

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE



**Ultrasonics – Transducers – Definitions and measurement methods
regarding focusing for the transmitted fields**

**Ultrasons – Transducteurs – Définitions et méthodes de mesure
pour la focalisation des champs transmis**

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020





THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED
Copyright © 2020 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 Central Office
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 It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.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.

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary on electrotechnology, containing more than 22 000 terminological entries in English and French, with equivalent terms in 16 additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) online.

IEC Glossary - std.iec.ch/glossary

67 000 electrotechnical terminology entries in English and French extracted from the Terms and Definitions clause of IEC publications issued since 2002. Some entries have been collected from earlier publications of IEC TC 37, 77, 86 and CISPR.

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.

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire d'électrotechnologie en ligne au monde, avec plus de 22 000 articles terminologiques en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans 16 langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (IEV) en ligne.

Glossaire IEC - std.iec.ch/glossary

67 000 entrées terminologiques électrotechniques, en anglais et en français, extraites des articles Termes et Définitions des publications IEC parues depuis 2002. Plus certaines entrées antérieures extraites des publications des CE 37, 77, 86 et CISPR de l'IEC.

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE



**Ultrasonics – Transducers – Definitions and measurement methods
regarding focusing for the transmitted fields**

**Ultrasons – Transducteurs – Définitions et méthodes de mesure
pour la focalisation des champs transmis**

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 17.140.50

ISBN 978-2-8322-9019-4

**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	41
5 Independent measurement of total acoustic output power	44
6 Acoustic field measurement: equipment.....	44
6.1 Hydrophone	44
6.1.1 General	44
6.1.2 Sensitivity of a hydrophone.....	44
6.1.3 Directional response of a hydrophone.....	45
6.1.4 Effective hydrophone radius	45
6.1.5 Choice of the size of a hydrophone active element	45
6.1.6 Hydrophone pressure limits	46
6.1.7 Hydrophone intensity limits.....	46
6.1.8 Hydrophone cable length and amplifiers	47
6.2 Requirements for positioning and water baths.....	47
6.2.1 General	47
6.2.2 Positioning systems	47
6.2.3 Water bath.....	48
6.3 Requirements for data acquisition and analysis systems.....	49
6.4 Requirements and recommendations for ultrasonic equipment being characterized	50
7 Measurement procedure	50
7.1 General.....	50
7.2 Preparation and alignment	50
7.2.1 General drive and field conditions.....	50
7.2.2 Initial adjustment to driving voltage.....	51
7.2.3 Preparation of source transducer	52
7.2.4 Aligning an ultrasonic transducer and hydrophone	52
7.2.5 Finding the beam axis.....	53
7.2.6 Measurements to determine field level conditions	55
7.2.7 Determining if transducer is focusing	56
7.2.8 Measuring other beamwidth parameters of a focusing transducer	57
7.2.9 Measuring the beam area parameters.....	58
7.2.10 Measuring additional beam maximum based parameters	59
7.2.11 Alternative: calculation of focal parameters using numerical projection	60
7.2.12 Plane wave transmitted fields	61
7.2.13 Steered plane waves	61
7.2.14 Measurements of high intensity therapeutic ultrasound fields.....	61
7.2.15 Calculation of I_{sa}	62
7.2.16 Further evaluation for sidelobes and pre-focal maxima	63
7.3 Considerations for scanning transducers and transducers with multiple sources.....	65
7.3.1 Automatic scanning transducers	65

7.4	Spatial impulse response and beamplots	65
7.4.1	General	65
7.4.2	Point target.....	66
7.4.3	Beamplots and beam contour plots	66
7.5	Plane wave compounding	66
Annex A (informative) Background for the transmission/ Characteristics of focusing transducers.....		67
A.1	General.....	67
A.2	Field of piston source.....	68
A.3	Focusing with a lens	68
A.4	Focusing with a concave transducer	71
A.5	Geometric focusing gains.....	73
A.6	Beamwidth estimation	74
Annex B (informative) Rationale for focusing and nonfocusing definitions		79
B.1	Overview.....	79
B.1.1	Background information	79
B.1.2	General	79
B.1.3	Focusing transducers	79
B.1.4	Focusing methods	80
B.1.5	Known and unknown focusing transducers.....	81
B.1.6	Focusing and beamwidth	81
B.1.7	Focusing parameter definitions	82
B.1.8	Applications of focusing definitions.....	82
B.1.9	Relation of present definitions to physiotherapy transducers (treatment heads)	82
B.1.10	Relation of present definitions to therapeutic transducers	82
B.2	System and measurement requirements	83
B.2.1	General	83
B.2.2	Transmitted pressure waveforms	83
B.2.3	Transmitted fields	83
B.2.4	The scan plane and the steering of beams.....	83
B.2.5	Pulse echo field measurements	84
Annex C (informative) Methods for determining the beam axis for well-behaved beams		94
C.1	Comparisons of beam axis search methods	94
C.2	Beamwidth midpoint method	95
Annex D (informative) Methods for determining the beam axis for beams that are not well behaved.....		97
Annex E (informative) Uncertainties		99
E.1	General.....	99
E.2	Overall (expanded) uncertainty	99
E.3	Common sources of uncertainty	99
Annex F (informative) Transducer and hydrophone positioning systems.....		101
Annex G (informative) Planar scanning of a hydrophone to determine acoustic output power		102
G.1	Overview.....	102
G.2	General principle	102
G.3	Hydrophone scanning methodology.....	103
G.3.1	General methodology.....	103
G.3.2	Particular considerations for implementation for HITU fields	104

G.4	Corrections and sources of measurement uncertainty	104
G.4.1	Uncertainty in the hydrophone calibration	104
G.4.2	Planar scanning	104
G.4.3	Attenuation factor of water: unfocusing transducers	104
G.4.4	Attenuation factor of water: focusing transducers	105
G.4.5	Received hydrophone signal	105
G.4.6	Integration	105
G.4.7	Finite size of the hydrophone	106
G.4.8	Partial extent of integration	106
G.4.9	Non-linear propagation	106
G.4.10	Directional response	106
G.4.11	Noise	107
G.4.12	Intensity approximated by derived intensity	107
Annex H (informative)	Properties of water	108
H.1	General	108
H.2	Attenuation coefficient for propagation in water	109
Bibliography	110
Figure A.1	– Beam contour plot: contours at –6 dB, –12 dB, and –20 dB for a 5 MHz transducer with a radius of curvature of $D = 50$ mm centred at location 0,0 (bottom centre of graph)	76
Figure A.2	– Types of geometric focusing	76
Figure A.3	– Transducer options	77
Figure A.4	– Parameters for describing a focusing transducer of known geometry	78
Figure A.5	– Path difference parameters for describing a focusing transducer of known geometry	78
Figure B.1	– Electronic focusing along z by transmit beamforming in the scan plane xz	84
Figure B.2	– Field parameters for a nonfocusing transducer of known geometry. For example, for a circularly symmetric geometry, transducers have a diameter $2a$ and a beam axis along z	85
Figure B.3	– Phased array geometry and construction for electronic focusing in the azimuth plane and mechanical lens focusing in the elevation plane	85
Figure B.4	– Field parameters for a focusing transducer of known geometry	86
Figure B.5	– Definitions for pressure-based field measurements for an unknown transducer geometry	86
Figure B.6	– Beamwidth focus for transducers of known and unknown geometry	87
Figure B.7	– Beam maximum parameters	88
Figure B.8	– Pressure focus for a transducer of known geometry (design case)	88
Figure B.9	– Pressure focus for a transducer of unknown geometry (measurement case)	89
Figure B.10	– Beam area parameters	89
Figure B.11	– Beam axis parameters: pulse-pressure-squared-integral level relative to the beam maximum in decibels (dB) plotted against axial distance	90
Figure B.12	– Beamplot parameters	91
Figure B.13	– Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field for a rectangular transducer	92
Figure B.14	– Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field for a circular transducer	93

Figure C.1 – x -axis scan at 9 cm depth for the first focal zone with beam centre	95
Figure C.2 – x -axis scan at 4,4 cm depth for the second focal zone	95
Figure D.1 – Asymmetric beam showing relative acoustic pressure versus sample number for the beamwidth midpoint method	98
Figure F.1 – Schematic diagram of the ultrasonic transducer and hydrophone degrees of freedom	101
Table C.1 – Standard deviations for x and y scans using three methods of determining the centre of the beam	94
Table C.2 – Decibel beamwidth levels for determining midpoints	96
Table H.1 – Speed of sound, c , and characteristic acoustic impedance, ρc , as a function of temperature, for propagation in water	108

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

**ULTRASONICS –TRANSDUCCERS – DEFINITIONS AND MEASUREMENT
METHODS REGARDING FOCUSING FOR THE TRANSMITTED 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.

International Standard IEC 61828 has been prepared by IEC technical committee 87: Ultrasonics.

This second edition cancels and replaces the first edition published in 2001. This edition constitutes a technical revision.

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

- a) Clause 6 on Measurement procedures has been replaced by Clause 6: "Acoustic field measurement: equipment" and Clause 7: "Measurement procedure" and related definitions.
- b) Reorganization of definitions and measurement section to accommodate specific sets of measurements for focusing, nonlinearity, beam axis alignment, beam area, beam maximum, numerical projection, plane wave, high intensity therapeutic ultrasound, multiple sources, spatial impulse response and compound plane waves. Clause 3 has been moved to Annex B.
- c) The normative references have been updated and the Bibliography has been expanded from 8 to 40 references.

- d) Twelve figures have been updated and seven new figures (B.1, B.3, B.7, B.10, B.11, B.12, B.13, B.14) have been added to facilitate measurements and be consistent with measurement terminology.
- e) New measurements have been added for time delays, arrays, plane waves and spatial impulse response.
- f) Annex A has been expanded to provide general guidance on pulsed waves, system responses, focusing gains and minimum beamwidth estimation.
- g) New annexes have been added:
- Annex B (informative) Rationale for focusing and nonfocusing definitions
 - Annex E (informative) Uncertainties;
 - Annex F (informative) Transducer and hydrophone positioning systems;
 - Annex G (informative) Planar scanning of a hydrophone to determine acoustic output power;
 - Annex H (informative) Properties of water;
- In addition, Annex A was reorganized and new Clauses A.1, A.5 and A.6 were added.
- h) Guidelines for remaining within the manufacturer's pressure and intensity hydrophone limits and the determination of the extent of nonlinearity in the field have been added.

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

FDIS	Report on voting
87/746/FDIS	87/749/RVD

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

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

NOTE 1 The following print types are used:

- Requirements: in roman type.
- Notes: small roman type.
- Words in **bold** in the text are defined in Clause 3.

NOTE 2 There are some inconsistencies in font type for symbols and formulae between some of the normative references and this document. They will be resolved in a future revision of the normative references.

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

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

IMPORTANT – The 'colour inside' logo on the cover page of this publication indicates that it contains colours which are considered to be useful for the correct understanding of its contents. Users should therefore print this document using a colour printer.

INTRODUCTION

Focusing transducers are essential in medical applications for obtaining high-resolution images, Doppler and flow data and for concentrating ultrasonic energy at desired sites for therapy. This document provides specific definitions appropriate for describing the focused field from a theoretical viewpoint for transducers with known characteristics intended by design. Other specific definitions included in this document, based on measurement methods, provide a means of determining **focusing** properties, if any, of a transducer of unknown field characteristics. The measurement method and definitions provide criteria for determining if the transducer is focusing, as well as a means of describing the **focusing** properties of the field. **Beam axis** alignment methods and field characterization measurements are given for both **focusing** and **nonfocusing** transducers.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

ULTRASONICS –TRANSDUCERS – DEFINITIONS AND MEASUREMENT METHODS REGARDING FOCUSING FOR THE TRANSMITTED FIELDS

1 Scope

This document

- provides definitions for the transmitted field characteristics of focusing and nonfocusing transducers for applications in medical ultrasound;
- relates these definitions to theoretical descriptions, design, and measurement of the transmitted fields of focusing transducers;
- gives measurement methods for obtaining defined field characteristics of focusing and nonfocusing transducers;
- specifies beam axis alignment methods appropriate for focusing and nonfocusing transducers.

This document relates to focusing ultrasonic transducers operating in the frequency range appropriate to medical ultrasound (0,5 MHz to 40 MHz) for both therapeutic and diagnostic applications. It shows how the characteristics of the transmitted field of transducers can be described from the point of view of design, as well as measured by someone with no prior knowledge of the construction details of a particular device. The transmitted ultrasound field for a specified excitation is measured by a hydrophone in either a standard test medium (for example, water) or in a given medium. This document applies only to media where the field behaviour is essentially like that in a fluid (i.e. where the influence of shear waves and elastic anisotropy is small), including soft tissues and tissue-mimicking gels. Any aspects of the field that affect their theoretical description or are important in design are also included. These definitions would have use in scientific communications, system design and description of the performance and safety of systems using these devices.

This document incorporates definitions from other related standards where possible, and supplies more specific terminology, both for defining focusing characteristics and for providing a basis for measurement of these characteristics.

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 61689:2013, *Ultrasonics – Physiotherapy systems – Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5MHz*

IEC 62127-3:2007, *Ultrasonics – Hydrophones – Part 3: Properties of hydrophones for ultrasonic fields up to 40 MHz*
IEC 62127-3:2007/AMD1:2013

IEC TS 62556:2014, *Ultrasonics – Field characterization – Specification and measurement of field parameters for high intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems*

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

IEC 62555, *Ultrasonics – Power measurement – High intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems*

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 following terms and definitions 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, a single **tone-burst**, or one cycle of a **continuous wave**

Note 1 to entry: In some cases such as an amplitude-modulated pulse, the overall pulse train can appear as a group of nearly contiguous pulses with spacings much smaller than the overall pulse repetition time.

3.2

annular array

ultrasonic transducer element group having radiating elements in the same plane or curved surface and consisting of concentric elements which are electrically phased to control the characteristics of an acoustic beam

3.3

acoustic frequency

acoustic-working frequency

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

Note 1 to entry: The signal is analysed using either the **zero-crossing acoustic-working frequency** technique or a spectrum analysis method.

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 should be given in order to enable any frequency-dependent correction to the signal.

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.3]

3.3.1

zero-crossing acoustic-working frequency

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 should show evidence of phase change.

Note 2 to entry: This frequency is intended for continuous-wave systems only.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.3.1, modified – NOTE 2 and NOTE 3 have been deleted.]

3.3.2 arithmetic-mean acoustic-working frequency

 f_{awf}

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

Note 1 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 magnitude is 3 dB below the peak magnitude.

Note 4 to entry: See IEC 62127-1 for methods of determining the arithmetic-mean acoustic-working frequency.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.3.2, modified – Note 4 to entry has been added.]

3.4 aperture path difference

 Δ

difference in path lengths from a specified **geometric focus** to the periphery of the **transducer aperture** and to the intersection of the **beam axis** with the **transducer aperture plane** for a specified **longitudinal plane** and for an **unsteered beam**

SEE: Figure A.5.

Note 1 to entry: Δ is expressed in metres, m.

3.5 apodization

amplitude weighting or shading of the **transducer aperture**

3.6 axial field-point path difference

 Δ'

difference in path lengths from a specified field point on the **beam axis** to the periphery of the **transducer aperture** and to the intersection of the **beam axis** with the **transducer aperture plane**

SEE: Figure A.5.

Note 1 to entry: It is specified in the same longitudinal plane as the aperture path difference.

Note 2 to entry: Δ' is expressed in metres, m.

3.7 azimuth axis

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

SEE: Figure B.3, Figure B.13 and Figure B.14.

Note 1 to entry: The selection of this axis is arbitrary for a circularly-symmetric HITU transducer without a hole in its centre but is perpendicular to the elevation axis.

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

3.8**azimuth plane**

plane containing the **beam axis** and the line of the minimum **full width half maximum beamwidth**

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**.

SEE: Figure B.3, Figure B.13 and Figure B.14.

3.9**bandwidth***BW*

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

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.6]

3.10**beam area** $A_{b,6}$, $A_{b,12}$, $A_{b,20}$

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, e.g.:

- 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 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 square metres (m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.7, modified – The symbol $A_{b,12}$ has been added.]

3.11**beam area focal depth**

distance along **beam axis** from **source aperture plane** to **beam area focus**

SEE: Figure B.10.

3.12**beam area focal plane**

plane perpendicular to the **beam axis** and containing the **beam area focus**

SEE: Figure B.10.

3.13**beam area focus**

point on the **beam axis** at which the -6 dB **beam area** is a minimum

SEE: Figure B.10.

3.14**beam axis**

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

SEE: Figure B.3, Figure B.13 and Figure B.14.

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 postfocal 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, e.g.:

- 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 3 to entry: Refer to Annex C and Annex D.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.8, modified – In the definition, "**external transducer aperture**" has been replaced by "**external transducer surface plane**".]

3.15**beam centrepoint**

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

3.16**beam maximum**

b_m

maximum measured **pulse-pressure-squared integral** on the **beam axis**

SEE: Figure B.7.

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.10]

3.17**beam maximum depth**

L_{bm}

smallest distance between two points on the **beam axis** where the **pulse-pressure-squared integral** falls below its maximum on the **beam axis** by 6 dB

SEE: Figure B.7.

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, e.g.: 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.

Note 2 to entry: **Beam maximum depth** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.11]

3.18 beam maximum length

z_p
distance from the source aperture plane to the position on the **beam axis** where the maximum **pulse-pressure-squared integral** is measured

SEE: Figure B.7.

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, e.g.: in the case of a continuous wave by the mean square acoustic pressure as defined in IEC 61689.

Note 2 to entry: **Beam maximum length** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.12, modified – Added "distance from the source aperture plane to the" to the definition.]

3.19 beam maximum plane

plane that is perpendicular to the **beam axis** and contains the **beam maximum**

SEE: Figure B.7.

3.20 beam maximum point

position on the **beam axis** of the maximum **pulse-pressure-squared integral**

SEE: Figure B.7.

3.21 beam maximum volume

V_{bm}
volume in a specified space consisting of all points at which the **pulse-pressure-squared integral** is greater than –6 dB of the **pulse-pressure-squared integral** value at the **beam maximum point**

SEE: Figure B.7.

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, e.g.: 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.

Note 2 to entry: **Beam maximum volume** is expressed in cubic metres (m³).

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.13]

3.22 beamwidth midpoint

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

Note 1 to entry: The average is taken over as many beamwidth levels as given in Clause C.2 and in Table C.2.

3.23 beam-minimum

location along the **beam axis** in a specified **longitudinal plane** where the field of an **ultrasonic transducer** has minimum –6 dB **beamwidth**

SEE: Figure B.6.

Note 1 to entry: Under ideal conditions, this location corresponds to the **transition distance** for circularly symmetric fields and close to the **transition distance** for other geometries.

3.24

beam-minimum depth

b_{\min}

distance from the **beam-minimum** to the **transducer aperture plane**, or in the case of measurement, the **source aperture plane**

SEE: Figure B.6.

Note 1 to entry: The **beam-minimum depth** is expressed in metres (m).

Note 2 to entry: The **beam-minimum depth** for a **nonfocusing transducer** was formerly known as "natural focal length".

3.25

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

SEE: Figure B.4, Figure B.6 and Figure B.12.

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, e.g.:

- 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;
- 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.11]

3.26

beamwidth focal length

distance from **source aperture plane** along the **beam axis** to the **beamwidth focus**

3.27

beamwidth focal line

in a specified **longitudinal plane**, the line perpendicular to the **beam axis** which passes through the **beamwidth focus**

SEE: Figure B.6b.

3.28

beamwidth focus

in a specified **longitudinal plane**, the point on the **beam axis** for which the –6 dB **beamwidth** measured perpendicular to the axis is a minimum and whose beamwidth meets the criteria of a **focusing transducer**

SEE: Figure B.6b.

Note 1 to entry: When two-dimensional focusing has been used for different **longitudinal planes**, the **beamwidths** can, in general, be different.

3.29

broadband signal

signal with relative –3 dB fractional **bandwidth** greater than 0,25, where the relative –3 dB fractional **bandwidth** is the **bandwidth** divided by the **arithmetic-mean working frequency**

Note 1 to entry: Compare to broadband transducer, IEC 62127-1:2007, 3.12.

3.30

central scan line

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.13]

3.31

circular wave number

k

ratio of 2π divided by the **effective wavelength**

3.31.1

wave vector's vector component along the x -axis

k_x

<for a plane wave> product of the circular wave number and the cosine of the angle formed between the direction of propagation and the x -axis

$$k_x = k \cdot \hat{r} \cdot \hat{x}$$

where \hat{r} is the unit vector in the direction of propagation and \hat{x} is the unit vector in the direction of the x -axis

3.31.2

wave vector's vector component along the y -axis

k_y

<for a plane wave> product of the circular wave number and the cosine of the angle formed between the direction of propagation and the y -axis

$$k_y = k \cdot \hat{r} \cdot \hat{y}$$

where \hat{r} is the unit vector in the direction of propagation and \hat{y} is the unit vector in the direction of the y -axis

3.32

clinical driving conditions

settings of duty factor and **transducer driving voltage** when an **ultrasonic transducer** is operated for the purposes of treatment

3.33

continuous-wave signal

signal that is monochromatic (single frequency) and is not amplitude-modulated

3.34

curvilinear array

array or **ultrasonic transducer element group** consisting of in-line **ultrasonic transducer** elements which are mounted on a curved surface and can be electrically controlled to alter the characteristics and/or direction of an acoustic beam

3.35

depth-of-field

Δ_{DOF}

in a specified **longitudinal plane**, the distance between two points along the **beam axis** which are defined by the locations on either side of the **beamwidth focus** where the -6 dB **beamwidths** increase by a factor of two

SEE: Figure B.6b.

Note 1 to entry: In a design, if no such point exists between the **beamwidth focus** and the **transducer aperture plane**, the location of the **depth-of-field** point closest to the **ultrasonic transducer** is taken to be the **transducer aperture plane**. In a measurement, if no such point exists between the **beamwidth focus** and the **source aperture plane**, the location of the **depth-of-field** point closest to the **ultrasonic transducer** is taken to be the **source aperture plane**.

Note 2 to entry: Δ_{DOF} is expressed in metres (m).

3.36

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**.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.14]

3.37

distance z_e

z_e

distance along the **beam axis** between the **patient entry plane** and the **external transducer surface plane**

Note 1 to entry: **Distance z_e** is expressed in metres (m).

3.38

distance z_{slpta}

z_{slpta}

distance along the **beam axis** between the plane containing the **sidelobe peak temporal-average intensity** and the **source aperture plane**

Note 1 to entry: **Distance z_{slpta}** is expressed in metres (m).

3.39

distance z_p

z_p

distance along the **beam axis** between the plane containing the **focal** point (or for nonfocusing transducers, to the plane containing the **beam maximum**), and the **source aperture plane**

SEE: Figure B.7 and Figure B.9.

Note 1 to entry: **Distance z_p** is the distance between the source aperture plane and the **pressure focus** for **focusing transducers**.

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

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.21, modified – Note 1 to entry has been added.]

3.40

duty factor

F_d

ratio of the **pulse duration** to the **pulse repetition period**

[SOURCE: IEC 60469:2013, 3.2.9, modified – Reference to the specific context of a periodic pulse train has been removed and the original note has been deleted.]

3.41**effective focusing surface**

surface of constant phase whose periphery intersects the **external transducer surface plane**

Note 1 to entry: In the case of arrays, focusing results from applying a phase delay to the electrical excitation applied to each element of an array to produce focusing and steering of a **scan line**. In this case, a total phase delay along a line normal to each element can be calculated by adding the excitation's phase delay to the propagation delay along that line corresponding to the sound speed and distance along the line. A surface of constant phase can then be defined as a surface intersecting all such normals, such that all points of intersection have the same total phase.

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.23]

3.42**effective hydrophone radius**

a_h, a_{h3}, a_{h6}

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

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

Note 2 to entry: The radius is usually the function of frequency. For representative experimental data, see [5].

Note 3 to entry: Effective hydrophone radius is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.2]

3.43**effective path length**

d_{eff}

distance that is the equivalent total acoustical path length between a specified field point and a specified point on the effective focusing surface of a transducer

Note 1 to entry: In the case of a transducer with a lens, the part of the path through the lens is multiplied by the ratio c_w/c_L where c_L is the speed of sound in a lens and c_w is the speed of sound in water (or measurement medium).

Note 2 to entry: In most cases, this definition applies to transducers of known construction; otherwise, it can be measured as time delay between the two points specified above divided by the speed of sound in water (or measurement medium). See also **geometric focus** and **effective focusing surface**.

Note 3 to entry: **Effective path length** is expressed in metres (m).

3.44**effective radius of a focusing ultrasonic transducer**

a_f

radius of a **focusing ultrasonic transducer** that has a predicted axial acoustic pressure distribution approximately equivalent to the observed axial acoustic pressure distribution in the axial **focal zone**

Note 1 to entry: **Effective radius of a focusing ultrasonic transducer** is expressed in metres (m).

Note 2 to entry: A transducer with a hole in its centre does not have an effective radius.

3.45**effective radius of a nonfocusing ultrasonic transducer**

a_t

radius of a perfect stiff 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 **beam maximum point**

Note 1 to entry: **Effective radius of a nonfocusing ultrasonic transducer** is expressed in metres (m).

Note 2 to entry: A transducer with a hole in its centre does not have an effective radius.

3.46

effective wavelength

 λ

longitudinal speed of sound in the propagation medium divided by the **acoustic-working frequency**

Note 1 to entry: **Effective wavelength** is expressed in metres (m).

3.47

electric load impedance

 Z_L

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

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

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.3, modified – The symbol has changed from Z_L to Z_L . "hydrophone or hydrophone assembly output" has been replaced with "assembly output cable".]

3.48

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 B.3 and Figure B.12.

Note 1 to entry: The selection of this axis is arbitrary for a circularly-symmetric HITU transducer without a hole in its centre.

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

3.49

elevation plane

longitudinal plane containing the **elevation axis** and the **beam axis**

SEE: Figure B.3 and Figure B.12.

3.50

end-of-cable loaded sensitivity

 $\underline{M}_L(f)$

<of a **hydrophone** or **hydrophone assembly**> quotient of the Fourier transformed **hydrophone** voltage-time signal $\mathcal{F}(p(t))$ 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:

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

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.

3.51
end-of-cable open-circuit sensitivity

$\underline{M}_c(f)$

<of a **hydrophone**> quotient of the Fourier transformed **hydrophone** open-circuit voltage-time signal $\mathcal{F}(p(t))$ 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:

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

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.

3.52
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 B.5.

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.

3.53
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 B.6b, Figure B.7, Figure B.9, Figure B.10, Figure B.13 and Figure B.14.

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 (see Figure B.5).

3.54
f number

N_F

ratio of the **geometric focal length** to the **transducer aperture** width in a specified **longitudinal plane**

Note 1 to entry: N_F is dimensionless.

3.55
far field

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

SEE: Figure B.2.

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 nonfocusing source transducers. For focusing transducers a different terminology for the various parts of the transmitted field applies (see Figure B.4).

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

Note 4 to entry: Identical to the former term "Fraunhofer zone".

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.28]

3.56

far transition distance

z_{FTD}

distance past which the **postfocal zone** begins for a **focusing transducer**

SEE: Figure B.4.

Note 1 to entry: The **far transition distance** is the greatest distance from the **ultrasonic transducer** at which the modulus of the difference between the aperture path difference and the axial field point path difference is half an effective wavelength.

Note 2 to entry: Also given by Equation (A.16).

Note 3 to entry: See Annex A.

Note 4 to entry: z_{FTD} is expressed in metres (m).

3.57

focal depth

L_6

beam maximum depth for a focusing transducer

SEE: Figure B.9.

Note 1 to entry: **Focal depth** is expressed in metres (m).

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.36]

3.58

focal gain at beam maximum

G_p

gain at beam maximum point for a **focusing transducer**

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.37, modified – "point" has been added in the definition.]

3.59

focal volume

V_{foc}

beam maximum volume for a **focusing transducer**

SEE: Figure B.7.

Note 1 to entry: **Focal volume** is expressed in cubic metres (m³).

3.60

focal zone

region along the **beam axis** that is bounded by the **near transition distance** and the **far transition distance**

SEE: Figure B.4, Figure A.1, Figure A.4 and Figure A.5.

Note 1 to entry: See Annex A for more details and the spatial extent of this zone.

Note 2 to entry: This term is equivalent to the former term "focal Fraunhofer zone".

Note 3 to entry: Equivalently, the region of an ultrasound field about a **geometric focus** in a specified longitudinal plane where the axial field point path difference is within half a **wavelength** of the **aperture path difference**.

3.61

focusing transducer

electro-acoustic device that produces a narrower –6 dB **beamwidth** in a **longitudinal plane** that is less than that of a flat **transducer** with the same **source aperture** size (and **apodization**, if any) and same excitation at a distance less than the **transition distance** from the **source aperture plane**

SEE: Figure B.6.

3.62

full width half maximum

FWHM

minimum separation between two half maximum amplitude points

SEE: Figure B.12.

Note 1 to entry: **Full width half maximum** is expressed in metres (m)

Note 2 to entry: **Full width half maximum** is equal to w_6 for beamwidths

Note 3 to entry: **Full width half maximum** can also be used for envelopes of signals.

3.63

gain at beam maximum

G_{bm}

ratio of the maximum pressure amplitude at the **beam maximum point** to the average pressure amplitude at the **external transducer surface plane**

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.41]

3.64

geometric beam boundary

surface containing straight lines passing through the **geometric focus** and all points around the periphery of the **transducer aperture**

SEE: Figure A.4.

Note 1 to entry: Applies to **ultrasonic transducers** of known construction.

3.65

geometric focal gain

G_{focal}

ratio of amplitude at the geometric focus to the input amplitude

3.65.1

geometric focal gain

<for the measurement case in which **geometric foci** of all **longitudinal planes** coincide>
square root of the ratio of the **pulse-pressure-squared-integral** at the **geometric focus** divided by the average **pulse-pressure-squared-integral** over the active portion of the transducer (i.e. the region corresponding to the **transducer aperture area**)

3.65.2**geometric focal gain**

<for unapodized transducers of known construction> ratio of the transducer aperture area to the product of the geometric focal length and the effective wavelength

$$G_{\text{focal}} = A_{\text{TA}} / (\lambda F_{\text{geo}})$$

3.65.2.1**geometric focal gain**

<for a circularly symmetric source> $G_{\text{focal}} = \pi z_{\text{T}} / F_{\text{geo}}$ with z_{T} the **transition distance**

3.65.2.2**geometric focal gain**

<**focusing transducer**> ratio of the **transducer aperture width** in a specified **longitudinal plane** to the square root of the product of the **effective wavelength** and the **geometric focal length** in that plane

Note 1 to entry: Applicable for **ultrasonic transducer** cases in which the focuses in different **longitudinal planes** are not coincident.

Note 2 to entry: The theoretical definitions of focal gain do not apply to a HITU transducer with a hole in its centre.

3.66**geometric focal length**

F_{geo}

distance from the **geometric focus** to the position where the **beam axis** intersects the **effective focusing surface**

SEE: Figure A.3 and Figure B.4.

Note 1 to entry: Applies to transducers of known construction.

Note 2 to entry: **Geometric focal length** is expressed in metres (m).

Note 3 to entry: This definition applies only to **focusing transducers**.

3.67**geometric focus**

spatial point for which all of the **effective path lengths** in a specified longitudinal plane are equal

SEE: Figure A.3 and Figure A.5.

Note 1 to entry: Equivalently, the spatial point for which the arrival times of all waves from the transducer have the same delay relative to the voltage excitation of the transducer, as viewed in the approximation of geometrical acoustics, neglecting diffraction.

Note 2 to entry: This definition applies only to focusing transducers.

3.68**geometric line focus**

line for which all of the **effective path lengths** are essentially equal in all planes perpendicular to that line

SEE: Figure A.2.

3.69**geometric spherical focus**

point focus

geometric focus for a spherical **ultrasonic transducer** (or reflector) transmitting or **effective focusing surface**

SEE: Figure A.2.

3.70

HITU equipment

high intensity therapeutic ultrasound (HITU) equipment

equipment for the generation and application of ultrasound to a patient for therapeutic purposes with the intention to destroy, disrupt or denature living tissues or non-tissue elements (e.g. liquids, bubbles, micro-capsules) and which aims notably at making treatments through actions of ultrasound having mechanical, thermal and more generally physical, chemical or biochemical effects

Note 1 to entry: Essentially the **HITU equipment** comprises a generator of electric high-frequency power and a transducer for converting this to ultrasound. In many cases this equipment also includes a targeting and monitoring device.

Note 2 to entry: **HITU equipment**, as a side effect by its operation, can induce hyperthermia, which heats much less rapidly and to much lower therapeutic temperatures (in general 42 °C to 50 °C and thermal equivalent times of 0,2 min to 120 min) as compared with the main HITU-induced temperature rises in excess of 55 °C and much shorter times and also ultrasound-induced bioeffects by means other than heat.

Note 3 to entry: This definition does not apply to: **ultrasound equipment** used for physiotherapy, **ultrasound equipment** used for lithotripsy or **ultrasound equipment** used for general pain relief.

Note 4 to entry: See Annex AA of IEC 60601-2-62:2013 [2] for a few examples of equipment for which this document should be used.

[SOURCE: IEC 60601-2-62:2013, 201.3.218, modified – Notes 2 and 3 to entry have been modified.]

3.71

hydrophone

transducer that produces electric signals in response to waterborne acoustic signals

[SOURCE: IEC 60050-801:1994 [3], 801.32-26]

3.72

hydrophone assembly

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

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

3.73

hydrophone compressional pressure limit

p_{+lim}

limit on the maximum compressional pressure that a **hydrophone** can withstand without damage or corruption of the measurement

Note 1 to entry: This quantity is preferably specified by the **hydrophone** manufacturer, or can be set by the user based on measurement evidence.

Note 2 to entry: **Hydrophone compressional pressure limit** is expressed in pascals (Pa).

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.48, modified – Supplementary information has been moved from the definition to Note 1 to entry.]

3.74

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]

3.75

hydrophone intensity limit

$I_{ta,lim}$

limit on the maximum **temporal-average intensity** that a **hydrophone** can withstand without damage or corruption of the measurement

Note 1 to entry: This quantity is preferably specified by the hydrophone manufacturer, or can be set by the user based on measurement evidence.

Note 2 to entry: The **hydrophone intensity limit** is expressed in watts per square metre (W/m^2).

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.50]

3.76

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).

3.77

hydrophone rarefactional pressure limit

p_{-lim}

limit on the maximum rarefactional pressures that a **hydrophone** can withstand without damage or corruption of the measurement

Note 1 to entry: This quantity is preferably specified by the **hydrophone** manufacturer, or can be set by the user based on measurement evidence

Note 2 to entry: The hydrophone rarefactional pressure limit is expressed in pascals (Pa).

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, 3.52]

3.78

inset

h

for concave transducers, the distance from the **transducer aperture plane** to the **external transducer surface** along the **beam axis**

SEE: Figure B.4, Figure A.4 and Figure A.5.

3.79

instantaneous acoustic pressure

$p(t)$

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

Note 1 to entry: See also IEC 60050-801:1994, 801-21-19.

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.33]

3.80 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 watts per square metre (W/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.34]

3.80.1 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

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

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 should be taken into account for measurements very close to the transducer.

Note 3 to entry: **Derived instantaneous intensity** is expressed in watts per square metre (W/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.78]

3.81 local area factor

L_{af}

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

$$L_{af} = \sqrt{\frac{0,69 A_{SAeff}}{A_{b,6}}} \quad (2)$$

Note 1 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 $A_b = A_{b,6} / 0,69$: ($0,69 = 3 \ln(10)/10$).

Note 2 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, e^{-2}) times the maximum value in the cross-section.

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.11, modified – The source definition refers to "source area" rather than "**source aperture area**", and the second sentence of the definition has been changed and given in the form of a note to entry.]

3.82**local distortion parameter** σ_q

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

$$\sigma_q = z_p p_m \frac{2\pi f_{awf} \beta}{\rho \cdot c^3} \frac{1}{\sqrt{L_{af}}} \quad (3)$$

where:

- z_p is the axial distance of the point of interest to the **source aperture plane**;
- p_m is the **mean-peak-cycle acoustic pressure** at the point in the acoustic field corresponding to the **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure**;
- β is the nonlinearity parameter ($\beta = 3,5$ for pure water at 20 °C);
- f_{awf} is the **acoustic-working frequency**;
- L_{af} is the **local area factor**

Note 1 to entry: If the **offset distance** is not zero, its value can be estimated and added to the value of z in Equation (3). This will yield a new and more accurate calculation of the **local distortion parameter**.

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.12, modified – The definition has been changed to refer to nonlinear distortion of ultrasound, and a note to entry has been added.]

3.83**longitudinal plane**

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

SEE: Figure B.6, Figure B.13 and Figure B.14.

3.84**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 equal to $(p_r + p_c)/2$.

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.13]

3.85**near field**

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

SEE: Figure B.2.

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.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.37]

3.86 near transition distance

z_{NTD}

distance past which the **focal zone** begins for a **focusing transducer**

SEE: Figure B.4.

Note 1 to entry: **Near transition distance** is the distance closest to the **ultrasonic transducer** at which the modulus of the difference between the aperture path difference and the axial field point path difference is half an effective wavelength.

Note 2 to entry: See Annex A for details.

Note 3 to entry: Also given by Equation (A.14).

Note 4 to entry: z_{NTD} is expressed in metres (m).

3.87 nonfocusing transducer ultrasonic transducer whose field does not meet the criteria for a **focusing transducer**

SEE: Figure B.2.

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

3.89 normalized focal length S_{F} for a given **longitudinal plane**, for design, the **geometric focal length** divided by the **transition distance**

Note 1 to entry: S_{F} is dimensionless.

3.90 offset distance d_{offset} distance between the **source aperture plane** and the **external transducer surface plane**, measured along the beam axis

SEE: Figure B.5, Figure B.6b, Figure B.7, Figure B.9, Figure B.10, Figure B.13 and Figure B.14.

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

3.91 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** can be derived from measurements at a distance chosen to be as close as possible to the face of the transducer, and, if possible, no more than 1 mm from the face.

Note 2 to entry: For single contact transducers, this area can be taken as the active geometrical area of the **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group**.

Note 3 to entry: Compare the **output beam area** (-12 dB with reference to the **source aperture area**).

Note 4 to entry: The **output beam area** is expressed in metres squared (m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.40, modified – Notes 2 and 3 to entry have been added.]

3.92

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** can be derived from measurements at a distance chosen to be as close as possible to the face of the transducer, and, if possible, no more than 1 mm from the face.

Note 2 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.41]

3.93

output power

P

time-average ultrasonic power emitted by an **ultrasonic transducer** into an approximately free field under specified conditions in a specified medium, preferably water

Note 1 to entry: **Output power** is expressed in watts (W).

[SOURCE: IEC 61161:2013, 3.3]

3.94

output power under clinical driving conditions

P_c

output power emitted by an **ultrasonic transducer** when it is operated under **clinical driving conditions** of **transducer driving voltage** and **duty factor**

3.95

P_q

output power emitted by an **ultrasonic transducer** when it is driven under reduced quasi-linear conditions

3.96

patient entry plane

plane that is closest to the **external transducer surface**, that is orthogonal to the **beam axis**, and that intersects any portion of a patient

3.97

peak acoustic pressure

p_- or p_+

peak-compressional acoustic pressure or **peak-rarefactional acoustic pressure**, whichever is largest

Note 1 to entry: The term is used in relative determinations.

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

Note 3 to entry: p_r is an equivalent form of p_- .

Note 4 to entry: p_c is an equivalent form of p_+ .

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.43, modified – The phrase "whichever is largest" has been added to the definition.]

3.98

peak-compressional acoustic pressure

p_c

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.

Note 3 to entry: p_+ is an archaic but equivalent form of p_c .

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.45]

3.99

peak-rarefactional acoustic pressure

p_r

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

Note 1 to entry: **Peak-rarefactional acoustic pressure** is expressed as a positive 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.

Note 4 to entry: p_- is an archaic but equivalent form of p_r .

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.44]

3.100

phased array

ultrasonic transducer element group consisting of **ultrasonic transducer** elements that can be electrically configured to control the characteristics and direction of an acoustic beam

SEE: Figure B.3.

3.101

postfocal zone

region beyond the **focal zone** for a **focusing transducer** in a specified **longitudinal plane**

SEE: Figure B.4, Figure A.1, Figure A.4 and Figure A.5.

Note 1 to entry: Refer to Equation (A.16)

Note 2 to entry: This term is identical to former term "far Fresnel zone".

Note 3 to entry: There will be no postfocal zone if the geometric focal length is greater than the transition length.

3.102

clinical beam maximum power

$P_{c,6}$

power contained within the –6 dB contour in the plane perpendicular to the beam axis at the **beam maximum point** under **clinical driving conditions**

3.103**quasi-linear beam maximum power** $P_{q,6}$

power contained within the –6 dB contour in the plane perpendicular to the beam axis at the **beam maximum point** under **reduced quasi-linear driving conditions**

3.104**pre-focal peak temporal-average intensity** I_{pfpta}

largest local maximum of the **temporal-average intensity** on the **beam axis** which is not within the –6 dB **focal volume** or **beam maximum volume** and is located between the source aperture plane and the **focal volume** or **beam maximum volume**

SEE: Figure B.11.

Note 1 to entry: **Pre-focal peak temporal-average intensity** is expressed in watts per square metre (W/m²).

3.105**prefocal zone**

region between the **ultrasonic transducer** and the **near transition distance** for an ultrasonic **focusing transducer** in a specified **longitudinal plane**

SEE: Figure B.4, Figure A.1, Figure A.4 and Figure A.5.

Note 1 to entry: Refer to Equation (A.17).

Note 2 to entry: This term is identical to former term "near Fresnel zone".

3.106**pressure focal gain** G_{pfocal}

for a focusing transducer, the square root of the **pulse-pressure-squared-integral** at the **pressure focus**, divided by the square root of **source aperture average pressure-squared-integral**

Note 1 to entry: Pressure focal gain is dimensionless.

3.107**pressure focal length for a focusing transducer** F_{pres}

distance from either the **transducer aperture plane** (design definition) or the **source aperture plane** (measurement definition) to the **pressure focus** position

SEE: Figure B.8 and Figure B.9.

Note 1 to entry: The pressure focal length is expressed in metres (m).

3.108**pressure focal plane for a focusing transducer**

plane perpendicular to the **beam axis** that contains the **pressure focus**

SEE: Figure B.5 and Figure B.9.

3.109**pressure focus for a focusing transducer**

position of **beam maximum** on the **beam axis** for a **focusing transducer**

SEE: Figure B.7 and Figure B.8.

[SOURCE: IEC TS 62556:2014, modified – Changed from a **position of maximum pulse-pressure-squared-integral** throughout the field to definition above only for a **focusing transducer**.]

3.110

principal longitudinal plane

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

SEE: Figure B.6, Figure B.13 and Figure B.14.

Note 1 to entry: The selection of this axis is arbitrary for a circularly-symmetric HITU transducer without a hole in its centre.

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.

3.111

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 watts per square metre (W/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.47]

3.112

pulse duration

t_d

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

Note 1 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.48]

3.113

pulse-intensity integral

p_{ii}

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

Note 1 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 joules per square metre (J/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.49]

3.114

pulse-pressure-squared integral

p_{psi}

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

Note 1 to entry: The **pulse-pressure-squared integral** is expressed in pascals squared seconds (Pa²s).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.50]

3.115

pulse repetition period

prp

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

Note 1 to entry: This applies to single element non-automatic scanning systems and automatic scanning systems.

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.51]

3.116

pulse repetition rate

pr

reciprocal of the pulse repetition period

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.52]

3.117

quasi-linear

condition of the ultrasonic field between the source and a plane at a specified axial depth for which, at every point, less than a specified small proportion of the energy has transferred from the fundamental frequency to other frequencies through nonlinear propagation effects

Note 1 to entry: For purposes of this document, this condition is met when the local distortion parameter σ_q is less than 0,5.

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.17, modified – Note 1 to entry has been added.]

3.118

Rayleigh length

R_L

for a given **longitudinal plane**, for design, **transducer aperture area** of the **ultrasonic transducer** aperture width divided by the **effective wavelength**, λ

Note 1 to entry: **Rayleigh length** is equal to the **transition distance** multiplied by π .

Note 2 to entry: The **Rayleigh length** is expressed in metres (m).

3.119

reduced quasi-linear driving conditions

settings under which transducer driving voltage achieves quasi-linear conditions in the field, and under which the duty factor is set so that hydrophone measurements stay below the hydrophone intensity limit

3.120

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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.53]

3.121 scaling factor

S

ratio of the acoustic pressure at a location close to the transducer to the acoustic pressure at the same location under **quasi-linear** conditions

[SOURCE: IEC TS 61949:2007, 3.18, modified – The definition has been shortened and the references to "mean peak acoustic pressure" have been replaced by "acoustic pressure".]

3.122 scan-area

A_s

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

Note 1 to entry: The specified plane (or surface) follows the same shape as the **external transducer surface plane**.

Note 2 to entry: The **scan-area** is expressed in square metres (m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.54, modified – Note 1 to entry refers to the "**external transducer surface plane**" instead of "**external transducer aperture**".]

3.123 scan line

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

Note 1 to entry: This is the same as the definition of "ultrasonic scan line" in 3.71 of IEC 62127-1:2007.

3.124 scanning mode

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

Note 1 to entry: The sequence of pulses is not necessarily made up of identical pulses. For instance, the use of sequential multiple focal-zones is considered a scanning mode.

3.125 scan plane

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.56, modified – NOTE 1 and NOTE 2 have been deleted.]

3.126 scan repetition period

srp

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

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.57, modified – NOTE 1 has been deleted.]

3.127**scan repetition rate***srr*reciprocal of the **scan repetition period**

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.58]

3.128**sidelobe**

secondary peak near a primary main lobe

SEE: Figure B.12.

Note 1 to entry: For lateral beam measurements (beamplots), there are lobes usually lower than and deviating from the direction of the main beam or grating lobes. A **sidelobe** is narrower and weaker than the main lobe and is a result of the finite size and weighting of the transducer aperture.

Note 2 to entry: **Sidelobe** is also used to describe axial secondary lobes away from the axial main lobe. Frequently it is applied to describing secondary lobes trailing past a main pulse signal envelope.

Note 3 to entry: In abnormal cases, such as in defective physiotherapy transducers, **sidelobes** off the beam axis can exceed the magnitude of the main lobe.

3.129**sidelobe peak temporal-average intensity** I_{slpta}

maximum value of the **temporal-average intensity** measured at a local maximum which is not within the -6 dB **focal volume** (for focusing transducers) or **beam maximum volume** (for nonfocusing transducers)

SEE: Figure B.11.

Note 1 to entry: **Sidelobe peak temporal-average intensity** is expressed in watts per square metre (W/m^2). See related definition, **temporal-average intensity**.

3.130**signal envelope**

magnitude of a signal derived from the square root of the sum of the real part squared and the imaginary part squared

Note 1 to entry: The imaginary part can be derived from the real part through a Hilbert transform.

3.131**signal type**

classification of the **acoustic pulse waveform** into **continuous-wave signal**, **tone-burst signal** or **broadband signal** types

3.132**source aperture**

equivalent aperture for an **ultrasonic transducer**, defined by the contour of the **source aperture area** in the **source aperture plane**

SEE: Figure B.6b and Figure B.10.

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

equivalent aperture area for an **ultrasonic transducer**, measured as the -20 dB **pulse-pressure-squared-integral** contour, in the **source aperture plane**

SEE: Figure B.10 and Figures B.3 and B.4 of IEC TS 62556:2014.

