-dommage) est connue [12]. 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 [48],[49].. Un tel appareil peut éventuellement fournir une meilleure limite de basse fréquence par rapport à la version à fibre optique limitée par la diffraction, ce qui est susceptible d'affecter la partie de la pression de raréfaction de crête des formes d'onde déterminées [50].

b) Interféromètre à deux faisceaux [51], [52], [53].

Pour augmenter la sensibilité du mesurage, 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 [54], [55], [56], [57], [58], [59], [60].

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 [61], [62], [63], [64].

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 [65], [66] et d'éliminer la réponse en fréquence des effets de résonance acoustique et de diffraction du corps de la fibre [67].

B.9.5 Performances relatives des différents types d'hydrophone

Le choix d'un type particulier d'**hydrophone** pour une tâche spécifique dépend d'un certain 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 formuler de simples lignes directrices qui permettent 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 équipé 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 réfléchie de l'onde ultrasonore peut retourner de manière cohérente vers le **transducteur ultrasonique** et réagir par une interférence acoustique [68]. Cela est particulièrement important dans le cadre d'une excitation à ondes entretenues des **transducteurs ultrasoniques**, et il convient de garder à l'esprit cette source d'erreur, bien qu'il soit en principe possible de réduire le plus possible son effet sur les mesurages. Dans tous les types d'**hydrophones** à aiguille, l'effet des réflexions existe, mais dans une moindre mesure.

B.10 Données de spécification types pour les hydrophones

Des exemples de propriétés typiques de certains types d'**hydrophones** sont donnés dans le Tableau B.1.