Note 1 to entry: If the transducer is circularly symmetric without a hole in its centre, a radial line scan is sufficient to determine the contour.

Note 2 to entry: If a transducer has a hole in its centre within it, the –20 dB contour does not include the hole. In this case, there will be an outer –20 dB contour and an inner contour which encloses the region of the hole.

Note 3 to entry: **Source aperture area** is expressed in square metres (m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.82, modified – The definition has been shortened and two new notes to entry have been added.]

3.134
source aperture average pressure-squared-integral

$p_{i20\text{mean}}$

pulse-pressure-squared-integral averaged over the –20 dB beam area in the **source aperture plane**

SEE: Figure B.9.

Note 1 to entry: The **source aperture average pressure-squared-integral** is expressed in pascals squared seconds (Pa²s).

3.135
source aperture plane

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

SEE: Figure B.5, Figure B.7, Figure B.9 and Figure B.10.

Note 1 to entry: If the **offset distance** is zero, the **source aperture plane** can be coincident with the **external transducer aperture plane** (see Figure B.1 to Figure B.4).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.83, modified – The definition refers to the "external transducer surface plane" rather than the "external transducer aperture", and Note 1 to entry has been added.]

3.136
source aperture width

L_{SA}

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

SEE: Figure B.5 and Figure B.6b.

Note 1 to entry: If the HITU transducer is circularly-symmetric without a hole in its centre, 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 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.84, modified – Two notes to entry have been added.]

3.137 spatial average intensity under linear conditions

 I_{sal}

intensity spatially averaged over the area enclosed by the half-pressure-maximum contour in the plane containing the **pressure focus** (for focusing transducers) or **beam maximum** (for nonfocusing transducers), as determined under linear conditions

Note 1 to entry: **Spatial average intensity under linear conditions** is expressed in watts per square metre (W/m^2).

3.138 spatial-peak temporal-peak acoustic pressure

 p_{sptp}

larger of the **peak-positive acoustic pressure** and the **peak-negative acoustic pressure**

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.63, modified – The definition refers to "peak-positive acoustic pressure" and "peak-negative acoustic pressure" rather than "peak-compressional acoustic pressure" and "peak-rarefactional acoustic pressure".]

3.139 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 can not be taking place.

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.62]

3.140 steered beam

ultrasound field whose **beam axis** is intentionally not coincident with an axis perpendicular to the **transducer aperture plane**

3.141 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 should be taken over an integral number of **acoustic repetition periods**.

Note 2 to entry: **Temporal-average intensity** is expressed in watts per square metre (W/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.65, modified – The note concerning diagnostic equipment has been deleted.]

3.142 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.67]

3.143**tone-burst signal**

pulse with relative –3 dB fractional **bandwidth** less than 0,25 where the relative –3 dB fractional **bandwidth** is equal to the **bandwidth/arithmetic-mean working frequency**

3.144**transducer aperture**

effective or projected area of the active ultrasound radiating portion of an **ultrasonic transducer** in the **transducer aperture plane**

SEE: Figure B.6a.

Note 1 to entry: The **transducer aperture** is known from design, geometry or construction details.

3.145**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 (m²).

3.146**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 B.6a and Figure B.8.

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.

3.147**transducer aperture plane distance** D_{AF}

distance between the **geometric focus** and the **transducer aperture plane**

SEE: Figure A.3.

Note 1 to entry: The **transducer aperture area plane distance** is expressed in metres (m).

3.148**transducer aperture width** L_{TA}

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

SEE: Figure B.6a, Figure A.4 and Figure A.5.

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

3.149**transducer assembly**

those parts of the ultrasound equipment comprising the **ultrasonic transducer** 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.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.69, modified – This definition specifies "ultrasound equipment" rather than "medical diagnostic ultrasonic equipment".]

3.150 transducer driving voltage

U

voltage supplied to the terminals of the HITU source transducer

Note 1 to entry: **Transducer driving voltage** is expressed in volts (V).

3.151 transducer driving voltage at clinical levels

U_c

transducer driving voltage representative of clinical use

3.152 transducer driving voltage at quasi-linear levels

U_q

maximum **transducer driving voltage** when the acoustic field is **quasi-linear** at depths less than the position of **spatial-peak-temporal average intensity**

3.153 transition distance

z_T

aperture area divided by $\pi\lambda$

3.153.1 transition distance for design

z_{TD}

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

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

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: A transducer with a hole in its centre does not have an effective radius; for these cases see [6].

Note 7 to entry: **Transition distance for design** is expressed in metres (m).

3.153.2

transition distance for measurement

z_{TM}

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

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

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

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

[SOURCE: IEC 61828:2001, 4.2.75, modified – The definition is worded differently and two notes to entry have replaced the original notes.]

3.154

transverse plane

plane that is perpendicular to the **beam axis**

3.155

two-dimensional array

ultrasonic transducer element group array that can be configured to control the characteristics and direction of an acoustic beam in at least two (usually orthogonal) scan planes

3.156

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.73]

3.157

ultrasonic transducer element

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.74]

3.158

ultrasonic transducer element group

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.75]

3.159**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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.76]

3.160**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 Annex D.

Note 2 to entry: See ISO/IEC Guide 98-3:2008, 2.2.3.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.77]

3.161**unsteered beam**

ultrasound beam selected to be in the forward propagation direction without angular deflection

Note 1 to entry: This direction is along the central **scan line** of a sector scan. When the **ultrasonic transducer** is symmetric, the **unsteered beam** can be chosen to be near the symmetry axis or a symmetry plane of the **ultrasonic transducer**.

4 Symbols

a_f	effective radius of a focusing ultrasonic transducer
a_h	effective hydrophone radius
a_g	hydrophone geometrical radius
a_t	effective radius of a nonfocusing ultrasonic transducer
a_{h3}, a_{h6}	effective hydrophone radius , determined from directional response measurements, at the –3 dB and –6 dB levels
a_{max}	maximum effective radius for a specific hydrophone application
arp	acoustic repetition period
A_b	beam area
$A_{b,6}, A_{b,12}, A_{b,20}$	beam area (at –6 dB and –12 dB and –20 dB levels)
A_g	geometrical area of an ultrasonic transducer
A_{ob}	output beam area
A_s	scan-area
A_{TA}	transducer aperture area
A_{SAeff}	source aperture area
BW	bandwidth
bm	beam maximum
b_{min}	beam-minimum depth
c	speed of sound in the medium (usually water)
D	radius-of-curvature

D_{AF}	transducer aperture plane distance
d_{eff}	effective path length
d_{offset}	offset distance
f_{awf}	acoustic frequency, acoustic-working frequency
F	focal length
F_d	duty factor
F_{geo}	geometric focal length
F_{pres}	pressure focal length for a focusing transducer
$FWHM$	full width half maximum
G_{focal}	geometric focal gain
G_{pfocal}	pressure focal gain
G_p	focal gain at beam maximum point
G_{bm}	gain at beam maximum
h	inset
$I(t)$	instantaneous intensity
I_{ob}	output beam intensity
I_{pa}	pulse-average intensity
I_{pfpta}	pre-focal peak temporal-average intensity
I_{sppta}	spatial-peak temporal-average intensity
I_{slpta}	sidelobe peak temporal-average intensity
I_{ta}	temporal-average intensity
$I_{ta,lim}$	hydrophone intensity limit
k	circular wave number ($2\pi/\lambda$)
k_x	wave vector's vector component along the x-axis
k_y	wave vector's vector component along the y-axis
L_{af}	local area factor
L_{SA}	source aperture width
L_{TA}	transducer aperture width
L_6	focal depth
L_{bm}	beam maximum depth
$\underline{M}_L(f)$	end-of-cable loaded sensitivity of a hydrophone or hydrophone assembly
$\underline{M}_C(f)$	end-of-cable open-circuit sensitivity
N_F	f number
P	output power of an ultrasonic transducer
P_c	output power under clinical driving conditions
P_q	output power under reduced quasi-linear driving conditions
$P_{c,6}$	clinical beam maximum power
$P_{q,6}$	clinical beam maximum power

$p(t)$	instantaneous acoustic pressure
p_0	average pressure amplitude over transducer aperture area
p_{0S}	average pressure amplitude over source aperture area
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_{+lim}	hydrophone compressional pressure limit
p_{-lim}	hydrophone rarefactional pressure limit
R_L	Rayleigh length
srp	scan repetition period
srr	scan repetition rate
S	scaling factor
S_F	normalized focal length
t_d	pulse duration
$u_L(t)$	end-of-cable voltage
$U_L(f)$	end-of-cable spectrum
U	transducer driving voltage
U_c	transducer driving voltage at clinical levels
U_0	transducer output voltage
U_q	transducer driving voltage at quasi-linear levels
$v(t)$	instantaneous particle velocity
V_{bm}	beam maximum volume
V_{foc}	focal volume
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_e	distance between the external transducer surface plane and the patient entry plane
z_{FTD}	far transition distance
z_{NTD}	near transition distance
z_T	transition distance
z_{TD}	transition distance for design

z_{TM}	transition distance for measurement
z_p	distance between the source aperture plane and the plane containing the beam maximum
z_{slpta}	distance between the source aperture plane and the position of the sidelobe peak temporal-average intensity
z_L	transition distance
Z_L	electric load impedance
β	nonlinearity parameter
Δ	aperture path difference
Δ'	axial field-point path difference
Δ_{DOF}	depth-of-field
λ	effective wavelength
ρ	density of the medium (usually water)
σ_q	local distortion parameter
ω	$(2\pi f_{awf})$ circular frequency

5 Independent measurement of total acoustic output power

If called for by the output parameter set, measurements of total **output power** shall be performed according to the methods of IEC 61161 and IEC 62555. In some cases, the power can be measured using planar scanning of a **hydrophone**, as described in Annex F. In these cases, care should be taken to assure that the **hydrophone** measurement is within the **hydrophone's** pressure and intensity limits (see 6.1.6 and 6.1.7).

6 Acoustic field measurement: equipment

6.1 Hydrophone

6.1.1 General

It is assumed throughout this document that a **hydrophone** is a device which responds to acoustic waves in such a way that the output voltage is proportional to the acoustic pressure at a specified frequency. If $\underline{M}_L(f)$ is the **end-of-cable loaded sensitivity** of the **hydrophone**, the **instantaneous acoustic pressure** $p(t)$ is related to the measured end-of-cable voltage $u_L(t)$ by

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1}[\underline{U}_L(f) / \underline{M}_L(f)] \quad (4)$$

where \mathcal{F}^{-1} represents an inverse Fourier transform, and $\underline{U}_L(f)$ is the Fourier transform result of $u_L(t)$. Because this document prescribes measurements to be made in linear conditions, a narrow-band approximation as given in IEC 62127-1 can be applied:

$$p(t) = u_L(t) / |\underline{M}_L(f_{awf})| \quad (5)$$

6.1.2 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.

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 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.

6.1.3 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.

There are two reasons to know the directional response of a **hydrophone**. First, it is necessary as part of the field characterization procedures described in Clause 7, in which case the directional response should be known at the appropriate **acoustic-working frequency**. Secondly, the directional response is used to derive the **effective hydrophone radius**.

6.1.4 Effective hydrophone radius

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

6.1.5 Choice of the size of a hydrophone active element

6.1.5.1 General

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

The effective radius of the element should ideally be comparable with or smaller than one quarter of the effective 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 **effective wavelength** and the distance from the **ultrasonic transducer**. However, in the **far field** it is reasonable to relax the above criterion. For nonfocusing circular **ultrasonic transducers**, the following criterion can 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 [7]¹:

$$a_{\max} = \frac{\lambda}{8a_1} (l^2 + a^2)^{1/2} \quad (6)$$

where

a_1 is the **effective radius** of the **ultrasonic transducer**;

l is the distance between the **hydrophone** and the **source aperture plane**;

λ is the **effective wavelength** corresponding to the **acoustic-working frequency**.

See [7] and [8].

¹ Numbers in square brackets refer to the Bibliography.

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

For representative experimental data see [5].

6.1.5.2 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 in 6.1.5.1. 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 radius** element, the decrease in signal should be less than 1 dB. If this is not the case, corrections for spatial averaging should be made. See Annex E of IEC 62127-1:2007 and IEC 62127-1:2007/AMD1:2013.

6.1.6 Hydrophone pressure limits

In order to avoid making corrupted measurements or damaging a **hydrophone**, pressure limits shall be defined for the **hydrophone** or **hydrophone assembly** and the user shall not expose the **hydrophone** to pressures beyond these limits. These need to be specified both as a separate positive (i.e. compressional) limit, known as the **hydrophone compressional pressure limit**, p_{+lim} and a negative (rarefactional) limit, known as the **hydrophone rarefactional pressure limit**, p_{-lim} .

p_{+lim} is most likely to arise from electrical saturation limits in a pre- or buffer-amplifier or from severe nonlinearity in the **hydrophone**'s response (see, for example, [9] and 3.5.1.2 of [10]) and can be defined as a property of the **hydrophone assembly**. p_{+lim} can be determined according 6.1.8.2 in this case.

p_{-lim} is most likely to arise from delamination of internal **hydrophone** structures, cavitation, or other nonlinearity. This quantity is preferably specified by the **hydrophone** manufacturer, or can be set by the user based on measurement evidence.

NOTE p_{+lim} and p_{-lim} can be frequency dependent.

It is expected that pressure levels within the limits can be maintained by reducing the **driving voltage**, as discussed in 7.2.1 and 7.2.2, if necessary.

6.1.7 Hydrophone intensity limits

In order to avoid making corrupted measurements or damaging a **hydrophone**, a **temporal-average intensity limit** $I_{ta,lim}$ shall be defined for the **hydrophone** or **hydrophone assembly** and the user shall not expose the **hydrophone** to intensities beyond these limits. $I_{ta,lim}$ can be independent of the pressure limits of 6.1.6, because high **temporal-average intensities** can result in heating of the **hydrophone** beyond acceptable limits, even though peak pressures can be below safe limits in accordance with 6.1.6. It is expected that safe intensity levels can be maintained by reducing the **duty factor** of the driving voltage signal, as illustrated in 7.2.1 and 7.2.2, if necessary.

$I_{ta,lim}$ is preferably specified by the **hydrophone's** manufacturer, although it can be set by the user based on measurement evidence. This limit can be frequency dependent, because the absorption of sound energy and its conversion to heat within the **hydrophone** is likely to be frequency dependent.

6.1.8 Hydrophone cable length and amplifiers

6.1.8.1 Cable length

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 located between the **hydrophone's** sensitive element and a preamplifier or waveform digitizer input, the numerical value of the length of that cable in metre shall be much less than $50/(f_{awf} + BW_{20})$, where f_{awf} is the **acoustic-working frequency** and BW_{20} is the -20 dB **bandwidth** of the **hydrophone** signal in megahertz (MHz). In most cases a cable length of ≤ 15 cm would be adequate (see [9]).

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

6.1.8.2 Preamplifier linearity

The manufacturer of any pre- or buffer-amplifier shall state the maximum voltage over which the output of the amplifier will be linear with respect to the input voltage, to within 10 %. The manufacturer shall then provide all information necessary to calculate the maximum pressure corresponding to this maximum voltage for the **hydrophone assembly**.

6.2 Requirements for positioning and water baths

6.2.1 General

There are various possible systems that can 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 can be used providing equivalence with those described in 6.2 is demonstrated.

Annex F 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.

6.2.2 Positioning systems

6.2.2.1 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, such 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 criterion shall be satisfied.

If z is the distance between the active element of a **hydrophone** and the **source aperture plane** of an **ultrasonic transducer**, c is the speed of sound, 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, q , between the **beam axis** and the reflecting surface shall be determined from:

$$(z^2 + 4q^2)^{1/2} - z > c t \quad (7)$$

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

6.2.2.2 Hydrophone positioning

The **hydrophone** shall be set up in the coordinate positioning system such that the normal to 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. 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.

NOTE 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 of IEC 62127-1:2007.

6.2.2.3 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:

- a) Spatial positioning is aligned 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**.
- b) To be able to reproduce positions, all translation and rotation systems should be provided with position indicators.
- c) The repeatability of positioning should be $0,10 \lambda$ or $0,05 \text{ mm}$, whichever is smaller.

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

NOTE It is possible to relax the requirement of the repeatability 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.

6.2.3 Water bath

6.2.3.1 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 6.2.3.2).

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.

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

NOTE The criterion for the choice of the size of the water bath referred to above is adequate for **pulse durations** less than 10 μs . For longer **pulse durations**, refer to 6.2.2.1.

6.2.3.2 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 such that they intercept the main incident acoustic field from the **ultrasonic transducer**.

The following tests can be used to determine the necessity for acoustic absorbers.

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

The free field conditions shall be met sufficiently when the overall echo is reduced by more than 25 dB. Various methods can be used to check the compliance of the echo reduction of the tank lining materials used, as suggested in the paragraph above. One example that can be used to check the absorbing or scattering materials used is given in Annex B of IEC 62127-1:2007.

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 shall be used (see IEC TR 62781 [11] 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 $5 \mu\text{S cm}^{-1}$.

6.3 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 6.1.6 to 6.1.7 are met for the combination.

6.4 Requirements and recommendations for ultrasonic equipment being characterized

This document requires that the ultrasonic equipment under test allows adjustment to both the **transducer driving voltage**, and the **duty factor**, in order to assure that conditions which satisfy the **hydrophone's** pressure and intensity limits are met.

If the field satisfies the linear or quasi-linear conditions described in 7.2.6, the linear projection method can be used to calculate virtually the acoustic field and the transmitted field parameters required by this document. The linear projection method shall be validated and calibrated as described in IEC TS 62556:2014, Annex E wherein a pre-focal plane is measured.

Also, the measurements shall be undertaken with scanning frozen, if the system under test is an automatic scanning system.

To conduct the measurements in this document, an electrical signal synchronized to the excitation of the transducer is recommended. If this cannot be obtained from the device under test directly, alternative methods include the use of an external electromagnetic pick-up coil or an auxiliary acoustic sensor placed in the ultrasonic field.

7 Measurement procedure

7.1 General

The procedures described in Clause 7 are those which are particularly suitable for the characterization of ultrasonic fields using piezoelectric **hydrophones**. Other procedures based on the use of piezoelectric or non-piezoelectric **hydrophones** can be employed provided equivalence with the techniques described in Clause 7 is demonstrated. For measurement of fields which can have high pressure or intensity levels, starting the measurements at a lower driving voltage is recommended so as not to exceed the manufacturer's limits as described in 6.1.6 to 6.1.7.

7.2 Preparation and alignment

7.2.1 General drive and field conditions

This document provides measurement guidance for several field conditions. These fields are linear, **quasi-linear**, nonlinear and extreme nonlinear (or high pressure). Drive conditions can be adjusted to make the acoustic field fall within one of these field descriptions. The linear condition is the region in which the pressure in the field is proportional to drive amplitude and the focusing models and equations such as those in Annex A are applicable. A **quasi-linear** field condition is a field in which the **local distortion parameter** for the maximum pressure is less than 0,5 (see 7.2.6) and can be considered as linear. A nonlinear field is one in which the **local distortion parameter** for the maximum pressure is greater than 0,5. For measurements of fields of diagnostic ultrasound in water under clinical drive conditions, fields can be nonlinear and are measured by calibrated hydrophones. Nonlinearity can cause pressure asymmetry in waveforms: **peak-compressional pressure** exceeds **peak-rarefactional pressure** even for symmetric drive signals; nonlinearity generates harmonic frequencies. These effects can be measured by the hydrophones meeting the criteria described in this document; however, these hydrophones shall be operated below manufacturer's stated hydrophone **compressional pressure limit**, **rarefactional pressure limit** and **hydrophone intensity limit**. Reporting of measurement parameters shall include the type of field conditions: linear, **quasi-linear**, nonlinear or extreme nonlinear [12].

7.2.2 Initial adjustment to driving voltage

This step is optional if there is no concern about the suitability (in terms of pressure and intensity limits) of the hydrophone for the fields. Some pressure fields can contain large regions over which the pressure exceeds the safety limits for the **hydrophone**, p_{+lim} or p_{-lim} or in which the intensities exceed the limit for the hydrophone $I_{ta,lim}$. In this case, it is advisable to reduce the driving voltage before measurements begin. An estimate can be made if design information about the transducer-system is known as follows:

- 1) Estimate the average source pressure amplitude, p_{0S} :

$$p_{0S} = \sqrt{2P_c Z_w / A_{TA}} \quad (8)$$

where

Z_w is the characteristic acoustic impedance of water, $Z_w = 1,5 \times 10^6 \text{ kg s}^{-1} \text{ m}^{-2}$;

A_{TA} is the transducer aperture area;

P_c is the output power under clinical driving conditions.

P_c is typically measured using a radiation force balance. An alternative is to use the planar scanning method described in Annex G.

- 2) Estimate focal gain:

- a) for a circularly symmetric nonfocusing source, the pressure amplitude ratio gain at the **transition distance** can be estimated as 2, i.e.

$$G_{focal} = 2 \quad (9)$$

- b) For a focusing source at F_{geo} ,

$$G_{focal} = A_{TA} / F_{geo} \lambda \quad (10)$$

where

F_{geo} is the geometric focal length;

λ is the effective wavelength;

$A_{TA} = \pi a^2$ for a circularly symmetric spherical focusing source or circularly symmetric focusing source with a radius a in the external transducer surface plane;

$A_{TA} = \pi(a^2 - a_1^2)$ for a circularly symmetric spherical focusing source or circularly symmetric focusing source with a circular hole of radius a_1 in its centre in the external transducer surface plane;

$A_{TA} = L_1 L_2$ for a rectangular focusing source with sides $L_1 L_2$ in the external transducer surface plane and a coincident elevation and azimuth focus;

$A_{TA} = (\pi a^2 - L_{1h} L_{2h})$ for a circularly symmetric spherical focusing source or circularly symmetric focusing source with a rectangular hole of sides L_{1h} and L_{2h} in its centre in the external transducer surface plane and a coincident elevation and azimuth focus;

A_{TA} is replaced by A_{SAeff} (the source aperture area) for a measurement-based estimate and F_{geo} is replaced by the distance z_p and p_0 replaces p_{0S} in Equation (8).

- 3) Estimate maximum field pressure amplitude as

$$p_{max,est} = G_{focal} p_0 \quad (11)$$

- 4) Reduce the **transducer driving voltage** by a factor of $\min\{p_{+lim}, p_{-lim}\}/p_{max,est}$.
- 5) Verify by repeating the total power measurement that the power is reduced by a factor of $[\min\{p_{+lim}, p_{-lim}\}/p_{max,est}]^2$.
- 6) If necessary, reduce the duty factor F_d to make the **temporal-average intensity**, I_{ta} , less than the **hydrophone** intensity limit, $I_{ta,lim}$. This is equivalent to the following formula:

$$F_d < \frac{2I_{ta,lim}Z_w}{[\max\{p_{+lim}, p_{-lim}\}]^2} \quad (12)$$

- 7) Verify by repeating the total power measurement that the power is reduced by a factor approximately equal to the ratio by which the duty factor was reduced.

If the offset distance is not zero, its value shall be estimated and added to the value of z_p . This will yield a new and more accurate calculation of focal gains in Equations (9) and (11).

If the projection method of IEC TS 62556:2014, Annex E, is used in place of making measurements at $z = z_p$, the requirements of 7.2.2 can be relaxed, so long as the limits in 6.1.6 and 6.1.7 are satisfied at the position of any measurements.

7.2.3 Preparation of source transducer

Various parts of the **ultrasonic transducer** can be sealed to prevent ingress of water, especially around the cable entry point if the whole of the device is immersed. 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 can be specified by the manufacturer or which 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 external surfaces of the **transducer assembly** and the **hydrophone**. Checks should be made during the course of the measurements to ensure bubbles do not appear.

7.2.4 Aligning an ultrasonic transducer and hydrophone

For reliable characterization of acoustic fields produced by **ultrasonic transducers** it is necessary to align the z -axis of the **hydrophone**, which itself is parallel to the direction of maximum sensitivity, such that it is parallel to the particular direction of propagation of the ultrasound of interest.

The ultrasonic transducer is set up in the coordinate positioning system such that the axis of symmetry of its active elements (**ultrasonic transducer element group**) is parallel to the y -axis of the hydrophone positioning system. The reference system used in this document is that the beam axis is along the z -axis, the **scan plane** is the xz plane and the **elevation plane** is the yz plane. It is convenient to adjust the transducer position so that the beam axis is parallel to an axis of the positioning system. Here the axis of symmetry for **ultrasonic transducers** with cylindrical active elements shall be the axis of the cylinder. For **ultrasonic transducers** with spherical active elements, the axis of symmetry shall be the axis that passes through the geometrical centre of the sphere and approximately bisects the usable external surface of the **ultrasonic transducer**.

7.2.5 Finding the beam axis

- 1) Refer to Figure B.13 for a rectangular aperture or Figure B.14 for a circularly symmetric aperture. Other geometries are shown in IEC TS 62556. If the aperture shape is unknown, refer to Figure B.13. Establish a measurement plane that is as close as possible to the **external transducer aperture**. The minimum distance for measurement is influenced by the ability to resolve the main transmitted pulse from spurious reflected pulses. For some ultrasonic transducers, it is possible to resolve the output pressure into a main axial component and one or more satellite "edge wave" pulses [13]. Edge waves can be distinguished from the main axial wave because of their later arrival times, which change at a different rate with axial distance; eventually they merge with the main wave on the beam axis. Use the main axial transmitted pulse.
- 2) Locate the position of the **beam maximum**, the maximum **pulse-pressure-squared integral** in the field (refer to Figure B.7). The search for the **beam maximum** and the **beam axis** can be aided by transmit focusing controls, if available. If the geometry of the aperture, **geometric focal length** and an approximate **effective wavelength** are known, the location of the **beam maximum** can be estimated from the design equations of Annex A. For a circular source, the **beam maximum** location is approximately at the **near transition distance**. For rectangular apertures, where the aperture and focusing properties can be changed, the electronically variable **geometric focal length** should be brought into coincidence with the elevation **geometric focal length**, if known, to produce a single main axial peak. The peak will be approximately at the **near transition distance** for the **longitudinal plane** containing the largest active **transducer aperture width**. If the elevation **geometric focal length** is not known, the electronic **geometric focal length** can be varied to obtain the largest **pulse-pressure-squared-integral**. This method will not work if the **pulse-pressure-squared-integral** continues to increase as the transducer is approached.

Knowledge of the expected focusing properties of the transducer in each **longitudinal plane** can aid the selection of the initial **beamwidth** search distances. Equations (A.15) and (A.18) for the **near transition distance** and the **far transition distance** can be used to determine distances marking the extent of the expected focal zone. A suitable alternative to the **pressure focal plane** is a nearby transverse plane at which the beam converges to a single centre lobe with a single peak. This plane will be located within the **focal zone** but in some cases does not include the **maximum pulse-pressure-squared-integral** of the field.

- 3) Find the **pulse-pressure-squared-integral** centroid in a plane passing through the **beam maximum** (or through an alternative plane described in 7.2.5 6)) approximately parallel to the face of the transducer. Two scans are performed, first along the y -axis at the position of the x -axis peak and second, along the x -axis at the position of the y centroid, y_c . The centroid position (x_c, y_c) can be obtained from orthogonal line scans in the selected transverse plane from the following relationships:

$$y_c = \frac{\sum_j y_j p_i(x_{pk}, y_j)}{\sum_j p_i(x_{pk}, y_j)} \quad (13)$$

where x_{pk} is the position of the peak of the beam along the x -axis and

$$x_c = \frac{\sum_k x_k p_i(x_k, y_c)}{\sum_k p_i(x_k, y_c)} \quad (14)$$

where y_c is the centroid position from the y scan above, and where $p_i(x_k, y_j)$ denotes the sampled value of the **pulse-pressure-squared integral** at location (x_k, y_j) . Scans shall have a minimum of 50 points and shall extend to values as low as practicable in terms of usable signal level on either side of the maximum value of p_i on the scan axis. A centroid measurement is required because, in general, multiple pressure peaks can occur as explained in Annex C.

NOTE Strictly, finding the centroid involves a full, two-dimensional scan as dealt with in Annex C. Hence, Equations (13) and (14) representing two line scans are only an approximation. Further, Equations (13), (14), (D.1) and (D.2) are based on the assumption of a uniform Cartesian grid. Generalized formulations for Equations (13) and (14) valid for arbitrary distances between the measurement locations can be derived.

A second acceptable approach, the **beamwidth midpoint** method described in Annex C, has been found to provide nearly equivalent results to the centroid method for the cases examined. The centroid method is preferred because of its straightforward computational simplicity.

- 4) A second plane, parallel to the first and as far as practicable from the first, is selected at any distance before or after the depth of the first plane (refer to Figure B.7). Increasing the distance between the measurement planes reduces angular errors in locating the **beam axis**. In the case of electronically focusing transducers, the electronic **geometric focal length** can be placed in or near the second plane to increase the signal-to-noise ratio. The location of the beam centroid is found using the same steps as in 1) to 3).

NOTE In the case of a fixed elevation focal length in an elevation longitudinal plane, the more rapid broadening of the beam past the focal length can be the limiting factor for signal strength.

- 5) The **beam axis** is the straight line from the transducer to the centroids of the two planes described in 3) and 4).
- 6) Locate the **beam maximum plane**, perpendicular to the **beam axis**, that includes the **beam maximum**. If an alternative plane (as described in 2)) was used instead of a **beam maximum plane** to find the **beam axis**, locate the maximum **pulsed-pressure-squared integral** along the beam axis. (The location of the maximum **pulsed-pressure-squared integral** can be found by taking a line scan along the **beam axis**.) Determine the time delay between the start of the transmit pulse to the location of the maximum **pulsed-pressure-squared integral** (or **pressure focal plane**) along the **beam axis**.
- 7) Locate the **source aperture plane** perpendicular to the **beam axis** at the location of the minimal acceptable distance determined in 1). In order to compare measurements directly with design criteria, either the start of transmit or corrections can be used to obtain the total propagation distance, z . Note that distance can be determined from the time of flight relative to the start of transmit (which for an imaging system can be the start of line transmit for the line being measured or in plane wave imaging, the start of frame transmit) and the speed of sound in water.

$$z = c_W t \tag{15}$$

The speed of sound for water at the measurement temperature can be obtained from Annex H. If a lens is present and its material is known, the total distance is found from the propagation time of the signal, t_{SA} ,

$$z = z_L / c_L + d_{offset} + c_W t_{SA} \tag{16}$$

where

z_L is the maximum lens thickness;

c_L is the speed of sound in the lens (see Figure A.3);

d_{offset} is the distance between the **source aperture plane** and the **external transducer surface plane**, measured along the **beam axis**;

c_W is the speed of sound in water;

t_{SA} is the propagation time from the **source aperture plane**.

Refer to Figure B.4, Figure A.4 and Figure A.5. For a cylindrically or spherically focused transducer the inset h must be included:

$$z = h + d_{\text{offset}} + c_W t_{\text{SA}} \quad (17)$$

where

h is the transducer inset (see Figure B.4, Figure A.4 and Figure A.5);

d_{offset} is the distance between the **source aperture plane** and the **external transducer surface plane**, measured along the **beam axis**;

c_W is the speed of sound in water;

t_{SA} is the propagation time from the **source aperture plane**.

NOTE If measurements are in a medium other than water, the speed of sound in that medium is used rather than c_W .

Determine the time delay of the measured signal relative to the start of transmit pulse. Find and record the **offset distance**, which is the distance between the **external transducer aperture** and the **source aperture plane** along the **beam axis**. Measure and record the distance (**offset distance**) of this plane from the **external transducer aperture** along the **beam axis**.

- 8) Calculate the ratio of the relative time delay at the source aperture plane, 6), over the relative time delay at the **beam maximum**, 7). If this ratio is greater than 0,2, this means that a significant portion of the **beam maximum** distance is inaccessible and the determination of the **source aperture** size will be an approximation of the true **transducer aperture** size.

7.2.6 Measurements to determine field level conditions

The following measurements shall be made to determine the category of the pressure field levels: linear, quasi-linear, nonlinear or extreme nonlinear. Once measured the field conditions can be changed by adjusting the drive levels required by meeting desired field conditions or staying under hydrophone limitations.

- a) Measure the **source aperture area** and the local **beam area** in the **source aperture plane** to calculate the **local area factor**. The **source aperture area** is determined from the -20 dB **pulse-pressure-squared integral** in the **source aperture plane**. This area and the **beam area** are used in the calculation of the **local area factor**, L_{af} .
- b) Beam-axis scan

The hydrophone shall be scanned down the **beam axis** at steps no larger than one half of **wavelength**, and at every position the **peak compressional** and **rarefactional pressures** and **temporal-average intensity** shall be recorded. The scan should start as close as possible to the source aperture plane of the beam, and extend to one-and-a-half times the nominal **geometric focal length** of the transducer. If, at any point, $p_+ > p_{+\text{lim}}$, or $p_- > p_{-\text{lim}}$, the scan shall be stopped, and the **driving voltage** shall be reduced until the pressures are within the limits. Also, if at any point the **temporal-average intensity** I_{ta} exceeds the **hydrophone intensity limit** $I_{\text{ta,lim}}$, the **duty factor** F_d should be reduced. After the **driving voltage** and **duty factor** are reduced, the scan should be continued and further reductions of the **driving voltage** and **duty factor** shall be made until the scan can be conducted throughout the specified range of depths without exceeding these limits. Then the scan shall be repeated at these settings, to determine the distance z_p , at which the **beam maximum point** is found.

NOTE In some situations it is not possible to scan to the position of maximum spatial-peak temporal-average intensity, either because of an inaccessible geometry, or because the equipment under test does not support reduction of voltages or duty factors sufficiently to satisfy the limits set by the hydrophone. In that case an alternative is to scan to an intermediate depth, and then perform a raster scan at that depth in order to use the projection method of IEC TS 62556:2014, Annex E to predict the location z_p , and to make a linear estimate of the field parameters – see 7.2.11.

c) Determination of pressure field level condition

The **mean peak acoustic pressure** p_m shall be measured at $z = z_p$, the location of the **beam maximum**. The **local distortion parameter** (from Equation (1) of IEC TS 61949:2007 [4]) shall be calculated according to Equation (18):

$$\sigma_q = z_p p_m \frac{2\pi f_{awf} \beta}{\rho \cdot c^3} \frac{1}{\sqrt{L_{af}}} \quad (18)$$

where

p_m is the **mean peak acoustic pressure** $(p_r + p_c)/2$;

p_r is the **peak-rarefactional acoustic pressure** at the point of interest;

p_c is the **peak-compressional acoustic pressure** at the point of interest;

z_p is the distance of the **beam maximum point** where the measurement is made and the **source aperture plane**;

f_{awf} is the **acoustic-working frequency**;

β is the nonlinearity parameter for water, $\beta \approx 3,5$;

L_{af} is the **local area factor**.

If using the projection method of Annex E of IEC TS 62556:2014, the criterion of Equation (18) should apply to the measurement plane at which the raster scan is performed.

If the offset distance is not zero, its value shall be estimated and added to the value of z_p in Equation (18). This will yield a new and more accurate calculation of the local distortion parameter, which shall be used.

- d) The field level condition shall be determined according to the following values of σ_q scaled from IEC TS 61949:2007 [4]: $0 < \text{linear} \leq 0,17$; $0,17 < \text{quasi-linear} \leq 0,5$; $0,5 < \text{nonlinear} \leq 1,6$; and extreme nonlinear $> 1,6$.
- e) The effects of water absorption shall be considered. In general, many of the measurements described here are finding features of the transmitted acoustic field rather than absolute values which are less affected by absorption effects than absolute pressure and intensity measurements. At higher frequencies and pressure levels and those measurements which include comparing pressure or *ppsi* measurements at different depths, linear absorption correction is necessary. Absorption for water as a function of frequency and temperature, $\alpha(f,T)$, is given in Annex H and effects on measurements are described in G.4.3 and G.4.4. Linear absorption correction consists of taking the pressure waveform spectrum and multiplying it by $\exp[\alpha(f)z]$ and then taking the inverse Fourier transform back to the time domain.
- f) Items a) to e) should be used in a final check to verify that the field conditions meet the desired field level conditions of Equation (18), and the hydrophone intensity and pressure limits as described in 6.1.6 and 6.1.7. If not, the drive level shall be adjusted to meet the desired field level condition.

7.2.7 Determining if transducer is focusing

At the position of **beam maximum**, determine the **arithmetic-mean working frequency**. Refer to Figure B.7.

- a) The **effective wavelength** is derived from the **longitudinal** speed of sound appropriate to the measurement conditions (if measurements are in water, c_W) divided by the **arithmetic-mean working frequency**.
- b) In order to determine if the **ultrasonic transducer** is focusing in a longitudinal plane, transducer symmetry shall be determined.
- 1) To determine focusing in a **longitudinal plane**, select the plane, usually an xz or yz plane as specified in 7.2.4. Refer to Figure B.6b. Usually the symmetry such as rectangular,

square or circular, is known from the shape of the transducer (see, for example, Figure B.13 and Figure B.14). For cases where the transducer shape is completely unknown, the following measurements in the **source aperture plane** will aid in determining axes of symmetry.

- 2) For all cases measure the x and y **source aperture widths** along the x and y axes. If the source widths are equal within 5 %, then also measure the diagonal widths of the aperture at $\pm 45^\circ$ to the x axis. If the diagonal widths are also within 5 %, then the symmetry is circular for present purposes. If the diagonal widths differ by more than 5 % compared to the x or y widths, the symmetry is square or rectangular. If there is doubt about the symmetry of the transducer, a complete -20 dB contour can be measured in the **source aperture plane** by raster scanning.
 - i) If the -20 dB contour in the **source aperture plane** is circularly symmetric, then any **longitudinal plane** can be used initially to find the minimum **-6 dB beamwidth**. **Beamwidth** symmetry shall be verified at the **source aperture** location on the **beam axis**.
 - ii) If the -20 dB contour in the **source aperture plane** is roughly rectangular or elliptical in shape, the **principal longitudinal plane** containing the minimum **-6 dB beamwidth** is often parallel to the major dimension (corresponding to the longest side in the rectangular case). If the -20 dB **source aperture plane** contours are not roughly circular, rectangular or elliptical in shape, often this **principal longitudinal plane** and the **longitudinal plane** orthogonal to it are of primary interest. In this case, **beamwidth** measurements can be made in these orthogonal planes to find a **beamwidth focus** in each plane. Beam area can be estimated as π times the product of the **-6 dB beamwidths** in each plane divided by four.
- 3) From the symmetry conditions above, the **source aperture** widths and **effective wavelength** are used to calculate the **transition distance** in each **longitudinal plane**.
- 4) To measure **apodization**, scan and record the *ppsi* along the transverse axis in each **longitudinal plane**. The **source aperture** along the selected direction is apodized if the *ppsi* decreases toward the ends of the aperture. The measured **apodization** function is normalized to its maximum value at the aperture centre to obtain $w(x)$, $w(y)$ or $w(r)$, depending on the geometry of the aperture. See **transition distance**.
- c) Find the **beamwidth foci** (minimum **-6 dB beamwidth** and their location). If arguments for symmetry are made (one **principal longitudinal plane** for the circular case or two orthogonal **longitudinal planes** in rectangular case), the minimum **beamwidth** results shall be verified by **beamwidth** measurements in planes rotated slightly around the z axis (above and below the xz plane and above and below the yz plane).
- d) Knowledge of the expected focusing properties of the transducer in each **longitudinal plane** can aid the selection of the initial **beamwidth** search distances. Equations (A.15) and (A.18) for the **near transition distance** and the **far transition distance** can be used to determine distances marking the extent of the expected **focal zone**. A suitable alternative to the **beam maximum** is a nearby transverse plane at which the beam converges to a single centre lobe with a single peak. This plane will be located within the **focal zone** but in some cases does not include the maximum **pulse-pressure-squared integral** of the field.
- e) In each symmetric plane, if the **beam-minimum** is less than 0,35 of the **source aperture width**, then the **ultrasonic transducer** is **focusing** in that plane.
- f) If the conditions in e) are not met or if no minimum **-6 dB beamwidth** is found, the **ultrasonic transducer** is **nonfocusing** in that plane.

7.2.8 Measuring other beamwidth parameters of a focusing transducer

7.2.8.1 General

The depth-of-field can be determined by finding the two nearest depths in the plane where the beamwidth is twice as large as the minimum beamwidth. If the beamwidth does not double towards the ultrasonic transducer, use the location of the source aperture plane as the first depth-of-field point.

From the location of the beam minima in each longitudinal plane, determine the beamwidth focal length and the full width half maximum from the –6 dB minimum beamwidth.

Additional measurements depend on the application and are organized as follows:

- a) beam area parameters (7.2.9);
- b) beam maximum parameters (7.2.10);
- c) numerical projection alternative (7.2.11);
- d) plane wave parameters (7.2.12 and 7.2.13);
- e) high intensity therapeutic (7.2.14);
- f) considerations for scanning transducers and transducers with multiple sources (7.3);
- g) spatial impulse response and beamplots (7.4);
- h) compound plane waves (7.5).

7.2.8.2 Reporting of focusing parameters

The following results shall be reported (refer to Figure B.6b):

- **local distortion parameter**, σ_q ;
 - identification of **longitudinal plane** (xz or yz) and if it is a **scan plane**;
 - symmetry: rectangular, elliptical, circular or other (7.2.7b);
 - **source aperture width**, L_{SA} ;
 - b_{min} , position on the **beam axis** of **beam-minimum** or **beamwidth focus**, if focusing, as a corrected distance z according to Equations (16) and (17); if corrections are not known, distance to the **source aperture plane**;
- The measured distances are referenced to the source aperture plane, which depends on the measurement setup. Corrections [Equations (16) and (17)] such as offset and additional design information about the transducer geometry shall be specified. Reporting either of these two parameters will allow the reported measurements to be referenced to a reproducible location.
- determination of **focusing**, and –6 dB **beamwidth** at **beamwidth minimum**, w_6 , depth-of-field and corrected axial positions of $2 \times w_6$;
 - **beamwidth focal length** with axial corrections;
 - repeat the steps above for other orthogonal longitudinal plane containing the beam axis, as needed.

Uncertainties for the reported results shall be estimated according to Annex E and ISO/IEC Guide 98-3:2008.

7.2.9 Measuring the beam area parameters

7.2.9.1 General

Find the beam area focus, the location of the minimum –6 dB beam area. Refer to Figure B.10. The transverse plane at this point that is perpendicular to the beam axis is the beam area focal plane. If arguments based on symmetry (as outlined above) are used, the minimum beam area location shall be checked by measuring areas in close, adjacent, parallel planes, about 5 % of the axial distance between the **source aperture plane** and the beam area focus, if practical. To find the beam area focus, it is helpful to begin hydrophone measurements at the **beam maximum** and move the hydrophone along the beam axis towards the ultrasonic transducer until the minimum –6 dB beam area is found.

At the location of the beam area focus, determine the beam area focal depth.

7.2.9.2 Reporting the beam area parameters

The following results shall be reported (refer to Figure B.10):

- a) **local distortion parameter**, σ_q ;
- b) **source aperture widths**, L_{SA} , along x and y , if not circular geometry (7.2.7b)
- c) identification of **longitudinal plane** (xz or yz) and if it is a **scan plane**;
- d) symmetry: rectangular, elliptical, circular or other (7.2.7b);
- e) **beam area focal depth**, axial position of minimum -6 dB beam area, as a corrected distance z according to Equations (15) and (16); if corrections are not known, use distance to the **source aperture plane**;

This information is required because the measured distances are referenced to the **source aperture plane**, which can depend on the measurement setup. Corrections [Equations (16) and (17)] such as offset and additional design information about the transducer geometry shall be specified. Reporting either of these two parameters will allow the reported measurements to be referenced to a reproducible location.

- f) **beam area**, $A_{b,6}$, in **beam area focal plane**;
- g) **output beam area** as needed.

7.2.10 Measuring additional beam maximum based parameters

7.2.10.1 General

Once the **beam axis** has been found, a set of **beam maximum** parameters related to **pulse-pressure-squared integral** values along the **beam axis** can be determined. **Beam maximum** is the more general term and associated parameters are shown in Figure B.7. The pressure based parameters (see Figure B.8) are **beam maximum** parameters after a determination of **focusing** has been made according to 7.2.7. **Beam maximum** parameters can also be used for **nonfocusing** transducers.

- a) Determine the **beam maximum length** as the distance between the **source aperture plane** and the **beam maximum plane** containing the **beam maximum point** along the **beam axis**.
- b) Measure the **beam maximum depth** as the distance between the nearest -6 dB points of **pulse-pressure-squared integral** on either side of the beam maximum along the beam axis.
- c) If required, measure the **beam maximum volume**, the -6 dB surface surrounding the **beam maximum point** (x_{bm} , y_{bm} , z_{bm}). This volume can be approximated by measuring the **full width half maximum** along x , $FWHM_x$; the **full width half maximum** along y , $FWHM_y$ (Figure B.12); and the **beam maximum depth**, L_{bm} (Figure B.11). The equation of the -6 dB ellipsoid surface is

$$\left(\frac{x-x_{bm}}{FWHM_x}\right)^2 + \left(\frac{y-y_{bm}}{FWHM_y}\right)^2 + \left(\frac{z-z_{bm}}{L_{bm}}\right)^2 = 1/4 \quad (19)$$

and the ellipsoid volume approximating the **beam maximum volume** is

$$V_{bm} = \frac{\pi}{6}(FWHM_x \cdot FWHM_y \cdot L_{bm}) \quad (20)$$

- d) If a determination of focusing has been made in both orthogonal longitudinal planes, pressure based parameters shall be determined (see Figure B.9). The **pressure focal length**, the distance between **source aperture plane** and the **pressure focal plane** along the **beam axis** is the **beam maximum length**.
- e) To measure the **pressure focal gain** perform the following steps.

- 1) Move the hydrophone along the beam axis to the **source aperture plane**.
- 2) Measure the **source aperture average pressure-squared-integral** over the **-20 dB beam area**, and the **-20 dB contour** in the **source aperture plane**.
- 3) Determine the initial **pressure focal gain** from the square root of the ratio of the **pulse-pressure-squared-integral** at the **pressure focus** to the **source aperture average pressure-squared-integral**.
- 4) An attenuation correction over the measurement **bandwidth** shall be made to the **pulse-pressure-squared-integral** value at the **pressure focus** before determining the final value of the **pressure focal gain**. For water as the measurement medium, this correction is negligible at low frequencies or short measurement distances or conditions when the total loss in the measurement path at the **arithmetic-mean working frequency** is less than or equal to 1 dB.
- 5) The degree of nonlinearity in the measurement can be checked by substituting the ratio of 0,69 times the **source aperture -20 dB contour area** to the **-6 dB beam area** at the peak **pulse-pressure-squared integral** location for F_a for the **local area factor** in Equation (18). If this parameter results in a value less than 0,5, the measurement is considered to be in the linear range.
- 6) If required for design validation, the **geometric focal gain** can be measured if the geometric foci are coincident in the orthogonal **longitudinal planes** (xz and yz) including the **beam axis**. The steps are the same as in 1) to 5) with the substitution of **geometric focal length** for **pressure focus**. Results can be compared to the equations in the definition of **geometric focal gain**.

7.2.10.2 Reporting the beam maximum parameters

The following results shall be reported (refer to Figure B.10):

- a) **local distortion parameter**, σ_q ;
- b) **source aperture widths**, L_{SA} , along x and y , if not circular geometry (7.2.7b);
- c) identification of **longitudinal plane** (xz or yz) and if it is a **scan plane**;
- d) symmetry: rectangular, elliptical, circular or other (7.2.7b);
- e) determination of **focusing** from 7.2.7;
- f) **beam maximum length**, z_p , axial position of **beam maximum point**, as a corrected distance z according to Equations (15), (16) and (17); if corrections are not known, use the distance to the **source aperture plane**. If the transducer is **focusing**, this parameter shall be reported as **pressure focal length**;

Measured distances are referenced to the **source aperture plane**, which depends on the measurement setup. Corrections [Equations (15) and (16)] such as offset and additional design information about the transducer geometry shall be specified. Reporting either of these two parameters will allow the reported measurements to be referenced to a reproducible location.

- g) **beam maximum depth**, L_{bm} , along the **beam axis** near z_p . If the transducer is **focusing**, this parameter shall be reported as **focal depth**;
- h) **beamwidth** at z_p along x , $w_6 = FWHM_x$;
- i) **beamwidth** at z_p along y , $w_6 = FWHM_y$;
- j) **beam volume**, V_{bm} , calculated from L_{bm} , $FWHM_x$ and $FWHM_y$;
- k) **pressure focal gain**, as needed.

7.2.11 Alternative: calculation of focal parameters using numerical projection

If the field parameters are in the linear or **quasi-linear** range, the parameters listed in 7.2.5 and 7.2.7 to 7.2.10 can alternatively be determined using the Numerical Projection Method of Annex E of IEC TS 62556:2014, by performing a raster scan at a pre-focal plane and

numerically predicting the focal parameters. The criterion of Equation (18) shall be satisfied everywhere in the measurement plane at which the data is collected, so that the assumption of linear or **quasi-linear** field conditions at the measurement plane is valid.

In this case the requirement of satisfying quasi-linear conditions (see 7.2.6) and **hydrophone** pressure limits shall be met at the measurement plane at z_p .

If using this approach, the numerical algorithm shall be validated for the particular frequency and transducer geometry under test.

One acceptable means for validation is to compare predictions of the numerical algorithm to direct measurements made according to 7.2.10.1 a) to 7.2.10.1 c) at the $z = z_p$ plane.

For nonfocusing transducers, these parameters are understood to be determined at the position of the **beam maximum**.

7.2.12 Plane wave transmitted fields

7.2.12.1 General

For plane wave imaging [45], either single or compounded, measurements are usually made in the **near field**. The transmitted field was characterized in 7.2.5. The **source aperture**, **source aperture width**, **apodization** function, if any, **scan plane** or **principal longitudinal plane** as well as a **focusing** or **nonfocusing** condition were determined in 7.2.7.

7.2.12.2 Approximate transition distance

Use the deepest depth or measurement range for the transducer, z , from the **source aperture plane**. Using **effective wavelength** and the **source aperture width**, L_{SA} , find the **transition distance** from $z_T = (L_{SA})^2/\pi\lambda$. If there is an **apodization** function for the aperture, use the equation for the appropriate geometry in the **transition distance** definition. See if z is in the **near field** by checking if $z < z_T$.

7.2.13 Steered plane waves

7.2.13.1 General

For plane wave compounding, several plane waves at different angles can be sent sequentially. Each plane wave of a set will have a different **beam axis** to be located. The compounded set of non-simultaneous plane waves can be synthesized as a composite transmitted beam. Measurements of pressure for each plane wave are made at the same measurement grid points by a hydrophone and stored in memory. The waveforms at each grid measurement from the different sets of plane waves are summed together at the same grid measurement points to synthesize the transmitted acoustic field.

7.2.13.2 Focusing of compound plane waves

The **beam axis** of central unsteered plane wave is the main **beam axis** for the composite field. The **focusing** criteria of 7.2.7 and reporting in 7.2.8.2 shall be applied to the composite field.

7.2.14 Measurements of high intensity therapeutic ultrasound fields

7.2.14.1 General

Direct measurements of **high intensity therapeutic ultrasound** fields at nonlinear or extreme nonlinear acoustic field levels are described below.

7.2.14.2 Beam-axis scan

The **hydrophone** shall be scanned down the **beam axis** at steps no larger than one half of wavelength, and at every position the peak **compressional and rarefactional pressures** and **temporal-average intensity** shall be recorded. The scan should start as close as possible to the **source aperture plane** of the beam, and extend to one-and-a-half times the nominal **geometric focal length** of the transducer. If, at any point, $p_+ > p_{+lim}$ or $p_- > p_{-lim}$, the scan shall be stopped, and the driving voltage shall be reduced until the pressures are within the limits. Also, if at any point the **temporal-average intensity** I_{ta} exceeds the **hydrophone** intensity limit $I_{ta,lim}$, the **duty factor** F_d should be reduced. After the driving voltage and **duty factor** are reduced, the scan should be continued and further reductions of the **driving voltage** and **duty factor** shall be made until the scan can be conducted throughout the specified range of depths without exceeding these limits. Then the scan shall be repeated at these settings, to determine the **distance** z_p at which the **beam maximum point** is found.

7.2.14.3 Measurements at $z = z_p$

- a) **peak compressional pressure** $p_+(p_c)$;
- b) **peak rarefactional pressure** $p_-(p_r)$;
- c) **spatial-peak temporal-average intensity** I_{spta} ;
- d) **acoustic-working frequency** f_{awf} ;
- e) **pulse repetition rate** pr_r ;
- f) the **beam maximum depth** L_{bm} , or, equivalently, the **focal depth**, L_6 ;
- g) $A_{b,6}$, the **-6 dB beam area**;
- h) $P_{c,6}$, the **power contained within the -6 dB beam area** at z_p ;
- i) the **-6 dB equivalent beam diameter**, given by $D_{6,q} = \sqrt{4A_{b,6} / \pi}$.

Items a) to e) should be used in a final check to verify that the field conditions meet the **quasi-linear** conditions of Equation (18), and the hydrophone intensity and pressure limits as described in 6.1.6 and 6.1.7. If not, the measurement set-up should be checked. Items f) to i) are used to compute the **focal volume** and are used below for calculating extrapolated field intensities.

7.2.15 Calculation of I_{sa}

7.2.15.1 General

The spatial average intensity, I_{sa} , is defined as

$$I_{sa} = P_{c,6} / A_{b,6,q} \quad (21)$$

where $A_{b,6,q}$ is the **-6 dB beam area**, measured under **quasi-linear** conditions, and $P_{c,6}$ is the power within the **-6 dB area** at $z = z_p$ under **clinical driving conditions**. $P_{c,6}$ can be determined either by the aperture method in 7.2.13.1 or by making raster scans to determine the corresponding value $P_{c,6}$ (see Annex G).

7.2.15.2 Alternative determination of $P_{c,6}$ using an aperture in combination with a measurement of total acoustic output power

Alternatively, $P_{c,6}$ can be determined by constructing an aperture corresponding to the -6 dB beam area measured under **quasi-linear** conditions. Care should be taken to construct the aperture such that it blocks the power from the surrounding area by at least -30 dB. This aperture is placed at the position $z = z_p$ in front of the transducer, and a measurement of $P_{c,6}$ is made in accordance with IEC 62555. The x - and y -position of the transducer relative to the aperture should be iteratively adjusted to maximize the result of the measurement. Errors arising due to the attenuation of the water propagation path should be considered when using this method – in particular due to the losses which can arise from the attenuation of higher frequency harmonics in the signal.

7.2.15.3 Special case of uniformly vibrating spherically shaped transducers

For uniformly vibrating spherically focused transducers, an analytical solution [15] provides the following relationship

$$I_{sa} = 0,682 P_c / A_{b,6,q} = 0,868 P_c / (D_{6,q})^2 \quad (22)$$

where

$$D_{6,q} = \sqrt{4A_{b,6,q} / \pi}, \text{ and}$$

P_c is the output **power** under **clinical driving conditions**.

7.2.16 Further evaluation for sidelobes and pre-focal maxima

7.2.16.1 General

In order to assess sidelobes in the beam, it is necessary to characterize the beam throughout the three-dimensional region between the **source aperture plane** ($z = 0$) and the plane of maximum intensity ($z = z_p$). This can be done in three ways (see 7.2.16.2 to 7.2.16.4).

NOTE For nonfocusing transducers, pre-focal maxima are understood to be maxima which occur at depths shallower than the position of the **beam maximum**.

7.2.16.2 Sidelobe evaluation by hydrophone scanning alone

To evaluate sidelobe levels with hydrophone scanning alone, raster scanning should be conducted in multiple planes orthogonal to the **beam axis** which lie between the entrance plane and the focal plane where $z = z_p$. The depth increment between planes should be less than λ . In each plane $I_{ta}(x,y)$ should be measured as a function of position out to at least the -20 dB level relative to the peak in that plane, or to a decibel level specified by safety considerations in related standards. The spatial increment in x and y should be such that $I_{ta}(x,y)$ varies by less than 3 dB between adjacent points. For each plane $z = z_i$, the location and value of the largest secondary maximum outside of the **focal volume** should be recorded, as $I_{ta}(x_{sm}(z_i), y_{sm}(z_i), z_i)$ where $x_{sm}(z_i)$, $y_{sm}(z_i)$, are the x - and y -coordinates in that plane. The maximum over all planes $\{z_i\}$ represents the **sidelobe peak temporal-average intensity** I_{slpta} .

7.2.16.3 Sidelobe evaluation by numerical projection

The numerical projection method, described in IEC TS 62556:2014, Annex E, is an approach that combines precise **hydrophone** measurements in a scan plane or surface with a projection algorithm to calculate the three-dimensional field at other spatial locations. The validation steps given in 7.2.11 shall be followed if using this approach. In addition to this validation, a **hydrophone** measurement shall be made at the predicted position of the largest sidelobe and compared to the prediction of the projection method. The difference in the sidelobe intensity compared to the predicted value shall be evaluated and be reported for consideration with regard to the potential effects of this error on clinical usage.

7.2.16.4 Sidelobe evaluation by a combination of hydrophone scanning with other imaging methods

Other imaging methods exist which can provide more rapidly at least a qualitative assessment for the distribution of field energy, which can provide spatial coordinates of anomalous local maxima of the acoustic field. These methods include Schlieren [16][17][18] and thermal mapping [19]. Upon identifying such regions and their coordinates, **hydrophone** scanning can be used further to acquire a quantitative field map of these regions only. In this manner, the amount of **hydrophone** scanning can be reduced, compared to the method of 7.2.14.2.

NOTE HITU systems which employ direct thermal measurement *in-vivo*, such as MRI thermometry, can be another way of replacing **hydrophone** scans for sidelobes [20].

7.2.16.5 Evaluation of pre-focal maxima along the z-axis

To obtain pre-focal maxima along the **beam axis**, a scan along the z -axis should be made with a spatial increment of less than one-half wavelength. The value of I_{ta} at the largest maximum outside of the -6 dB focal zone of the main focus should be recorded as the **pre-focal peak temporal-average intensity** I_{pfpta} .

NOTE HITU systems which employ direct thermal measurement *in-vivo*, such as MRI thermometry, can be another way of replacing **hydrophone** scans for pre-focal maxima [20].

7.2.16.6 Reporting of high intensity therapeutic ultrasound fields measurements

The following results shall be reported:

- total ultrasonic power at clinical driving voltage level, P_c ;
- axial beam scan of **temporal-average intensity** $I_{ta}(x = 0, y = 0, z)$;
- z_p , position of peak **temporal-average intensity** (I_{ta}) on the **beam axis**;
- either the **distance to the patient entry plane** (z_e) or the **offset distance**;

Measured distances are referenced to the **source aperture plane**, which depends on the measurement setup. Reporting either of these two parameters will allow the reported measurements to be referenced to a reproducible location.

- $A_{b,6}$, -6 dB beam area at $z = z_p$;
- L_{bm} , the beam maximum depth, or, equivalently, L_6 , the **focal depth**, on axis;
- I_{sa} , **spatial average intensity**;
- **sidelobe peak temporal-average intensity**, $I_{slpta,est}$, and its position in x , y , and z ;
- estimated **pre-focal peak temporal-average intensity**, I_{pfpta} , and its position in z ;
- relevant output settings for the **HITU equipment** corresponding to these results.

Uncertainties for the reported results shall be estimated according to Annex E and ISO/IEC Guide 98-3:2008.

7.3 Considerations for scanning transducers and transducers with multiple sources

7.3.1 Automatic scanning transducers

7.3.1.1 General

Measurements on automatic scanning transducers (i.e. either mechanically scanned or electronically scanning array transducers) shall be made with the automatic scanning arrested. The measurement procedures of Clause 6 shall then be applied to the transducer in the arrested state.

7.3.1.2 Transducers with multiple sources

Multiple-source transducers fall into two classes:

Class I: those where the beams do not significantly overlap;

Class II: those where the beams significantly overlap.

Class I transducers can be employed in order to achieve broader spatial coverage without scanning, whereas Class II can either be an unintentional result of a Class I design, or an intentional result of trying to superpose beams to enhance the acoustic effect. Class I transducers can be measured by measuring the individual sources, whereas Class II transducers require the measurement with all sources turned on.

For cases where direct measurement can be hindered by transducer geometry (such as hemispherical transducers), projection methods can be used on measurements on a single plane to predict beam properties at focal points or sidelobes.

For the purposes of this document, the following criterion shall be used to distinguish between Classes I and II:

If, for all points of clinical interest, there is negligible difference between the **temporal-average intensity** I_{ta} of the composite field and the sum of the time-averaged intensity of each source's field, then the transducer shall be designated as Class I. Otherwise, it shall be designated as Class II.

NOTE 1 The composite field is defined as the field when multiple sources are simultaneously turned on.

NOTE 2 The "sum of the time-averaged intensity of each source's field at a point" is the arithmetic sum of the intensity of each source's field at a point, when each source is acting individually.

NOTE 3 Plans for clinical usage will need to be considered to determine whether the difference is negligible.

7.4 Spatial impulse response and beamplots

7.4.1 General

Another method of characterizing a field from a transducer is to use a point target and use the transducer as a transmitter and then a receiver. In this case the signal is a pulse echo from the receiving transducer. This signal includes the effects of the electromechanical response combined with source excitation. In order to obtain the true spatial impulse response, these effects can be deconvolved from the received waveform if necessary; otherwise, the pulse echo from the target can be used to measure the overall response. To minimize the effect of the source excitation, a short unipolar pulse with a duration less than a tenth of the wavelength of the electromechanical response can be used [21][22]. Because these are round trip signals, a $-n$ dB level corresponds to a $-n/2$ dB level in a hydrophone measurement at the same point; for example, a -12 dB pulse echo would correspond to a -6 dB hydrophone measurement. Also distance is halved: $z = c_w t/2$ instead of Equation (15) in 7.2.5 7).

7.4.2 Point target

A suitable target such as a cleaved end of an optical fibre or small sphere with dimensions of less than half an **effective wavelength** is mounted on a translatable fixture. The arrangement is like that of the setup described in 6.2.2 and Annex F, except that the target is substituted for the hydrophone.

7.4.3 Beamplots and beam contour plots

The **beam axis** is found as described in 7.2.5 except that the signal used is not from a hydrophone but the transducer itself. A beamplot is measured by the translation of the target along a transverse axis perpendicular to the **beam axis**, such as x or y . As shown in Figure B.12, the beamplot is normalized to the maximum **pulse-pressure-squared integral** value. By scanning the target in a two-dimensional grid and normalizing the values to the maximum value measured, the data can be used to create a beam contour plot in which each contour represents the same amplitude value such as -6 dB. An example of a contour beam plot is given by Figure A.1; others can be found in [21], [22]. When comparing round trip data to hydrophone measurements, the decibel values are doubled as explained in 7.4; therefore, the focusing criteria for round trip measurements shall use -3 dB levels not -6 dB.

7.5 Plane wave compounding

The effect of multiple transmission on the transmit beam field in plane wave compounding can be measured by pressure wave hydrophone measurements or point target measurements repeated on exactly the same measurement grid locations and storing the waveforms. Waveforms from different transmissions are summed at each location. Plots of the field plane wave compounded field can be displayed as beamplots or beam contour plots as described in 7.4.2. Examples can be found in [45].

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

Annex A (informative)

Background for the transmission/ Characteristics of focusing transducers

A.1 General

The purpose of this background material is to show how the field of a **focusing transducer** can be described in terms of a **prefocal zone**, a **postfocal zone** and a **focal zone** as depicted in Figure A.1. These terms are helpful in characterizing the fields of a **focusing transducer** whose geometry is known. In general, the pressure response in the field of a transmitting transducer can be written as

$$p(\mathbf{r}, t) = U(t) \times g_{\text{T}}(t) \times h_{\text{T}}(\mathbf{r}, t) \quad (\text{A.1})$$

in which $U(t)$ is the exciting voltage waveform, $g_{\text{T}}(t)$ is the electromechanical (pressure/voltage) response of the **transducer**, and $h_{\text{T}}(\mathbf{r}, t)$ is the spatial diffraction response of the transducer from its centre to the field point, vector (\mathbf{r}), as a function of time. The pressure waveform can be measured by a broadband **hydrophone**. For a round trip measurement in which the **transducer** is used as a receiver instead of a **hydrophone**, the output voltage can be expressed as

$$U_0(\mathbf{r}, t) = [U(t) \times g_{\text{T}}(t) \times g_{\text{R}}(t)] \times h_{\text{T}}(\mathbf{r}, t) \times h_{\text{R}}(\mathbf{r}, t) \times s(\mathbf{r}) \quad (\text{A.2})$$

in which $g_{\text{R}}(t)$ is the acousto-electric response of the receiving function of the **transducer** and $h_{\text{R}}(\mathbf{r}, t)$ is the spatial diffraction response of the transducer from the field point to the transducer and $s(\mathbf{r})$ is a scatterer at \mathbf{r} . The spatial impulse response of the **transducer** is usually taken to mean the round trip response $U_0(t)$ to a point target s with an impulse excitation $U(t)$ (usually a monopolar pulse less than a tenth of the length of the dominant cycle in the transducer response $g_{\text{T}}(t) \times g_{\text{R}}(t)$).

The analysis of the transmitted field which follows is a simplification of Equation (A.1). It is, as is the analysis above, a linear model and does not include nonlinear distortion effects commonly encountered by **hydrophone** measurements in water. Usually **focusing** measurements are conducted under linear or **quasi-linear** conditions to confirm designs. What follows is a continuous wave approach which does not include pulse effects as described in the equations above. Array effects and sampling are not shown explicitly in Equation (A.2); however, in practice this approach has been found to be a reasonable first order approximation of the field. Clause A.2 to Clause A.6 describe transmitted fields. There are many types of **focusing** including those with an apodized (tapered amplitude distribution) aperture, x-beams, plane waves and many others. The definition of focusing has been simplified to an improvement in resolution (smaller beamwidth) over what would have been obtained for the same size flat aperture and excitation without any **focusing**; this assumption requires comparison of beamwidth measurements to a simple model for an aperture of the same (flat) geometry, the size of the measured **source aperture** and excitation.

An alternative method of measuring transducer fields is a round trip measurement from a point target scanned through the field either with the usual system excitation or an impulse time excitation. This type of measurement is related to Equation (A.2); approximately, the diffraction response in the frequency domain is squared so that –6 dB widths and contours of a transmitted field correspond to those of –3 dB levels of a round trip field.

A.2 Field of piston source

First consider a **nonfocusing** simple **transducer aperture** of width $2a$ with circular symmetry shown in a stiff baffle in Figure B.2. For the continuous wave excitation case with no **apodization**, the pressure field in water along the beam axis, z , can be written as

$$p(0, z) = p_0 \left[e^{-jkz} - e^{-jk(a^2+z^2)^{1/2}} \right] \quad (\text{A.3})$$

where

k is the circular wave number, $k = 2\pi/\lambda$;

λ is the acoustic wavelength;

j is the square root of -1 ($\sqrt{-1}$);

p_0 is the average pressure amplitude on the **transducer aperture**.

NOTE Equation (A.1) is often written in terms of the particle velocity at the **transducer aperture**. Hence p_0 is used as an abbreviation for $\rho c v_0$. Note that the no-**apodization** case is characterized by a constant particle velocity amplitude, v_0 , whereas the pressure on the **transducer aperture** is not constant but can even be zero at certain places, due to diffraction effects.

Under the paraxial approximation, $z^2 \gg a^2$, and the first-term binomial expansion, Equation (A.3) becomes approximately equal to

$$p(0, z) = j2p_0 e^{-jkz} e^{-j\pi a^2 / 2\lambda z} \sin(\pi a^2 / 2\lambda z) \quad (\text{A.4})$$

The traditional demarcation between the **near-field** zone and the **far-field** zone for a **nonfocusing** unapodized circularly symmetric **ultrasonic transducer** is the **transition distance**, $z_T = a^2/\lambda$ [23].

The quadratic phase term of Equation (A.4), at the distance $z = z_T$, becomes the following phase angle:

$$\theta_t = \frac{\pi a^2}{2\lambda} \left(\frac{\lambda}{a^2} \right) = \frac{\pi}{2} \quad (\text{A.5})$$

A.3 Focusing with a lens

Focusing is a way of concentrating energy in a specified region. In an analogy to optics, focusing can be spherical to concentrate at a point as shown in the bottom of Figure A.2. Cylindrical **focusing** concentrates energy along a line as depicted by the top of Figure A.2. The line focus is used frequently in phased arrays for elevation focusing shown in Figure B.3. The major types of **focusing** are given in Figure A.3. Methods include curvature, the method in the top of the figure and lenses which are either plano-convex or plano-concave.

Refer to Figure A.3 to consider an unapodized **focusing transducer** with a width of $2a$ and a thin lens with a **geometric focal length** of $F_{\text{geo}} = R_{\text{LENS}}/(n - 1)$, where R_{LENS} is the radius of the plano-convex lens and n is the index of refraction, $n = c_W/c_L$. When the lens thickness is small compared to a , z , and F_{geo} , the thin lens approximation can be used [24][25]. For this case, the pressure along the beam axis under the paraxial approximations $z^2 \gg a^2$, $F_{\text{geo}}^2 \gg a^2$, can be shown to be

$$p(0, z) = \frac{j 2 p_0 e^{-jkz} \exp \left[-\frac{j \pi a^2}{2\lambda} \left(\frac{1}{z} - \frac{1}{F} \right) \right]}{z \left(\frac{1}{z} - \frac{1}{F} \right)} \sin \left[\frac{\pi a^2}{2\lambda} \left(\frac{1}{z} - \frac{1}{F} \right) \right] \quad (\text{A.6})$$

where $F = F_{\text{geo}}$. At the **geometric focal length**, $z = F = F_{\text{geo}}$,

$$p(0, F) = j 2 p_0 e^{-jkF} \left(\frac{\pi a^2}{2\lambda F} \right) \quad (\text{A.7})$$

Otherwise, Equation (A.6) can be rewritten in terms of a scaled axial distance, or equivalent z , z_e ,

$$p(0, z) = \frac{j 2 p_0 e^{-jkz} e^{-j \frac{\pi a^2}{2\lambda z_e}}}{\frac{z}{z_e}} \sin \left(\frac{\pi a^2}{2\lambda z_e} \right) \quad (\text{A.8})$$

where

$$\frac{1}{z_e} = \frac{1}{z} - \frac{1}{F} \quad (\text{A.9})$$

or

$$z_e = \frac{z}{1 - \frac{z}{F}} \quad (\text{A.10})$$

in which $F = F_{\text{geo}}$. Equation (A.8) for the **focusing transducer** can now be compared directly to that for the nonfocusing transducer, Equation (A.4). When the **geometric focal length** is very large compared to the distance to the field point on axis, $z_e \sim z$, the two equations are identical. The similarity in form between the equations can be used to determine the equivalent of transition distances for a **focusing transducer**.

In order to obtain the phase equivalent of a **nonfocusing transducer** at the transition distance, the quadratic phase term of Equation (A.8) is set equal to $\pi/2$ as in Equation (A.5):

$$|\theta_e| = \left| \frac{\pi a^2}{2\lambda z_e} \right| = \frac{\pi}{2} \quad (\text{A.11})$$

Therefore,

$$z_e = \pm \frac{a^2}{\lambda} \quad (\text{A.12})$$

and from Equation (A.9), the near transition distance between the **prefocal zone** and the **focal zone** is

$$\frac{1}{z_{t1}} = \frac{\lambda}{a^2} + \frac{1}{F} \quad (\text{A.13})$$

or

$$z_{\text{NTD}} = z_{t1} = \frac{a^2 F}{a^2 + \lambda F} \quad (\text{A.14})$$

in which $F = F_{\text{geo}}$. This distance can be written in terms of the **transition distance**, $z_{\text{T}} = a^2/\lambda$,

$$z_{\text{NTD}} = z_{t1} = \frac{z_{\text{T}} F}{z_{\text{T}} + F} \quad (\text{A.15})$$

in which $F = F_{\text{geo}}$. Similarly, the **far transition distance** between the **total zone** and the **postfocal zone** is

$$\frac{1}{z_{t2}} = -\frac{\lambda}{a^2} + \frac{1}{F} \quad (\text{A.16})$$

or

$$z_{\text{FTD}} = z_{t2} = \frac{a^2 F}{a^2 - \lambda F} \quad (\text{A.17})$$

or

$$z_{\text{FTD}} = z_{t2} = \frac{z_{\text{T}} F}{z_{\text{T}} - F} \quad (\text{A.18})$$

in which $F = F_{\text{geo}}$. From the equivalent distance relation, Equation (A.8), it is apparent that the beam undergoes the same complete beam evolution that a flat **nonfocusing transducer** of the same size does from **near field** to **far field**; but for the focusing transducer, this beam change occurs within the **geometric focal length**, because as z approaches F_{geo} in value, z_e increases to infinity. When the equivalent distance meets the condition of Equations (A.12) and (A.13), $z_e = a^2/\lambda$ or $z = z_{t1}$, the beam shape is similar to that of an equivalent **nonfocusing transducer** at its **transition distance**, z_{T} , but with different scale factors in both amplitude and lateral distance.

In a similar fashion, when $z_e > a^2/\lambda$, or $z > z_{t2}$, the beam will revert to a **near field** zone-like pattern. Because this distance is past the focus, however, the **near field** interference effects and ripples will be less severe, and will depend on the strength of the focusing. For a rectangular transducer with transducer aperture widths of L_x and L_y , the transition distance in each plane

can be found from $z_{\text{T}} = L_x^2/\pi\lambda$, for the xz plane, for example. For the **near transition distance** and the **far transition distance**, respectively, z_{T} can be substituted into Equations (A.14) and (A.18).

A.4 Focusing with a concave transducer

For the concave focusing transducer of radius of curvature D , with an aperture of $2a$, see Figure A.4, a similar analysis can be made leading to a parallel set of approximate equations with D replacing F in Equations (A.6) to (A.13) (refer to Figure A.4). For example, for this case, Equation (A.6) transforms into

$$p(0,z) = \frac{j2p_0 e^{-jkz} \exp\left[\frac{-j\pi a^2}{2\lambda} \left(\frac{1}{z} - \frac{1}{D}\right)\right]}{z \left(\frac{1}{z} - \frac{1}{D}\right)} \sin\left[\frac{\pi a^2}{2\lambda} \left(\frac{1}{z} - \frac{1}{D}\right)\right] \quad (\text{A.19})$$

and Equation (A.7) at $z = D$ is

$$p(0,D) = j2p_0 e^{-jkD} \left(\frac{\pi a^2}{2\lambda D}\right) \quad (\text{A.20})$$

and the result corresponding to Equation (A.9) is

$$\frac{1}{z_e} = \frac{1}{z} - \frac{1}{D} \quad (\text{A.21})$$

and Equation (A.10),

$$z_e = \frac{z}{1 - \frac{z}{D}} \quad (\text{A.22})$$

and the parallel versions of Equations (A.13) to (A.18) are

$$\frac{1}{z_{t1}} = \frac{\lambda}{a^2} + \frac{1}{D} \quad (\text{A.23})$$

$$z_{\text{NTD}} = z_{t1} = \frac{a^2 D}{a^2 + \lambda D} \quad (\text{A.24})$$

$$z_{\text{NTD}} = z_{t1} = \frac{z_T D}{z_T + D} \quad (\text{A.25})$$

$$\frac{1}{z_{t2}} = -\frac{\lambda}{a^2} + \frac{1}{D} \quad (\text{A.26})$$

$$z_{\text{FTD}} = z_{t2} = \frac{a^2 D}{a^2 - \lambda D} \quad (\text{A.27})$$

$$z_{\text{FTD}} = z_{t2} = \frac{z_T D}{z_T - D} \quad (\text{A.28})$$

These parallel equations are only approximate, and more exact versions can be found in [23], [25], [26], and [27].

It is possible to derive these last results in an alternative way using the phases of different path lengths. Again, paraxial approximations are assumed with reference to Figure A.5. For this situation, the **transducer aperture plane** distance, D will be used to determine the **aperture path difference**,

$$\Delta = \sqrt{a^2 + D^2} - D \quad (\text{A.29})$$

$$\Delta = D \left(1 + \frac{a^2}{2D^2} \right) - D \quad (\text{A.30})$$

$$\Delta = \frac{a^2}{2D} \quad (\text{A.31})$$

where the assumption $a \ll D$ is made.

Likewise, the **axial field point path difference** can be approximated as

$$\Delta' = \sqrt{a^2 + z^2} - z \quad (\text{A.32})$$

$$\Delta' = z \left(1 + \frac{a^2}{2z^2} \right) - z \quad (\text{A.33})$$

$$\Delta' = \frac{a^2}{2z} \quad (\text{A.34})$$

As shown in Figure A.5, the transition conditions are met when

$$|\Delta' - \Delta| = \frac{\lambda}{2} \quad (\text{A.35})$$

From Equations (A.29) to (A.34), this condition results in the relations,

$$\frac{a^2}{2} \left(\frac{1}{z_{t1}} - \frac{1}{D} \right) = \frac{\lambda}{2} \quad (\text{A.36})$$

$$\frac{a^2}{2} \left(\frac{1}{z_{t2}} - \frac{1}{D} \right) = -\frac{\lambda}{2} \quad (\text{A.37})$$

Solving Equation (A.35) for z_{t1} and z_{t2} gives identical distances to those obtained previously in Equation (A.18). Therefore, under the conditions stated, the path difference criteria of Figure A.5 are equivalent to the zone boundaries established previously.

For a spherically focusing transducer of radius of curvature D , an aperture of $2a$ and inset h , see Figure A.4, a more exact relation for the **transition distance** is

$$z_T = 2\pi D^2 \left[1 - \sqrt{1 - (a/D)^2} \right] / \lambda \quad (\text{A.38})$$

which for a/D small, reduces to

$$z_T = \pi a^2 / \lambda \quad (\text{A.39})$$

A.5 Geometric focusing gains

The **geometric focusing gain** at the **geometric focal length** of F_{geo} for three-dimensional focusing is

$$G_{\text{focal}} = A_{\text{TA}} / \lambda F_{\text{geo}} \quad (\text{A.40})$$

where A_{TA} is the **transducer aperture area** which for spherical focusing with a radius a and a focal length of F_{geo} is approximately

$$G_{\text{focal}} = \pi a^2 / \lambda F_{\text{geo}} \quad (\text{A.41})$$

and more exactly

$$G_{\text{focal}} = 2\pi D^2 \left[1 - \sqrt{1 - (a/D)^2} \right] / \lambda F_{\text{geo}} \quad (\text{A.42})$$

When a rectangular aperture is involved, the focusing is no longer symmetric and, as shown in Figure B.3, two different focusing mechanisms can be involved. Even though the theory is more involved [28], the general focusing principles still hold; that is Equation (A.40) can be restated as

$$G_{\text{focal}} = \left(\frac{L_x L_y}{\pi \lambda F_{\text{geo}}} \right) \quad (\text{A.43})$$

where here the **transducer aperture area** is $A_{\text{TA}} = L_x L_y$. For each orthogonal longitudinal plane, such as the xz plane, from Equation (A.40) and $z_T = L_x^2 / \pi \lambda$, the **geometric focal gain** for that plane is

$$G_{\text{focalx}} = \left(\frac{L_x^2}{\pi \lambda F_{\text{geo}} x} \right)^{1/2} \quad (\text{A.44})$$

so that if the geometric foci are the same for both planes, the overall **geometric focal gain** is given by Equation (A.43). However, in general, Equation (A.43) is only true if the geometric foci for each plane are the same and so that the individual focal gains for each longitudinal plane can be used. If there is **apodization**, an effective tapering is included as described in the **transition distance** definition. Equation (A.41) is then replaced by

$$G_{\text{focal}} = \frac{2\pi \int_0^a w(r) r dr}{\lambda F_{\text{geo}}} \quad (\text{A.45})$$

where $w(r)$ is the symmetric **apodization** normalized to 1 and similarly, Equation (A.44) becomes

$$G_{\text{focal}} = \left(\frac{4 \left| \int_0^{L/2} w(x) dx \right|^2}{\pi \lambda F_{\text{geo}}} \right)^{1/2} \quad (\text{A.46})$$

A.6 Beamwidth estimation

For a circularly symmetric unapodized focusing transducer, the beampattern in the geometric focal plane at $z = F_{\text{geo}}$ is

$$p(r, F_{\text{geo}}) = jG_{\text{focal}} p_0 \text{jinc} \left(\frac{ra}{\lambda F_{\text{geo}}} \right) \quad (\text{A.47})$$

where $\text{jinc}(x) = 2J_1(2\pi x)/(2\pi x)$ and J_1 is first order Bessel function and G_{focal} is from Equations (A.40) to (A.46). The -6 dB beamwidth is

$$w_6 = 0,704 \times \frac{\lambda F_{\text{geo}}}{a} \quad (\text{A.48})$$

For a longitudinal plane (xz) and a rectangular aperture with an unapodized aperture along x of L_x , the focal pattern is

$$p(x, F) = e^{j\pi/4} G_{\text{focal}x} \sqrt{p_0} \text{sinc} \left(\frac{L_x x}{\lambda F_{\text{geo}}} \right) \quad (\text{A.49})$$

where $\text{sinc}(x) = \frac{\sin(\pi x)}{(\pi x)}$ and $G_{\text{focal}x}$ is from Equation (A.44). The -6 dB beamwidth is

$$FWHM = 1,206 \times \frac{\lambda F_{\text{geo}}}{L_x} \quad (\text{A.50})$$

The inverse relationship between -6 dB **beamwidth** and axial pressure was given approximately in [14] and [27]. For a spherically **focusing** transducer, the relationship is derived by equating the energy in the -6 dB area of the focal plane and a -6 dB region in a parallel plane at distance z . These relationships use Equations (A.4) and (A.41) to (A.42) and result in an approximation for the -6 dB **beamwidth** near the focal pressure maximum:

$$w_6(z) = 0,704\pi a p_0 / |p(0, z)| \quad (\text{A.51})$$

In other words, the **beamwidth minimum** occurs near the maximum axial pressure; measuring **beamwidth** is an equivalent way of describing **focusing** to previous axial measurements; however axial measurements alone fail to describe **focusing** for rectangular arrays with two **focusing** mechanisms. Similar arguments for approximating **beamwidth** can be made for the rectangular aperture in each **longitudinal plane**.

For **nonfocusing** circularly symmetric unapodized **transducers**, Zemanek [29] was the first to propose that the extent of the nearfield of a piston source could be described in terms of its **beamwidth**. He showed that the minimum -6 dB **beamwidth** at the **transition distance**, for $a/\lambda > 5$, is close to

$$w_6/2a = 0,35 \quad (\text{A.52})$$

Similarly, the minimum -6 dB **beamwidth** at the **transition distance** for a **nonfocusing** line source at the transition distance is

$$w_6/L_x = 0,4 \quad (\text{A.53})$$

Equation (A.52) is taken as the minimum -6 dB **beamwidth** achievable by a **nonfocusing** transducer for determining if a field is focusing in a **longitudinal plane**: $w_6/2a$ or $w_6/L_x < 0,35$.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

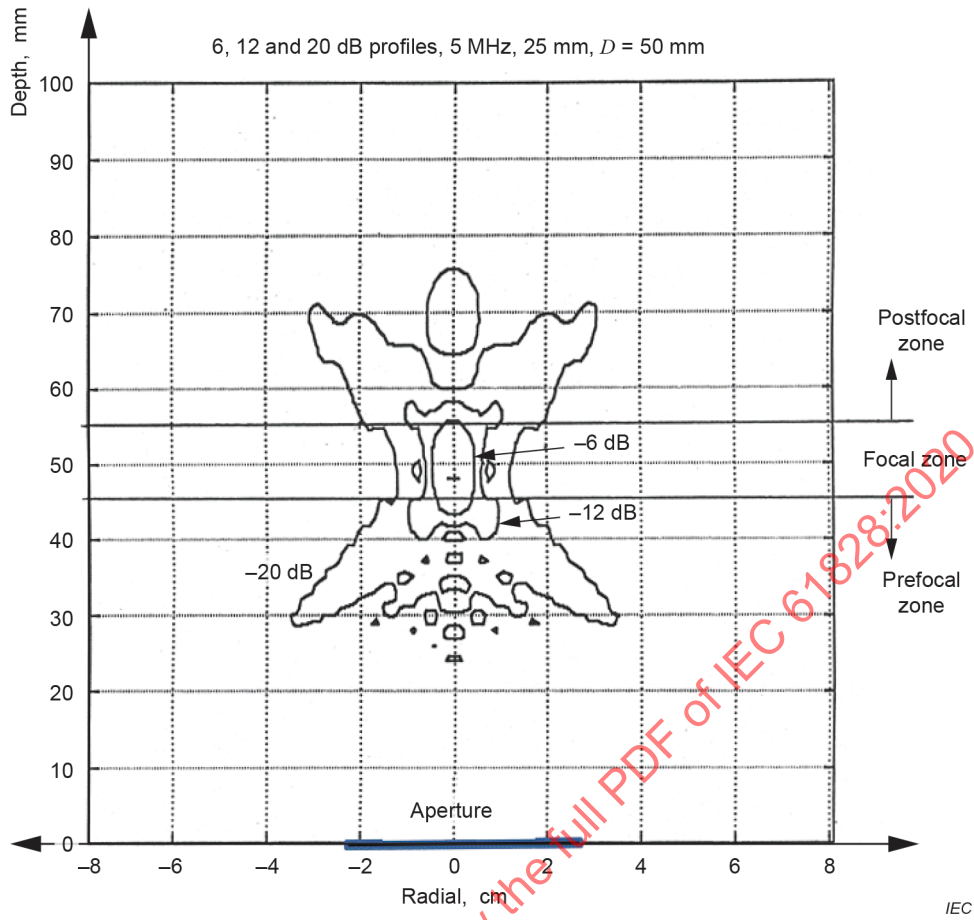


Figure A.1 – Beam contour plot; contours at -6 dB, -12 dB, and -20 dB for a 5 MHz transducer with a radius of curvature of $D = 50$ mm centred at location 0,0 (bottom centre of graph)

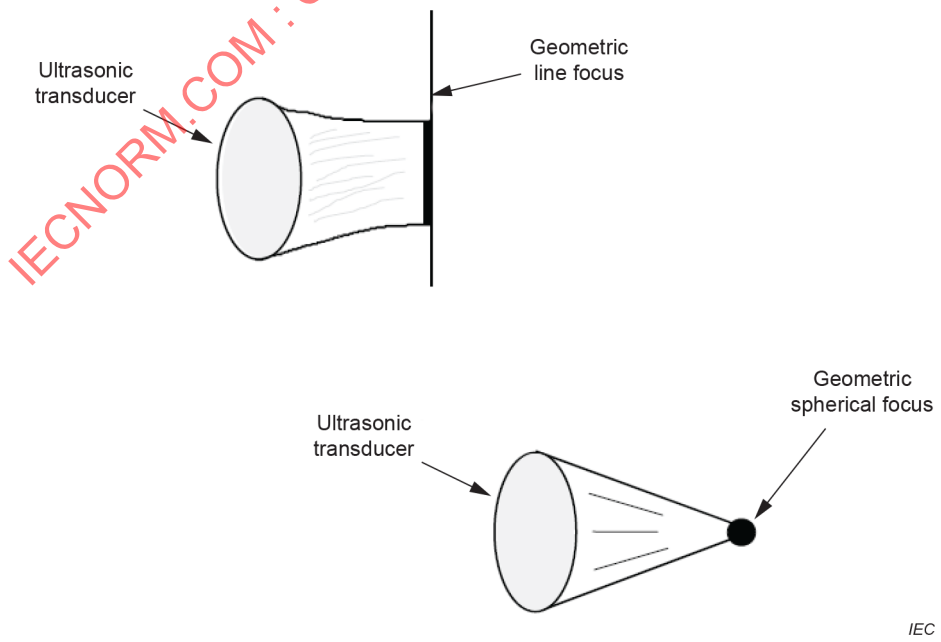
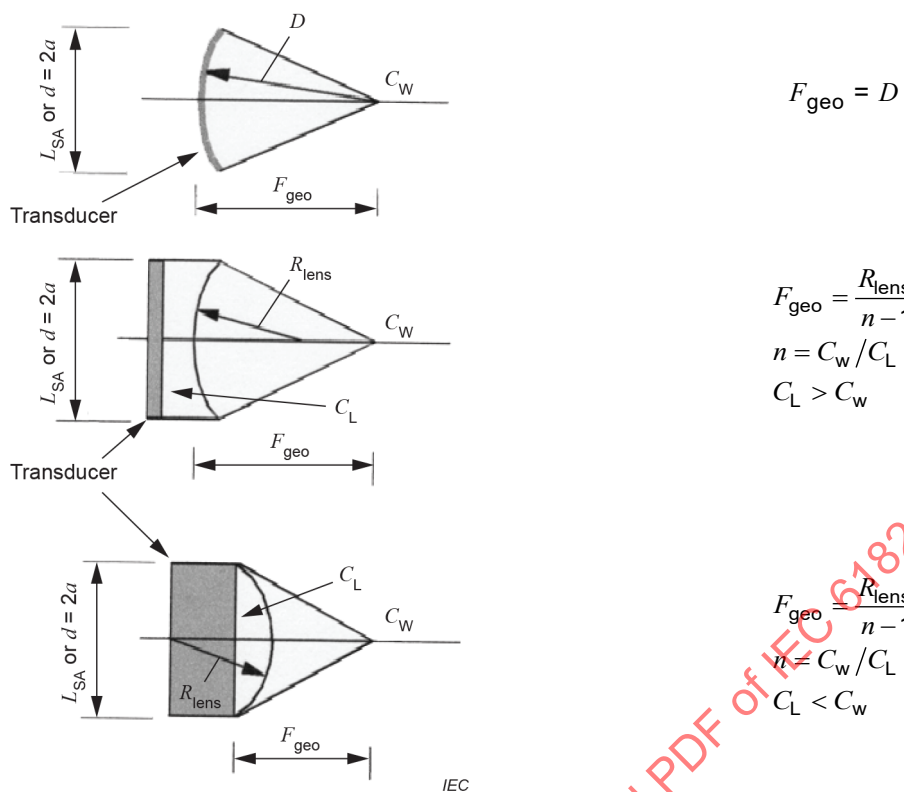


Figure A.2 – Types of geometric focusing



Key

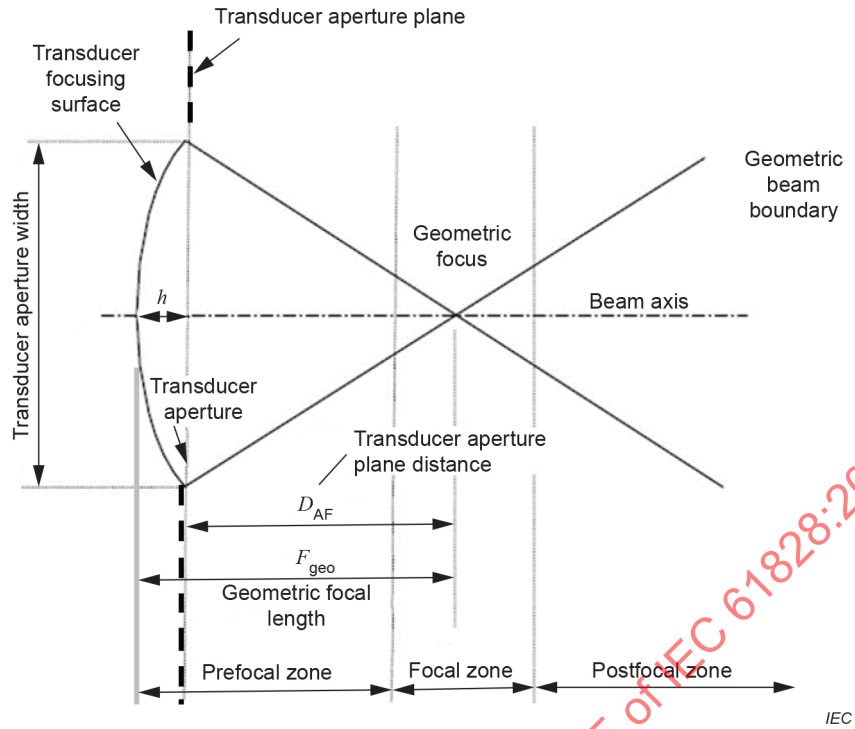
- D radius of curvature
- F_{geo} geometrical focal length
- C speed of sound
- n index of refraction
- C_L speed of sound in lens
- C_w speed of sound in water

Top: Transducer with a radius of curvature D and a focal length equal to D

Middle: Transducer with a plano-concave lens with a lens radius of curvature R_{lens}

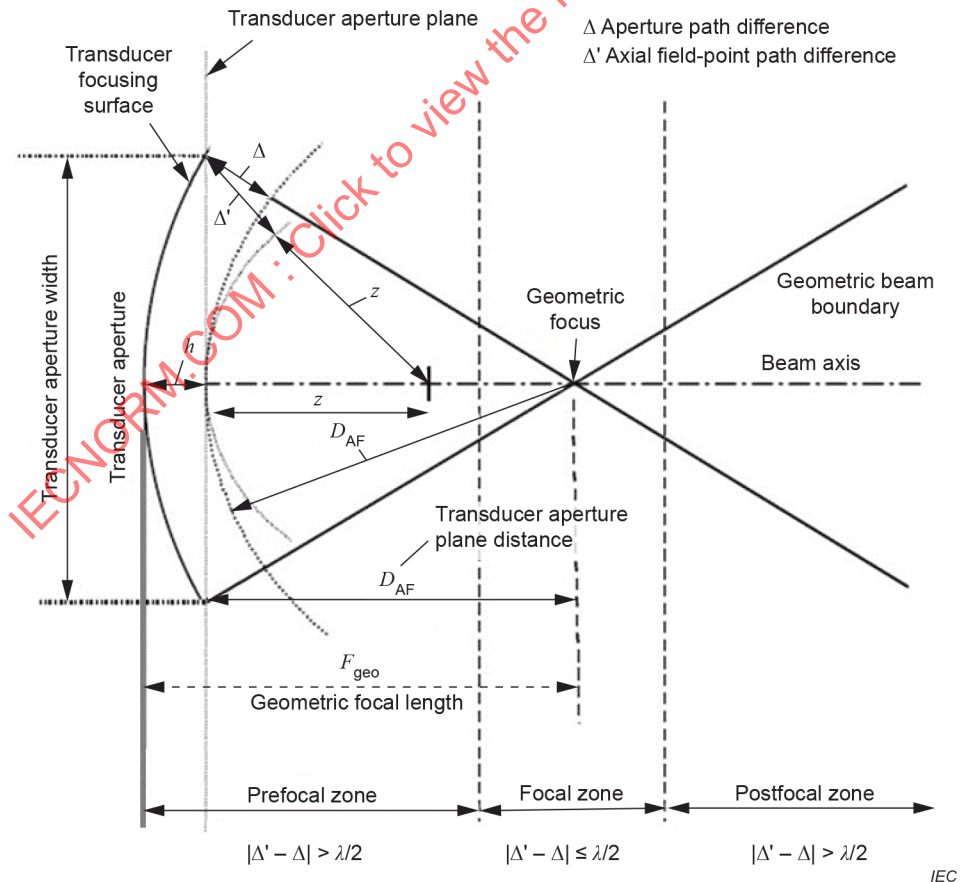
Bottom: Transducer with a plano-convex lens with a lens radius of curvature R_{lens}

Figure A.3 – Transducer options



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

Figure A.4 – Parameters for describing a focusing transducer of known geometry



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

Figure A.5 – Path difference parameters for describing a focusing transducer of known geometry

Annex B (informative)

Rationale for focusing and nonfocusing definitions

B.1 Overview

B.1.1 Background information

Terms and background information for describing the transmitted focused field of an **ultrasonic transducer** of known construction are found in Annex A. The rationale for focusing concepts and definitions is found in Annex B. There the distinction between design focusing parameters and the focusing characteristics of transducers of unknown geometry is clarified. Obtaining focusing characteristics of unknown geometries is described by measurements in Clause 7.

Measured focusing definitions in Clause 3 can be used to characterize the focusing acoustic field of an unknown acoustic source through measurements. In this case a measurement plane, the **source aperture plane**, is chosen as close as possible to the acoustic source, the **external transducer surface** or **aperture**. An equivalent acoustic aperture, the **source aperture** on this **source aperture plane**, is used with field measurements for determining the effective focusing characteristics of the field. The **ultrasonic transducer** is considered as an ultrasonic transducer system with a specified set of operating conditions and medium of propagation and **offset distance**. For transducers of a known design, construction or geometry, **transducer aperture** is used instead of **source aperture** and design definitions for an **ultrasonic transducer** apply, such as those given in Annex A. Figure 6b shows the relationship among several of these measurement definitions. Conditions of acoustic linearity are desirable but not necessary for these measurements, and the **local distortion parameter** or field level is specified.

B.1.2 General

The information contained in Annex B is an introduction to the definitions given in Clause 3 and the measurement methods given in Clauses 5 to 7.

B.1.3 Focusing transducers

The term **focusing transducer** is commonly used for a device which has a smaller **beamwidth** in some regions of the field than a device which is **nonfocusing**. A **nonfocusing transducer** can still have a **beam-minimum**, so it is necessary to distinguish a **focusing transducer** as having a greater concentration of pressure amplitude (for a given power output) than a **nonfocusing transducer** at its **beam-minimum**. For example, a **nonfocusing transducer** made of a simple disc of uniformly poled piezoelectric material has a beam whose -6 dB **beamwidth** width at its **beam-minimum** can be as little as 0,4 times the aperture width at the source. A definition of a **focusing transducer** makes a quantitative distinction between **focusing** and **nonfocusing transducers**. Ways of describing and measuring transmitted focused and nonfocused fields are given so that different systems can be compared to each other and to designs. The quality of an image is related to the achievable resolution which is dependent on the minimum **beamwidth** and range over which the beam is narrow. The contrast detail achievable in an image is related to the ratio of the beam axis peak value to height of sidelobe peaks. Ultrasound-induced bioeffects do not just occur at one point in the field, but are distributed over **focal volumes** where the beam is most concentrated. For these reasons, a more complete characterization and description of the transmitted ultrasound field is given in this document.

B.1.4 Focusing methods

The simplest means of intentionally focusing an **ultrasonic transducer**, borrowed from analogous optical principles, is that of shaping the **ultrasonic transducer** into a concave form or adding to it a physical lens as described in more detail in Annex A. Because of circular symmetry, the pressure has a maximum near the **geometric focal length** along the **beam axis** and the narrowest **beamwidth** occurs near this location at the **beamwidth focus**. Because of circular or spherical symmetry, the beam shape is the same in any plane containing the **beam axis**.

For medical imaging, the most common means of focusing is electronic through arrays. A pattern of separate delayed pulses is sent to elements of an array. This pattern simulates a virtual electronic lens which focuses the acoustic pulses from the elements to coincide at a **geometric focus**. Figure B.1 illustrates this focusing process and the narrowing of the beam near the focal point. At a certain distance, the **beamwidth minimum**, the minimum -6 dB **beamwidth** occurs. This **beamwidth**, is used to determine if a transducer is **focusing**. If the transducer is **focusing**, the minimum **beamwidth** is affected by the strength of **focusing** and therefore, is an indicator of the resolution of the imaging system. In Annex A, the **beamwidth** for a spherically focusing transducer is shown to be inversely proportional to the magnitude of axial acoustic pressure squared [14][27]. The advantage of electronic focusing, as employed on most diagnostic ultrasound systems, is that the transmit **geometric focal length** can be varied by the user.

The minimum **beamwidth** is used to determine if the transducer is **focusing** in the plane of interest. The **beamwidth** needs to be substantially narrower than the **beam-minimum** for a **nonfocusing** transducer of the same geometry and excitation. A **nonfocusing** transducer transmits a field described by a **near field** and a **far field** separated at the **transition distance** as illustrated by Figure B.2. More information about these zones is provided in Annex A.

The most common focusing situation is complicated by two different focusing mechanisms as shown in Figure B.3 [30]. In the **azimuth plane** or **scan plane**, shown as the xz plane, the focusing is electronic; however, in the **elevation plane**, or yz plane, the focusing is accomplished by a plano-convex lens of the type shown in Figure B.3. As a result of this complication, it is necessary to characterize two different focal mechanisms in separate orthogonal planes. The individual focusing mechanisms can be measured separately by quantifying the **beamwidth** in the plane of each focusing method. Furthermore, the beam axis comprises one **scan line** in the image. For Figure B.3, the **beamwidths** in the **azimuth plane**, or **scan plane** xz , can be used for the electronic **focusing**; the **elevation plane**, yz , can be used for the lens **focusing**.

To describe a focused field in a selected plane, three regions are used as shown in Figure B.4: a **prefocal zone**, a **focal zone**, and a **postfocal zone**. These are separated by a **near transition distance** and a **far transition distance**. More information about these zones is provided in Annex A.

For acoustic output measurements, an alternative way of describing a focused field in terms of the location of the highest **pulse-pressure-squared integral** point is shown in Figure B.5. The location of the maximum **pulse-pressure-squared integral**, the **pressure focus for a focusing transducer**, is the **pressure focal length for a focusing transducer** from either the **transducer** or **source aperture plane**. In case of restricted access to the **external transducer aperture**, an **offset** and a **source aperture** are sometimes needed to describe the experimental situation. The location of the **pressure focus for a focusing transducer** will be affected by the interaction of individual **focusing** mechanisms such as electronic **focusing** in the **azimuth plane** and lens focusing in the **elevation plane**. Alternatively, the location of minimum **beamwidths** in these planes provides a way of localizing the action of the individual focusing mechanisms.

Recent advances in **focusing** transducers require additional consideration. In **two-dimensional arrays** [31][32], electronic **focusing** is applied to a single **geometric focus**. Because the dimensions of a two dimensional array aperture are sometimes not symmetric (i.e. not square), measurements in two planes, such as xz and yz , are still necessary because the beamwidths in these planes will, in general, be different. An alternative means of focusing is to do all the focusing using receive beamforming. An example is coherent plane wave compounding in which several plane waves are transmitted sequentially at different angles [45]; the resulting echo data from each transmission are stored and beamformed together. In this case each transmission is a nonfocused beam, usually in its **near field**. Another alternative focusing method is a limited diffraction beam in which a narrow nearly constant **beamwidth** is maintained for a certain depth [46].

Transducers for **high intensity therapeutic ultrasound (HITU) equipment** produce fields with very high pressures that require special methods to measure as described in IEC TS 62556. Most often, they are of a spherical bowl shape for strong focusing [33][34]. In some cases, a hole is cut in the centre of the transducer to accommodate a phased array for imaging and monitoring; this change affects the transmitted field [6][33][34][35].

B.1.5 Known and unknown focusing transducers

For **ultrasonic transducers** currently used in medical ultrasound applications, it is difficult to determine from physical observation if an **ultrasonic transducer** has a focused field, because additionally many other **focusing** methods such as geometric shaping and arrangement, reflectors, arrays with electronic phasing and delay, Fresnel lenses, shading, etc. can be used singly or in combination. Because of inherent narrowing of a beam to a beam-minimum and the potential complexity of additional **focusing** means used, any generally useful definition of a **focusing** transducer is in terms of its field rather than its construction. If a focusing source were to be defined in terms of its pressure field, then this would be relatively easy to apply in practice, since the pressure can be measured directly with a hydrophone.

A distinction is also made between **ultrasonic transducers** whose construction is known and transducers about which very little information is available as depicted in Figure B.6. For the first category of **ultrasonic transducers**, certain theoretical definitions, such as **geometric focal length**, are useful for designing, describing and modelling focusing characteristics in Figure B.6a and Annex A. **Ultrasonic transducers** falling in the second category function as an unknown "black box" and only the field is accessible as shown in Figure B.6b. In both cases, whether or not a transducer is **focusing** in a plane, terms for describing the characteristics of field are given such as **beamwidth**, **depth-of-field**, and **sidelobe peak temporal-average intensity**. Different descriptions of known and unknown geometries in terms of field characteristics are shown in Figure B.7 to Figure B.10.

In the cases depicted in Figure B.6, Figure B.7, Figure B.9 and Figure B.11, and in general, **focusing** field parameters are determined from measurements, and the measurement procedures of Clause 7 are appropriate. In Clause 7, measurement methods are given for determining if a transducer system transmitting into known propagation media under specified excitation conditions is **focusing** or **nonfocusing**. Because of the lack of knowledge of ultrasonic transducer construction and limited access to the **ultrasonic transducer** field, the **focusing** definitions shown in Figure B.6b are required. These definitions are given in Clause 3 and their use is explained in 7.2.7.

B.1.6 Focusing and beamwidth

Previously, hydrophone measurements of beam characteristics were based on regions of axial peak pressure. For acoustic output characterization of diagnostic ultrasound equipment, axial pressure and intensities are measured. The **beam maximum** definitions shown in Figure B.7 are consistent with these measurements.

Previously, borrowed from optics, definitions for a **depth-of-field** [14] were based on the fall-off in intensity on either the near side or the far side of the maximum axial peak on the **beam axis**. For axially symmetric beams, this axial peak can be related to the **geometric focal length** (see Annex A). However, for typical rectangular arrays, **azimuth plane** electronic focusing and **elevational plane** mechanical lens focusing can cause peaks of axial pressure at different locations along a **beam axis**. These individual peaks can be dealt with separately by **beamwidth** measurements made in the corresponding orthogonal planes: therefore, new definitions are based on **beamwidths** (Figure B.12) in a specified **longitudinal plane** (refer to Figure B.6b). Focusing definitions also distinguish between unintentional or natural beam narrowing from **nonfocusing transducers** and intentional focusing.

B.1.7 Focusing parameter definitions

This document describes focusing parameters and provides more specific contexts for existing terminology. For the purposes of this document, the definition for a **focusing transducer** is used. For example, the terms **near field** and **far field** are often misapplied to **focusing transducers**, though they have traditionally been defined for **nonfocusing transducers** only. The definitions of **prefocal zone**, **postfocal zone** and **focal zone** apply to **focusing transducers**. These definitions are explained in more detail in Annex A. Other concepts such as focusing in a particular plane are also necessary to reduce ambiguity in usage.

B.1.8 Applications of focusing definitions

The definition of **focusing transducers** applies to transducers for the following two cases.

- a) For transducers for which the construction is known, the source aperture is the transducer aperture, and an ideal definition of the field is given for describing, modelling or design purposes as described, for example, in Annex A.
- b) For describing the focusing characteristics of measured fields of real transducers, which either have an unknown (or known) construction or imperfect realization, described in Clause 7.

Use of the focusing definition for case a) is not a substitute for actual measurement. Whether or not a transducer is focusing in practice is to be determined by case b) and by the measurement procedures of Clause 7. Knowledge about the transducer (first case) is helpful in guiding measurements. If measurements meet the criteria of the second case, the transducer is focusing, irrespective of whether focusing was intentional or accidental.

B.1.9 Relation of present definitions to physiotherapy transducers (treatment heads)

The definition of **focusing** in this document is not related to the definitions of "divergent, collimated and convergent" beams as described in IEC 61689. The definition of beam type is based on energy and area considerations that are more important for physiotherapy transducers. The definition of **focusing** in this document is based on a different parameter: **-6 dB beamwidth**. The **beam area** measurement is useful in identifying the existence and location of the highest field concentrations. When this document is applied to physiotherapy transducers, **focusing** can be understood to correspond to high-beam non-uniformity ratio "hot-spot" transducers.

B.1.10 Relation of present definitions to therapeutic transducers

The definition of focusing applies to certain therapeutic transducers, depending on their geometry. Bowl-like transducers with a hole in their centre require special treatment as described more fully in IEC TS 62556.

B.2 System and measurement requirements

B.2.1 General

In B.1.2 it was shown that the radiating device is to be considered as a whole, because it is not possible to define a focusing transducer in terms of the properties of its component elements. For clinical ultrasound systems, each of the measured focusing definitions only applies for the field of a selected scan line generated by given electrical excitation conditions and for a given medium, or for a plane wave.

B.2.2 Transmitted pressure waveforms

Because a wide variety of transmitted pressure waveforms are possible in an **ultrasonic transducer** field, measurements of these waveforms are robust enough to accommodate different **signal types** such as **broadband** or **narrowband** signals, **continuous-wave** or **tone-burst signals** or even waveforms distorted by nonlinear propagation. For this reason, the **pulse-pressure-squared-integral** is the field measurement used throughout this document. For certain types of waveforms under the conditions of linear propagation, the **pulse-pressure-squared-integral** can be related to more familiar pressure terminology. For example, for linear, **continuous-wave signals**, the **pulse-pressure-squared-integral** divided by the period of one cycle is the root-mean-square acoustic pressure squared. In other cases, when ratios of these integrals are involved, these ratios can be thought of as ratios of equivalent squared pressures. In such cases, ratios of the square roots of the **pulse-pressure-squared-integral** are analogous to ratios of equivalent pressures.

B.2.3 Transmitted fields

The **transmitted field** of an **ultrasonic transducer** is dependent on the **bandwidth** of the **ultrasonic transducer** as well as the type of excitation used. Frequently used models for beam simulation such as that described in Annex A are appropriate only for **continuous-wave signals**. For simulating the pulsed excitation of an **ultrasonic transducer**, the driving waveform and the impulse response of the **ultrasonic transducer** element as well as the boundary conditions need to be considered. As the **bandwidth** of a pressure **acoustic pulse waveform** launched by an element increases, the resulting field becomes smoother compared to a field from a **continuous-wave signal**.

In addition to the field depending on the waveform of the electrical driving function and the propagation medium, it will also depend on the amplitude of the electrical input. This feature is due to nonlinear propagation, which is frequently present in the type of field being considered. A parameter called the **local distortion parameter** has been previously defined and, in general, the assumption of linearity or **quasi-linearity** can be made provided that this parameter is less than approximately 0,5.

B.2.4 The scan plane and the steering of beams

In addition to being focused, beams can also be made to change direction. This direction corresponds to a **scan line**, the **beam axis** for a particular **ultrasonic transducer element group**. The **scan plane** (or surface) is the plane or surface containing all the ultrasonic **scan lines**. The **scan plane** is also known as the **azimuth plane**. For most cases, the elevation plane is orthogonal to the azimuth plane and contains the central **scan line** in the beam direction corresponding to an undeflected or unsteered beam.

The pattern of **scan lines** depends on the image format, the geometry of the **ultrasonic transducer** and the method of transducer excitation. Several examples of scanning are described below: sector (angular), linear (translation), and two-dimensional arrays.

Sector (angular) scanning is accomplished by either mechanically sweeping a single transducer in an arc or by changing the electronic excitation of active transducer elements, an **ultrasonic transducer element group**, to produce angular deflections of the beam. The resulting pattern of **scan lines** has a fan-like appearance and results in a sector image format.

An **unsteered beam** is one selected to be in the forward propagation direction without angular deflection. The direction of this beam corresponds to the central scan line of a sector scan. For the usual case in which the **ultrasonic transducer** is symmetric, the **unsteered beam** is chosen to be near the symmetry axis or a symmetry plane of the **ultrasonic transducer**.

Linear scanning is the translation of active transducer elements, an **ultrasonic transducer element group**, along the array surface (or by mechanically translating a single transducer). When the array is flat and linear, a pattern of parallel **scan lines** forms a rectangular image format. When a curved linear array geometry is used, the translation of the **ultrasonic transducer element groups** results in **scan lines** which have an angular separation and result in a sector type image format. In this case, angular deflection is caused by the transducer geometry and not electronic steering.

In the most general case, a combination of methods for steering and focusing the beam simultaneously is used. In the situations described above, a mechanical lens with a fixed focal length is applied to focus in the **elevation plane**. For a two-dimensional array, the **scan plane** is not simply related to the shape or geometry of the array. Azimuth and elevation focusing are coincident. Diagonal segments of the array or all elements of the array can be employed to steer and focus the beam simultaneously at an arbitrary angle to the transducer aperture. In the most common method used to form a three-dimensional image, the array sweeps through a series of planes to fill a volume to be imaged. In this case, the position of each **scan plane** is time-dependent, and by definition there is a corresponding orthogonal **elevation plane**. Just as there is a central scan line in a **scan plane**, a central scan plane can often be identified near the symmetry axis or a symmetry plane of the **ultrasonic transducer**.

B.2.5 Pulse echo field measurements

Beamplots (Figure B.12) and beam contour field measurements (Figure A.1) are made by scanning a point target through the field and by using the transmitting transducer as a receiver.

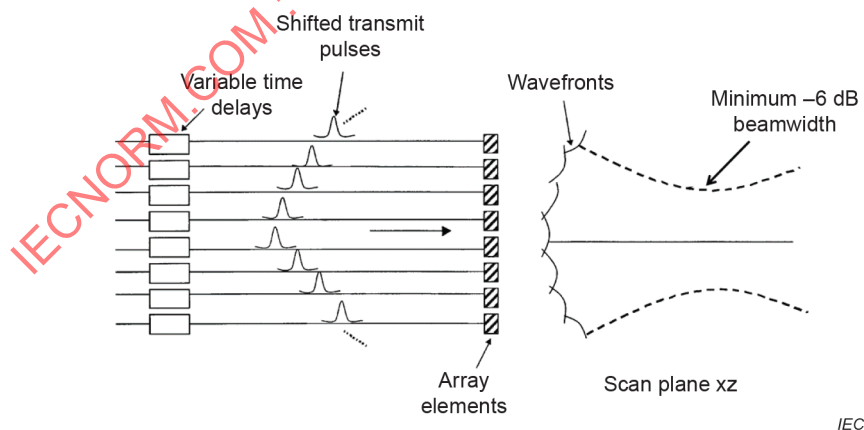


Figure B.1 – Electronic focusing along z by transmit beamforming in the scan plane xz

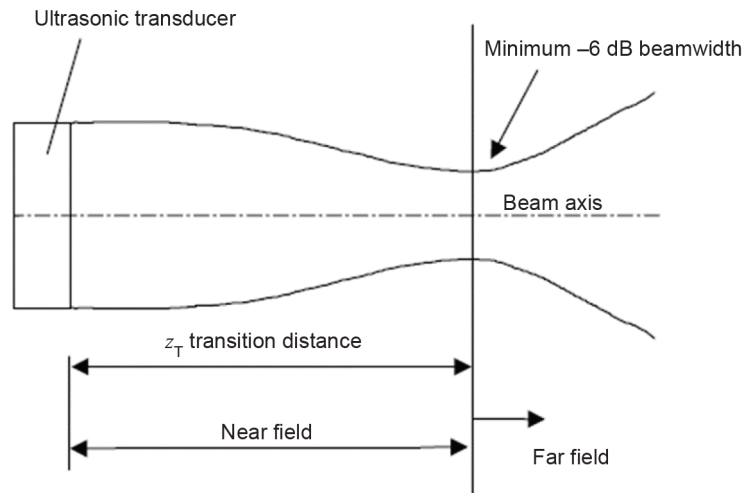


Figure B.2 – Field parameters for a nonfocusing transducer of known geometry. For example, for a circularly symmetric geometry, transducers have a diameter $2a$ and a beam axis along z

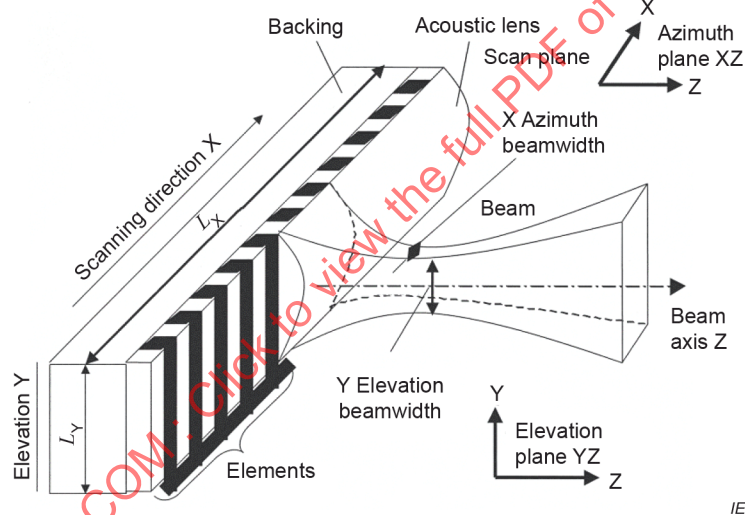
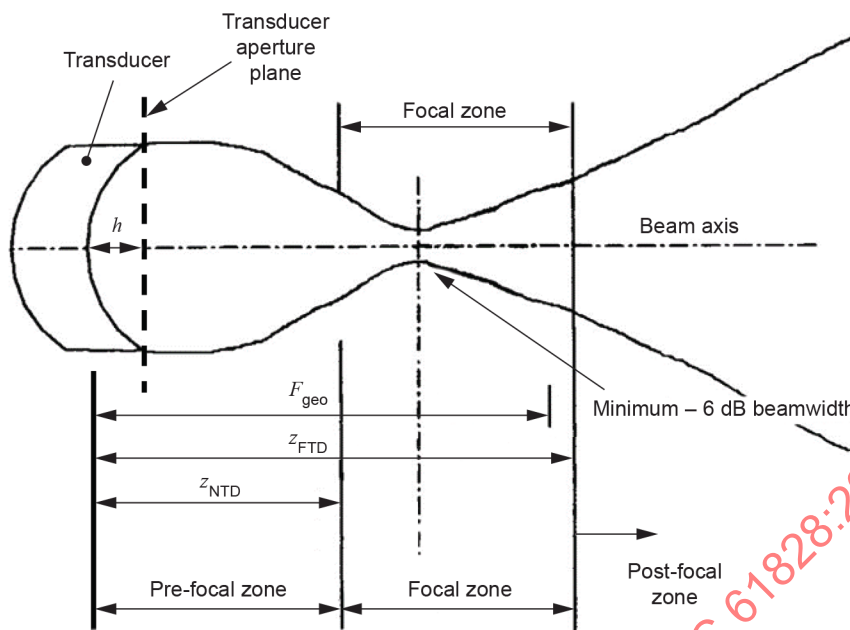


Figure B.3 – Phased array geometry and construction for electronic focusing in the azimuth plane and mechanical lens focusing in the elevation plane

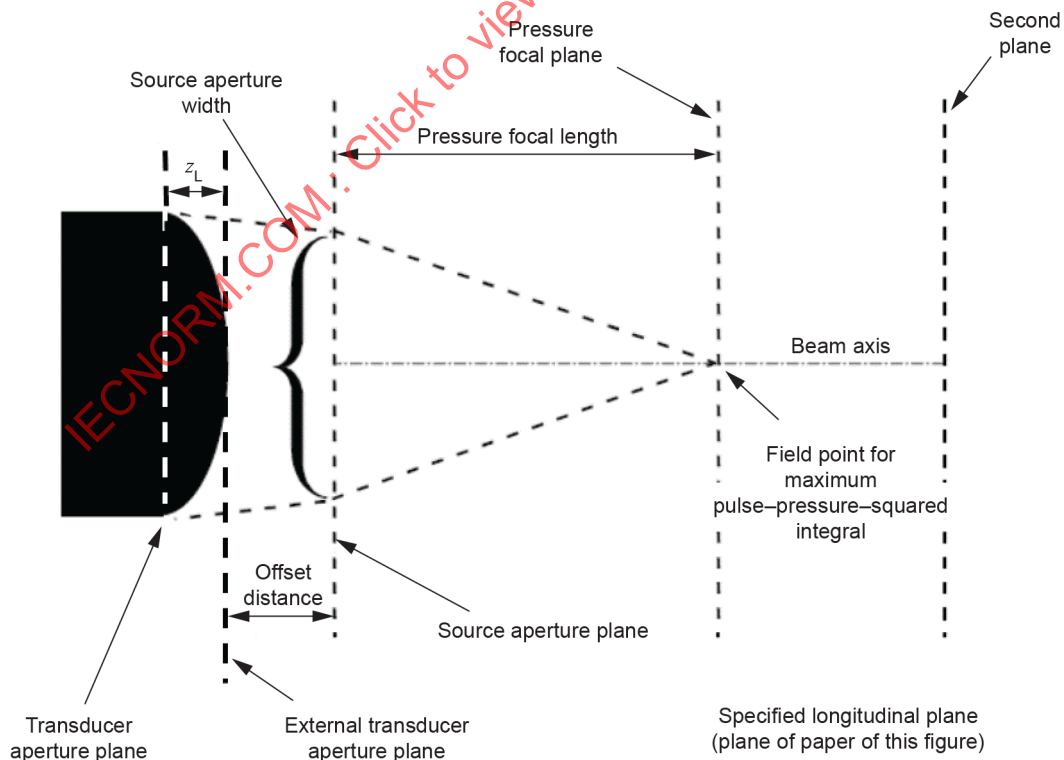


IEC

Key

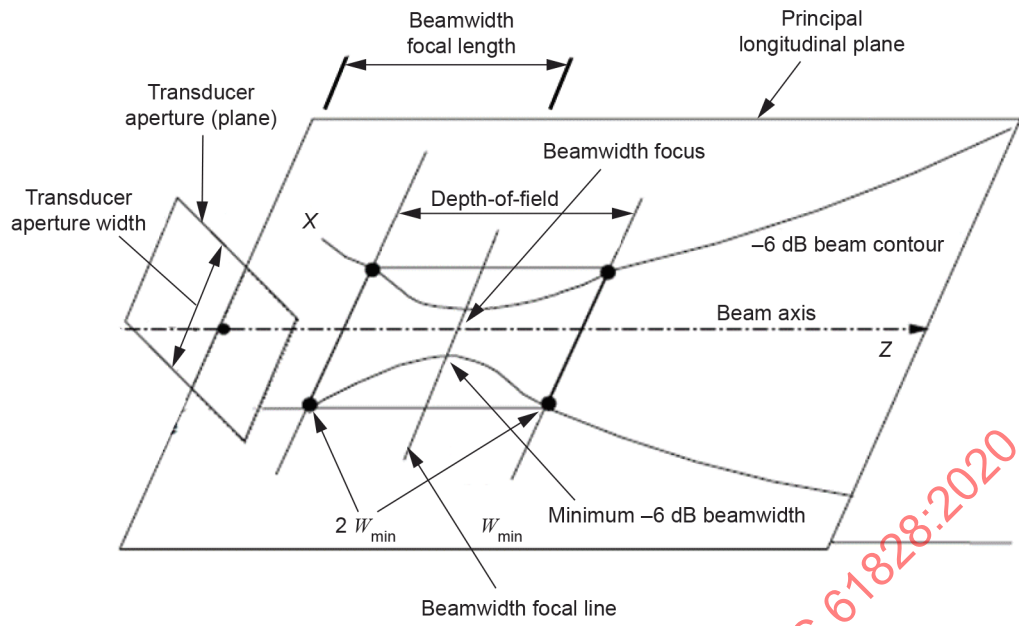
- F_{geo} geometric focal length
- z_{NTD} near transition distance
- z_{FTD} far transition distance

Figure B.4 – Field parameters for a focusing transducer of known geometry



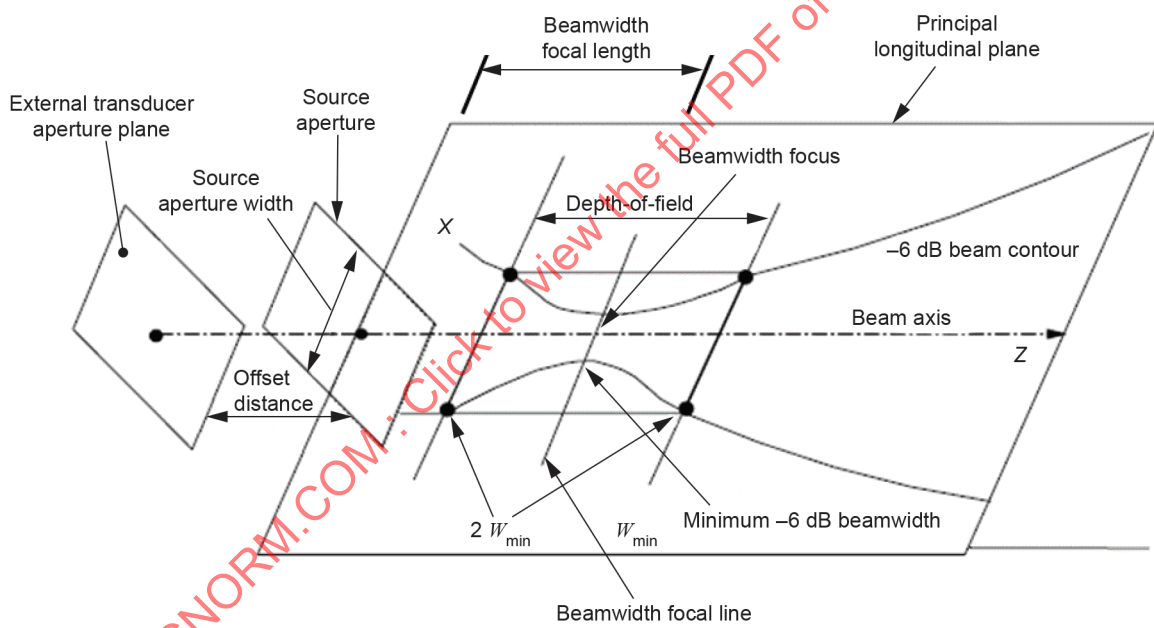
IEC

Figure B.5 – Definitions for pressure-based field measurements for an unknown transducer geometry



IEC

a) Transducer of known geometry (design case)



IEC

b) Transducer of unknown geometry

Figure B.6 – Beamwidth focus for transducers of known and unknown geometry

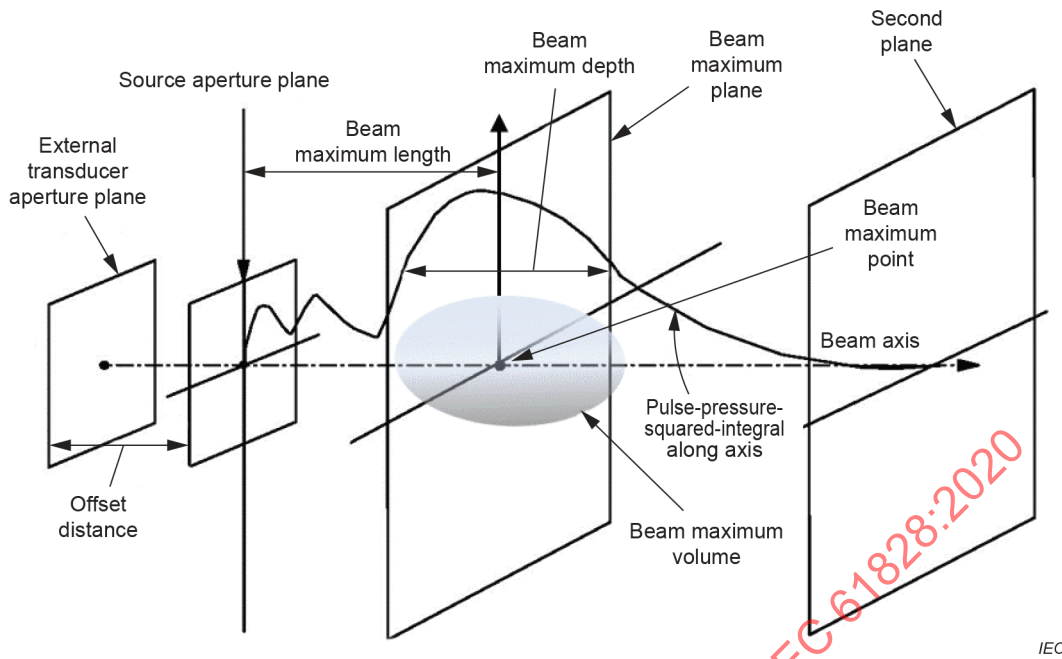


Figure B.7 – Beam maximum parameters

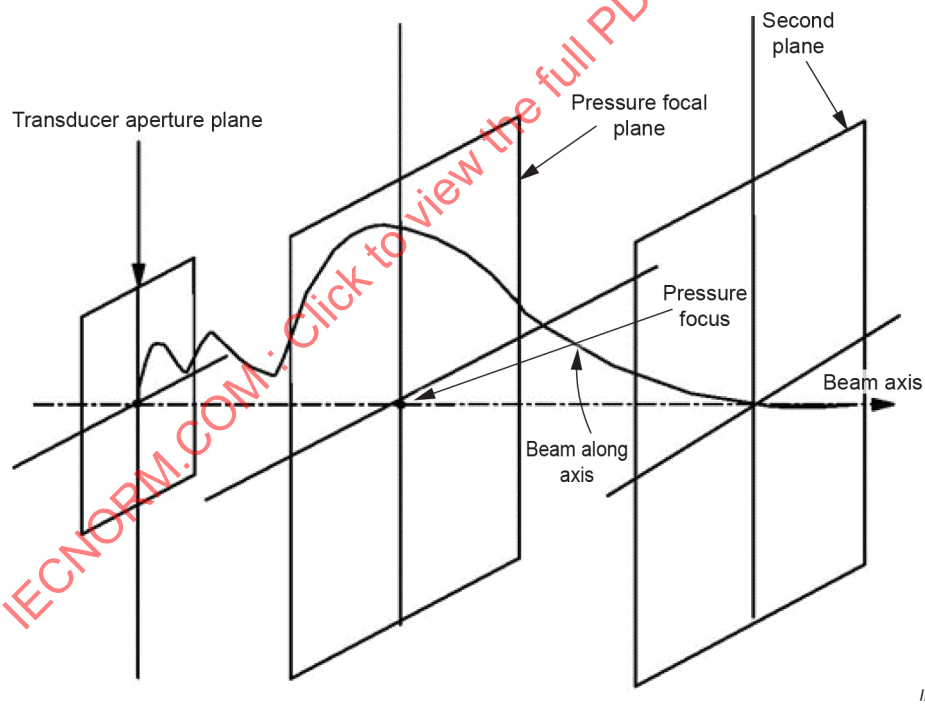


Figure B.8 – Pressure focus for a transducer of known geometry (design case)

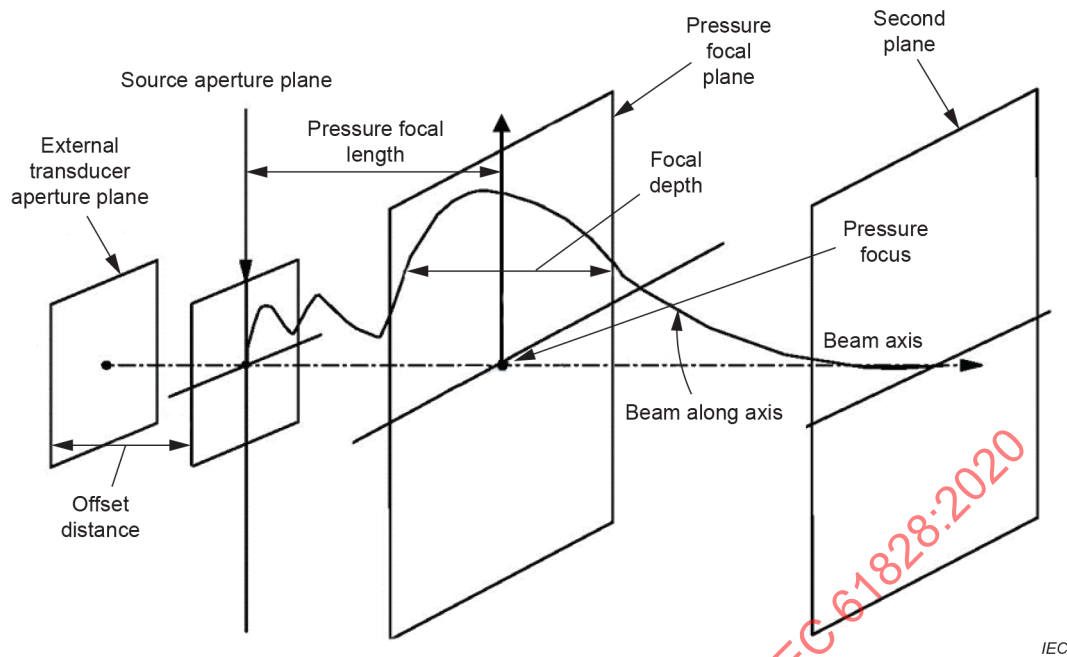
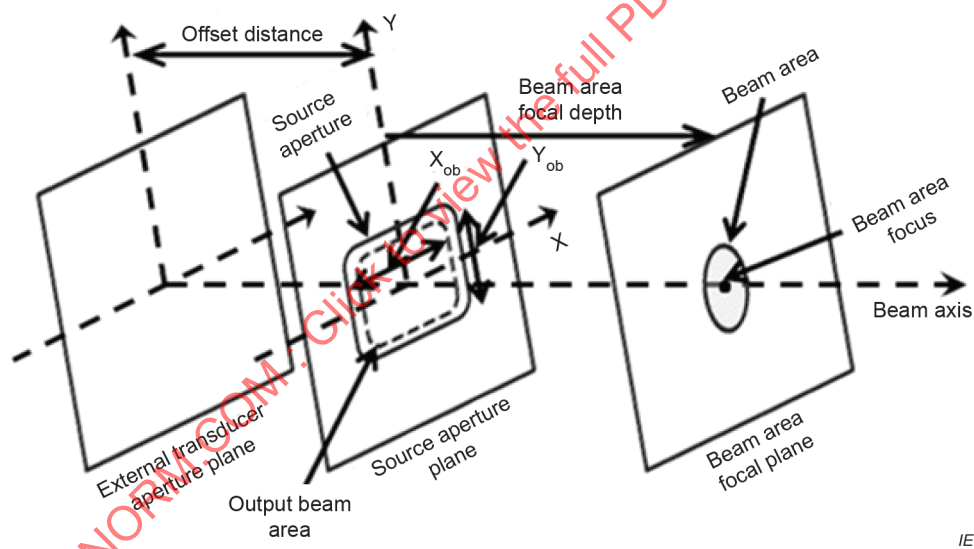


Figure B.9 – Pressure focus for a transducer of unknown geometry (measurement case)

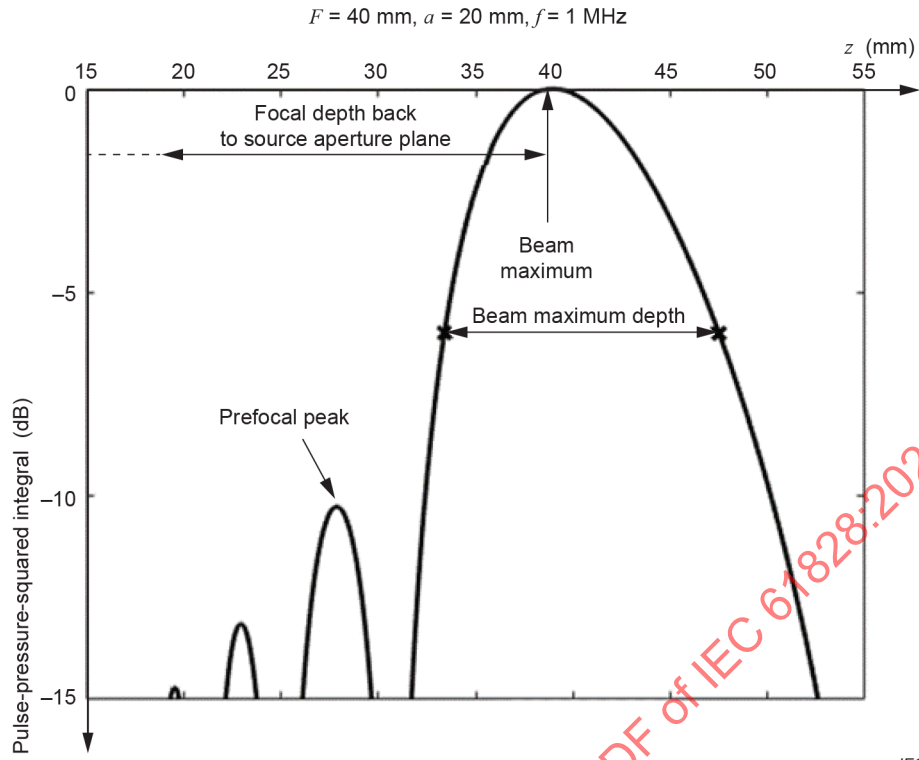


Key

X_{ob} output beam dimension along x

Y_{ob} output beam dimension along y

Figure B.10 – Beam area parameters



NOTE Even though other maxima can occur in the **postfocal zone**, the location of the largest *ppsi* value is the **beam maximum**.

Figure B.11 – Beam axis parameters: pulse-pressure-squared-integral level relative to the beam maximum in decibels (dB) plotted against axial distance

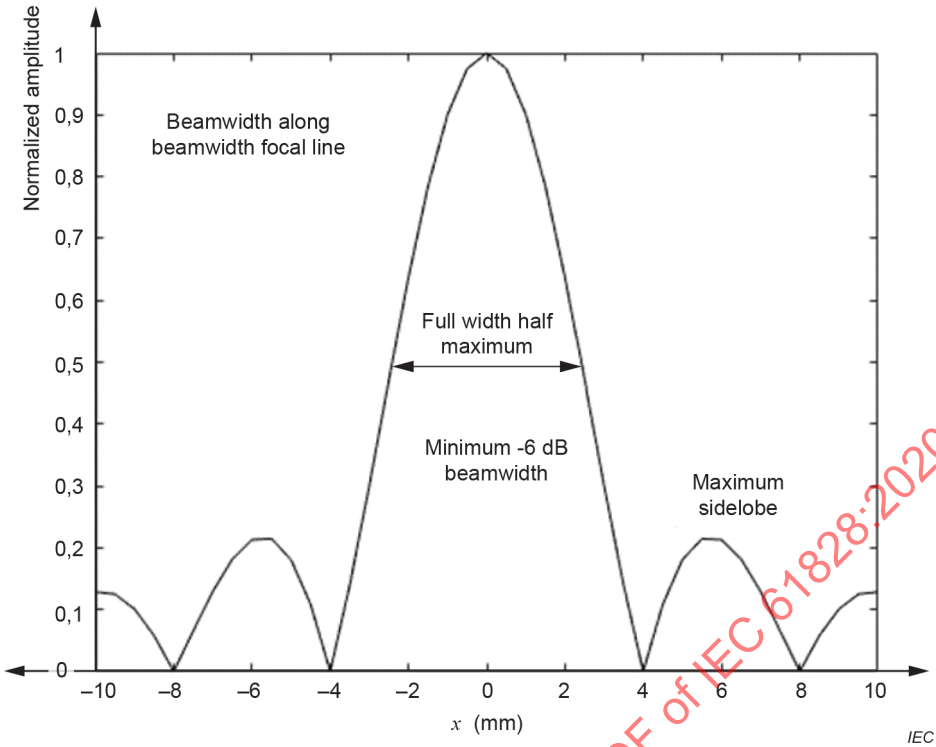
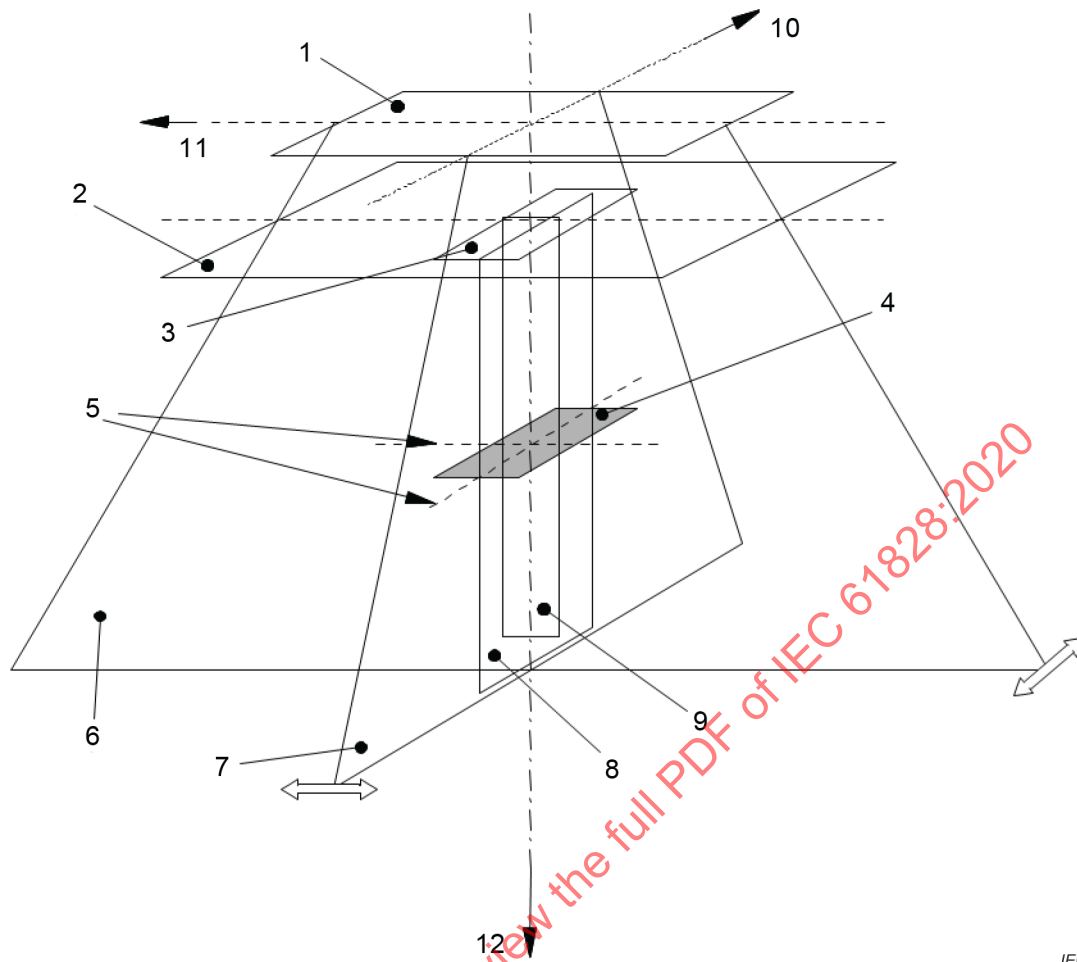


Figure B.12 – Beamplot parameters



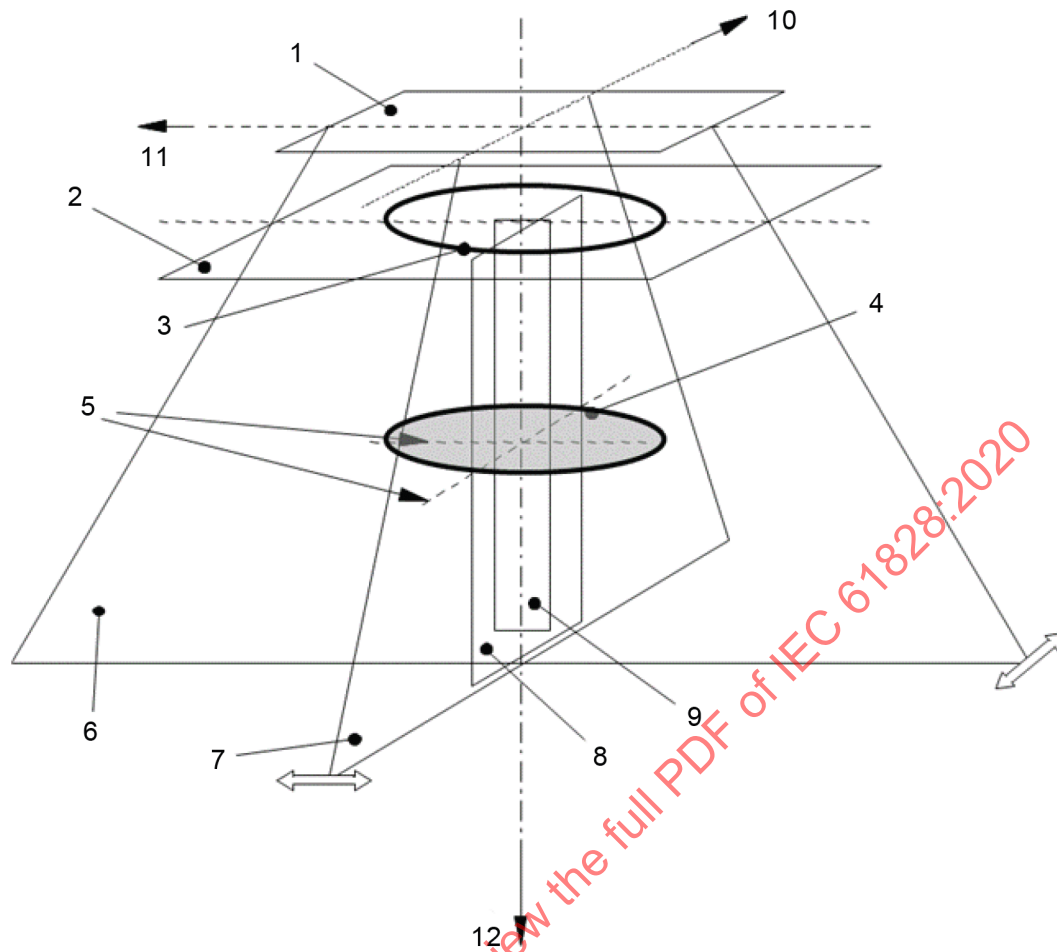
IEC

Key

- 1 **external transducer surface plane**
- 2 **source aperture plane** (in general, offset but parallel to **external transducer surface 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**

The external transducer aperture plane is physically adjacent to the ultrasonic transducer at the surface of the transducer assembly (not shown). Here the original shape of the active aperture is assumed to be rectangular in shape.

Figure B.13 – Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field for a rectangular transducer



IEC

Key

- 1 **external transducer surface plane**
- 2 **source aperture plane** (in general, offset but parallel to **external transducer surface 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**

The external transducer aperture plane is physically adjacent to the ultrasonic transducer at the surface of the transducer assembly (not shown). Here the original shape of the active aperture is assumed to be circular in shape.

Figure B.14 – Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field for a circular transducer

Annex C (informative)

Methods for determining the beam axis for well-behaved beams

C.1 Comparisons of beam axis search methods

Three methods for finding the beam axis are compared. A 2,5 MHz rectangular transducer array with fixed elevation focusing and variable electronic focusing was used.

First the beam alignment axis was found according to IEC 62127-1. The two planes were selected from the first two of three recommended: $z_1 = A/(\pi\lambda) = 9$ cm, $z_2 = A/(3\pi\lambda) = 3$ cm, $z_3 = 2A/(\pi\lambda) = 17,9$ cm, where A is the active area of the array and λ is the wavelength. The electronic focal length was set to be equal to the elevation focal length. The centres of the beam were found by searching for waveform peaks in orthogonal x and y beam scans at distances of 3 cm and 9 cm. A line through these peak centres defined the beam alignment axis.

The centroid method was applied as described in 7.2.5 3). Scans along the orthogonal axes consisted of 60 points and extended as far as adequate signal-to-noise ratio would permit. The centroid points were found from Equations (13) and (14).

A third approach, the **beamwidth midpoint** method, described in Clause C.2, was used to find the beam midpoints along the x and y axes in each orthogonal plane. The same beam scan data sets were re-subdivided into amplitude intervals (-0,1 dB, -0,445 5 dB, etc.) specified in Table C.2. The locations of the centres of **beamwidths** were calculated for levels above the signal noise level. The centres were averaged to obtain **beamwidth midpoints** along x and y in each plane. An x -axis typical scan is shown in Figure C.1. The centroid and **beamwidth midpoints** fall close to the peak value at the centre of the beam for this case.

The electronic focal length was set to a deeper depth and the three distances were determined from the active transducer area according to IEC 61102. The distances were 4,4 cm, 13 cm and 26 cm. The three methods – peak, centroid, and **beamwidth midpoint** – were applied to beam scans taken in planes corresponding to the following distances: 4,4 cm, 9 cm, and 13 cm. For the 4,4 cm depth, the x axis **beamwidth** consisted of a beam with twin peaks, the right one slightly higher than the left, as shown in Figure C.2. In this case, IEC 61102 specifies that at this distance the highest peak value is used to determine the location of the **beam alignment axis**.

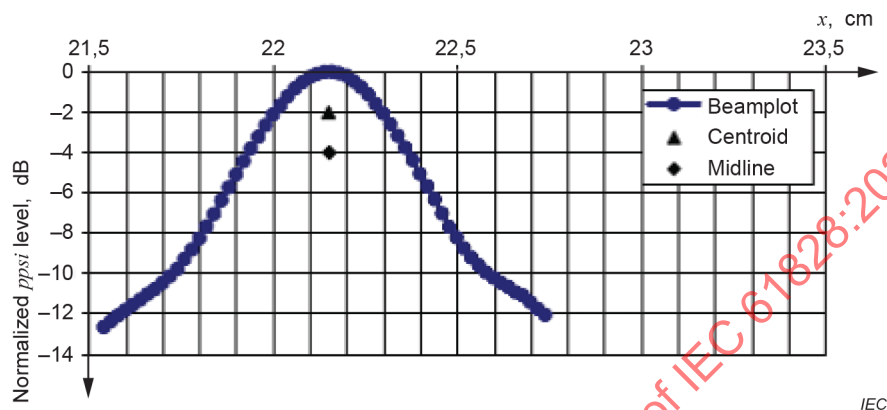
Standard deviations between the known axis positions and the locations of axes determined by the three methods were calculated for the three planes and are presented in Table C.1.

Table C.1 – Standard deviations for x and y scans using three methods of determining the centre of the beam

Method	x scan standard deviation	y scan standard deviation
	cm	cm
Peak	0,112 1	0,013 9
Centroid	0,007 2	0,009 8
Beamwidth midpoint	0,005 6	0,009 6

C.2 Beamwidth midpoint method

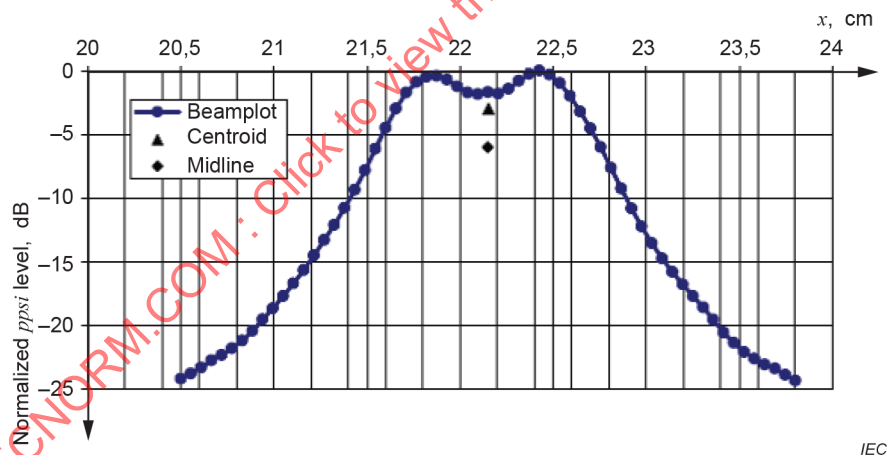
In another method, the same orthogonal line scans are used as in the centroid method and the square roots of the **pulse-pressure-squared-integral** values are divided into 20 intervals corresponding to the $-0,1$ dB to -26 dB level (see Table C.2). **Beamwidths** are calculated at as many of the table 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**.



Key

ppsi pulse-pressure-squared integral

Figure C.1 – x -axis scan at 9 cm depth for the first focal zone with beam centre



Key

ppsi pulse-pressure-squared integral

Figure C.2 – x -axis scan at 4,4 cm depth for the second focal zone

NOTE 1 The x -axis scan at 4,4 cm depth for the second focal zone shows peak location as different from the beam centre determined by other methods. Midline refers to midpoint, PPI refers to **pulse-pressure-squared integral**.

NOTE 2 The **beamwidth midpoint** method is adapted from an approach developed by TNO, Prevention and Health, Leiden, The Netherlands.

A second plane, parallel to the first, is selected at any distance before or after the depth of the first plane which can provide high-quality angular resolution. In the case of electronically focusing transducers, the electronic **geometric focal length** can be placed in or near the second plane to increase the signal-to-noise ratio. If used for the first plane, a **beam midpoint** method is used for the second.

Knowledge of the expected focusing properties of the transducer in each longitudinal plane can aid the selection of search distances. Equations (A.15) and (A.18) for the **near transition distance** and the **far transition distance** can be used to determine distances marking the extent of the expected **focal zone**.

The location of the beam centrepoint is found using the same steps as for the first plane.

The **beam axis** is the straight line from the **ultrasonic transducer** to **beam midpoints** of the two planes described above.

Table C.2 – Decibel beamwidth levels for determining midpoints

Normalized SQRT (<i>ppsi</i>) Linear	Normalized <i>ppsi</i> Linear	Beamwidth levels dB
0,988 5	0,977 1	-0,100 5
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	-1,457 6
0,25	0,062 5	-1,041 2
0,2	0,040 0	-1,979 4
0,15	0,022 5	-1,478 2
0,1	0,010 0	-2,000 0
0,05	0,002 5	-26,020 6

ppsi refers to the pulse-pressure-squared-integral

Annex D (informative)

Methods for determining the beam axis for beams that are not well behaved

For situations when the beam being measured is not well-behaved, that is, where there is an absence of symmetry and the lack of a well-defined single peak, other methods can be used to find a **beam axis**. For an example, see Figure D.1. The points show the locations of the centres of **beamwidths** determined from pressure values in Table C.2; the vertical line indicates the location of the average of the **beamwidth** centre locations, or the **beamwidth midpoint**. This scan indicates that there can be multiple peaks located in different adjacent scan lines at the same depth. In this case, it is necessary to do a raster scan and use a two-dimensional centroid method.

To obtain a two-dimensional centroid, the **pressure focal plane** is found. A **pulse-pressure-squared integral** maximum is found, and in that plane an xy raster scan consisting of a minimum of 25 by 25 points is made. The centroid (x_c, y_c) of this data set is found from the following relations:

$$x_c = \frac{\sum_k \sum_j x_k p_i(x_k, y_j)}{\sum_k \sum_j p_i(x_k, y_j)} \quad (\text{D.1})$$

$$y_c = \frac{\sum_k \sum_j y_j p_i(x_k, y_j)}{\sum_k \sum_j p_i(x_k, y_j)} \quad (\text{D.2})$$

where p_i is defined as in 7.2.5 after Equation (14).

A second plane, parallel to the first, is selected as far as practicable from the first plane at a distance before or after the depth of the first plane. In the case of electronically focusing transducers, the electronic focal length can be placed in or near the second plane to increase the signal-to-noise ratio.

The location of the beam centroid is found using the same steps used for the first plane.

The **beam axis** is the straight line from the transducer to centroids of the two planes described above.

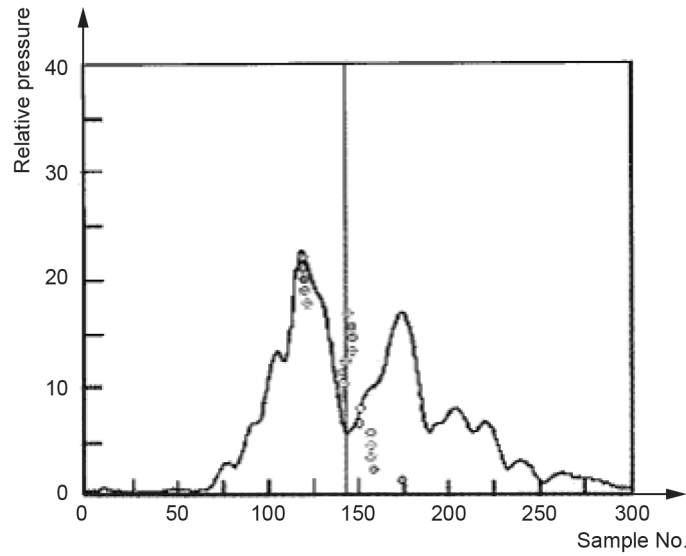


Figure D.1 – Asymmetric beam showing relative acoustic pressure versus sample number for the beamwidth midpoint method

NOTE This beam is from data supplied by TNO, Prevention and Health, Leiden, The Netherlands.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

Annex E (informative)

Uncertainties

E.1 General

To be truly meaningful, the result of a measurement should be accompanied by its associated uncertainty. In evaluating and expressing the uncertainty in the measurement, the guidance provided by ISO/IEC Guide 98-3:2008 can 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.

E.2 Overall (expanded) uncertainty

The overall uncertainty should be obtained from all uncertainty components in the manner described in the 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 ideally be expressed in linear form (e.g. as a percentage or in the units of the quantity) and not in decibels. The final value of expanded uncertainty can 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.

E.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 can 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 follows.

Due to alignment and waterbath:

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

- cavitation bubbles and dust particles in the water;
- variation in environmental conditions during the measurements (e.g. temperature, depth, mounting/rigging, etc.);
- errors in the measurement of distances.

Errors related to signal management:

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

Errors related to the ultrasonic field:

- overlapping acoustic scan lines;
- variation between scan lines;
- lack of steady-state conditions;
- errors in the values for acoustic frequency;
- errors in the values for water density;
- local temperature variations between repeated measurements;
- instability of ultrasonic transducer (e.g. instability of the output or electrical drive conditions);
- hydrophone calibration;

NOTE 1 Absolute measurement of the field is only important in accurate measurement of the **local distortion parameter** for the purposes of this document.

- instability of the **hydrophone**;
- temperature sensitivity of the **hydrophone**;
- nonlinear distortion;

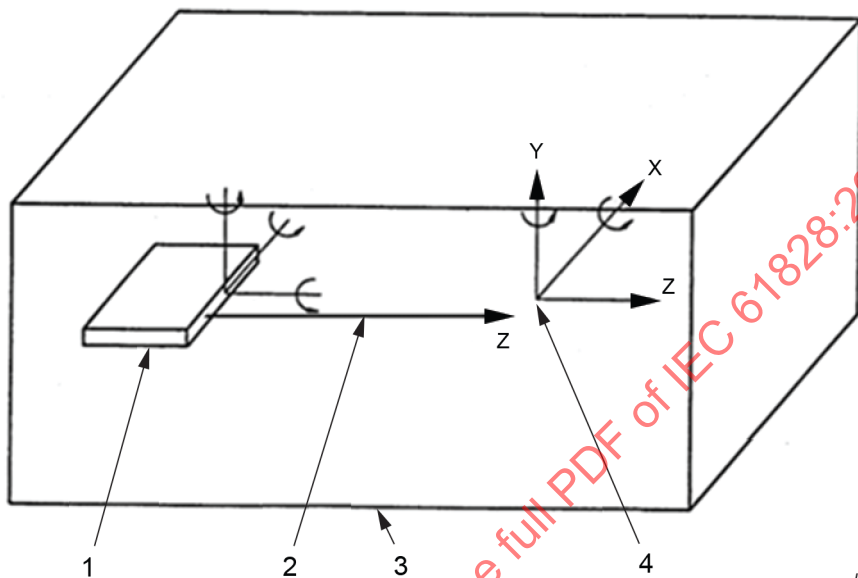
NOTE 2 This effect is likely to be minimal when following this document.

- the spatial averaging effects of the **hydrophones** due to their finite size.

Annex F (informative)

Transducer and hydrophone positioning systems

There are numerous ways to mount the **ultrasonic transducer** and **hydrophone** such that the requirements specified in 6.2.2 can be met. Figure F.1 illustrates a possible system.



Key

- 1 **ultrasonic transducer**
- 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 F.1 – Schematic diagram of the ultrasonic transducer and hydrophone degrees of freedom

Annex G (informative)

Planar scanning of a hydrophone to determine acoustic output power

G.1 Overview

Planar scanning is the raster scanning of a hydrophone across a plane normal to the beam axis in order to spatially integrate the derived intensity throughout that plane in order to estimate acoustic output power of a beam. Planar scanning is one method for determining the power in the –6 dB beam area, $A_{b,6,q}$, which is measured at quasi-linear levels, as discussed in 7.2.9. Generally speaking, measurement uncertainties for this method are higher than measurements of power based on radiation force or calorimetry, even when measuring at quasi-linear levels. HITU presents additional challenges for this approach. The first challenge is the potential for damage to the hydrophone at high intensities or pressures. Also, potentially large errors can arise from the high levels of harmonic distortion in the pressure waveform. These can lead to significant attenuation in water. The distortion can also make it necessary to correct the results for spatial averaging and to deconvolve the hydrophone's frequency response.

The purpose of Annex G is to present the method, as well as considerations which should be taken into account when applying it to HITU fields. Emphasis is placed on measurement of the power in the –6 dB beam area $A_{b,6,q}$ at quasi-linear levels. Although there is some discussion of measurement of the total beam, in general it is beyond the scope of this document.

G.2 General principle

The **instantaneous intensity** vector, $\vec{I}(x, y, z, t)$, at a reference point in an ultrasonic field from a transducer whose centre is at the origin of the coordinate system is given by

$$\vec{I}(x, y, z, t) = p(x, y, z, t) \cdot \vec{v}(x, y, z, t) \quad (G.1)$$

where

$\vec{v}(x, y, z, t)$ is the instantaneous particle velocity vector at the reference point;

$p(x, y, z, t)$ is the instantaneous acoustic pressure at the reference point.

The total ultrasonic power $P(l)$ transmitted through a plane at $z = z_i$ perpendicular to the z -axis is given by

$$P(l) = \iint \overline{\vec{I}(x, y, z_i, t) \cdot \hat{z}} \, dx \, dy \quad (G.2)$$

where:

$dydx$ is an elemental area in the plane $z = l$;

\hat{z} is the unit normal vector in the z -direction.

The bar in Equation (G.2) indicates the time-averaged value defined for any quantity g by

$$\bar{g} = \lim_{T \rightarrow \infty} \left[\left(\frac{1}{2T} \right) \int_{-T}^T g(t) dt \right] \quad (G.3)$$

For progressive wave propagation under certain conditions ($z_i/a_t \geq 2$, where z_i is the axial distance from the transducer and a_t is the equivalent radius of the transmitting transducer), the **instantaneous intensity** can be given [33] by

$$\bar{I}(x, y, z, t) \cdot \hat{z} = \frac{[p(x, y, z, t)]^2}{(\rho c) \cos(\theta)} \quad (\text{G.4})$$

where

ρ is the (mass) density of the measurement liquid (water);

c is the speed of sound in water;

θ is the angle between the z -axis and the propagation direction (i.e. the direction of the velocity term in Equation (G.1)).

Neglecting the $\cos(\theta)$ term (see Equation G.4), the total ultrasonic power $P(l)$ transmitted through a plane at $z = z_i$ perpendicular to the z -axis is then given by

$$P(l) = \frac{1}{\rho c} \iint [p(x, y, z_i, t)]^2 dx dy \quad (\text{G.5})$$

NOTE 1 This is an approximation to the total power, using the derived acoustic intensity.

NOTE 2 Although Equation (G.5) is written as an integration throughout the entire plane, the integral can be restricted to the -6 dB area ($A_{b,6}$), in order to compute $P_{c,6}$.

G.3 Hydrophone scanning methodology

G.3.1 General methodology

There are several ways of scanning a **hydrophone** over the plane $z = l$ in the ultrasonic beam. The most comprehensive is to obtain a rectangular array of sample points by moving the **hydrophone** in a two-dimensional raster scan. In this case:

$$\iint [p(x, y, z_i, t)]^2 dy dx \approx \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [p(x, y, z_i, t)]^2 \Delta y \Delta x \quad (\text{G.6})$$

where

M and N are the number of sample points in the y and x directions, respectively;

Δx and Δy are the step sizes in the x and y directions, respectively.

An alternative scanning procedure is possible if the beam profile from the transducer can be assumed to be approximately cylindrically symmetrical. In this case, a number of **diametrical beam scans** can be performed. These scans should pass through the ultrasonic **beam centrepoint** and be spaced at equal angular increments. For example, if two scans are performed, they should be at 90° to each other. For N **diametrical beam scans** we have:

$$\iint [p(x, y, z_i, t)]^2 dy dx \approx \left(\frac{\pi}{N} \right) \sum_{i=1}^N \left\{ \sum_{r=R_{1,i}}^{R_{2,i}} [p(z_i, r, t)]^2 r_c \Delta r + [p(z_i, s, t)]^2 \left(\left(\frac{\Delta r}{2} \right) - s \right)^2 \right\} \quad (\text{G.7})$$

where

- r_c is the distance of each scan point from the ultrasonic **beam centrepoint** (equal to $(y^2 + x^2)^{0,5}$ if the **beam centrepoint** is chosen at the origin of the y,x coordinate system);
- Δr is the step size;
- $R_{1,i}$ and $R_{2,i}$ are the distances from the **beam centre** to the extremes of the i th **diametrical beam scan**;
- s is the distance from the ultrasonic **beam centre** to the nearest scan point.

The second term on the right-hand side of Equation (G.7) represents the contribution to the total integral from the ultrasonic **beam centre**.

NOTE 1 Equation (G.7) does not assume that a scan point coincides with the **beam centre** or that scan points are equally spaced from the **beam centre**.

NOTE 2 As long as narrow-band quasi-linear conditions apply, as required in this document, the acoustic pressure $p(x,y,z,t)$ can be obtained from the measured **hydrophone** voltage $u_L(x,y,z,t)$ as $p(x,y,z,t) = u_L(x,y,z,t) / M_L(f_{awf})$, as discussed in 6.1.1. Under more broadband conditions as might be obtained with significant harmonic distortion, the more general version of Equation (G.7) is to be used.

G.3.2 Particular considerations for implementation for HITU fields

Although it is beyond the scope of this document, in principle it is possible to perform measurements at clinical levels with significant harmonic distortion with a robust **hydrophone** that is able to withstand the pressures and intensities encountered [35]. Care needs to be taken to properly deconvolve the **hydrophone's** frequency response from the data, and to account for the attendant measurement uncertainties.

G.4 Corrections and sources of measurement uncertainty

G.4.1 Uncertainty in the hydrophone calibration

Uncertainty in the calibration factor of **hydrophones** is typically 8 % to 10 % (see IEC 62127-2 [36]), expressed in terms of the conversion from voltage to pressure. Because power involves squaring the pressure [see Equation (G.4)] the **hydrophone** calibration contributes up to 20 % uncertainty to measurements of power via planar scanning.

G.4.2 Planar scanning

Strictly, the derivation of Equation (G.5) from Equation (G.2) should include compensation for the $\cos(\theta)$ which was neglected. Rigorous determination of this term requires knowledge of the direction of the particle velocity, which is not determined in a planar hydrophone scan, because such a scan only provides the pressure distribution on the plane. The neglect of the $\cos(\theta)$ term should, however, be considered as a source of uncertainty. Quantification of this uncertainty can be made by considering numerical models for the field, and computing the power with and without the $\cos(\theta)$ term to assess magnitude of the effect.

NOTE The particle velocity is generally expected to be parallel to the beam axis (z) at or near the focus of an **ultrasonic transducer**. For this reason it is expected that there will be negligible uncertainty due to neglecting the $\cos(\theta)$ when calculating the power within the -6 dB area $P_{c,6}$.

G.4.3 Attenuation factor of water: unfocusing transducers

Acoustical energy is absorbed as it propagates in water [36], and the magnitude of the effect depends on the length of the propagation path. Consequently the power measured by planar scanning will depend on the z -coordinate of the plane of measurement. Ideally, this effect can be accounted for using the temperature- and frequency-dependent attenuation for water provided in Annex G. For example, for a planar, unfocusing **ultrasonic transducer** operating

in the quasi-linear range and for narrow-band excitation, the power at a distance of z is related to the power at the surface of the transducer as follows:

$$P_{\alpha}(l) = P \exp(-2\alpha z) \quad (\text{G.8})$$

where

P is the total ultrasonic **output power** emitted by a transducer;

$P_{\alpha}(l)$ is the total power in the ultrasonic beam at the **hydrophone** at depth l ;

α is the amplitude attenuation coefficient of plane waves in a medium (usually water) – see Annex H for numerical data.

[IEC 62127-2:2007, Clause D.3]

Uncertainties in the application of Equation (G.8) for this unfocused case occur both in the attenuation coefficient α/f^2 , which should be taken as $\pm 1,7\%$ at all temperatures (see [36]), and also in the determination of the distance, l , between the transducer and the **hydrophone**. This separation can be determined by measuring the time delay recorded on an oscilloscope between the excitation of the ultrasonic transducer and the reception of the signal at the **hydrophone**.

G.4.4 Attenuation factor of water: focusing transducers

Strongly focusing transducers sometimes require an analysis more complicated than Equation (G.8) if the goal is to compensate a total power measurement for attenuation effects. This is because the path lengths for ultrasonic waves vary between different points on the transducer surface and a point on the measurement plane. However, at or near the focus of a spherically shaped focusing transducer, Equation (G.8) is expected to be a good approximation. Consequently, Equation (G.8) can still be used to compensate measurements of power restricted to the -6 dB beam area $P_{c,6}$. The uncertainty due to water attenuation in a measurement of $P_{c,6}$ should be taken to be the value of this compensation factor.

G.4.5 Received hydrophone signal

The amplitude of the **hydrophone** signal $u_L(x,y,z_i,t)$ is generally determined using an oscilloscope, digitizer or any other appropriate system, and the uncertainty in the measurement of this signal should be determined. The uncertainty will depend on the harmonic content of the **hydrophone** signal, the frequency response of the **hydrophone** and the method used to determine the **hydrophone** signal.

It has been shown that in planar scanning [39][40] these errors are largest if the peak-positive acoustic pressure is used for measuring the **hydrophone** signal and decrease if either the peak-to-peak or peak-rarefactional acoustic pressure is used.

NOTE If the planar scan is conducted under quasi-linear conditions, waveform distortion due to nonlinear propagation effects can be mitigated.

G.4.6 Integration

It is essential to have adequate sampling of the beam in the planar scanning technique. Adjacent points in the scan should differ by no more than 1 dB in amplitude, and the scan should be of such extent that it includes the -26 dB contour. Uncertainty due to the finite number of integration points can be estimated by theoretical modelling of the beam profile.

In the case of **diametrical beam scans**, the assumption of cylindrical symmetry can be tested by analysing the data from each radial part of the scan separately in the formula

$$\sum_{j=0}^{j_{\max}} \overline{[U_L(z_i, r_j, t)]^2} r_j \Delta r \quad (\text{G.9})$$

where

r_j is the distance from the **beam centre** to the scan point;

j_{\max} is the number of the farthest scan point in a radial scan.

NOTE It is assumed here that each diametrical scan has been decomposed into two radial (or half scans), with the data being analysed separately.

The percentage difference between the maximum and minimum of these values shall be determined and one-half of this value shall be used to determine the uncertainty introduced from the assumption of cylindrical symmetry when **diametrical beam scans** are used.

G.4.7 Finite size of the hydrophone

The finite size of the **hydrophone** leads to both spatial averaging effects and directivity effects.

An estimate shall be made for the uncertainty caused by the finite size of the active element of the **hydrophone**. A **hydrophone** responds to the integral of the acoustic pressure over its active element, and therefore a correction for spatial averaging often is necessary [40][41][42]. An estimate of the magnitude of this correction shall be obtained by calculating the difference between the acoustic pressure at a point in the field and the pressure averaged over the **hydrophone** surface (IEC 62127-1). For the purposes of this calculation, the effective area of the **hydrophone** shall be used to define the extent of the **hydrophone** surface. The effective area can be determined from the **effective radius** of the **hydrophone** active element, which shall be determined using the procedures specified in IEC 62127-3. Contributions to the integrations in the planar scanning process are largest from the centre of the beam; therefore, it is only necessary to determine the uncertainty and apply a correction for regions near the centre of the ultrasonic beam. It is usually preferable to perform measurements at a distance from the transducer such that the spatial averaging effect at the centre of the beam is less than 5 %.

G.4.8 Partial extent of integration

For measurement of total power, it is impossible to capture all of the **output power** because of the finite extent of the region of the planar scan. Errors due to this factor shall be estimated either from theoretical models of the beam or via comparison to independent measurements made according to IEC 62555 or IEC 61161.

G.4.9 Non-linear propagation

Uncertainties due to non-linear propagation effects shall be minimized by performing planar-scanning measurements under **quasi-linear conditions** in order to be in compliance with this document.

G.4.10 Directional response

The **hydrophone** shall be oriented such that its directivity is maximized along the direction of the **beam axis**. Formulas for calculating the directivity function of the **hydrophone** are given in IEC 62127-3. The directivity function of the **hydrophone** shall be used to estimate corrections for any known deviation from this orientation, or to estimate uncertainty in the measurement from the uncertainty in the orientation of the **hydrophone** relative to the **beam axis**.

G.4.11 Noise

The noise level should be lower than –26 dB below the maximum signal level in the planar scan. This can be determined by scanning the **hydrophone** away from the **beam axis** until the **derived intensity** level falls to –26 dB from the peak value.

NOTE Various techniques can be employed to reduce the effective noise, including: (i) for measurements of intensity, performing scans measuring intensity with the transmitter off and subtracting this from derived intensity of the planar scan with the transmitter on; (ii) when measuring narrow-band signals, the signals can be filtered with either analogue or digital filters to reduce the contribution of noise.

G.4.12 Intensity approximated by derived intensity

The derivation of Equation (G.5) from Equation (G.2) assumes that (i) the propagation direction is approximately parallel to the beam axis for all significant components of the wave field and (ii) that the instantaneous intensity is almost equal to the derived intensity [1]. While this is generally a good approximation for $a_{\text{t}}/l \leq 0,5$ on the field axis (see [6], [7] and [37]), increased uncertainty would be expected at places closer to the transducer. Increased uncertainty would also be expected in off-axis regions where, particularly in highly focused fields, the local propagation direction is inclined to the field axis, at least outside the focal plane.

NOTE The relation between intensity and derived intensity in off-axis regions has not yet been investigated in the literature and therefore no recommendations can be given here.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

Annex H
(informative)

Properties of water

H.1 General

Table H.1 indicates the speed of sound, c , and characteristic acoustic impedance, ρc , and absorption as a function of temperature, for propagation in water [43][44].

Table H.1 – Speed of sound, c , and characteristic acoustic impedance, ρc , as a function of temperature, for propagation in water

Temperature T °C	Speed of sound c m s ⁻¹	Characteristic acoustic impedance ρc × 10 ⁶ kg m ⁻² s ⁻¹
15	1 465,9	1,464 7
16	1 469,4	1,467 9
17	1 472,8	1,471 0
18	1 476,1	1,474 0
19	1 479,2	1,476 9
20	1 482,4	1,479 6
21	1 485,4	1,482 3
22	1 488,3	1,485 0
23	1 491,2	1,487 5
24	1 494,0	1,490 0
25	1 496,7	1,492 3
26	1 499,4	1,494 6
27	1 501,9	1,496 7
28	1 504,4	1,498 8
29	1 506,8	1,500 8
30	1 509,2	1,502 6
31	1 511,4	1,504 4
32	1 513,6	1,506 2
33	1 515,8	1,507 8
34	1 517,8	1,509 4
35	1 519,9	1,510 8
36	1 521,8	1,512 2
37	1 523,7	1,513 6
38	1 525,5	1,514 8
39	1 527,2	1,516 0
40	1 528,9	1,517 1

H.2 Attenuation coefficient for propagation in water

The value of α in the megahertz frequency range is proportional to f^2 and should be taken from the following polynomial fit as a function of the temperature, T , in the temperature range from 0 °C to 60 °C [38]:

$$\begin{aligned} \alpha/f^2 &= (5,685\ 24 \times 10^1 - 3,025\ 45 \times 10^0 \{T\} \\ &+ 1,174\ 16 \times 10^{-1} \{T\}^2 - 2,954\ 30 \times 10^{-3} \{T\}^3 \\ &+ 3,969\ 85 \times 10^{-5} \{T\}^4 - 2,110\ 91 \times 10^{-7} \{T\}^5) \times 10^{-15} \text{ Hz}^{-2}\text{m}^{-1} \end{aligned} \quad (\text{H.1})$$

NOTE 1 $\{T\}$ denotes the numerical value of the temperature in °C.

NOTE 2 If the amplitude attenuation coefficient in m^{-1} is given in dB m^{-1} , its numerical value is multiplied by $20 \log_{10}(e) = 8,69$.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

Bibliography

- [1] IEC 62127-1:2007, *Ultrasonics – Hydrophones – Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz*
IEC 62127-1:2007/AMD1:2013
- [2] IEC 60601-2-62:2013, *Medical electrical equipment – Particular requirements for the basic safety and essential performance of high intensity therapeutic ultrasound (HITU) equipment*
- [3] IEC 60050-801:1994, *International Electrotechnical Vocabulary (IEV) – Chapter 801: Acoustics and electroacoustics*
- [4] IEC TS 61949:2007, *Ultrasonics – Field characterization – In-situ exposure estimation in finite-amplitude ultrasonic beams*
- [5] RADULESCU, E.G., LEWIN, P.A., NOWICKI, A. and BERGER, W.A. Hydrophones' effective diameter measurements as a quasi-continuous function of frequency. *Ultrasonics*, 2003, vol. 41 iss. 8, p. 635-641
- [6] BEISSNER, K. Some basic relations for ultrasonic fields from circular transducers with a central hole. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2012, vol.131, p.620-627
- [7] BEISSNER, K. Maximum hydrophone size in ultrasonic field measurements. *Acustica*, 1985, vol. 59, p. 61-66
- [8] HARRIS, G.R. Hydrophone measurements in diagnostic ultrasound fields. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 1988, vol. 35, p. 87-101
- [9] SMITH, R.A. 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
- [10] AIUM/NEMA, *Acoustic Output Measurement Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment*, AIUM/NEMA 2004
- [11] IEC TR 62781, *Ultrasonics – Conditioning of water for ultrasonic measurements*
- [12] ROSNITSKIY, P.B., YULDASHEV, P.V., SAPOZHNIKOV, O.A., et al. Design of HIFU transducers for generating specified nonlinear ultrasound fields. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2017, vol. 64, 374–390
- [13] KRAMER, S.M., McBRIDE, S.L., MAIR, H.D., and HUTCHINS, D.A. Characteristics of wide-band planar ultrasonic transducers using plane and edge wave contributions. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 1988, vol 35, 253-263
- [14] SZABO, T.L. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, second edition*. Boston: Elsevier, 2014,193-196
- [15] O'NEIL, H.T. Theory of Focusing Radiators. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1949, vol. 21, p. 516-526
- [16] ZANELLI, C., DEMARTA, S., HENNIGE, C. and KADRI, M. Beam Forming for Therapy with High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) Using Quantitative Schlieren. 1993 *IEEE Ultrasonics Symposium*, p. 1233

- [17] SCHNEIDER B., SHUNG K.K. Quantitative analysis of pulsed ultrasonic beam patterns using a schlieren system. *IEEE Trans Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 1996, vol. 43, p. 1181-1186
- [18] CALIANO, G., SAVOIA, A.S., and JULA, A. An automatic compact schlieren imaging system for ultrasound transducer testing. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2012, vol. 59, p. 2102-2109
- [19] SHAW, A. and NUNN, J. The feasibility of an infrared system for real-time visualization and mapping of ultrasound fields. *Phys. Med. Biol.*, 2010, vol. 55, p. N321–N327
- [20] HYNYNEN, K., POMEROY, O., SMITH, D.N., HUBER, P.E., MCDANNOLD, N.J., KETTENBACH J., BAUM, J., SINGER, S., JOLESZ, F.A. MR imaging-guided focused ultrasound surgery of fibroadenomas in the breast: a feasibility study. *Radiology*, April 2001, vol. 219(1), p. 176-85
- [21] JENSEN, J.A., A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1991, vol.89, 182–190
- [22] SZABO, T.L., KARBEYAZ, B.U., CLEVELAND, R.O., and MILLER, E.L., Determining the pulse-echo electromechanical characteristic of a transducer using flat-plates and point targets, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2004, vol.116, 90-96
- [23] KRAUTKRAEMER, J. and KRAUTKRAEMER, H., *Ultrasonic Testing of Materials*, Berlin, Springer-Verlag, 1990, Chapter 4
- [24] GOODMAN, J.W., *Introduction to Fourier Optics*, San Francisco, McGraw-Hill, 1968, Chapter 5
- [25] SZABO, T.L. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, second edition*. Boston: Elsevier, 2014, 187-189
- [26] MARE'CHAL, P., LEVASSORT, F., TRAN-HUU-HUE, L.P., and LETHIECQ, M. Effect of radial displacement of lens on response of focused ultrasonic transducer. *Japanese Journal of Applied Physics*, 2007, vol. 46, 3077-3085
- [27] KOSSOFF, G. Analysis of focusing action of spherically curved transducers. *Ultrasound in Med. Biol.*, 1979: vol. 5, pp. 359-365
- [28] SZABO, T.L.. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, second edition*. Boston: Elsevier, 2014, 169-177
- [29] ZEMANEK, J. Beam Behavior within the Nearfield of a Vibrating Piston, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1971, vol. 49, 181-191
- [30] SZABO, T.L. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, second edition*. Boston: Elsevier, 2014, 215-216
- [31] TURNBULL, D.H. and FOSTER, S.F. Beam steering with pulsed two-dimensional transducer arrays. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 1991: 38, 320-333
- [32] SZABO, T.L. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, second edition*. Boston: Elsevier, 2014, 234-237
- [33] BEISSNER, K. On the lateral resolution of focused ultrasonic fields from spherically curved transducers. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2013, vol. 134, p. 3943-3947

- [34] SZABO, T.L. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, second edition*. Boston: Elsevier, 2014, 202-206
- [35] HOWARD, S. and ZANELLI, Z., Characterization of a HIFU Field at High Intensity, IEEE Ultrasonics Symposium, 2007, pp. 1301-1304
- [36] IEC 62127-2:2007, *Ultrasonics – Hydrophones – Part 2: Calibration for ultrasonic fields up to 40 MHz*
IEC 62127-2:2007/AMD1:2013
IEC 62127-2:2007/AMD2:2017
- [37] BEISSNER, K. On the plane-wave approximation of acoustic intensity. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1982, vol. 71, 1406–1411
- [38] PINKERTON, J.M.M. The absorption of ultrasonic waves and liquids and its relation to molecular Constitution, *Proc. Phys. Soc.* 1949, B62, p. 129-141
- [39] HERMAN, B.A. and HARRIS, G.R. Calibration of miniature ultrasonic receivers using a planar scanning technique. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1982, vol. 72, p. 1357-1363
- [40] CORBETT, S.S. The influence of nonlinear fields on miniature hydrophone calibration using the planar scanning technique. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, March 1988, vol. 35, iss. 2, p. 162-167
- [41] RADULESCU, E.G., LEWIN, P.A., 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
- [42] RADULESCU, E.G., LEWIN, P.A. 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
- [43] BILANIUK, N. and WONG, G.S.K. Speed of sound in pure water as a function of temperature. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1993, vol. 93, p. 2306
- [44] DEL GROSSO, V.A. and MADER, C.W. Speed of sound in pure water. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1972, vol. 52, p. 1442-1446
- [45] MONTALDO, G., TANTER, M., BERCOFF J., BENECH, N., & FINK, M. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2009, vol. 56, p. 489-506
- [46] LU, J.-Y., and GREENLEAF, J.F. Nondiffracting X waves: Exact solutions to free-space scalar wave equation and their finite aperture realizations. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 1992, vol. 39, p. 19-31
-

[IECNORM.COM](https://www.iecnorm.com) : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	118
INTRODUCTION.....	121
1 Domaine d'application	122
2 Références normatives	122
3 Termes et définitions	123
4 Symboles	155
5 Mesurage indépendant de la puissance de sortie acoustique totale	158
6 Mesurage du champ acoustique: équipement	158
6.1 Hydrophone	158
6.1.1 Généralités	158
6.1.2 Sensibilité d'un hydrophone	158
6.1.3 Réponse directionnelle d'un hydrophone	159
6.1.4 Rayon efficace de l'hydrophone	159
6.1.5 Choix de la taille d'un élément actif de l'hydrophone	159
6.1.6 Limites de pression de l'hydrophone	160
6.1.7 Limites d'intensité de l'hydrophone	160
6.1.8 Longueur de câble de l'hydrophone et amplificateurs	161
6.2 Exigences de positionnement et bains-marie	161
6.2.1 Généralités	161
6.2.2 Systèmes de positionnement	161
6.2.3 Bain-marie	162
6.3 Exigences relatives aux systèmes d'acquisition et d'analyse des données	164
6.4 Exigences et recommandations relatives aux appareils à ultrasons en cours de caractérisation	164
7 Procédure de mesure	164
7.1 Généralités	164
7.2 Préparation et alignement	164
7.2.1 Conditions générales d'entraînement et de champ	164
7.2.2 Ajustement initial à la tension de polarisation dynamique.....	165
7.2.3 Préparation du transducteur source	166
7.2.4 Alignement d'un transducteur ultrasonique et d'un hydrophone	166
7.2.5 Déterminer l'axe du faisceau.....	167
7.2.6 Mesurages de détermination des conditions de niveau de champ	169
7.2.7 Déterminer si le transducteur est focalisant	171
7.2.8 Mesurage d'autres paramètres de largeur de faisceau d'un transducteur focalisant.....	172
7.2.9 Mesurage des paramètres de surface du faisceau	173
7.2.10 Mesurage des paramètres fondés sur le maximum de faisceau.....	174
7.2.11 Alternative: calcul des paramètres focaux à l'aide de la projection numérique	175
7.2.12 Champs transmis par onde plane.....	176
7.2.13 Ondes planes dirigées	176
7.2.14 Mesurages de champs ultrasonores thérapeutiques de haute intensité	177
7.2.15 Calcul de I_{sa}	177
7.2.16 Évaluation supplémentaire des lobes secondaires et des valeurs maximales préfocales	178

7.3	Considérations relatives aux transducteurs à balayage et aux transducteurs avec plusieurs sources	180
7.3.1	Transducteurs à balayage automatique	180
7.4	Réponse impulsionnelle spatiale et tracés de faisceau	181
7.4.1	Généralités	181
7.4.2	Cible ponctuelle	181
7.4.3	Tracés de faisceau et graphes de contour du faisceau	181
7.5	Compositions d'ondes planaires	181
Annexe A (informative) Informations générales concernant la transmission/Caractéristiques des transducteurs focalisants		182
A.1	Généralités	182
A.2	Champ de la source de piston	183
A.3	Focalisation avec une lentille	183
A.4	Focalisation avec un transducteur concave	186
A.5	Gains de focalisation géométrique	188
A.6	Estimation de la largeur de faisceau	189
Annexe B (informative) Justification des définitions des concepts de focalisation et de non-focalisation		194
B.1	Vue d'ensemble	194
B.1.1	Informations générales	194
B.1.2	Généralités	194
B.1.3	Transducteurs focalisants	194
B.1.4	Méthodes de focalisation	195
B.1.5	Transducteurs focalisants connus et inconnus	196
B.1.6	Focalisation et largeur de faisceau	197
B.1.7	Définitions de paramètres de focalisation	197
B.1.8	Applications de définitions de focalisation	197
B.1.9	Relation entre les définitions actuelles et les transducteurs pour physiothérapie (têtes de traitement)	197
B.1.10	Relation entre les définitions actuelles et les transducteurs thérapeutiques	198
B.2	Exigences pour le système et les mesurages	198
B.2.1	Généralités	198
B.2.2	Formes d'onde de pression transmise	198
B.2.3	Champs émis	198
B.2.4	Plan d'exploration et guidage de faisceaux	199
B.2.5	Mesurages du champ d'écho impulsionnel	199
Annexe C (informative) Méthodes de détermination de l'axe du faisceau pour des faisceaux réguliers		209
C.1	Comparaisons des méthodes de recherche de l'axe du faisceau	209
C.2	Méthode du point médian de largeur de faisceau	209
Annexe D (informative) Méthodes de détermination de l'axe du faisceau pour des faisceaux non réguliers		212
Annexe E (informative) Incertitudes		214
E.1	Généralités	214
E.2	Incertaince globale (élargie)	214
E.3	Sources communes d'incertitude	214
Annexe F (informative) Systèmes de positionnement du transducteur et de l'hydrophone		216

Annexe G (informative) Balayage planaire d'un hydrophone pour déterminer la puissance de sortie acoustique	217
G.1 Vue d'ensemble	217
G.2 Principe général.....	217
G.3 Méthode de balayage de l'hydrophone	218
G.3.1 Méthodologie générale	218
G.3.2 Considérations particulières pour la mise en œuvre des champs HITU	219
G.4 Corrections et sources d'incertitude de mesure.....	219
G.4.1 Incertitude de l'étalonnage de l'hydrophone.....	219
G.4.2 Balayage planaire	219
G.4.3 Facteur d'atténuation de l'eau: transducteurs non focalisants	220
G.4.4 Facteur d'atténuation de l'eau: transducteurs focalisants	220
G.4.5 Signal reçu de l'hydrophone.....	220
G.4.6 Intégration	221
G.4.7 Taille finie de l'hydrophone	221
G.4.8 Étendue partielle de l'intégration.....	221
G.4.9 Propagation non linéaire.....	222
G.4.10 Réponse directionnelle	222
G.4.11 Bruit	222
G.4.12 Intensité approchée par l'intensité déduite.....	222
Annexe H (informative) Propriétés de l'eau	223
H.1 Généralités	223
H.2 Coefficient d'atténuation pour la propagation dans l'eau.....	224
Bibliographie.....	225
Figure A.1 – Graphe de contour du faisceau: contours à -6 dB, -12 dB et -20 dB d'un transducteur 5 MHz présentant un rayon de courbure de $D = 50$ mm centré à la position 0,0 (centre bas du graphique).....	191
Figure A.2 – Types de focalisation géométrique.....	191
Figure A.3 – Options du transducteur.....	192
Figure A.4 – Paramètres pour la description d'un transducteur focalisant de géométrie connue.....	193
Figure A.5 – Paramètres de différence de trajectoire pour la description d'un transducteur focalisant de géométrie connue.....	193
Figure B.1 – Focalisation électronique le long de l'axe z par formation de faisceau d'émission dans le plan d'exploration xz	200
Figure B.2 – Paramètres de champ d'un transducteur non focalisant de géométrie connue (par exemple, les transducteurs de géométrie à symétrie circulaire présentent un diamètre de $2a$ et un axe du faisceau le long de l'axe z)	200
Figure B.3 – Géométrie de réseau phasé et construction d'une focalisation électronique dans le plan azimutal et lentille mécanique focalisant dans le plan d'élévation	200
Figure B.4 – Paramètres de champ d'un transducteur focalisant de géométrie connue.....	201
Figure B.5 – Définitions des mesurages de champ fondés sur la pression pour une géométrie de transducteur inconnue	201
Figure B.6 – Foyer de largeur de faisceau d'un transducteur de géométrie connue et d'un transducteur de géométrie inconnue.....	202
Figure B.7 – Paramètres de maximum de faisceau	203

Figure B.8 – Foyer de pression d'un transducteur de géométrie connue (cas de conception).....	203
Figure B.9 – Foyer de pression d'un transducteur de géométrie inconnue (cas de mesure)	204
Figure B.10 – Paramètres de surface du faisceau	204
Figure B.11 – Paramètres d'axe du faisceau: niveau de l'intégrale de pression d'impulsion au carré par rapport au maximum de faisceau en décibels (dB) en fonction de la distance axiale	205
Figure B.12 – Paramètres de tracé du faisceau.....	206
Figure B.13 – Schéma des différents plans et différentes lignes d'un champ ultrasonore d'un transducteur rectangulaire	207
Figure B.14 – Schéma des différents plans et différentes lignes d'un champ ultrasonore d'un transducteur circulaire	208
Figure C.1 – Balayage selon l'axe x à 9 cm de profondeur pour la première zone focale à centre de faisceau	210
Figure C.2 – Balayage selon l'axe x à 4,4 cm de profondeur pour la seconde zone focale.....	210
Figure D.1 – Faisceau asymétrique présentant la pression acoustique en fonction du nombre d'échantillons pour la méthode du point médian de largeur de faisceau.....	213
Figure F.1 – Schéma des degrés de liberté du transducteur ultrasonique et de l'hydrophone	216
Tableau C.1 – Écart types pour les balayages x et y en employant trois méthodes de détermination du centre du faisceau	209
Tableau C.2 – Niveaux de largeur de faisceau en décibels (dB) pour la détermination des points médians	211
Tableau H.1 – Vitesse du son, c , et impédance acoustique caractéristique, ρc , en fonction de la température, pour la propagation dans l'eau.....	223

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

**ULTRASONS – TRANSDUCTEURS– DÉFINITIONS ET MÉTHODES DE
MESURE POUR LA FOCALISATION DES CHAMPS TRANSMIS**

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 et de ne pas avoir signalé leur existence.

La Norme internationale IEC 61828 a été établie par le comité d'études 87 de l'IEC: Ultrasons.

Cette deuxième édition annule et remplace la première édition parue en 2001. Cette édition constitue une révision technique.

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

- a) L'Article 6 relative aux procédures de mesure a été remplacé par l'Article 6: "Mesurage du champ acoustique: équipement", et par l'Article 7: "Procédure de mesure" et définitions connexes.

- b) Réorganisation des définitions et de la section relative aux mesurages pour établir un ensemble spécifique de mesurages pour la focalisation, la non-linéarité, l'alignement de l'axe du faisceau, la surface du faisceau, le maximum de faisceau, la projection numérique, l'onde plane, les ultrasons thérapeutiques de haute intensité, les sources multiples, la réponse impulsionnelle spatiale et les ondes planes composées. L'Article 3 a été transféré à l'Annexe B.
- c) Les références normatives ont été mises à jour et la Bibliographie étendue de 8 à 40 références.
- d) Douze figures ont été mises à jour et sept autres (Figures B.1, B.3, B.7, B.10, B.11, B.12, B.13, B.14) ont été ajoutées pour faciliter les mesurages et assurer la cohérence avec la terminologie de mesure.
- e) De nouveaux mesurages ont été ajoutés pour les délais de réponse, les réseaux, les ondes planes et la réponse impulsionnelle spatiale.
- f) L'Annexe A a été étendue pour fournir des recommandations générales relatives aux ondes à impulsions, aux réponses du système, aux gains de focalisation et à l'estimation de la largeur de faisceau minimale.
- g) De nouvelles annexes ont été ajoutées:
- Annexe B (informative) Justification des définitions des concepts de focalisation et de non-focalisation;
 - Annexe E (informative) Incertitudes;
 - Annexe F (informative) Systèmes de positionnement du transducteur et de l'hydrophone;
 - Annexe G (informative) Balayage planaire d'un hydrophone pour déterminer la puissance de sortie acoustique;
 - Annexe H (informative) Propriétés de l'eau.
- De plus, l'Annexe A a été réorganisée et de nouveaux Articles A.1, A.5 et A.6 ont été ajoutés.
- h) Des lignes directrices relatives aux éléments restants dans les limites du fabricant en matière de pression et d'intensité de l'hydrophone et la détermination de l'étendue de la non-linéarité dans le champ ont été ajoutées.

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

FDIS	Rapport de vote
87/746/FDIS	87/749/RVD

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

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

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

NOTE 1 Les caractères d'imprimerie suivants sont utilisés:

- Exigences: caractères romains
- Notes: petits caractères romains.
- Les termes en **gras** dans le texte sont définis à l'Article 3.

NOTE 2 La police des symboles et des formules présente certaines incohérences entre certaines références normatives et le présent document. Cette question sera résolue dans une future révision des références normatives.

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

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

IMPORTANT – Le logo "colour inside" qui se trouve sur la page de couverture de cette publication indique qu'elle contient des couleurs qui sont considérées comme utiles à une bonne compréhension de son contenu. Les utilisateurs devraient, par conséquent, imprimer cette publication en utilisant une imprimante couleur.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

INTRODUCTION

Les transducteurs **focalisants** sont essentiels dans les applications médicales pour l'obtention d'images à haute résolution, de données Doppler et de débit, ainsi que pour concentrer l'énergie ultrasonore sur des endroits déterminés pour la thérapie. Le présent document fournit des définitions spécifiques appropriées pour la description du champ focalisé d'un point de vue théorique pour des transducteurs possédant des caractéristiques connues déterminées par leur conception. D'autres définitions spécifiques incluses dans le présent document, fondées sur des méthodes de mesure, permettent de déterminer les éventuelles propriétés de **focalisation** d'un transducteur dont les caractéristiques de champs sont inconnues. La méthode de mesure et les définitions procurent des critères pour déterminer si le transducteur focalise effectivement, ainsi qu'un moyen de description des propriétés de **focalisation** du champ. Des méthodes d'alignement de l'**axe du faisceau** et des mesurages de caractérisation du champ sont donnés pour les transducteurs **focalisants** et **non focalisants**.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61828:2020

ULTRASONS – TRANSDUCTEURS FOCALISANTS – DÉFINITIONS ET MÉTHODES DE MESURE POUR LES CHAMPS TRANSMIS

1 Domaine d'application

Le présent document

- donne les définitions des caractéristiques du champ transmis de transducteurs focalisants et non focalisants pour des applications ultrasonores médicales;
- établit la relation entre ces définitions et les descriptions théoriques, la conception et le mesurage des champs transmis par des transducteurs focalisants;
- donne des méthodes de mesure pour l'obtention de caractéristiques du champ définies des transducteurs focalisants et non focalisants;
- donne des méthodes d'alignement de l'axe du faisceau adaptées aux transducteurs focalisants et non focalisants.

Le présent document se réfère à des transducteurs ultrasoniques focalisants fonctionnant dans la plage de fréquences appropriée pour des applications ultrasonores médicales (soit de 0,5 MHz à 40 MHz) aussi bien thérapeutiques que diagnostiques. Le présent document spécifie comment les caractéristiques du champ transmis par les transducteurs peuvent être décrites du point de vue de la conception et mesurées par une personne n'ayant aucune connaissance préalable des détails de construction d'un appareil spécifique. Le champ ultrasonique émis pour une excitation spécifiée est mesuré par un hydrophone dans un milieu d'essai normalisé (de l'eau, par exemple) ou dans un milieu donné. Le présent document s'applique uniquement à des milieux dans lesquels le comportement du champ est essentiellement similaire à celui constaté dans un fluide (c'est-à-dire dans lesquels l'influence des ondes tourbillonnaires et de l'anisotropie élastique est faible), cela comprenant les tissus mous et les gels imitant un tissu. Tous les aspects du champ affectant leur description théorique ou qui sont importants pour la conception sont aussi inclus. Ces définitions sont utiles dans des communications scientifiques, pour la conception d'appareils et pour la description du rendement et de la sécurité de systèmes utilisant ces dispositifs.

Le présent document reprend, lorsque c'est possible, quelques définitions d'autres normes connexes et fournit une terminologie plus spécifique, aussi bien pour la définition des caractéristiques de focalisation que pour procurer une base pour le mesurage de ces caractéristiques.

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 61689:2013, *Ultrasons – Systèmes de physiothérapie – Spécifications des champs et méthodes de mesure dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 5 MHz*

IEC 62127-3:2007, *Ultrasons – Hydrophones – Partie 3: Propriétés des hydrophones pour les champs ultrasoniques jusqu'à 40 MHz*
IEC 62127-3:2007/AMD1:2013

IEC TS 62556:2014, *Ultrasonics – Field characterization – Specification and measurement of field parameters for high intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems* (disponible en anglais seulement)

IEC 61161, *Ultrasons – Mesurage de puissance – Balances de forces de rayonnement et exigences de fonctionnement*

IEC 62555, *Ultrasons – Mesurage de puissance – Transducteurs et systèmes ultrasonores thérapeutiques de haute intensité (HITU)*

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 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 d'impulsion acoustique

forme d'onde temporelle de la pression acoustique instantanée en un point spécifié d'un champ acoustique et visualisée sur une période suffisamment longue pour inclure toute l'information acoustique significative d'une impulsion unique, d'une **salve sonore** unique ou encore d'un cycle d'une **onde continue**

Note 1 à l'article: Dans certains cas tels qu'une impulsion à modulation d'amplitude, le train d'impulsions dans son ensemble peut se comporter comme un groupe d'impulsions pratiquement contiguës, avec des espacements beaucoup plus étroits que la période totale de répétition d'impulsion.

3.2

réseau annulaire

groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques comportant des éléments émetteurs coplanaires ou disposés sur une surface courbe et consistant en des éléments concentriques dont le déphasage est commandé électriquement afin de contrôler les caractéristiques d'un faisceau acoustique

3.3

fréquence acoustique

fréquence d'application acoustique

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

Note 1 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.

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 convient de donner une description complète du spectre de fréquences afin de permettre une correction en fonction de la fréquence par rapport au signal.

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.3]

3.3.1

fréquence d'application acoustique de passage à zéro

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 convient qu'aucune des n demi-périodes consécutives ne présente un changement de phase évident.

Note 2 à l'article: Cette fréquence est destinée aux systèmes à ondes entretenues uniquement.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.3.1, modifiée – Les NOTE 2 et NOTE 3 ont été supprimées.]

3.3.2

fréquence d'application acoustique, moyenne arithmétique

f_{awf}

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

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

Note 2 à l'article: Il est supposé que $f_1 < f_2$.

Note 3 à l'article: Si f_2 ne se situe pas dans la gamme $< 3f_1$, f_2 est à considérer comme la fréquence la plus basse au-dessus de cette gamme à laquelle l'amplitude du spectre est de 3 dB de l'amplitude de crête.

Note 4 à l'article: Voir l'IEC 62127-1 pour les méthodes de détermination de la fréquence d'application acoustique, moyenne arithmétique.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.3.2, modifiée – La Note 4 à l'article a été ajoutée.]

3.4

différence de trajectoire d'ouverture

Δ

différence des longueurs de trajectoire d'un **foyer géométrique** spécifié à la périphérie de l'**ouverture du transducteur** et à l'intersection de l'**axe du faisceau** avec le **plan d'ouverture du transducteur** pour un **plan longitudinal** spécifié et pour un **faisceau non dirigé**

VOIR: Figure A.5.

Note 1 à l'article: Δ est exprimé en mètres, m.

3.5

apodisation

pondération d'amplitude ou atténuation de l'**ouverture du transducteur**

3.6

différence axiale de trajectoire de point de champ

Δ'

différence des longueurs de trajectoire d'un point de champ spécifié sur l'**axe du faisceau** à la périphérie de l'**ouverture du transducteur** et à l'intersection de l'**axe du faisceau** avec le **plan d'ouverture du transducteur**

VOIR: Figure A.5.

Note 1 à l'article: Cette différence est spécifiée dans le même plan longitudinal que la différence de trajectoire d'ouverture.

Note 2 à l'article: Δ' est exprimé en mètre, m.

3.7

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 B.3, Figure B.13 et Figure B.14.

Note 1 à l'article: Le choix de cet axe est arbitraire pour un transducteur HITU à symétrie circulaire dont le centre est dépourvu de trou, mais perpendiculaire à l'axe d'élévation.

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.

3.8

plan azimutal

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

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**.

VOIR: Figure B.3, Figure B.13 et Figure B.14.

3.9

largeur de bande

BW

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

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.6]

3.10

surface du faisceau de sortie

$A_{b,6}$, $A_{b,12}$, $A_{b,20}$

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

Note 1 à l'article: Si la position du plan n'est pas spécifiée, il s'agit du plan passant 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 carrée moyenne 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 de faisceau** est exprimée en mètres carrés (m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.7, modifiée – Le symbole $A_{b,12}$ a été ajouté.]

3.11

profondeur focale de la surface de faisceau

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le **plan d'ouverture de la source** et le **foyer de surface du faisceau**

VOIR: Figure B.10.

3.12**plan focal de la surface de faisceau**

plan perpendiculaire à l'**axe du faisceau** et contenant le **foyer de surface du faisceau**

VOIR: Figure B.10.

3.13**foyer de surface du faisceau**

point de l'**axe du faisceau** auquel la **surface du faisceau** -6 dB est minimale

VOIR: Figure B.10.

3.14**axe du faisceau**

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

VOIR: Figure B.3, Figure B.13 et Figure B.14.

Note 1 à l'article: L'emplacement du premier plan correspond à celui du plan contenant l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** maximum ou, alternativement, celui contenant un seul lobe principal se trouvant dans la zone post focale. L'emplacement du second plan est, dans la mesure du possible, issu du premier plan et parallèle au 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 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: Voir l'Annexe C et l'Annexe D.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.8; modifiée – Dans la définition, "l'**ouverture du transducteur externe**" a été remplacé par "**plan de la surface du transducteur externe**".]

3.15**point central du faisceau**

position déterminée par l'intersection de deux lignes passant par les **points médians de largeur de faisceau** des deux plans orthogonaux xz et yz

3.16**maximum de faisceau**

b_m

valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** mesurée sur l'**axe du faisceau**

VOIR: Figure B.7.

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.10]

3.17**profondeur maximale du faisceau**

L_{bm}

plus petite distance entre deux points sur l'**axe du faisceau** à laquelle l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** devient inférieure à sa valeur maximale sur l'**axe du faisceau** de 6 dB

VOIR: Figure B.7.

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.

Note 2 à l'article: La **profondeur maximale du faisceau** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.11]

3.18

longueur maximale du faisceau

z_p

distance entre le plan d'ouverture de la source et la position sur l'**axe du faisceau** à laquelle la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est mesurée

VOIR: Figure B.7.

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'une onde entretenue, par la pression acoustique moyenne au carré telle que définie dans l'IEC 61689.

Note 2 à l'article: La **longueur maximale du faisceau** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.12, modifiée – "distance entre le plan d'ouverture de la source et la" a été ajouté à la définition.]

3.19

plan maximal du faisceau

plan perpendiculaire à l'**axe du faisceau** et contenant le **maximum de faisceau**

VOIR: Figure B.7.

3.20

point maximal du faisceau

position sur l'**axe du faisceau** de la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré**

VOIR: Figure B.7.

3.21

volume maximal du faisceau

V_{bm}

volume d'un espace spécifié composé de tous les points auxquels l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est supérieure à -6 dB de la valeur de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** au **point maximal du faisceau**

VOIR: Figure B.7.

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 pression acoustique moyenne au carré telle que définie dans l'IEC 61689.

Note 2 à l'article: Le **volume maximal du faisceau** est exprimé en mètres cubes (m^3).

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.13]

3.22

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 moyenne est prise en considération pour un certain nombre de niveaux de largeurs de faisceau (indiqué à l'Article 0 et dans le Tableau C.2).

3.23**minimum de faisceau**

emplacement le long de l'**axe du faisceau** dans un **plan longitudinal** spécifié dans lequel le champ d'un **transducteur ultrasonique** comporte une **largeur de faisceau** –6 dB minimale

VOIR: Figure B.6.

Note 1 à l'article: Dans les conditions idéales, cet emplacement correspond à la **distance de transition** pour les champs à symétrie circulaire et proches de la **distance de transition** pour les autres géométries.

3.24**profondeur minimale du faisceau**

b_{\min}

distance entre le **minimum de faisceau** et le **plan d'ouverture du transducteur** ou, en cas de mesure, le **plan d'ouverture de la source**

VOIR: Figure B.6.

Note 1 à l'article: La **profondeur minimale du faisceau** est exprimée en mètres (m).

Note 2 à l'article: La **profondeur minimale du faisceau** d'un **transducteur non focalisant** s'appelait auparavant "longueur focale naturelle".

3.25**largeur de faisceau**

w_6, w_{12}, w_{20}

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

VOIR: Figure B.4, Figure B.6 et Figure B.12.

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 carrée moyenne 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.11]

3.26**longueur focale de largeur de faisceau**

distance entre le **plan d'ouverture de la source** le long de l'**axe du faisceau** et le **foyer de largeur de faisceau**

3.27**ligne focale de largeur de faisceau**

dans un **plan longitudinal** spécifié, ligne perpendiculaire à l'**axe du faisceau** qui passe par le **foyer de largeur de faisceau**

VOIR: Figure B.6b.

3.28**foyer de largeur de faisceau**

point de l'**axe du faisceau** dans un **plan longitudinal** spécifié pour lequel l'ouverture du **faisceau** –6 dB mesurée perpendiculairement à l'axe est minimale et dont l'ouverture de faisceau répond aux critères d'un **transducteur de focalisation**

VOIR: Figure B.6b.

Note 1 à l'article: Lorsqu'une focalisation bidimensionnelle a été utilisée pour différents **plans longitudinaux**, les **largeurs du faisceau** peuvent en général être différentes.

3.29

signal à large bande

signal à **bande passante** fractionnelle -3 dB de plus de 25 %, dans lequel la **bande passante** fractionnelle -3 dB est égale à la **bande passante** divisée par la **fréquence de fonctionnement moyenne arithmétique**

Note 1 à l'article: Comparer au transducteur à large bande, IEC 62127-1:2007, 3.12.

3.30

ligne d'exploration centrale

< systèmes explorateurs automatiques > ligne d'exploration ultrasonique la plus proche de l'axe de symétrie du **plan d'exploration**

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.13]

3.31

nombre d'onde circulaire

k

rapport de 2π divisé par la **longueur d'onde effective**

3.31.1

composante vectorielle du vecteur d'onde sur l'axe x

k_x

< pour une onde plane > produit du nombre d'onde circulaire et du cosinus de l'angle formé entre le sens de propagation et l'axe x

$$k_x = k \cdot \hat{r} \cdot \hat{x}$$

où \hat{r} est le vecteur d'unité dans le sens de propagation, et \hat{x} le vecteur d'unité dans le sens de l'axe x

3.31.2

composante vectorielle du vecteur d'onde sur l'axe y

k_y

< pour une onde plane > produit du nombre d'onde circulaire et du cosinus de l'angle formé entre le sens de propagation et l'axe y

$$k_y = k \cdot \hat{r} \cdot \hat{y}$$

où \hat{r} est le vecteur d'unité dans le sens de propagation, et \hat{y} le vecteur d'unité dans le sens de l'axe y

3.32

conditions d'entraînement cliniques

réglages du facteur de charge et **tension de polarisation dynamique du transducteur** lorsqu'un transducteur ultrasonique fonctionne pour les besoins du traitement

3.33

signal d'onde continue

signal monochromatique (à fréquence unique) et sans modulation d'amplitude

3.34 réseau courbe

réseau ou **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** consistant en des éléments de transducteur ultrasonique en ligne qui sont montés sur une surface courbe et peuvent être contrôlés électriquement afin d'altérer les caractéristiques et/ou la direction d'un faisceau acoustique

3.35 profondeur de champ

Δ_{DOF}

dans un **plan longitudinal** spécifié, distance entre deux points le long de l'**axe du faisceau** qui sont définis par les positions de part et d'autre du **foyer de largeur de faisceau** dans lequel les **largeurs de faisceau** -6 dB augmentent d'un facteur 2

VOIR: Figure B.6b.

Note 1 à l'article: Pour la conception, si aucun point répondant à cette définition n'existe entre le **foyer de largeur de faisceau** et le **plan d'ouverture du transducteur**, la position du point de **profondeur de champ** le plus proche du transducteur ultrasonique est considérée comme étant le **plan d'ouverture du transducteur**. Pour le mesurage, si aucun point répondant à cette définition n'existe entre le **foyer de largeur de faisceau** et le **plan d'ouverture de la source**, la position du point de **profondeur de champ** le plus proche du **transducteur ultrasonique** est considérée comme étant le **plan d'ouverture de la source**.

Note 2 à l'article: Δ_{DOF} est exprimée en mètres (m).

3.36 balayage diamétral de faisceau

ensemble de mesures de la tension de sortie de l'**hydrophone** réalisées lors du déplacement de l'**hydrophone** dans une ligne droite passant par un point de l'**axe du faisceau** et dans une direction perpendiculaire à l'**axe du faisceau**

Note 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**.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.14]

3.37 distance z_e

z_e

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le **plan d'entrée du patient** et le **plan de la surface du transducteur externe**

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

3.38 distance z_{slpta}

z_{slpta}

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan contenant l'**intensité moyenne temporelle de la crête de lobe secondaire** et le **plan d'ouverture de la source**

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

3.39 distance z_p

z_p

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan contenant le point **focal** (ou, pour les transducteurs non focalisants, par rapport au plan contenant le **maximum de faisceau**) et le **plan d'ouverture de la source**

VOIR: Figure B.7. et Figure B.9.

Note 1 à l'article: La **distance** z_p est la distance entre le plan d'ouverture de la source et le **foyer de pression d'un transducteur focalisant**.

Note 2 à l'article: La **distance** z_p est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.21, modifiée – La Note 1 à l'article a été ajoutée.]

3.40 facteur de charge

F_d

rapport de la **durée de l'impulsion** et la **période de répétition des impulsions**

[SOURCE: IEC 60469:2013, 3.2.9, modifiée – La référence au contexte spécifique d'un train d'impulsions périodiques a été retirée et la note d'origine supprimée.]

3.41 surface de focalisation effective

surface de phase constante dont la périphérie coïncide avec le **plan de la surface du transducteur externe**

Note 1 à l'article: Dans le cas de réseaux, la focalisation résulte de l'application d'un retard de phase à l'excitation électrique appliquée à chacun des éléments d'un réseau afin de focaliser et de diriger une **ligne d'exploration**. Dans ce cas, un retard de phase total le long d'une ligne perpendiculaire à chaque élément peut être calculé en ajoutant le retard de phase de l'excitation au délai de propagation le long de cette ligne correspondant à la vitesse du son et à la distance le long de la ligne. Une surface de phase constante peut alors être définie comme étant une surface coupant toutes ces perpendiculaires, de sorte que tous les points d'intersection disposent de la même phase totale.

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.23]

3.42 rayon efficace de l'hydrophone

a_h, a_{h3}, a_{h6}

rayon d'un **hydrophone** de récepteur à disque tendu doté d'une fonction de réponse directionnelle prévue à angle d'ouverture égal à l'angle d'ouverture observé

Note 1 à l'article: L'angle d'ouverture est déterminé à un niveau spécifié inférieur à la crête de la fonction de **réponse directionnelle**. Pour les niveaux spécifiés de 3 dB et 6 dB, les rayons sont respectivement indiqués par a_{h3} et a_{h6} .

Note 2 à l'article: D'une manière générale, le rayon est la fonction de la fréquence. Pour obtenir des données expérimentales représentatives, voir [5].

Note 3 à l'article: Le rayon efficace de l'hydrophone est exprimé en mètres (m).

[SOURCE: IEC 62127-3:2007, 3.2]

3.43 longueur de trajectoire effective

d_{eff}

distance équivalente à la longueur totale de trajectoire acoustique entre un point spécifié du champ et un point spécifié de la surface de focalisation effective du transducteur

Note 1 à l'article: Dans le cas d'un transducteur comportant une lentille, la portion de la trajectoire traversant la lentille est multipliée par le rapport c_w/c_L où c_L est la vitesse du son dans la lentille et c_w la vitesse du son dans l'eau (ou dans le milieu de mesure).

Note 2 à l'article: Dans la plupart des cas, cette définition s'applique à des transducteurs de construction connue; autrement, la longueur de trajectoire effective peut être mesurée par le délai de réponse (entre les deux points spécifiés plus haut) divisé par la vitesse du son dans l'eau (ou dans le milieu de mesure). Voir aussi les définitions de **foyer géométrique** et de **surface de focalisation effective**.

Note 3 à l'article: La **longueur de trajectoire effective** est exprimée en mètres (m).

3.44**rayon efficace d'un transducteur ultrasonique focalisant** a_f

rayon d'un **transducteur ultrasonique focalisant** présentant une distribution de pression acoustique axiale prévue à peu près équivalente à la distribution de pression acoustique axiale observée dans la **zone focale** axiale

Note 1 à l'article: Le **rayon efficace d'un transducteur ultrasonique focalisant** est exprimé en mètres (m).

Note 2 à l'article: Un transducteur avec un trou en son centre ne comporte pas de rayon efficace.

3.45**rayon efficace d'un transducteur ultrasonique non focalisant** a_t

rayon d'un transducteur ultrasonique à piston à disque rigide parfait dont la distribution de pression acoustique axiale prévue est à peu près équivalente à la distribution de pression acoustique axiale observée sur une distance axiale jusqu'à au moins le **point maximal du faisceau**

Note 1 à l'article: Le **rayon efficace d'un transducteur ultrasonique non focalisant** est exprimé en mètres (m).

Note 2 à l'article: Un transducteur avec un trou en son centre ne comporte pas de rayon efficace.

3.46**longueur d'onde effective** λ

vitesse du son longitudinale dans le milieu de propagation divisée par la **fréquence d'application acoustique**

Note 1 à l'article: La **longueur d'onde effective** est exprimée en mètres (m).

3.47**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'**ensemble d'hydrophones** est ou doit 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 – Le symbole Z_L a été remplacé par Z_L . 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'**ensemble d'hydrophones** est ou doit être connecté.]

3.48**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 B.3 et Figure B.12.

Note 1 à l'article: Le choix de cet axe est arbitraire pour un transducteur HITU à symétrie circulaire dont le centre est dépourvu de trou.

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 d'élévation du transducteur d'imagerie.

3.49**plan d'élévation**

plan longitudinal contenant l'**axe d'élévation** et l'**axe du faisceau**

VOIR: Figure B.3 et Figure B.12.

3.50 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** $\mathcal{F}(p(t))$ 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 d'impulsion acoustique** 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:

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

Note 1 à l'article: La **sensibilité chargée en fin de câble** est un paramètre à valeurs complexes. Son module est exprimé en unités de volt 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.

3.51 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** $\mathcal{F}(p(t))$ à l'extrémité de tout câble intégré ou connecteur de sortie d'un **hydrophone** à la forme d'onde d'impulsion acoustique et de la transformée de Fourier $\mathcal{F}(p(t))$ 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:

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

Note 1 à l'article: La **sensibilité en circuit ouvert de l'extrémité du câble** est un paramètre à valeurs complexes. Son module est exprimé en unités de volt 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.

3.52 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 B.5.

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.

3.53**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 B.6b, Figure B.7, Figure B.9, Figure B.10, Figure B.13 et Figure B.14.

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 (voir la Figure B.5).

3.54**nombre f** N_F

rapport de la **longueur focale géométrique** par la **largeur d'ouverture du transducteur** dans un **plan longitudinal** spécifié

Note 1 à l'article: N_F est sans dimension.

3.55**champ lointain**

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

VOIR: Figure B.2

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 la Figure B.4).

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.

Note 4 à l'article: Identique à l'ancien terme "zone de Fraunhofer".

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.28]

3.56**distance de transition lointaine** z_{FTD}

distance au-delà de laquelle la **zone post focale** commence pour un **transducteur focalisant**

VOIR: Figure B.4.

Note 1 à l'article: La **distance de transition lointaine** est la plus grande distance à partir du transducteur ultrasonique, à laquelle le module de la différence entre la différence de trajectoire d'ouverture et la différence axiale de trajectoire de point de champ, est égale à la moitié d'une longueur d'onde effective.

Note 2 à l'article: Également donnée par l'Équation (A.16).

Note 3 à l'article: Voir Annexe A.

Note 4 à l'article: z_{FTD} est exprimée en mètres (m).

3.57**profondeur focale** L_6

profondeur maximale du faisceau d'un transducteur focalisant

VOIR: Figure B.9.

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

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.36]

3.58

gain focal au maximum de faisceau

G_p

gain au point de maximum de faisceau d'un transducteur focalisant

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.37, modifiée – "point" a été ajouté à la définition.]

3.59

volume focal

V_{foc}

volume maximal du faisceau d'un transducteur focalisant

VOIR: Figure B.7.

Note 1 à l'article: Le **volume focal** est exprimé en mètres cubes (m³).

3.60

zone focale

zone disposée le long de l'**axe du faisceau** limitée par la **distance de transition proche** et la **distance de transition lointaine**

VOIR: Figure B.4, Figure A.1, Figure A.4 et Figure A.5.

Note 1 à l'article: Voir l'Annexe A pour de plus amples informations et l'étendue spatiale de cette zone.

Note 2 à l'article: Ce terme est identique à l'ancien terme "zone focale de Fraunhofer".

Note 3 à l'article: De façon équivalente, zone du champ ultrasonore autour du **foyer géométrique** dans un **plan longitudinal** spécifié dans lequel la valeur de la différence axiale de trajectoire de point de champ diffère de moins d'une demi-longueur d'onde de la **différence de trajectoire d'ouverture**.

3.61

transducteur focalisant

appareil électroacoustique produisant une **largeur de faisceau** –6 dB plus étroite dans un **plan longitudinal** inférieure à celle d'un **transducteur** plat avec la même taille d'**ouverture de la source** (et **apodisation**, le cas échéant) et la même excitation à une distance inférieure à la **distance de transition** par rapport au **plan d'ouverture de la source**

VOIR: Figure B.6.

3.62

largeur à mi-crête

FWHM

séparation minimale entre deux moitiés de points d'amplitude maximale

VOIR: Figure B.12.

Note 1 à l'article: La **largeur à mi-crête** est exprimée en mètres (m).

Note 2 à l'article: La **largeur à mi-crête** est égale à w_6 pour les **largeurs de faisceau**.

Note 3 à l'article: La **largeur à mi-crête** peut également être utilisée pour les enveloppes de signaux.

Note 4 à l'article: L'abréviation "FWHM" est dérivée du terme anglais développé correspondant "full width half maximum".

3.63**gain au maximum de faisceau** G_{bm}

rapport de l'amplitude de pression maximale au **point de maximum de faisceau** sur l'amplitude de pression moyenne au niveau du **plan de la surface du transducteur externe**

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.41]

3.64**limite géométrique du faisceau**

surface contenant toutes les droites passant par le **foyer géométrique** et par un point périphérique de l'**ouverture du transducteur**

VOIR: Figure A.4

Note 1 à l'article: S'applique aux **transducteurs ultrasoniques** de construction connue.

3.65**gain focal géométrique** G_{focal}

rapport de l'amplitude au niveau du **foyer géométrique** par l'amplitude d'entrée

3.65.1**gain focal géométrique**

<pour les cas de mesure dans lesquels les **foyers géométriques** de tous les **plans longitudinaux** coïncident> racine carrée du rapport de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** au niveau du **foyer géométrique** divisée par la moyenne de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** sur la partie active du transducteur (c'est-à-dire la zone correspondant à la **surface d'ouverture du transducteur**)

3.65.2

<pour les transducteurs sans apodisation de construction connue> rapport de la **surface d'ouverture du transducteur** par le produit de la **longueur focale géométrique** et de la **longueur d'onde effective**

$$G_{focal} = A_{TA} / (\lambda F_{geo})$$

3.65.2.1**gain focal géométrique**

<pour une source symétrique circulaire> $G_{focal} = \pi z_T / F_{geo}$, où z_T est la **distance de transition**

3.65.2.2**gain focal géométrique**

<**transducteur focalisant**> rapport de la **largeur d'ouverture du transducteur** dans un **plan longitudinal** spécifié par la racine carrée du produit de la **longueur d'onde effective** et de la **longueur focale géométrique** dans ce plan

Note 1 à l'article: Applicable pour les cas de **transducteurs ultrasoniques** dont les foyers dans différents **plans longitudinaux** ne coïncident pas

Note 2 à l'article: Les définitions théoriques du gain focal ne s'appliquent pas à un transducteur HITU avec un trou en son centre.

3.66**longueur focale géométrique** F_{geo}

distance entre le **foyer géométrique** et la position à laquelle l'**axe du faisceau** coupe la **surface de focalisation effective**

VOIR: Figure A.3 et Figure B.4.

Note 1 à l'article: S'applique aux transducteurs de construction connue.

Note 2 à l'article: La **longueur focale géométrique** est exprimée en mètres (m).

Note 3 à l'article: Cette définition s'applique uniquement aux **transducteurs focalisants**.

3.67

foyer géométrique

point spatial pour lequel toutes les **longueurs de trajectoire effectives** dans un plan longitudinal spécifié sont égales

VOIR: Figure A.3 et Figure A.5.

Note 1 à l'article: De façon équivalente, point spatial pour lequel toutes les ondes provenant du transducteur arrivent avec le même retard en fonction de l'excitation de tension du transducteur, comme cela est indiqué dans l'approximation de l'acoustique géométrique, en négligeant la diffraction.

Note 2 à l'article: Cette définition s'applique uniquement aux **transducteurs focalisants**.

3.68

ligne de foyer géométrique

ligne pour laquelle toutes les **longueurs de trajectoire effectives** sont essentiellement égales dans tous les plans perpendiculaires à cette ligne

VOIR: Figure A.2.

3.69

foyer sphérique géométrique

foyer ponctuel

foyer géométrique pour la surface d'émission sphérique ou la **surface effective de focalisation** sphérique d'un **transducteur ultrasonique** – ou d'un réflecteur ultrasonore

VOIR: Figure A.2.

3.70

appareil HITU

appareil ultrasonore thérapeutique de haute intensité (HITU)

appareil permettant de générer et d'appliquer les ultrasons à un patient à des fins thérapeutiques dans le but de détruire, altérer ou dénaturer des tissus vivants ou des éléments non tissulaires (par exemple liquides, bulles, microcapsules). Et qui a notamment des buts thérapeutiques grâce à l'action d'ultrasons qui ont des effets mécaniques, thermiques et, de manière plus générale, physiques, chimiques ou biochimiques

Note 1 à l'article: L'**appareil HITU** est essentiellement constitué d'un générateur de puissance électrique à haute fréquence et d'un transducteur qui convertit cette puissance en ultrasons. Dans la plupart des cas, cet **appareil** comprend souvent un dispositif de ciblage et de surveillance.

Note 2 à l'article: L'hyperthermie peut être un effet secondaire du fonctionnement de l'**appareil HITU**, qui chauffe beaucoup moins rapidement et à des températures thérapeutiques beaucoup plus basses (en général 42 °C à 50 °C pour des durées thermiques équivalentes de 0,2 min à 120 min) comparée aux échauffements induits par l'**appareil HITU** principal supérieurs à 55 °C et sur des durées beaucoup plus courtes, ni avec les effets biologiques induits par les ultrasons par d'autres moyens que la chaleur.

Note 3 à l'article: La présente définition ne s'applique pas: aux **appareils à ultrasons** utilisés en physiothérapie, aux **appareils à ultrasons** utilisés pour la lithotritie ou aux **appareils à ultrasons** utilisés pour soulager la douleur.

Note 4 à l'article: Voir l'Annexe AA de l'IEC 60601-2-62:2013[2] pour quelques exemples d'appareils pour lesquels il convient d'utiliser le présent document.

Note 5 à l'article: L'abréviation "HITU" est dérivée du terme anglais développé correspondant "high intensity therapeutic ultrasound".

[SOURCE: IEC 60601-2-62:2013, 201.3.218, modifiée – Les Notes 2 et 3 à l'article ont été modifiées.]

3.71**hydrophone**

transducteur destiné à transformer en oscillations électriques les signaux acoustiques transmis en milieu liquide

[SOURCE: IEC 60050-801:1994[3], 801-32-26]

3.72**ensemble d'hydrophones**

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

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

3.73**limite de pression de compression de l'hydrophone**

P_{+lim}

limite de pression de compression maximale qu'un **hydrophone** peut supporter sans endommager ou corrompre le mesurage

Note 1 à l'article: Cette grandeur est de préférence spécifiée par le fabricant de l'**hydrophone** ou peut être définie par l'utilisateur en fonction des mesurages.

Note 2 à l'article: La **limite de pression de compression de l'hydrophone** est exprimée en pascals (Pa).

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.48, modifiée – Des informations supplémentaires ont été déplacées de la définition vers la Note 1 à l'article.]

3.74**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]

3.75**limite d'intensité de l'hydrophone**

$I_{ta,lim}$

limite sur l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** à laquelle peut résister un **hydrophone** sans endommager ou corrompre le mesurage

Note 1 à l'article: Cette grandeur est de préférence spécifiée par le fabricant de l'**hydrophone** ou peut être définie par l'utilisateur en fonction des mesurages.

Note 2 à l'article: La **limite d'intensité de l'hydrophone** est exprimée en watts par mètre carré (W/m^2).

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.50]

3.76**préamplificateur d'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 d'hydrophone** requiert une/des tension(s) d'alimentation.

3.77**limite de pression de raréfaction de l'hydrophone***p*-lim

limite de pression de raréfaction maximale qu'un **hydrophone** peut supporter sans endommager ou corrompre le mesurage

Note 1 à l'article: Cette grandeur est de préférence spécifiée par le fabricant de l'**hydrophone** ou peut être définie par l'utilisateur en fonction des mesurages.

Note 2 à l'article: La **limite de pression de raréfaction de l'hydrophone** est exprimée en pascals (Pa).

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, 3.52]

3.78**médailon***h*

pour les transducteurs concaves, distance entre le **plan d'ouverture du transducteur** et la **surface du transducteur externe** le long de l'**axe du faisceau**

VOIR: Figure B.4, Figure A.4 et Figure A.5.

3.79**pression acoustique instantanée***p(t)*

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

Note 1 à l'article: Voir également l'IEC 60050-801:1994, 801-21-19.

Note 2 à l'article: La **pression acoustique instantanée** est exprimée en pascals (Pa).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.33]

3.80**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 gamme de fréquences ultrasoniques. Pour les besoins des mesures auxquelles 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 watts par mètre carré (W/m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.34]

3.80.1**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

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

où

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

ρ est la densité du milieu;

c est la vitesse du son dans le milieu.

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

Note 2 à l'article: Il convient de prendre en compte l'incertitude augmentée pour les mesures très proches du transducteur.

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.78]

3.81

facteur de surface locale

L_{af}

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

$$L_{af} = \sqrt{\frac{0,69 A_{SAeff}}{A_{b,6}}} \quad (2)$$

Note 1 à l'article: Si le profil du faisceau est approximativement gaussien à la distance à l'étude et si la surface au niveau -6 dB, $A_{b,6}$, est connue, la **surface locale du faisceau** peut être calculée sous la forme $A_b = A_{b,6} / 0,69$: ($0,69 = 3 \ln(10)/10$).

Note 2 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, e^{-2}) fois la valeur maximale dans la section.

[SOURCE: En anglais, IEC TS 61949:2007, 3.11, modifiée – La définition source fait référence à la "surface de la source" plutôt qu'à la "**surface d'ouverture de la source**", et la seconde phrase de la définition a été modifiée et présentée sous la forme d'une note à l'article.]

3.82

paramètre de déformation locale

σ_q

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

$$\sigma_q = z_p p_m \frac{2\pi f_{awf} \beta}{\rho \cdot c^3} \frac{1}{\sqrt{L_{af}}} \quad (3)$$

où:

z_p est la distance axiale du point pris en considération à la face par rapport au **plan d'ouverture de la source**;

p_m est la **pression acoustique de crête moyenne** au point du champ acoustique correspondant à la **pression acoustique crête spatiale crête temporelle**;

β est le paramètre de non linéarité ($\beta = 3,5$ pour l'eau douce à 20 °C);

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

L_{af} est le **facteur de surface locale**.

Note 1 à l'article: Si la **distance de décalage** n'est pas nulle, sa valeur peut être estimée et ajoutée à la valeur de z dans l'Équation (3). Cela donne un nouveau calcul plus précis du **paramètre de déformation locale**.

[SOURCE: En anglais, IEC TS 61949:2007, 3.12, modifiée – La définition a été modifiée pour faire référence à la distorsion non linéaire des ultrasons, et une note à l'article a été ajoutée.]

3.83**plan longitudinal**

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

VOIR: Figure B.6, Figure B.13 et Figure B.14.

3.84**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 égale à $(p_r+p_c)/2$.

[SOURCE: En anglais, IEC TS 61949:2007, 3.13]

3.85**champ proche**

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

VOIR: Figure B.2.

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 correspondant 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.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.37]

3.86**distance de transition proche**

z_{NTD}

distance au-delà de laquelle la **zone focale** commence pour un **transducteur focalisant**

VOIR: Figure B.4.

Note 1 à l'article: La **distance de transition proche** est la distance la plus proche du **transducteur ultrasonique**, à laquelle le module de la différence entre la **différence de trajectoire d'ouverture** et la **différence axiale de trajectoire de point de champ**, est égal à la moitié d'une **longueur d'onde effective**.

Note 2 à l'article: Voir l'Annexe A pour de plus amples informations.

Note 3 à l'article: Également donnée par l'Équation (A.14).

Note 4 à l'article: z_{NTD} est exprimée en mètres (m).

3.87**transducteur non focalisant**

transducteur ultrasonique dont le champ ne satisfait pas aux critères d'un **transducteur focalisant**

VOIR: Figure B.2.

3.88**mode non explorateur**

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

3.89**longueur focale normalisée** S_F

pour un **plan longitudinal** donné, pour la conception, **longueur focale géométrique** divisée par la **distance de transition**

Note 1 à l'article: S_F est sans dimension.

3.90**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 B.5, Figure B.6b, Figure B.7, Figure B.9, Figure B.10, Figure B.13, et Figure B.14.

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

3.91**surface du faisceau de sortie** A_{ob}

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

Note 1 à l'article: Pour obtenir des mesurages précis, la **surface du faisceau de sortie** à –12 dB peut découler de mesurages réalisés à une distance aussi proche que possible de la face du transducteur et, dans la mesure du possible, pas plus de 1 mm de la face.

Note 2 à l'article: Pour les transducteurs à contact unique, cette surface peut être prise comme la surface géométrique active du **transducteur ultrasonique** ou d'un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**.

Note 3 à l'article: Comparer la **surface du faisceau de sortie** (–12 dB par rapport à la **surface d'ouverture de la source**).

Note 4 à l'article: La **surface du faisceau de sortie** est exprimée en mètres carrés (m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.40, modifiée – Les Notes 2 et 3 à l'article ont été ajoutées.]

3.92**dimensions du faisceau de sortie** $X_{\text{ob}}, Y_{\text{ob}}$

dimensions du faisceau acoustique (**largeur de faisceau d'impulsions** –12 dB) dans les directions spécifiées perpendiculaires l'une par rapport à l'autre et perpendiculaires à l'**axe d'alignement du faisceau** et à l'**ouverture du transducteur externe**

Note 1 à l'article: Pour obtenir des mesurages précis, les **dimensions du faisceau de sortie** à –12 dB peuvent découler de mesurages réalisés à une distance aussi proche que possible de la face du transducteur et, dans la mesure du possible, pas plus de 1 mm de la face.

Note 2 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.41]

3.93**puissance de sortie** P

moyenne temporelle de la puissance ultrasonore émise par un **transducteur ultrasonore** dans un champ pratiquement libre dans des conditions spécifiées et dans un milieu spécifié, soit l'eau de préférence

Note 1 à l'article: La **puissance de sortie** est exprimée en watts (W).

[SOURCE: IEC 61161:2013, 3.3]

3.94

puissance de sortie dans les conditions d'entraînement clinique

P_c

puissance de sortie émise par un **transducteur ultrasonique** fonctionnant dans les **conditions d'entraînement clinique** de la **tension de polarisation dynamique du transducteur** et du **facteur de charge**

3.95

P_q

puissance de sortie émise par un **transducteur ultrasonique** fonctionnant dans des conditions **quasilineaires réduites**

3.96

plan d'entrée du patient

plan le plus proche de la **surface du transducteur externe**, orthogonale à l'**axe du faisceau** et qui coupe une partie du patient

3.97

pression acoustique de crête

p_- ou p_+

pression acoustique de compression de crête ou **pression acoustique de raréfaction de crête**, selon celle qui est la plus élevée

Note 1 à l'article: Le terme est utilisé dans les déterminations relatives.

Note 2 à l'article: La **pression acoustique de crête** est exprimée en pascals (Pa).

Note 3 à l'article: p_r est une forme équivalente de p_- .

Note 4 à l'article: p_c est une forme équivalente de p_+ .

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.43, modifiée – La phrase "selon celle qui est la plus élevée" a été ajoutée à la définition.]

3.98

pression acoustique de compression de crête

p_c

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 documents.

Note 3 à l'article: p_+ est une forme archaïque mais équivalente de p_c .

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.45]

3.99

pression acoustique de raréfaction de crête

p_r

maximum du module de la **pression acoustique instantanée** négative dans un champ acoustique ou dans un plan spécifié pendant la **période acoustique de répétition**

Note 1 à l'article: La **pression acoustique de raréfaction de crête** est exprimée sous la forme d'un nombre positif.

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 documents.

Note 4 à l'article: p_- est une forme archaïque mais équivalente de p_r .

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.44]

3.100

réseau phasé

groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques consistant en des éléments de transducteur ultrasonique qui peuvent être configurés électriquement pour contrôler les caractéristiques et la direction d'un faisceau acoustique

VOIR: Figure B.3.

3.101

zone post focale

région au-delà de la **zone focale** d'un **transducteur focalisant** dans un **plan longitudinal** spécifié

VOIR: Figure B.4, Figure A.1, Figure A.4 et Figure A.5.

Note 1 à l'article: Voir l'Équation (A.16)

Note 2 à l'article: Ce terme est identique à l'ancien terme "zone de Fresnel lointaine".

Note 3 à l'article: Il n'y a pas de **zone post focale** si la **longueur focale géométrique** est supérieure à la **longueur de transition**.

3.102

puissance maximale d'un faisceau à usage clinique

$P_{c,6}$

puissance contenue dans les limites de –6 dB dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau au **point de maximum de faisceau** dans les **conditions d'entraînement clinique**

3.103

puissance maximale d'un faisceau en condition quasilineaire

$P_{q,6}$

puissance contenue dans les limites de –6 dB dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau au **point de maximum de faisceau** dans les **conditions d'entraînement quasilineaires réduites**

3.104

intensité moyenne temporelle de crête pré focale

I_{pfpta}

valeur maximale locale la plus élevée de l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** sur l'**axe du faisceau** qui ne se trouve pas dans les limites du **volume focal –6 dB** ou du **volume maximal du faisceau**, et qui se trouve entre le plan d'ouverture de la source et le **volume focal** ou le **volume maximal du faisceau**

VOIR: Figure B.11.

Note 1 à l'article: L'**intensité moyenne temporelle de crête pré focale** est exprimée en watts par mètre carré (W/m^2).

3.105

zone pré focale

région entre le **transducteur ultrasonique** et la **distance de transition proche** d'un **transducteur focalisant** ultrasonore dans un **plan longitudinal** spécifié

VOIR: Figure B.4, Figure A.1, Figure A.4 et Figure A.5.

Note 1 à l'article: Voir l'Équation (A.17).

Note 2 à l'article: Ce terme est identique à l'ancien terme "zone de Fresnel proche".

3.106

gain focal de pression

G_{pfocal}

pour un transducteur focalisant, racine carrée de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** au **foyer de pression**, divisée par la racine carrée du **carré moyen de la pression intégré sur l'ouverture de la source**

Note 1 à l'article: Le **gain focal de pression** est sans dimension.

3.107

longueur focale de pression d'un transducteur focalisant

F_{pres}

distance entre le **plan de l'ouverture du transducteur** (définition de conception) ou le **plan d'ouverture de la source** (définition de mesure) et la position du **foyer de pression**

VOIR: Figure B.8 et Figure B.9.

Note 1 à l'article: La **longueur focale de pression** est exprimée en mètres (m).

3.108

plan focal de pression d'un transducteur focalisant

plan perpendiculaire à l'**axe du faisceau** et contenant le **foyer de pression**

VOIR: Figure B.5 et Figure B.9.

3.109

foyer de pression d'un transducteur focalisant

position du **maximum de faisceau** sur l'**axe du faisceau** d'un **transducteur focalisant**

VOIR: Figure B.7 et Figure B.8.

[SOURCE: En anglais, IEC TS 62556:2014, modifiée - L'expression "**intégrale de pression d'impulsion au carré sur l'entière du champ**" de la définition a été remplacée uniquement pour un **transducteur focalisant**.]

3.110

plan longitudinal principal

plan contenant l'**axe du faisceau** et deux points qui définissent la **largeur de faisceau -6 dB** minimale

VOIR: Figure B.6, Figure B.13 et Figure B.14.

Note 1 à l'article: Le choix de cet axe est arbitraire pour un transducteur HITU à symétrie circulaire dont le centre est dépourvu de trou.

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.

3.111

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 watts par mètre carré (W/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.47]

3.112 durée d'impulsion

t_d

1,25 fois l'intervalle entre l'instant auquel l'intégrale de temps du carré de la **pression acoustique instantanée** atteint 10 % et 90 % de sa valeur finale

Note 1 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.48]

3.113 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 de la mesure en référence dans 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 joules par mètres carrés (J/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.49]

3.114 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 pascals au carré secondes (Pa^2s).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.50]

3.115 période de répétition des impulsions

p_{rp}

intervalle de temps entre deux impulsions successives ou giclées de tonalité

Note 1 à l'article: Ceci est applicable aux systèmes explorateurs non automatiques à élément unique et aux systèmes explorateurs automatiques.

Note 2 à l'article: La **période de répétition des impulsions** est exprimée en secondes (s).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.51]

3.116 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.52]

3.117**quasilinéaire**

état du champ ultrasonore entre la source et un plan à une profondeur axiale spécifiée pour laquelle, en chaque point, moins qu'une petite partie spécifiée de l'énergie a été transférée de la fréquence fondamentale vers d'autres fréquences par des effets de propagation non linéaire

Note 1 à l'article: Pour les besoins du présent document, cet état est satisfait lorsque le paramètre de déformation locale σ_q est inférieur à 0,5.

[SOURCE: En anglais, IEC TS 61949:2007, 3.17, modifiée – Note 1 à l'article a été ajoutée.]

3.118**longueur de Rayleigh** R_L

pour un **plan longitudinal** donné, pour la conception, **surface d'ouverture du transducteur** de la largeur d'ouverture du **transducteur ultrasonique** divisée par la **longueur d'onde effective**, λ

Note 1 à l'article: La **longueur de Rayleigh** est égale à la **distance de transition** multipliée par π .

Note 2 à l'article: La **longueur de Rayleigh** est exprimée en mètres (m).

3.119**conditions d'entraînement quasilinéaires réduites**

réglages permettant à la tension de polarisation dynamique du transducteur d'atteindre les conditions quasilinéaires dans le champ, et dans lesquels le facteur de charge est défini de sorte que les mesurages de l'hydrophone restent sous la limite d'intensité de l'hydrophone

3.120**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 indication contraire, il convient de prendre la moyenne sur un nombre entier de **période acoustique de répétition**.

Note 2 à l'article: La **pression acoustique efficace** est exprimée en pascals (Pa).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.53]

3.121**facteur d'échelle** S

rapport entre la pression acoustique en un emplacement proche du transducteur et la pression acoustique au même emplacement dans les conditions **quasilinéaires**

[SOURCE: En anglais, IEC TS 61949:2007, 3.18, modifiée – La définition a été raccourcie et les références à la "pression acoustique de crête moyenne" ont été remplacées par la "pression acoustique".]

3.122**surface d'exploration** A_s

pour les systèmes explorateurs automatiques, surface d'un plan (ou d'une surface) spécifié(e) composée de tous les points de la **surface d'un faisceau** passant par la surface au cours de l'exploration

Note 1 à l'article: La forme du plan (ou de la surface) spécifié(e) est identique à celle du **plan de la surface du transducteur externe**.

Note 2 à l'article: La **surface d'exploration** est exprimée en mètres carrés (m²).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.54, modifiée – La Note 1 à l'article fait référence au "**plan de la surface du transducteur externe**" au lieu de l'**ouverture du transducteur externe**.]

3.123

ligne d'exploration

pour les systèmes explorateurs automatiques, **axe du faisceau** soit pour un **groupe** particulier d'éléments de **transducteur ultrasonique**, soit pour une excitation particulière d'un **transducteur ultrasonique** ou d'un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**

Note 1 à l'article: Il s'agit de la même définition que celle de la "ligne d'exploration ultrasonique" figurant en 3.71 de l'IEC 62127-1:2007.

3.124

mode explorateur

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

Note 1 à l'article: La séquence des impulsions n'est pas nécessairement composée d'impulsions identiques. Par exemple, l'utilisation de plusieurs zones focales est considérée comme un mode explorateur.

3.125

plan d'exploration

pour les systèmes explorateurs automatiques, plan contenant toutes les **lignes d'exploration** ultrasonique

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.56, modifiée – Les NOTE 1 et NOTE 2 ont été supprimées.]

3.126

période de répétition des explorations

srp

intervalle de temps entre des points identiques sur deux explorations, secteurs ou images successifs, destiné aux systèmes explorateurs automatiques à séquence périodique d'exploration

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.57, modifiée – La NOTE 1 a été supprimée.]

3.127

régime de répétition des explorations

srr

inverse de la **période de répétition des explorations**

Note 1 à l'article: Le **régime de répétition des explorations** est exprimé en hertz (Hz).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.58]

3.128

lobe secondaire

crête secondaire proche d'un lobe principal primaire

VOIR: Figure B.12.

Note 1 à l'article: Pour les mesurages du faisceau latéral (tracés de faisceau), des lobes sont souvent inférieurs au sens du faisceau principal et des lobes secondaires d'antenne réseau et s'en écartent. Un **lobe secondaire** est plus étroit et plus plat que le lobe principal. Il est le résultat de la taille finie et de la pondération de l'ouverture du transducteur.

Note 2 à l'article: Le **lobe secondaire** est également utilisé pour décrire les lobes secondaires axiaux éloignés du lobe principal axial. Il est souvent appliqué pour décrire les lobes secondaires passant par une enveloppe de signal d'impulsions.

Note 3 à l'article: Dans des cas anormaux (comme dans les transducteurs pour physiothérapie défectueux, par exemple), les **lobes secondaires** de l'axe du faisceau peuvent dépasser l'amplitude du lobe principal.

3.129

intensité moyenne temporelle de crête du lobe secondaire

I_{slpta}

valeur maximale de l'**intensité moyenne temporelle** mesurée à une valeur maximale locale qui n'est pas dans les limites du **volume focal** –6 dB (pour les transducteurs focalisants) ou du **volume maximal du faisceau** (pour les transducteurs non focalisants)

VOIR: Figure B.11.

Note 1 à l'article: L'**intensité moyenne temporelle de crête du lobe secondaire** est exprimée en watts par mètre carré (W/m^2). Voir la définition associée, **intensité moyenne temporelle**.

3.130

enveloppe du signal

amplitude d'un signal déduite de la racine carrée de la somme de la partie réelle au carré et de la partie imaginaire au carré

Note 1 à l'article: La partie imaginaire peut être déduite de la partie réelle par une transformée de Hilbert.

3.131

type de signal

classification de la **forme d'onde d'impulsion acoustique** en **signal d'onde continue**, **signal à salves d'impulsions** ou **signal à bande large**

3.132

ouverture de la source

ouverture équivalente pour un **transducteur ultrasonique**, définie par le contour de la **surface d'ouverture de la source** dans le **plan d'ouverture de la source**

VOIR: Figure B.6b et Figure B.10.

3.133

surface d'ouverture de la source

A_{SAeff}

surface d'ouverture équivalente pour un **transducteur ultrasonique**, mesurée comme le contour de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** à –20 dB dans le **plan d'ouverture de la source**

VOIR: Figure B.10, ainsi que les Figures B.3 et B.4 de l'IEC TS 62556:2014.

Note 1 à l'article: S'il s'agit d'un transducteur symétrique circulaire dont le centre est dépourvu de trou, un balayage de ligne radial est suffisant pour déterminer le contour.

Note 2 à l'article: Si le transducteur a un trou en son centre, le contour –20 dB ne l'inclut pas. Dans ce cas, un contour –20 dB externe et un contour interne englobent la région du trou.

Note 3 à l'article: La **surface d'ouverture de la source** est exprimée en mètres carrés (m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.82, modifiée – La définition a été raccourcie et deux nouvelles notes à l'article ont été ajoutées.]

3.134

carré moyen de la pression intégré sur l'ouverture de la source

$P_{i20mean}$

moyenne de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** sur la surface du faisceau –20 dB dans le **plan d'ouverture de la source**

VOIR: Figure B.9.

Note 1 à l'article: Le **carré moyen de la pression intégré sur l'ouverture de la source** est exprimé en pascals au carré secondes (Pa²s)

3.135

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 B.5, Figure B.7, Figure B.9 et Figure B.10.

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** (voir la Figure B.1 à la Figure B.4).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.83, modifiée – La définition fait référence au "plan de la surface du transducteur externe" plutôt qu'à l'"ouverture externe du transducteur", et Note 1 à l'article a été ajoutée.]

3.136

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 de l'ouverture source**

VOIR: Figure B.5 et Figure B.6b.

Note 1 à l'article: S'il s'agit d'un transducteur HITU à symétrie circulaire dont le centre est dépourvu de trou, 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 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.84, modifiée – Deux notes à l'article ont été ajoutées.]

3.137

intensité moyenne spatiale dans les conditions linéaires

I_{sal}

intensité moyennée spatialement sur la surface comprise dans le contour de demi-pression maximale dans le plan contenant le **foyer de pression** (pour les transducteurs focalisants) ou le **maximum de faisceau** (pour les transducteurs non focalisants), telle que déterminée dans les conditions linéaires

Note 1 à l'article: L'**intensité moyenne spatiale dans les conditions linéaires** est exprimée en watts par mètre carré (W/m²).

3.138

pression acoustique crête spatiale crête temporelle

p_{sptp}

valeur supérieure de la **pression acoustique positive de crête** et de la **pression acoustique négative de crête**

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

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.63, modifiée – La définition fait référence à la "pression acoustique positive de crête" et à la "pression acoustique négative de crête" plutôt qu'à la "pression acoustique de compression de crête" et à la "pression acoustique de raréfaction de crête".]

3.139**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 peut ne pas avoir lieu.

Note 2 à l'article: L'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** est exprimée en watts par mètre carré (W/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.62]

3.140**faisceau dirigé**

champ ultrasonore dont l'**axe du faisceau** est intentionnellement non coïncidant avec un axe perpendiculaire au **plan d'ouverture du transducteur**

3.141**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: Il convient de prendre la moyenne temporelle en fonction d'un nombre entier de **périodes acoustiques de répétition**.

Note 2 à l'article: L'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.65, modifiée – La note relative aux appareils de diagnostic a été supprimée.]

3.142**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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.67]

3.143**signal à salves d'impulsions**

pulsation à pourcentage de **bande passante** fractionnelle -3 dB de moins de 25 %, dans laquelle la **bande passante** fractionnelle -3 dB relative est égale à la **bande passante/fréquence de fonctionnement moyenne arithmétique**

3.144**ouverture du transducteur**

surface effective ou projetée de la portion ultrasonore émettrice active d'un **transducteur ultrasonique** dans le **plan d'ouverture du transducteur**

VOIR: Figure B.6a.

Note 1 à l'article: L'**ouverture du transducteur** est connue à partir des détails de la conception, de la géométrie ou de la construction.

3.145
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 (m²).

3.146
plan d'ouverture du transducteur

plan orthogonal à l'**axe du faisceau non dirigé** et physiquement adjacent au **transducteur ultrasonique**

VOIR: Figure B.6a et Figure B.8.

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.

3.147
distance au plan d'ouverture du transducteur D_{AF}

distance entre le **foyer géométrique** et le **plan d'ouverture du transducteur**

VOIR: Figure A.3.

Note 1 à l'article: La **distance au plan d'ouverture du transducteur** est exprimée en mètres (m).

3.148
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**

VOIR: Figure B.6a, Figure A.4 et Figure A.5.

Note 1 à l'article: La **largeur d'ouverture du transducteur** est exprimée en mètres (m).

3.149
ensemble de transducteurs

pièces de l'appareil à ultrasons comportant le **transducteur ultrasonique** 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.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.69, modifiée – Cette définition spécifie "appareil à ultrasons" plutôt que "appareil de diagnostic médical à ultrasons".]

3.150
tension de polarisation dynamique du transducteur U

tension fournie aux bornes du transducteur de la source HITU

Note 1 à l'article: La **tension de polarisation dynamique du transducteur** est exprimée en volts (V).

3.151
tension de polarisation dynamique du transducteur aux niveaux cliniques U_c

tension de polarisation dynamique du transducteur représentative de l'utilisation clinique

3.152**tension de polarisation dynamique du transducteur aux niveaux quasilineaires** U_q

valeur maximale de la **tension de polarisation dynamique du transducteur** lorsque le champ acoustique est **quasilineaire** à des profondeurs inférieures à la position de l'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale**

3.153**distance de transition** z_T

surface de l'ouverture divisée par $\pi\lambda$

3.153.1**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

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

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 transition** appropriée.

Note 6 à l'article: Un transducteur avec un trou en son centre ne comporte pas de rayon efficace. Dans ce cas, voir [6].

Note 7 à l'article: La **distance de transition pour la conception** est exprimée en mètres (m).

3.153.2 distance de transition pour les mesurages

z_{TM}

pour un **plan longitudinal** donné, **surface d'ouverture de la source**, A_{SAeff} , du **transducteur ultrasonore** divisée par π fois la **longueur d'onde effective** λ

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

Note 1 à l'article: Pour les mesurages 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 mesurages** est exprimée en mètres (m).

[SOURCE: IEC 61828:2001, 4.2.75, modifiée – La définition a été reformulée et deux notes à l'article ont remplacé les notes d'origine.]

3.154 plan transversal plan perpendiculaire à l'axe du faisceau

3.155 réseau bidimensionnel

réseau constitué d'un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** qui peut être configuré pour contrôler les caractéristiques et la direction d'un faisceau acoustique dans au moins deux plans d'exploration (généralement orthogonaux)

3.156 transducteur ultrasonique

appareil permettant de convertir l'énergie électrique en énergie mécanique dans la gamme de fréquences ultrasonores et/ou, réciproquement, l'énergie mécanique en énergie électrique

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.73]

3.157 élément de transducteur ultrasonique élément d'un **transducteur ultrasonique** excité afin de produire un signal acoustique

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.74]

3.158 groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques groupe d'éléments d'un **transducteur ultrasonique** excités simultanément afin de produire un signal acoustique

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.75]

3.159 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).

[SOURCE: IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013, 3.76]

3.160 incertitude

paramètre associé au résultat d'un mesurage, qui caractérise la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuées au mesurande

Note 1 à l'article: Voir l'Annexe D.

Note 2 à l'article: Voir ISO/IEC Guide 98-3:2008, 2.2.3.

[SOURCE: IEC 62127-1:2007, 3.77]

3.161 faisceau non dirigé

faisceau ultrasonore non dirigé choisi de façon à émettre dans une direction de propagation frontale sans déflexion angulaire

Note 1 à l'article: Cette direction est le long de la **ligne d'exploration centrale** d'un balayage de secteur. Si le **transducteur ultrasonique** est symétrique, le **faisceau non dirigé** peut être choisi proche de l'axe ou du plan de symétrie du **transducteur ultrasonique**.

4 Symboles

a_f	rayon efficace d'un transducteur ultrasonique focalisant
a_h	rayon efficace de l'hydrophone
a_g	rayon géométrique de l'hydrophone
a_t	rayon efficace d'un transducteur ultrasonique non focalisant
a_{h3}, a_{h6}	rayon efficace de l'hydrophone , déterminé à partir des mesurages de la réponse directionnelle aux niveaux -3 dB et -6 dB
a_{max}	rayon efficace maximal pour une application spécifique de l' hydrophone
arp	période de répétition acoustique
A_b	surface du faisceau
$A_{b,6}, A_{b,12}, A_{b,20}$	surface du faisceau (aux niveaux -6 dB, -12 dB et -20 dB)
A_g	surface géométrique d'un transducteur ultrasonique
A_{ob}	surface du faisceau de sortie
A_s	surface d'exploration
A_{TA}	surface d'ouverture du transducteur
A_{SAeff}	surface d'ouverture de la source
BW	bande passante
bm	maximum de faisceau
b_{min}	profondeur minimale du faisceau
c	vitesse du son dans le milieu (en général de l'eau)
D	rayon de courbure
D_{AF}	distance au plan d'ouverture du transducteur
d_{eff}	longueur de trajectoire effective
d_{offset}	distance de décalage
f_{awf}	fréquence acoustique, fréquence d'application acoustique

F	longueur focale
F_d	facteur de charge
F_{geo}	longueur focale géométrique
F_{pres}	longueur focale de pression d'un transducteur focalisant
$FWHM$	largeur à mi-crête
G_{focal}	gain focal géométrique
G_{pfocal}	gain focal de pression
G_p	gain focal au point de maximum de faisceau
G_{bm}	gain au maximum de faisceau
h	médailon
$I(t)$	intensité instantanée
I_{ob}	intensité du faisceau de sortie
I_{pa}	intensité moyenne de l'impulsion
I_{pfpta}	intensité moyenne temporelle de crête préfocale
I_{spta}	intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale
I_{slpta}	intensité moyenne temporelle de crête du lobe secondaire
I_{ta}	intensité dérivée de la moyenne temporelle
$I_{ta,lim}$	limite d'intensité de l'hydrophone
k	nombre d'onde circulaire ($2\pi/\lambda$)
k_x	composante vectorielle du vecteur d'onde sur l'axe x
k_y	composante vectorielle du vecteur d'onde sur l'axe y
L_{af}	facteur de surface locale
L_{SA}	largeur d'ouverture de la source
L_{TA}	largeur d'ouverture du transducteur
L_6	profondeur focale
L_{bm}	profondeur maximale du faisceau
$\underline{M}_L(f)$	sensibilité en bout de câble d'un hydrophone ou d'un ensemble d'hydrophones
$\underline{M}_C(f)$	sensibilité en circuit ouvert en bout de câble
N_F	nombre f
P	puissance de sortie d'un transducteur ultrasonique
P_c	puissance de sortie dans les conditions d'entraînement clinique
P_q	puissance de sortie dans les conditions d'entraînement quasilineaires réduites
$P_{c,6}$	puissance maximale d'un faisceau à usage clinique
$P_{q,6}$	puissance maximale d'un faisceau en condition quasilineaire
$p(t)$	pression acoustique instantanée
p_0	amplitude de pression moyenne sur la zone d'ouverture du transducteur
p_{0S}	amplitude de pression moyenne sur la surface d'ouverture de la source

p_{ii}	intégrale d'intensité d'impulsion
p_{psi}	intégrale de pression d'impulsion au carré
p_m	pression acoustique de crête moyenne
p_{tp}	pression acoustique à la crête temporelle
p_{rr}	fréquence de répétition des impulsions
p_{rp}	période de répétition des impulsions
p_{spr}	pression acoustique efficace à la crête spatiale
p_{sptp}	pression acoustique crête spatiale crête temporelle
p_{rms}	pression acoustique efficace
$p_c(p_+)$	pression acoustique de compression de crête
$p_r(p_-)$	pression acoustique de raréfaction de crête
p_{+lim}	limite de pression de compression de l'hydrophone
p_{-lim}	limite de pression de raréfaction de l'hydrophone
R_L	longueur de Rayleigh
s_{rp}	période de répétition des explorations
s_{rr}	régime de répétition des explorations
S	facteur d'échelle
S_F	longueur focale normalisée
t_d	durée d'impulsion
$u_L(t)$	tension en bout de câble
$U_L(f)$	spectre en bout de câble
U	tension de polarisation dynamique du transducteur
U_c	tension de polarisation dynamique du transducteur aux niveaux cliniques
U_0	tension de sortie du transducteur
U_q	tension de polarisation dynamique du transducteur aux niveaux quasilinéaires
$v(t)$	vitesse instantanée d'une particule
V_{bm}	volume maximal du faisceau
V_{foc}	volume focal
w_6, w_{12}, w_{20}	largeur de faisceau (à -6 dB, -12 dB et -20 dB)
X_{ob}, Y_{ob}	dimensions du faisceau de sortie
z_e	distance entre le plan de la surface du transducteur externe et le plan d'entrée du patient
z_{FTD}	distance de transition lointaine
z_{NTD}	distance de transition proche
z_T	distance de transition
z_{TD}	distance de transition pour la conception
z_{TM}	distance de transition pour les mesurages
z_p	distance entre le plan d'ouverture de la source et le plan contenant le

	maximum de faisceau
z_{slpta}	distance entre le plan d'ouverture de la source et la position de l' intensité moyenne temporelle de la crête de lobe secondaire
z_T	distance de transition
Z_L	impédance de charge électrique
β	paramètre de non-linéarité
Δ	différence de trajectoire d'ouverture
Δ'	différence axiale de trajectoire de point de champ
Δ_{DOF}	profondeur de champ
λ	longueur d'onde effective
ρ	masse volumique du milieu (en général de l'eau)
σ_q	paramètre de déformation locale
ω	$(2\pi f_{awf})$ fréquence circulaire

5 Mesurage indépendant de la puissance de sortie acoustique totale

Si le jeu de paramètres de sortie le demande, les mesurages de la **puissance de sortie** totale doivent être réalisés conformément aux méthodes de l'IEC 61161 et de l'IEC 62555. Dans certains cas, la puissance peut être mesurée par un balayage planaire d'un **hydrophone** (voir l'Annexe F). Dans ce cas, il convient de veiller à vérifier que le mesurage de l'**hydrophone** est dans les limites de pression et d'intensité de l'**hydrophone** (voir 6.1.6 et 6.1.7).

6 Mesurage du champ acoustique: équipement

6.1 Hydrophone

6.1.1 Généralités

Dans le présent document, il est pris pour hypothèse qu'un **hydrophone** est un appareil qui répond à des ondes acoustiques de sorte que la tension de sortie soit proportionnelle à la pression acoustique à une fréquence spécifiée. Si $\underline{M}_L(f)$ est la **sensibilité en bout de câble** de l'hydrophone, la **pression acoustique instantanée** $p(t)$ correspond à la tension en bout de câble mesurée $u_L(t)$ par

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1}[\underline{U}_L(f) / \underline{M}_L(f)] \quad (4)$$

où \mathcal{F}^{-1} représente une transformée de Fourier inverse et $\underline{U}_L(f)$ est le résultat de la transformée de Fourier de $u_L(t)$. Le présent document indiquant les mesurages à réaliser dans les conditions linéaires, une approximation à bande étroite (voir l'IEC 62127-1) peut être appliquée:

$$p(t) = u_L(t) / |\underline{M}_L(f_{awf})| \quad (5)$$

6.1.2 Sensibilité d'un hydrophone

Si aucun **préamplificateur d'hydrophone** n'est utilisé, la sensibilité de l'**hydrophone** doit correspondre à la **sensibilité en bout de câble** et doit être déterminée pour les conditions de charge électrique particulières.

Si un **préamplificateur d'hydrophone** est utilisé, la sensibilité de l'**hydrophone** doit correspondre à la **sensibilité en bout de câble** liée à l'**ensemble d'hydrophones** particulier.

NOTE 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.

6.1.3 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.

Deux raisons justifient de connaître la réponse directionnelle d'un **hydrophone**. En premier lieu, elle est nécessaire dans le cadre des procédures de caractérisation décrites à l'Article 7, auquel cas il convient de connaître la réponse directionnelle à la **fréquence d'application acoustique** appropriée. En second lieu, la réponse directionnelle permet de déduire le **rayon efficace de l'hydrophone**.

6.1.4 Rayon efficace de l'hydrophone

Le **rayon efficace de l'hydrophone** doit être connu et déterminé selon la méthode décrite dans l'IEC 62127-3.

6.1.5 Choix de la taille d'un élément actif de l'hydrophone

6.1.5.1 Généralités

Le choix du rayon efficace de l'hydrophone pour une application particulière doit être déterminé en prenant en considération ce qui suit.

Dans l'idéal, il convient que le rayon efficace de l'élément soit équivalent ou inférieur à un quart de la longueur d'onde effective, de sorte que les variations de phase et d'amplitude ne participent pas trop aux incertitudes de mesure.

Il s'avère impossible, en raison du large éventail de types de **transducteurs ultrasoniques**, d'établir une relation simple entre la taille optimale de l'élément efficace de l'**hydrophone** et les paramètres (la dimension du **transducteur ultrasonique**, la **longueur d'onde effective** et la distance par rapport au **transducteur ultrasonique**, par exemple). Toutefois, dans le **champ lointain**, il est raisonnable d'assouplir le critère ci-dessus. Pour les **transducteurs ultrasoniques** circulaires non focalisants, le critère suivant peut être utilisé pour déterminer le **rayon efficace** maximal a_{\max} de l'élément actif d'un **hydrophone**. a_{\max} est donné par [7]¹:

$$a_{\max} = \frac{\lambda}{8a_1} (l^2 + a^2)^{1/2} \quad (6)$$

où

a_1 est le **rayon efficace** du **transducteur ultrasonique**;

a_1 est la distance entre l'**hydrophone** et le **plan d'ouverture de la source**;

λ est la **longueur d'onde effective** correspondant à la **fréquence d'application acoustique**.

Voir [7] et [8].

Pour un **transducteur ultrasonique** focalisant, la relation ci-dessus peut toujours être utilisée. Pour un **transducteur ultrasonique** à élément non circulaire, la relation ci-dessus peut toujours être utilisée en remplaçant a_1 par une moitié de la dimension maximale du **transducteur ultrasonique** ou par une **dimension du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**.

¹ Les chiffres entre crochets se réfèrent à la Bibliographie.

Pour obtenir des données expérimentales représentatives, voir [5].

6.1.5.2 Effet du moyennage spatial

L'exigence pratique d'un rapport signal sur bruit adapté ou d'autres considérations peuvent mener à utiliser un **hydrophone** dont la taille d'élément est supérieure à celle recommandée en 6.1.5.1. Dans ce cas, il convient de prendre des précautions lors de l'interprétation des mesurages, l'**hydrophone** piézoélectrique étant un détecteur de phase sensible dont l'élément actif intègre la pression acoustique complexe.

Si l'**hydrophone** est déplacé de la position dans laquelle le signal maximal est reçu dans une direction perpendiculaire à l'**axe du faisceau** d'une valeur égale à l'élément du **rayon efficace de l'hydrophone**, il convient que le signal diminue de moins de 1 dB. Si ce n'est pas le cas, il convient de corriger le moyennage spatial. Voir l'Annexe E de l'IEC 62127-1:2007 et IEC 62127-1:2007/AMD1:2013.

6.1.6 Limites de pression de l'hydrophone

Pour éviter de procéder à des mesurages corrompus ou d'endommager un **hydrophone**, des limites de pression doivent être définies pour l'**hydrophone** ou l'**ensemble d'hydrophones**, et l'utilisateur ne doit pas exposer l'**hydrophone** à des pressions qui dépassent ces limites. Il est nécessaire de distinguer une limite positive séparée (c'est-à-dire de compression), appelée **limite de pression de compression de l'hydrophone**, p_{+lim} , et une limite (de raréfaction) négative, appelée **limite de pression de raréfaction de l'hydrophone**, p_{-lim} .

p_{+lim} est susceptible de se produire dans une plus large mesure à partir des limites de saturation électrique dans un préamplificateur ou un amplificateur séparateur ou par suite d'une non-linéarité sévère dans la réponse de l'**hydrophone** (voir par exemple [9] et 3.5.1.2 de [10]) et peut être définie comme étant une propriété de l'**ensemble d'hydrophones**. p_{+lim} peut être déterminée selon 6.1.8.2 dans ce cas.

p_{-lim} est susceptible de se produire dans une plus large mesure à partir de la délamination des structures internes de l'**hydrophone**, par cavitation ou par d'autres non-linéarités. Cette grandeur est de préférence spécifiée par le fabricant de l'**hydrophone** ou peut être définie par l'utilisateur en fonction des mesurages.

NOTE p_{+lim} et p_{-lim} peuvent dépendre de la fréquence.

Les niveaux de pression sont réputés pouvoir être maintenus dans ces limites en réduisant la **tension de polarisation dynamique** (voir 7.2.1 et 7.2.2, le cas échéant).

6.1.7 Limites d'intensité de l'hydrophone

Pour éviter de procéder à des mesurages corrompus ou d'endommager un **hydrophone**, une **limite d'intensité dérivée de la moyenne temporelle** $I_{ta,lim}$ doit être définie pour l'**hydrophone** ou l'**ensemble d'hydrophones**, et l'utilisateur ne doit pas exposer l'**hydrophone** à des intensités qui dépassent ces limites. $I_{ta,lim}$ peut être indépendante des limites de pression de 6.1.6, car des **intensités dérivées de la moyenne temporelle** élevées peuvent chauffer l'**hydrophone** au-delà des limites acceptables, même si les pressions de crête peuvent être sous les limites de sécurité conformément à 6.1.6. Des niveaux d'intensité sûre sont réputés pouvoir être obtenus en réduisant le **facteur de charge** du signal de tension de polarisation dynamique (voir 7.2.1 et 7.2.2, le cas échéant).

$I_{ta,lim}$ est de préférence spécifiée par le fabricant de l'**hydrophone**, même si elle peut être définie par l'utilisateur en fonction des mesurages. Cette limite peut dépendre de la fréquence, car l'absorption de l'énergie acoustique et sa conversion en chaleur à l'intérieur de l'**hydrophone** sont susceptibles de dépendre de la fréquence.

6.1.8 Longueur de câble de l'hydrophone et amplificateurs

6.1.8.1 Longueur de câble

Un câble de raccordement dont la longueur et l'impédance caractéristique assurent que la résonance électrique dont il fait l'objet n'a aucun impact sur la **bande passante** de l'**hydrophone** ou de l'**ensemble d'hydrophones** doit être choisi. Le câble doit également être correctement raccordé.

Pour réduire le plus possible l'effet de résonance dans le câble de raccordement placé entre l'élément sensible de l'**hydrophone** et une entrée de préamplificateur ou de numériseur de forme d'onde, la valeur numérique de la longueur de ce câble, exprimée en mètre, doit être très inférieure à $50/(f_{awf} + BW_{20})$, où f_{awf} est la **fréquence d'application acoustique** et BW_{20} la **bande passante** -20 dB du signal de l'**hydrophone** exprimé en mégahertz (MHz). Dans la plupart des cas, une longueur de câble ≤ 15 cm est appropriée (voir [9]).

Il convient de veiller à la justesse de l'impédance de sortie de l'amplificateur d'**hydrophone** par rapport à l'impédance d'entrée de l'appareil de mesure connecté.

6.1.8.2 Linéarité du préamplificateur

Le fabricant d'un préamplificateur ou d'un amplificateur séparateur doit définir la tension maximale à laquelle la sortie de l'amplificateur est linéaire par rapport à la tension d'entrée, dans les limites de 10 %. Le fabricant doit ensuite donner toutes les informations nécessaires au calcul de la pression maximale correspondant à la tension maximale de l'**ensemble d'hydrophones**.

6.2 Exigences de positionnement et bains-marie

6.2.1 Généralités

Différents systèmes possibles peuvent être utilisés pour monter le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone**. Les exigences générales de performances pour ce type de systèmes sont spécifiées ici, et elles sont considérées comme étant optimales pour les besoins du présent document. D'autres systèmes de positionnement peuvent être utilisés, à condition de démontrer l'équivalence avec ceux décrits en 6.2.

L'Annexe F présente une configuration simple de réservoir, de **transducteur ultrasonique** et d'**hydrophone** afin de ne représenter que les axes de coordonnées et les degrés de liberté dont il est question dans le présent document.

6.2.2 Systèmes de positionnement

6.2.2.1 Positionnement du transducteur

Le **transducteur ultrasonique** en essai doit être pris en charge à l'aide d'un système de positionnement, de manière à plonger la totalité de sa face dans le bain-marie et à une certaine distance d'une surface adjacente (une interface air/eau, par exemple) de sorte que les ultrasons réfléchis par cette surface ne gênent pas le signal reçu principal. Si la surface est parallèle à l'**axe du faisceau**, le critère suivant doit être satisfait.

Si z est la distance entre l'élément actif d'un **hydrophone** et le **plan d'ouverture de la source** d'un **transducteur ultrasonique**, c la vitesse du son, et t le délai entre l'arrivée de l'impulsion directe au niveau de l'**hydrophone** et la fin de la période d'acquisition de mesure, alors la distance minimale, q , entre l'**axe du faisceau** et la surface de réflexion doit être déterminée par:

$$(z^2 + 4q^2)^{1/2} - z > ct \quad (7)$$

Il est préférable de plonger le transducteur et de ne pas utiliser de membrane entre le **plan d'ouverture de la source du transducteur ultrasonique** et le bain-marie. Toutefois, si une membrane est nécessaire, il convient qu'elle soit aussi fine que possible et aussi proche que possible de la surface avant du **transducteur ultrasonique**. Il convient de procéder à un couplage acoustique proche en utilisant un milieu de couplage à base d'eau, en veillant à éliminer les bulles d'air. Il convient de corriger les mesurages des paramètres acoustiques pour l'affaiblissement de transmission de la membrane, le cas échéant.

6.2.2.2 Positionnement de l'hydrophone

L'**hydrophone** doit être configuré dans le système de positionnement par coordonnées de sorte que la perpendiculaire à la direction de la sensibilité maximale de l'**hydrophone** soit à peu près parallèle à la direction anticipée de l'**axe du faisceau du transducteur ultrasonique** à mesurer. Pour éviter les effets sur les mesurages réalisés sur les champs à ondes entretenues dus à la réflexion des ultrasons sur la surface des **hydrophones** à membrane, l'**hydrophone** peut être incliné.

NOTE L'inclinaison permet de vérifier que les ultrasons réfléchis ne gênent pas trop le transducteur ou qu'ils ne sont pas ensuite réfléchis par la face du transducteur, produisant des effets d'interférence. Deux méthodes utilisées pour déterminer la rotation exigée sont décrites à l'Annexe B de l'IEC 62127-1:2007.

6.2.2.3 Positionnement spatial

L'**hydrophone** et/ou le **transducteur ultrasonique** doivent être pris en charge à partir d'un système de positionnement afin de pouvoir les positionner l'un par rapport à l'autre en un point souhaité à l'intérieur d'un espace, avec les degrés de liberté suivants:

- Le positionnement spatial est aligné le long de trois axes orthogonaux (x , y et z), l'un d'eux (l'axe z) étant l'**axe du faisceau** de l'élément actif du **transducteur ultrasonique**.
- Pour être en mesure de reproduire les positions, il convient d'équiper tous les systèmes de translation et de rotation d'indicateurs de position.
- Il convient que la répétabilité du positionnement soit de $0,10 \lambda$ ou de 0,05 mm, selon la valeur qui est la plus petite.

Après l'alignement, il convient que l'axe z soit parallèle à l'**axe du faisceau du transducteur ultrasonique**.

NOTE Il est possible d'assouplir les exigences de répétabilité pour la plupart des 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 au sens de propagation des ultrasons, une précision équivalente à 10 % du diamètre de l'élément actif de l'**hydrophone** est en général pertinente, alors que dans la direction parallèle au sens de propagation, une précision équivalente au diamètre de l'élément actif est en général pertinente.

6.2.3 Bain-marie

6.2.3.1 Généralités

La taille du récipient de mesure doit être telle que le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone** puissent être déplacés de manière suffisante l'un par rapport à l'autre et permettre à l'élément actif de l'**hydrophone** d'être positionné en tout point du champ acoustique pour lequel les mesurages sont exigés.

Des moyens doivent être prévus pour réduire le plus possible les effets sur le mesurage de la réflexion depuis une partie à l'intérieur du bain-marie ou les parois (voir également 6.2.3.2).

Dans une direction parallèle à l'**axe du faisceau** des systèmes explorateurs non automatiques ou de l'**axe de symétrie du plan azimutal** des systèmes explorateurs automatiques, il convient que la paroi du bain-marie se trouve à une distance du **transducteur ultrasonique** nettement 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** des systèmes explorateurs non automatiques ou de l'axe de symétrie du **plan azimutal** des systèmes explorateurs automatiques, il convient que la paroi du bain-marie se trouve à une distance nettement supérieure (de 30 % à 100 %) à la distance maximale de l'**hydrophone** par rapport à l'**axe du faisceau** dans le cas des systèmes explorateurs non automatiques ou par rapport à une **ligne d'exploration** extrême dans le cas des systèmes explorateurs automatiques.

Il convient également de prendre en considération la taille de l'**hydrophone**. Pour les **hydrophones** à membrane, une largeur supplémentaire dans la direction perpendiculaire à l'**axe du faisceau** peut s'avérer nécessaire.

NOTE Le critère justifiant le choix de la taille du bain-marie dont il est question ci-dessus est pertinent pour des **durées d'impulsion** inférieures à 10 µs. Pour des **durées d'impulsion** plus longues, voir 6.2.2.1.

6.2.3.2 Matériau de doublage

Il convient de procéder aux mesurages dans les conditions approchant celles d'un champ libre. Dans le cas des **transducteurs ultrasoniques** excités dans les conditions d'onde entretenue, il convient de placer des absorbants acoustiques afin d'intercepter, dans toute la mesure du possible, la plus grande partie des ultrasons incidents sur les parois du bain-marie. Pour les **transducteurs ultrasoniques**, et si des techniques s'appuyant sur des signaux à déclenchement périodique sont utilisées pour détecter le signal de l'**hydrophone**, il n'est pas indispensable d'utiliser des absorbants acoustiques. Toutefois, il est conseillé de placer des absorbants sur les parois du bain-marie, à des endroits leur permettant d'intercepter le champ acoustique incident principal provenant du **transducteur ultrasonique**.

Les essais suivants peuvent être réalisés pour déterminer la nécessité d'utiliser des absorbants acoustiques.

Le critère qui peut être appliqué consiste à considérer qu'il convient d'utiliser des absorbants acoustiques si les ultrasons réfléchis augmentent uniformément le niveau général de bruit de fond de l'**hydrophone** ou si les signaux parasites de l'**hydrophone** sont détectés à proximité du signal reçu principal.

Un essai permettant de détecter la présence de signaux parasites consiste à déplacer le **transducteur ultrasonique** dans le bain-marie et l'**hydrophone** dans la direction de l'axe z (voir la Figure F.1), et à observer le signal avec un oscilloscope. Il a été observé que certains signaux parasites se déplacent à au moins deux fois la vitesse du signal reçu directement, d'autres étant reçus dans une fenêtre de temps incorrecte lors de la comparaison de la distance entre le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone**. Cet essai est possible uniquement sur des systèmes pulsés.

Les conditions de champ libre doivent être 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 d'écho des matériaux de doublage du récipient utilisés, tel qu'il est conseillé dans l'alinéa ci-dessus. Un exemple qui peut être utilisé pour vérifier l'absorption ou la diffusion des matériaux utilisés est donné à l'Annexe B de l'IEC 62127-1:2007.

Pour les mesurages dans des champs haute pression ou sur des **transducteurs ultrasoniques** excités par ondes entretenues de puissance élevée, les effets de cavitation peuvent être importants et, dans ce cas, de l'eau dégazée doit être utilisée (voir l'IEC TR 62781[11] pour des recommandations).

Il convient de distiller ou déminéraliser l'eau à une température connue. Si un **hydrophone** à membrane monocouche dépourvue de blindage électrique [polyfluorure de vinylidène (PVDF)] est utilisé, il convient que la conductivité électrique de l'eau soit inférieure à $5 \mu\text{S cm}^{-1}$.

6.3 Exigences relatives 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 la satisfaction aux exigences de 6.1.6 à 6.1.7 en cas d'utilisation combinée avec l'**hydrophone**, le préamplificateur et l'amplificateur.

6.4 Exigences et recommandations relatives aux appareils à ultrasons en cours de caractérisation

Le présent document exige que les appareils à ultrasons en essai permettent de régler la **tension de polarisation dynamique du transducteur** et le **facteur de charge**, afin de vérifier que les conditions conformes aux limites de pression et d'intensité de l'**hydrophone** sont satisfaites.

Si le champ satisfait aux conditions linéaires ou quasilineaires décrites en 7.2.6, la méthode de projection linéaire peut être utilisée pour calculer virtuellement le champ acoustique et les paramètres de champ transmis exigés par le présent document. La méthode de projection linéaire doit être validée et étalonnée conformément à l'IEC TS 62556:2014, Annexe E, dans laquelle un plan préfocal est mesuré.

De même, les mesurages doivent être réalisés avec le balayage "gelé", si le système en essai est un système explorateur automatique.

Pour procéder aux mesurages du présent document, un signal électrique synchronisé avec l'excitation des transducteurs est recommandé. Si cela ne peut être obtenu directement du dispositif en essai, d'autres méthodes incluent l'utilisation d'une bobine de sondage électromagnétique externe ou d'un capteur acoustique auxiliaire placé dans le champ ultrasonore.

7 Procédure de mesure

7.1 Généralités

Les procédures décrites dans l'Article 7 sont particulièrement adaptées à la caractérisation des champs ultrasonores à l'aide d'**hydrophones** piézoélectriques. D'autres procédures reposant sur l'utilisation d'**hydrophones** piézoélectriques et non piézoélectriques peuvent être utilisées, à condition de démontrer l'équivalence avec les techniques décrites dans l'Article 7. Pour mesurer les champs qui peuvent présenter des niveaux élevés de pression ou d'intensité, il est recommandé de commencer les mesurages à une tension de polarisation dynamique plus basse afin de ne pas dépasser les limites du fabricant (voir 6.1.6 à 6.1.7).

7.2 Préparation et alignement

7.2.1 Conditions générales d'entraînement et de champ

Le présent document donne des recommandations de mesure pour différentes conditions de champ. Ces champs sont linéaires, **quasilineaires**, non linéaires et non linéaires extrêmes (ou haute pression). Les conditions d'entraînement peuvent être ajustées pour que le champ acoustique corresponde à l'une de ces descriptions de champ. La condition linéaire est la région dans laquelle la pression dans le champ est proportionnelle à l'amplitude d'entraînement et dans laquelle les modèles de focalisation et les équations tels que ceux présentés à l'Annexe A s'appliquent. Une condition de champ **quasilineaire** est un champ dans lequel le **paramètre de déformation locale** de la pression maximale est inférieur à 0,5 (voir 7.2.6) et peut être considéré comme étant linéaire. Un champ non linéaire est un champ dans lequel le **paramètre de déformation locale** pour la pression maximale est supérieur à 0,5. Pour mesurer les champs d'ultrasons de diagnostic dans l'eau dans les conditions d'entraînement clinique, les champs peuvent être non linéaires et sont mesurés par des hydrophones étalonnés. La non-linéarité peut provoquer une asymétrie de pression dans les formes d'onde: la **pression de compression de crête** dépasse la **pression de raréfaction de crête** même pour des signaux d'entraînement symétriques. La non-linéarité génère des fréquences harmoniques. Ces effets

peuvent être mesurés par les hydrophones satisfaisant aux critères décrits dans le présent document. Toutefois, ces hydrophones doivent fonctionner sous la **limite de pression de compression**, la **limite de pression de raréfaction** et la **limite d'intensité de l'hydrophone** indiquées par le fabricant. La consignation des paramètres de mesure doit inclure le type de conditions de champ: linéaire, **quasilinéaire**, non linéaire ou non linéaire extrême [12].

7.2.2 Ajustement initial à la tension de polarisation dynamique

Cette étape est facultative s'il n'y a aucun doute quant à la pertinence (concernant les limites de pression et d'intensité) de l'**hydrophone** pour les champs. Certains champs de pression peuvent contenir de vastes zones dans lesquelles la pression dépasse les limites de sécurité pour l'**hydrophone**, p_{+lim} ou p_{-lim} ou dans lesquelles les intensités dépassent la limite pour hydrophone $I_{ta,lim}$. Dans ce cas, il est conseillé de réduire la tension de polarisation dynamique avant de commencer le mesurage. Une estimation peut être faite si les informations de conception relatives au système transducteur sont connues, comme suit:

- 1) Estimer l'amplitude de pression source moyenne, p_{0S} :

$$p_{0S} = \sqrt{2P_c Z_w / A_{TA}} \quad (8)$$

où

Z_w est l'impédance acoustique caractéristique de l'eau, $Z_w = 1,5 \times 10^6 \text{ kg s}^{-1} \text{ m}^{-2}$;

A_{TA} est la surface d'ouverture du transducteur;

P_c est la puissance de sortie dans les conditions d'entraînement clinique.

P_c est en général mesurée à l'aide d'une balance à force de radiation. Une alternative consiste à utiliser la méthode de balayage planaire décrite à l'Annexe G.

- 2) Estimer le gain focal:

- a) pour une source non focalisante symétrique circulaire, le gain du rapport d'amplitude de pression à la **distance de transition** peut être estimé à 2, c'est-à-dire

$$G_{\text{focal}} = 2 \quad (9)$$

- b) Pour une source focalisante à F_{geo} ,

$$G_{\text{focal}} = A_{TA} / F_{\text{geo}} \lambda \quad (10)$$

où

F_{geo} est la longueur focale géométrique;

λ est la longueur d'onde effective;

$A_{TA} = \pi a^2$ pour une source focalisante sphérique symétrique circulaire ou une source focalisante symétrique circulaire de rayon a dans le plan de la surface du transducteur externe;

$A_{TA} = \pi(a^2 - a_1^2)$ pour une source focalisante sphérique symétrique circulaire ou une source focalisante symétrique circulaire avec un trou circulaire de rayon a_1 en son centre dans le plan de la surface du transducteur externe;

$A_{TA} = L_1 L_2$ pour une source focalisante rectangulaire de côtés $L_1 L_2$ dans le plan de la surface du transducteur externe et un foyer d'élévation et azimutal qui coïncident;

$A_{TA} = (\pi a^2 - L_{1h} L_{2h})$ pour une source focalisante sphérique symétrique circulaire ou une source focalisante symétrique circulaire avec un trou rectangulaire de côtés L_{1h} et L_{2h} en son centre dans le plan de la surface du transducteur externe et un foyer d'élévation et azimutal qui coïncident;

A_{TA} est remplacé par A_{SAeff} (la surface d'ouverture de la source) pour une estimation fondée sur le mesurage, F_{geo} est remplacé par la distance z_p , et p_0 remplace p_{0S} dans l'Équation (8).

- 3) Estimer l'amplitude de pression de champ maximale sous la forme

$$p_{max,est} = G_{focal} p_0 \quad (11)$$

- 4) Réduire la **tension de polarisation dynamique du transducteur** d'un facteur de $\min\{p_{+lim}, p_{-lim}\}/p_{max,est}$.
- 5) Vérifier, en répétant le mesurage de puissance totale, que la puissance est réduite d'un facteur de $[\min\{p_{+lim}, p_{-lim}\}/p_{max,est}]^2$.
- 6) Le cas échéant, réduire le facteur de charge F_d pour que l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle**, I_{ta} , soit inférieure à la limite d'intensité de l'**hydrophone**, $I_{ta,lim}$. Cela équivaut à la formule suivante:

$$F_d < \frac{2I_{ta,lim}Z_w}{[\max\{p_{+lim}, p_{-lim}\}]^2} \quad (12)$$

- 7) Vérifier, en répétant le mesurage de puissance totale, que la puissance est réduite d'un facteur à peu près égal au rapport de réduction du facteur de charge.

Si la distance de décalage n'est pas nulle, sa valeur doit être estimée et ajoutée à la valeur de z_p . Cela donne un nouveau calcul plus précis des gains focaux dans les Équations (9) et (11).

Si la méthode de projection de l'IEC TS 62556:2014, Annexe E, est utilisée en lieu et place des mesurages à $z = z_p$, les exigences de 7.2.2 peuvent être assouplies, tant que les limites indiquées en 6.1.6 et 6.1.7 sont respectées à la position de l'un des mesurages.

7.2.3 Préparation du transducteur source

Différentes parties du **transducteur ultrasonique** peuvent être scellées afin d'éviter toute pénétration d'eau, plus 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 la présence de contamination sur les surfaces du **transducteur ultrasonique** et de l'**hydrophone**. En présence de contamination, il convient de nettoyer les surfaces conformément aux instructions du fabricant. Il convient de prendre toutes les précautions particulières pour assurer une utilisation fiable des **hydrophones** ou des **transducteurs** et qui peuvent être spécifiées par le fabricant ou que l'utilisateur a pu penser être nécessaires (l'immersion d'un **hydrophone** pendant un certain temps avant l'utilisation, par exemple).

Lors de l'immersion du **transducteur ultrasonique** et de l'**hydrophone** dans l'eau, il convient de veiller à vérifier que toutes les bulles d'air ont été éliminées des surfaces externes de l'**ensemble de transducteurs** et de l'**hydrophone**. Lors de la série de mesurages, il convient de vérifier que des bulles ne se forment pas.

7.2.4 Alignement d'un transducteur ultrasonique et d'un hydrophone

Pour assurer la fiabilité de caractérisation des champs acoustiques générés par des **transducteurs ultrasoniques**, il est nécessaire d'aligner l'axe z de l'**hydrophone**, lui-même parallèle à la direction de la sensibilité maximale, de sorte qu'il soit parallèle à la direction particulière de propagation des ultrasons à l'étude.

Le transducteur ultrasonique est configuré dans le système de positionnement par coordonnées, de sorte que l'axe de symétrie de ses éléments actifs (**groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**) soit parallèle à l'axe y du système de positionnement de l'hydrophone. Dans le système de référence utilisé dans le présent document, l'axe du faisceau se trouve le long de l'axe z , le **plan d'exploration** est le plan xz et le **plan d'élévation** le plan yz . Il est pratique d'ajuster la position du transducteur de sorte que l'axe du faisceau soit parallèle à un axe du système de positionnement. Ici, l'axe de symétrie des **transducteurs ultrasoniques** avec les éléments actifs cylindriques doit être l'axe du cylindre. Pour les **transducteurs ultrasoniques** comportant des éléments actifs sphériques, l'axe de symétrie doit être l'axe passant par le centre géométrique de la sphère et coupant approximativement en deux la surface externe utile du **transducteur ultrasonique**.

7.2.5 Déterminer l'axe du faisceau

- 1) Voir la Figure B.13 pour une ouverture rectangulaire ou la Figure B.14 pour une ouverture symétrique circulaire. D'autres géométries sont présentées dans l'IEC TS 62556. Si la forme de l'ouverture est inconnue, voir la Figure B.13. Établir un plan de mesure aussi proche que possible de l'**ouverture du transducteur externe**. La distance minimale pour le mesurage est influencée par la capacité de distinguer l'impulsion principale d'émission des impulsions réfléchies indésirables. Pour certains transducteurs ultrasoniques, il est possible de décomposer la pression d'émission en une composante axiale principale et en une ou plusieurs impulsions d'"ondes de bord" satellites [13]. Les ondes de bord peuvent être distinguées de l'onde axiale principale car le délai de réception des ondes de bord est plus important et varie en fonction de la distance axiale; les ondes de bord s'additionnent finalement à l'onde principale sur l'axe du faisceau. Utiliser l'impulsion principale d'émission axiale.
- 2) Localiser la position du **maximum de faisceau** et de la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** dans le champ (voir la Figure B.7). La recherche du **maximum de faisceau** et de l'**axe du faisceau** peut être facilitée par les commandes de focalisation d'émission, si celles-ci sont disponibles. Si la géométrie de l'ouverture, la **longueur focale géométrique** et une **longueur d'onde effective** approximative sont connues, la localisation du **maximum de faisceau** peut être estimée à partir des équations de conception de l'Annexe A. Pour une source circulaire, le **maximum de faisceau** se trouve à peu près à la **distance de transition proche**. Pour les ouvertures rectangulaires, lorsque l'ouverture et les propriétés de focalisation peuvent être modifiées, il convient de faire coïncider la **longueur géométrique focale** à variation électronique avec la **longueur focale géométrique** d'élévation, si elle est connue, afin de produire une seule crête axiale principale. La crête se trouve environ à la **distance de transition proche** du **plan longitudinal** contenant la **largeur d'ouverture du transducteur** active la plus importante. Si la **longueur focale géométrique** d'élévation n'est pas connue, la **longueur focale géométrique** peut varier afin d'obtenir l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** la plus grande. Cette méthode ne fonctionne pas si l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** continue à augmenter lorsque le transducteur est rapproché.

La connaissance des propriétés de focalisation prévues du transducteur dans chaque **plan longitudinal** peut aider à la sélection des distances de recherche de **largeur de faisceau** initial. Les Équations (A.15) et (A.18) pour la **distance de transition proche** et pour la **distance de transition lointaine** peuvent être utilisées pour déterminer des distances correspondant à l'étendue de la zone focale prévue. Une alternative adéquate au **plan focal de pression** est d'utiliser un plan transversal proche dans lequel le faisceau converge en un seul lobe central à pic unique. Ce plan doit être situé dans la **zone focale** mais n'inclut pas, dans certains cas, la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** du champ.

- 3) Déterminer le centroïde de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** dans un plan passant par le **maximum de faisceau** (ou par un autre plan décrit en 7.2.5.6) approximativement parallèle à la face du transducteur. Deux balayages sont effectués, d'abord selon l'axe y à la position du pic de l'axe x , puis selon l'axe x à la position du centroïde y , soit y_c . La position du centroïde (x_c, y_c) peut être obtenue à partir de balayages de ligne orthogonaux dans le plan transversal sélectionné à partir des relations suivantes:

$$y_c = \frac{\sum_j y_j p_i(x_{pk}, y_j)}{\sum_j p_i(x_{pk}, y_j)} \quad (13)$$

où x_{pk} est la position de la crête du faisceau le long de l'axe x et

$$x_c = \frac{\sum_k x_k p_i(x_k, y_c)}{\sum_k p_i(x_k, y_c)} \quad (14)$$

où y_c est la position du centroïde du balayage y ci-dessus et où $p_i(x_k, y_j)$ correspond à la valeur échantillonnée de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** à la position (x_k, y_j) . Les balayages doivent comporter au moins 50 points et doivent s'étendre à des valeurs aussi basses que possible en pratique en ce qui concerne le niveau de signal exploitable de part et d'autre de la valeur maximale p_i sur l'axe de balayage. Un mesurage du centroïde est exigé car, en général, des pics de pression multiples peuvent se produire, comme cela est expliqué à l'Annexe C.

NOTE Formellement, la détermination de la position du centroïde implique un balayage bidimensionnel complet, tel que traité à l'Annexe C. Les Équations (13) et (14) représentant deux balayages de ligne ne sont donc que des approximations. En outre, les Équations (13), (14), (D.1) et (D.2) reposent sur l'hypothèse d'un réseau cartésien uniforme. Des formulations généralisées pour les Équations (13) et (14) valables pour des distances arbitraires entre les positions de mesure peuvent être déduites.

Une seconde approche acceptable, soit la méthode du **point médian de la largeur de faisceau** décrite à l'Annexe C, a démontré fournir des résultats pratiquement équivalents à ceux de la méthode du centroïde pour les cas examinés. La méthode du centroïde est préférée en raison de sa simplicité de traitement informatique.

- 4) Un second plan, parallèle au premier et aussi éloigné que possible de celui-ci, est choisi à une distance quelconque avant ou au-delà de la profondeur du premier plan (voir la Figure B.7). L'augmentation de la distance entre les plans de mesure réduit l'incidence d'erreurs angulaires lors de la détermination de la position de l'**axe du faisceau**. Dans le cas de transducteurs à focalisation électronique, la **longueur focale géométrique** électronique peut être fixée dans le second plan ou proche de celui-ci de façon à augmenter le rapport signal/bruit. La détermination de la position du **point central du faisceau** est effectuée comme en 1) à 3).

NOTE Dans le cas d'une longueur focale d'élévation fixe dans un plan longitudinal d'élévation, l'élargissement plus rapide du faisceau au-delà de la longueur focale peut constituer le facteur limitant pour la puissance du signal.

- 5) L'**axe du faisceau** est la ligne droite entre le transducteur et les centroïdes des deux plans décrits en 3) et 4).
- 6) Déterminer le **plan maximal du faisceau**, perpendiculaire à l'**axe du faisceau** et contenant le **maximum de faisceau**. Si un autre plan (tel que décrit en 1)) est utilisé au lieu du **plan maximal du faisceau** pour déterminer l'**axe du faisceau**, déterminer la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** le long de l'axe du faisceau (la position de la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** peut être déterminée en effectuant un balayage de ligne le long de l'**axe du faisceau**.) Déterminer le délai de réponse entre le début de l'impulsion d'émission et l'emplacement de la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** (ou du **plan focal de pression**) le long de l'**axe du faisceau**.
- 7) Déterminer le **plan d'ouverture de la source** perpendiculaire à l'**axe du faisceau** à la position de la distance minimale acceptable déterminée en 1). Pour comparer les mesurages directement aux critères de conception, le début de l'émission ou des corrections doivent permettre d'obtenir la distance de propagation totale, z . Noter que la distance peut être déterminée à partir du temps de vol par rapport au début de l'émission (qui, pour un système d'imagerie, peut être le début de l'émission de la ligne mesurée ou, en imagerie d'onde de plan, le début l'émission de la trame) et la vitesse du son dans l'eau.

$$z = c_W t \quad (15)$$

La vitesse du son dans l'eau à la température de mesure peut être obtenue selon l'Annexe H. En présence d'une lentille dont le matériau est connu, la distance totale est déterminée à partir du temps de propagation du signal, t_{SA} ,

$$z = z_L / c_L + d_{\text{offset}} + c_W t_{SA} \quad (16)$$

où

z_L est l'épaisseur maximale de la lentille;

c_L est la vitesse du son dans la lentille (voir la Figure A.3);

d_{offset} est la distance entre le **plan d'ouverture de la source** et le **plan de surface du transducteur externe**, mesurée le long de l'axe du faisceau;

c_W est la vitesse du son dans l'eau;

t_{SA} est le temps de propagation depuis le **plan d'ouverture de la source**.

Voir la Figure B.4, la Figure A.4 et la Figure A.5. Pour un transducteur à focalisation cylindrique ou sphérique, le médaillon h doit être inclus:

$$z = h + d_{\text{offset}} + c_W t_{SA} \quad (17)$$

où

h est le médaillon du transducteur (voir Figure B.4, la Figure A.4 et la Figure A.5);

d_{offset} est la distance entre le **plan d'ouverture de la source** et le **plan de surface du transducteur externe**, mesurée le long de l'axe du faisceau;

c_W est la vitesse du son dans l'eau;

t_{SA} est le temps de propagation depuis le **plan d'ouverture de la source**.

NOTE Si les mesurages ont lieu dans un autre milieu que l'eau, la vitesse du son dans ce milieu est utilisée plutôt que c_W .

Déterminer le délai de réponse du signal mesuré par rapport au début de l'impulsion d'émission. Déterminer et enregistrer le **distance de décalage**, soit la distance entre l'**ouverture du transducteur externe** et le **plan d'ouverture de la source** le long de l'**axe du faisceau**. Mesurer et enregistrer la distance (**distance de décalage**) entre ce plan et l'**ouverture du transducteur externe** le long de l'**axe du faisceau**.

- 8) Calculer le rapport du délai de réponse relatif au plan d'ouverture de la source (voir 7)) par le délai de réponse relatif au **maximum du faisceau** (voir 7)). Si ce rapport est supérieur à 0,2, cela indique qu'une portion significative de la distance du **maximum du faisceau** est inaccessible et que la détermination de la taille de l'**ouverture de la source** est une approximation de la taille réelle de l'**ouverture du transducteur**.

7.2.6 Mesurages de détermination des conditions de niveau de champ

Les mesurages suivants doivent être réalisés pour déterminer la catégorie des niveaux de champ de pression: linéaire, quasilinear, non linéaire ou non linéaire extrême. Lorsqu'elles sont mesurées, les conditions de champ peuvent être modifiées en ajustant les niveaux d'entraînement exigés en satisfaisant aux conditions de champ souhaitées ou en respectant les limitations de l'hydrophone.

- a) Mesurer la **surface d'ouverture de la source** et la **surface locale du faisceau** dans le **plan d'ouverture de la source** pour calculer le **facteur de surface locale**. La **surface d'ouverture de la source** est déterminée à partir de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** -20 dB dans le **plan d'ouverture de la source**. Cette surface et la **surface du faisceau** permettent de calculer le **facteur de surface locale**, L_{af} .

b) Balayage de l'axe du faisceau

L'hydrophone doit être balayé sur l'**axe du faisceau** par incréments ne dépassant pas la moitié d'une **longueur d'onde**, la **pression de compression de crête**, la **pression de raréfaction de crête** et l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** devant être enregistrées à chaque position. Il convient que le balayage commence aussi proche que possible du plan d'ouverture de la source du faisceau, et qu'il s'étende à une fois et demie la **longueur focale géométrique** nominale du transducteur. Si, en un point, $p_+ > p_{+lim}$ ou $p_- > p_{-lim}$, le balayage doit être arrêté et la **tension de polarisation dynamique** doit être réduite tant que les pressions ne sont pas dans les limites. De même, si un en point l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** I_{ta} dépasse la **limite d'intensité de l'hydrophone** $I_{ta,lim}$, il convient de réduire le **facteur de charge** F_d . Après avoir réduit la **tension de polarisation dynamique** et le **facteur de charge**, il convient de poursuivre le balayage, la **tension de polarisation dynamique** et le **facteur de charge** devant être réduits dans une plus large mesure tant que le balayage peut ne pas être réalisé dans la plage de profondeurs spécifiée sans dépasser ces limites. Ensuite, le balayage doit être répété à ces réglages afin de déterminer la distance z_p à laquelle le **point de maximum de faisceau** est déterminé.

NOTE Dans certaines situations, il peut s'avérer impossible de procéder au balayage jusqu'à la position de l'intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale maximale, soit en raison d'une géométrie inaccessible soit parce que l'équipement en essai ne prend pas suffisamment en charge la réduction des tensions ou des facteurs de charge pour satisfaire aux limites définies par l'hydrophone. Dans ce cas, une alternative consiste à balayer jusqu'à une profondeur intermédiaire, puis à procéder à un balayage récurrent à cette profondeur afin d'utiliser la méthode de projection de l'IEC TS 62556:2014, Annexe E, pour prévoir l'emplacement z_p et à une estimation linéaire des paramètres de champ (voir 7.2.11.).

c) Détermination de la condition de niveau de champ de pression

La **pression acoustique de crête moyenne** p_m doit être mesurée à $z = z_p$, l'emplacement du **maximum de faisceau**. Le **paramètre de déformation locale** (Équation (1) de l'IEC TS 61949:2007[4]) doit être calculé selon l'Équation (18):

$$\sigma_q = z_p p_m \frac{2\pi f_{awf} \beta}{\rho \cdot c^3} \frac{1}{\sqrt{L_{af}}} \quad (18)$$

où

p_m est la **pression acoustique de crête moyenne** $(p_r + p_c)/2$;

p_r est la **pression acoustique de raréfaction de crête** au point pris en considération;

p_c est la **pression acoustique de compression de crête** au point pris en considération;

z_p est la distance du **point de maximum de faisceau** à laquelle le mesurage est réalisé et le **plan d'ouverture de la source**;

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

β est le paramètre de non linéarité pour l'eau, $\beta \approx 3,5$;

L_{af} est le **facteur de surface locale**.

Si la méthode de projection de l'Annexe E de l'IEC TS 62556:2014 est utilisée, il convient d'appliquer le critère de l'Équation (18) au plan de mesure auquel le balayage récurrent est réalisé.

Si la distance de décalage n'est pas nulle, sa valeur doit être estimée et ajoutée à la valeur de z_p de l'Équation (18). Cela donne un nouveau calcul plus précis du paramètre de déformation locale, lequel doit être utilisé.

d) La condition de niveau de champ doit être déterminée selon les valeurs de σ_q dimensionnées à partir de l'IEC TS 61949:2007 [4]: $0 < \text{linéaire} \leq 0,17$; $0,17 < \text{quasilinéaire} \leq 0,5$; $0,5 < \text{non linéaire} \leq 1,6$; et non linéaire extrême $> 1,6$.

e) Les effets de l'absorption d'eau doivent être pris en considération. En règle générale, la plupart des mesurages décrits ici sont des caractéristiques de détermination du champ acoustique émis plutôt que des valeurs absolues, lesquelles sont dans une moindre mesure

affectées par les effets d'absorption que les mesurages de la pression et de l'intensité absolues. À des fréquences et des niveaux de pression plus élevés, et ces mesurages intégrant des mesurages comparatifs de pression ou *ppsi* à différentes profondeurs, la correction d'absorption linéaire est nécessaire. L'absorption pour l'eau en fonction de la fréquence et de la température, $\alpha(f,T)$, est donnée à l'Annexe H, et les effets des mesurages sont décrits en G.4.3 et G.4.4. La correction d'absorption linéaire consiste à multiplier le spectre de forme d'onde de pression par l'exposant $[\alpha(f)z]$, puis à prendre la transformée de Fourier inverse pour revenir au domaine temporel.

- f) Il convient d'utiliser les points a) à e) dans le cadre d'une vérification finale pour vérifier que les conditions de champ satisfont aux conditions de niveau de champ souhaitées de l'Équation (18), les limites d'intensité et de pression de l'hydrophone étant décrites en 6.1.6 et 6.1.7. Si ce n'est pas le cas, le niveau d'entraînement doit être ajusté afin de satisfaire à la condition de niveau de champ souhaitée.

7.2.7 Déterminer si le transducteur est focalisant

À la position du **maximum de faisceau**, déterminer la **fréquence de fonctionnement moyenne arithmétique**. Voir la Figure B.7.

- a) La **longueur d'onde effective** est déduite de la vitesse du son **longitudinale** appropriée pour les conditions de mesure (si les mesurages sont réalisés dans l'eau, c_W) divisée par la **fréquence de fonctionnement moyenne arithmétique**.
- b) Pour déterminer si un **transducteur ultrasonique** est focalisant dans un plan longitudinal, la symétrie du transducteur doit être déterminée.
- 1) Pour déterminer la focalisation dans un **plan longitudinal**, sélectionner le plan, soit habituellement un plan xz ou yz tel que spécifié en 7.2.4. Voir la Figure B.6b. Les symétries de type rectangulaire, carré ou circulaire sont généralement connues en observant la forme du transducteur (voir par exemple la Figure B.13 et la Figure B.14). Pour les cas où la forme du transducteur est complètement inconnue, les mesurages suivants dans le **plan d'ouverture de la source** contribuent à déterminer les axes de symétrie.
 - 2) Dans tous les cas, mesurer les **largeurs d'ouverture de la source** x et y le long des axes x et y . Si les largeurs de la source sont dans les limites de 5 %, mesurer aussi les largeurs diagonales de l'ouverture à $\pm 45^\circ$ de l'axe x . Si les largeurs diagonales sont également dans les limites de 5 %, la symétrie est circulaire pour les fins de la présente méthode. Si les largeurs diagonales diffèrent de plus de 5 % par rapport aux largeurs x ou y , la symétrie est carrée ou rectangulaire. S'il existe un doute quant à la symétrie du transducteur, un contour -20 dB complet peut être mesuré dans le **plan d'ouverture de la source** par un balayage récurrent.
 - i) Si le contour -20 dB dans le **plan d'ouverture de la source** possède une symétrie circulaire, alors tout **plan longitudinal** peut être utilisé initialement pour déterminer la **largeur de faisceau -6 dB** minimale. La symétrie de **largeur de faisceau** doit être vérifiée à la position de l'**ouverture de la source** sur l'**axe du faisceau**.
 - ii) Si le contour -20 dB du **plan d'ouverture de la source** est approximativement rectangulaire ou elliptique, le **plan longitudinal principal** contenant la **largeur de faisceau -6 dB** minimale est souvent parallèle à la plus grande dimension (correspondant au plus long côté dans le cas d'un rectangle.) Si les contours -20 dB du **plan d'ouverture de la source** ne sont pas approximativement circulaires, rectangulaires ou elliptiques, ce **plan longitudinal principal** et le **plan longitudinal** qui lui est perpendiculaire sont souvent de premier intérêt. Dans ce cas, des mesurages de **largeur de faisceau** peuvent être effectués dans ces plans orthogonaux afin de trouver un **foyer de largeur de faisceau** dans chaque plan. La surface du faisceau peut être estimée comme étant π fois le produit des **largeurs de faisceau -6 dB** dans chaque plan divisé par quatre.
 - 3) En fonction des conditions de symétrie ci-dessus, les largeurs d'**ouverture de la source** et la **longueur d'onde effective** sont utilisées pour calculer la **distance de transition** dans chaque **plan longitudinal**.

- 4) Pour mesurer l'**apodisation**, balayer et enregistrer le *ppsi* le long de l'axe transversal de chaque **plan longitudinal**. L'**ouverture de la source** le long de la direction choisie est apodisée si le *ppsi* diminue vers les extrémités de l'ouverture. La fonction d'**apodisation** mesurée est normalisée à sa valeur maximale au centre de l'ouverture afin d'obtenir $w(x)$, $w(y)$ ou $w(r)$, selon la géométrie de l'ouverture. Voir la **distance de transition**.
- c) Trouver les **foyers de largeur de faisceau (largeur de faisceau –6 dB** minimale et leur position). Si des arguments sont formulés pour la symétrie (un **plan longitudinal principal** pour le cas circulaire ou deux **plans longitudinaux** orthogonaux pour le cas rectangulaire), les résultats de **largeur de faisceau** minimale doivent être vérifiés par des mesurages de **largeur de faisceau** dans des plans légèrement pivotés autour de l'axe z (au-dessus et en dessous du plan xz et au-dessus et en dessous du plan yz).
- d) La connaissance des propriétés de focalisation prévues du transducteur dans chaque **plan longitudinal** peut aider à la sélection des distances de recherche de **largeur de faisceau**. Les Équations (A.15) et (A.18) pour la **distance de transition proche** et pour la **distance de transition lointaine** peuvent être utilisées pour déterminer des distances correspondant à l'étendue de la **zone focale** prévue. Une alternative adéquate au **maximum de faisceau** consiste à utiliser un plan transversal proche dans lequel le faisceau converge en un seul lobe central à pic unique. Ce plan est situé dans la **zone focale** mais n'inclut pas, dans certains cas, la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** du champ.
- e) Dans chaque plan de symétrie, si le **minimum de faisceau** est inférieur à 35% de la **largeur d'ouverture de la source**, le **transducteur ultrasonique** est **focalisant** dans ce plan.
- f) Si les conditions du point e) ne sont pas satisfaites ou si aucune **largeur de faisceau –6 dB** minimale n'est trouvée, le **transducteur ultrasonique** est **non focalisant** dans ce plan.

7.2.8 Mesurage d'autres paramètres de largeur de faisceau d'un transducteur focalisant

7.2.8.1 Généralités

La profondeur de champ peut être déterminée en trouvant les deux profondeurs les plus proches dans le plan où la largeur de faisceau est deux fois plus grande que la largeur de faisceau minimale. Si la largeur de faisceau ne double pas en s'approchant du transducteur ultrasonique, utiliser la position du plan d'ouverture de la source comme premier point de profondeur de champ.

À partir de la position des minima de faisceau dans chaque plan longitudinal, déterminer la longueur focale de largeur de faisceau et la largeur à mi-crête à partir de la largeur de faisceau –6 dB minimale.

Les mesurages supplémentaires dépendent de l'application et sont organisés comme suit:

- paramètres de surface de faisceau (7.2.9);
- paramètres de maximum de faisceau (7.2.10);
- alternative de projection numérique (7.2.11);
- paramètres d'onde de plan (7.2.12 et 7.2.13);
- thérapeutique de haute intensité (7.2.14);
- considérations relatives aux transducteurs à balayage et aux transducteurs avec plusieurs sources (7.3);
- réponse impulsionnelle spatiale et tracés de faisceau (7.4);
- ondes de plan composé (7.5).

7.2.8.2 Enregistrement des paramètres de focalisation

Les résultats suivants doivent être consignés (voir la Figure B.6b):

- **paramètre de déformation locale**, σ_q ;
 - identification du **plan longitudinal** (xz ou yz) et s'il s'agit d'un **plan d'exploration**;
 - symétrie: rectangulaire, elliptique, circulaire ou autre (7.2.7b);
 - **largeur d'ouverture de la source**, L_{SA} ;
 - b_{min} , position sur l'**axe du faisceau** du **minimum de faisceau** ou du **foyer de largeur de faisceau**, s'il est focalisant, en tant que distance z corrigée selon les Équations (16) et (17). Si les corrections ne sont pas connues, utiliser la distance par rapport au **plan d'ouverture de la source**;
- Les distances mesurées sont citées en référence par rapport au **plan d'ouverture de la source**, qui dépend de la configuration de mesure. Les corrections [Équations (16) et (17)] (le décalage, par exemple) et les informations de conception supplémentaires relatives à la géométrie du transducteur doivent être spécifiées. L'enregistrement de l'un ou l'autre de ces paramètres permet de faire référence aux mesurages consignés en fonction d'un emplacement reproductible.
- détermination de la **focalisation** et de la **largeur de faisceau** -6 dB au **minimum de largeur de faisceau**, w_6 , de la profondeur de champ et des positions axiales corrigées de $2 \times w_6$;
 - **longueur focale de largeur de faisceau** avec corrections axiales;
 - répéter les étapes ci-dessus pour l'autre plan longitudinal orthogonal contenant l'axe du faisceau, selon le cas.

Les incertitudes des résultats consignés doivent être estimées conformément à l'Annexe E et à l'ISO/IEC Guide 98-3:2008.

7.2.9 Mesurage des paramètres de surface du faisceau

7.2.9.1 Généralités

Déterminer le foyer de surface du faisceau, soit la position de la surface du faisceau -6 dB minimale. Voir la Figure B.10. Le plan transversal perpendiculaire à l'axe du faisceau en ce point est le **plan focal de la surface de faisceau**. Si des arguments fondés sur la symétrie sont employés (tel que décrit plus haut), la position de surface du faisceau minimale doit être vérifiée en mesurant les surfaces dans des plans proches, adjacents et parallèles, à environ 5 % de la distance axiale entre le **plan d'ouverture de la source** et le foyer de surface du faisceau, si cela est réalisable. Pour déterminer le foyer de surface du faisceau, il est utile de commencer les mesurages hydrophoniques au **maximum de faisceau** et de déplacer l'hydrophone le long de l'axe du faisceau vers le transducteur ultrasonique, jusqu'à ce que la surface du faisceau -6 dB minimale soit observée.

À l'emplacement du foyer de surface du faisceau, déterminer la profondeur focale de la surface de faisceau.

7.2.9.2 Enregistrement des paramètres de surface du faisceau

Les résultats suivants doivent être consignés (voir la Figure B.10):

- a) **paramètre de déformation locale**, σ_q ;
- b) **largeurs d'ouverture de la source**, L_{SA} , le long des axes x et y , s'il ne s'agit pas d'une géométrie circulaire (7.2.7b);
- c) identification du **plan longitudinal** (xz ou yz) et s'il s'agit d'un **plan d'exploration**;
- d) symétrie: rectangulaire, elliptique, circulaire ou autre (7.2.7b);
- e) **profondeur focale de la surface de faisceau**, position axiale de la surface du faisceau -6 dB minimale, en tant que distance z corrigée selon les Équations (15) et (16). Si les corrections ne sont pas connues, utiliser la distance par rapport au **plan d'ouverture de la source**;

Cette information est exigée car les distances mesurées sont citées en référence par rapport au **plan d'ouverture de la source**, qui peut dépendre de la configuration de mesure. Les corrections [Équations (16) et (17)] (le décalage, par exemple) et les informations de conception supplémentaires relatives à la géométrie du transducteur doivent être spécifiées. L'enregistrement de l'un ou l'autre de ces paramètres permet de faire référence aux mesurages consignés en fonction d'un emplacement reproductible.

- f) **surface du faisceau**, $A_{b,6}$, dans le **plan focal de la surface de faisceau**;
- g) **surface du faisceau de sortie**, selon le cas.

7.2.10 Mesurage des paramètres fondés sur le maximum de faisceau

7.2.10.1 Généralités

Dès que l'**axe du faisceau** a été trouvé, un ensemble de paramètres de **maximum de faisceau** liés aux valeurs de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** le long de l'**axe du faisceau** peut être déterminé. Le **maximum de faisceau** est le terme le plus général, et les paramètres associés sont présentés à la Figure B.7. Les paramètres fondés sur la pression (voir la Figure B.8) sont les paramètres de **maximum de faisceau** après avoir déterminé la **focalisation** selon 7.2.7. Les paramètres de **maximum de faisceau** peuvent également être utilisés pour les transducteurs **non focalisants**.

- a) Déterminer la **longueur maximale du faisceau** comme étant la distance entre le **plan d'ouverture de la source** et le **plan maximal du faisceau** contenant le **point de maximum de faisceau** le long de l'**axe du faisceau**.
- b) Mesurer la **profondeur maximale du faisceau** comme étant la distance entre les points -6 dB les plus proches de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** de part et d'autre du maximum de faisceau le long de l'**axe du faisceau**.
- c) Si cela est exigé, mesurer le **volume maximal du faisceau**, la surface -6 dB entourant le **point de maximum de faisceau** (x_{bm}, y_{bm}, z_{bm}). Ce volume peut être approché en mesurant la **largeur à mi-crête** le long de l'axe x , $FWHM_x$, la **largeur à mi-crête** le long de l'axe y , $FWHM_y$ (Figure B.12) et la **profondeur maximale du faisceau**, L_{bm} (Figure B.11). L'équation de la surface ellipsoïde -6 dB est la suivante

$$\left(\frac{x-x_{bm}}{FWHM_x}\right)^2 + \left(\frac{y-y_{bm}}{FWHM_y}\right)^2 + \left(\frac{z-z_{bm}}{L_{bm}}\right)^2 = 1/4 \quad (19)$$

et le volume ellipsoïde approchant le **volume maximal du faisceau** est

$$V_{bm} = \frac{\pi}{6}(FWHM_x \cdot FWHM_y \cdot L_{bm}) \quad (20)$$

- d) Si la focalisation a été déterminée dans les deux plans longitudinaux orthogonaux, les paramètres fondés sur la pression doivent être déterminés (voir la Figure B.9). La **longueur focale de pression**, la distance entre le **plan d'ouverture de la source** et le **plan focal de pression** le long de l'**axe du faisceau** est la **longueur maximale du faisceau**.
- e) Pour mesurer le **gain focal de pression**, procéder comme suit.
 - 1) Déplacer l'hydrophone le long de l'**axe du faisceau** vers le **plan d'ouverture de la source**.
 - 2) Mesurer le **carré moyen de la pression intégré sur l'ouverture de la source** sur la **surface du foyer -20 dB**, ainsi que le contour -20 dB du **plan d'ouverture de la source**.
 - 3) Déterminer le **gain focal de pression** initial à partir de la racine carrée du rapport de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** au **foyer de pression** par le **carré moyen de la pression intégré sur l'ouverture de la source**.

- 4) Une correction d'atténuation sur la **bande passante** de mesure doit être appliquée à la valeur de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré au foyer de pression** avant de déterminer la valeur finale du **gain focal de pression**. Lorsque le milieu de mesure est de l'eau, cette correction est négligeable à de basses fréquences, pour des distances de mesure courtes ou encore dans des conditions dans lesquelles la perte totale sur la trajectoire de mesure à la **fréquence de fonctionnement moyenne arithmétique** est inférieure ou égale à 1 dB.
- 5) Le degré de non-linéarité lors du mesurage peut être vérifié en substituant le rapport de 0,69 fois la surface du contour de l'**ouverture de la source** –20 dB par la **surface du faisceau –6 dB** à la position du pic de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** pour F_a pour le **facteur de surface locale** de l'Équation (18). Si la valeur de ce paramètre est inférieure à 0,5, ce mesurage est considéré comme étant dans la plage linéaire.
- 6) Si cela est exigé pour la validation de la conception, le **gain focal géométrique** peut être mesuré si les foyers géométriques coïncident dans les **plans longitudinaux** orthogonaux (xz et yz) incluant l'**axe du faisceau**. La procédure est la même qu'aux points 1) à 5) en remplaçant la **longueur focale géométrique** par le **foyer de pression**. Les résultats peuvent être comparés aux équations dans la définition du **gain focal géométrique**.

7.2.10.2 Enregistrement des paramètres de maximum de faisceau

Les résultats suivants doivent être consignés (voir la Figure B.10):

- a) **paramètre de déformation locale**, σ_q ;
- b) **largeurs d'ouverture de la source**, L_{SA} , le long des axes x et y , s'il ne s'agit pas d'une géométrie circulaire (7.2.7b);
- c) identification du **plan longitudinal** (xz ou yz) et s'il s'agit d'un **plan d'exploration**;
- d) symétrie: rectangulaire, elliptique, circulaire ou autre (7.2.7b);
- e) détermination de la **focalisation** selon 7.2.7;
- f) **longueur maximale du faisceau**, z_p , position axiale du **point de maximum de faisceau**, en tant que distance z corrigée selon les Équations (15), (16) et (17). Si les corrections ne sont pas connues, utiliser la distance par rapport au **plan d'ouverture de la source**. Si le transducteur est **focalisant**, ce paramètre doit être consigné en tant que **longueur focale de pression**;

Les distances mesurées sont citées en référence par rapport au **plan d'ouverture de la source**, qui dépend de la configuration de mesure. Les corrections [Équations (15) et (16)] (le décalage, par exemple) et les informations de conception supplémentaires relatives à la géométrie du transducteur doivent être spécifiées. L'enregistrement de l'un ou l'autre de ces paramètres permet de faire référence aux mesurages consignés en fonction d'un emplacement reproductible.

- g) **profondeur maximale du faisceau**, L_{bm} , le long de l'**axe du faisceau** proche de z_p . Si le transducteur est **focalisant**, ce paramètre doit être consigné en tant que **profondeur focale**;
- h) **largeur de faisceau** à z_p le long de l'axe x , $w_6=FWHM_x$;
- i) **largeur de faisceau** à z_p le long de l'axe y , $w_6=FWHM_y$;
- j) **volume du faisceau**, V_{bm} , calculé à partir de L_{bm} , $FWHM_x$ et $FWHM_y$;
- k) **gain focal de pression**, selon le cas.

7.2.11 Alternative: calcul des paramètres focaux à l'aide de la projection numérique

Si les paramètres de champ sont dans la plage linéaire ou **quasilinéaire**, les paramètres figurant en 7.2.5 et 7.2.7 à 7.2.10 peuvent par ailleurs être déterminés à l'aide de la méthode de projection numérique de l'Annexe E de l'IEC TS 62556:2014, en procédant à un balayage

récurrent au niveau d'un plan préfocal et en prévoyant de manière numérique les paramètres focaux. Le critère de l'Équation (18) doit être satisfait partout dans le plan de mesure dans lequel les données sont collectées, de sorte que l'hypothèse des conditions de champ linéaire ou **quasilinéaire** au niveau du plan de mesure soit valide.

Dans ce cas, l'exigence de satisfaction des conditions quasilinéaires (voir 7.2.6) et des limites de pression de l'**hydrophone** doit être satisfaite au plan de mesure en z_p .

Si cette approche est utilisée, l'algorithme numérique doit être validé pour la fréquence particulière et la géométrie du transducteur en essai.

Un moyen acceptable de validation consiste à comparer les prévisions de l'algorithme numérique pour diriger les mesurages réalisés selon 7.2.10.1 a) à 7.2.10.1 c) au plan $z = z_p$.

Pour les transducteurs non focalisants, ces paramètres sont réputés être déterminés à la position du **maximum de faisceau**.

7.2.12 Champs transmis par onde plane

7.2.12.1 Généralités

Pour l'imagerie à onde plane [45], simple ou composée, les mesurages sont souvent réalisés dans le **champ proche**. Le champ transmis a été caractérisé en 7.2.5. L'**ouverture de la source**, la **largeur d'ouverture de la source**, la fonction d'**apodisation**, le cas échéant, le **plan d'exploration** ou le **plan longitudinal principal**, ainsi que la condition de **focalisation** ou de **non-focalisation** ont été déterminés en 7.2.7.

7.2.12.2 Approcher la distance de transition

Utiliser la profondeur la plus importante ou l'étendue de mesure du transducteur, z , à partir du **plan d'ouverture de la source**. À l'aide de la **longueur d'onde effective** et de la **largeur d'ouverture de la source**, L_{SA} , déterminer la **distance de transition** à partir de $z_T = (L_{SA})^2 / \pi \lambda$. En présence d'une fonction d'**apodisation** pour l'ouverture, utiliser l'équation pour la géométrie appropriée dans la définition de la **distance de transition**. Voir si z est dans le **champ proche** en vérifiant si $z < z_T$.

7.2.13 Ondes planes dirigées

7.2.13.1 Généralités

Pour les compositions d'ondes planaires, plusieurs ondes planaires selon des angles différents peuvent être envoyées de manière séquentielle. Un **axe du faisceau** doit être déterminé pour chaque onde planaire d'un ensemble. L'ensemble composé d'ondes planaires non simultanées peut être synthétisé sous la forme d'un faisceau émis composite. Les mesurages de la pression pour chaque onde plane sont réalisés aux mêmes points de la grille de mesure par un hydrophone, puis stockés dans la mémoire. Les formes d'onde à chaque mesurage de la grille à partir d'ensembles différents d'ondes planes sont ajoutées aux mêmes points de mesure de la grille afin de synthétiser le champ acoustique émis.

7.2.13.2 Focalisation des ondes planes composées

L'**axe du faisceau** de l'onde plane non dirigée centrale est l'**axe du faisceau** principal du champ composite. Les critères de **focalisation** de 7.2.7 et l'enregistrement dans 7.2.8.2 doivent être appliqués au champ composite.

7.2.14 Mesurages de champs ultrasonores thérapeutiques de haute intensité

7.2.14.1 Généralités

Les mesurages directs des **champs ultrasonores thérapeutiques de haute intensité** à des niveaux de champ acoustique non linéaires ou non linéaires extrêmes sont décrits ci-dessous.

7.2.14.2 Balayage de l'axe du faisceau

L'hydrophone doit être balayé sur l'**axe du faisceau** par incréments ne dépassant pas la moitié d'une longueur d'onde, la **pression de compression de crête**, la **pression de raréfaction de crête** et l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** devant être enregistrées à chaque position. Il convient que le balayage commence aussi proche que possible du **plan d'ouverture de la source** du faisceau, et qu'il s'étende à une fois et demie la **longueur focale géométrique nominale** du transducteur. Si, en un point, $p_+ > p_{+,lim}$ ou $p_- > p_{-,lim}$, le balayage doit être arrêté et la tension de polarisation dynamique doit être réduite tant que les pressions ne sont pas dans les limites. De même, si en un point l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** I_{ta} dépasse la limite d'intensité de l'**hydrophone** $I_{ta,lim}$, il convient de réduire le **facteur de charge** F_d . Après avoir réduit la tension de polarisation dynamique et le **facteur de charge**, il convient de poursuivre le balayage, la **tension de polarisation dynamique** et le **facteur de charge** devant être réduits dans une plus large mesure tant que le balayage ne peut pas être réalisé dans la plage de profondeurs spécifiée sans dépasser ces limites. Ensuite, le balayage doit être répété à ces réglages afin de déterminer la **distance** z_p , à laquelle le **point de maximum de faisceau** est déterminé.

7.2.14.3 Mesurages à $z = z_p$

- pression de compression de crête** $p_+(p_c)$;
- pression de raréfaction de crête** $p_-(p_r)$;
- intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** I_{spta} ;
- fréquence d'application acoustique** f_{awf} ;
- régime de répétition des impulsions** prf ;
- la **profondeur maximale du faisceau** L_{bm} , ou, de manière équivalente, la **profondeur focale**, L_6 ;
- $A_{b,6}$, la **surface du faisceau** -6 dB;
- $P_{c,6}$, **puissance contenue dans la surface du faisceau -6 dB** à z_p ;
- le diamètre du faisceau équivalent -6 dB, donné par $D_{6,q} = \sqrt{4A_{b,6} / \pi}$.

Il convient d'utiliser les points a) à e) dans le cadre d'une vérification finale pour vérifier que les conditions de champ satisfont aux conditions **quasilineaires** de l'Équation (18), les limites d'intensité et de pression de l'hydrophone étant décrites en 6.1.6 et 6.1.7. Si ce n'est pas le cas, il convient de vérifier le montage de mesure. Les points f) à i) permettent de calculer le **volume focal** et sont utilisés ci-dessous pour calculer les intensités de champ extrapolées.

7.2.15 Calcul de I_{sa}

7.2.15.1 Généralités

L'intensité moyenne spatiale, I_{sa} , est définie comme suit:

$$I_{sa} = P_{c,6} / A_{b,6,q} \quad (21)$$

où $A_{b,6,q}$ est la **surface du faisceau** –6 dB, mesurée dans les conditions **quasilineaires**, et $P_{c,6}$ la puissance à l'intérieur de la surface –6 dB à $z = z_p$ dans les **conditions d'entraînement clinique**. $P_{c,6}$ peut être déterminé par la méthode d'ouverture de 7.2.13.1 ou en procédant à des balayages récurrents pour déterminer la valeur correspondante $P_{c,6}$ (voir l'Annexe G).

7.2.15.2 Détermination alternative de $P_{c,6}$ à l'aide d'une ouverture combinée à un mesurage de la puissance de sortie acoustique totale

Par ailleurs, $P_{c,6}$ peut être déterminé en construisant une ouverture correspondant à la surface du faisceau –6 dB mesurée dans les conditions **quasilineaires**. Il convient de veiller à construire l'ouverture de sorte qu'elle bloque d'au moins –30 dB la puissance provenant de la surface environnante. Cette ouverture est placée à la position $z = z_p$ devant le transducteur, et $P_{c,6}$ est mesuré conformément à l'IEC 62555. Il convient d'ajuster la position x et y du transducteur par rapport à l'ouverture de manière itérative afin d'optimiser le résultat du mesurage. Si cette méthode est utilisée, il convient de prendre en considération les erreurs dues à l'atténuation du trajet de propagation dans l'eau, s'expliquant notamment par les pertes qui peuvent être dues à l'atténuation des harmoniques de fréquence plus élevés dans le signal.

7.2.15.3 Cas particulier des transducteurs sphériques à vibrations uniformes

Pour les transducteurs focalisés sphériques à vibrations uniformes, une solution analytique [15] donne la relation suivante:

$$I_{sa} = 0,682 P_c / A_{b,6,q} = 0,868 P_c / (D_{6,q})^2 \quad (22)$$

où

$$D_{6,q} = \sqrt{4 A_{b,6,q} / \pi}, \text{ et}$$

P_c est la **puissance** de sortie dans les **conditions d'entraînement clinique**.

7.2.16 Évaluation supplémentaire des lobes secondaires et des valeurs maximales préfocales

7.2.16.1 Généralités

Pour évaluer les lobes secondaires dans le faisceau, il est nécessaire de caractériser le faisceau dans toute la région tridimensionnelle entre le **plan d'ouverture de la source** ($z = 0$) et le plan de l'intensité maximale ($z = z_p$). Cela peut être fait de trois façons (voir 7.2.16.2 à 7.2.16.4).

NOTE Pour les transducteurs non focalisants, les valeurs maximales préfocales sont réputées être les valeurs maximales qui se produisent à des profondeurs moins importantes que la position du **maximum du faisceau**.

7.2.16.2 Évaluation du lobe secondaire par simple balayage de l'hydrophone

Pour évaluer les niveaux de lobe secondaire par un simple balayage de l'hydrophone, il convient de procéder à un balayage récurrent dans plusieurs plans perpendiculaires à l'**axe du faisceau** entre le plan d'entrée et le plan focal, où $z = z_p$. Il convient que l'incrément de profondeur entre les plans soit inférieur à λ . Dans chaque plan, il convient de mesurer $I_{ta}(x,y)$ en fonction de la position d'un niveau d'au moins -20 dB par rapport à la crête dans ce plan ou à un niveau de décibel spécifié par des considérations en matière de sécurité dans les normes correspondantes. Il convient que l'incrément spatial dans x et y soit tel que $I_{ta}(x,y)$ varie de moins de 3 dB entre des points adjacents. Pour chaque plan $z = z_i$, il convient d'enregistrer l'emplacement et la valeur du maximum secondaire le plus important hors du **volume focal**, $I_{ta}(x_{sm}(z_i), y_{sm}(z_i), z_i)$ où $x_{sm}(z_i), y_{sm}(z_i)$, sont les coordonnées x et y dans ce plan. Le maximum sur tous les plans $\{z_i\}$ représente l'**intensité moyenne temporelle de la crête de lobe secondaire** I_{slpta} .

7.2.16.3 Évaluation du lobe secondaire par projection numérique

La méthode de projection numérique décrite dans l'IEC TS 62556:2014, Annexe E, est une approche combinant un algorithme de projection à des mesurages exacts de l'**hydrophone** dans un plan ou une surface de balayage, afin de calculer le champ tridimensionnel en d'autres emplacements spatiaux. La procédure de validation présentée en 7.2.11 doit être suivie si cette approche est utilisée. Outre cette validation, un mesurage par **hydrophone** doit être réalisé à la position prévue du lobe secondaire le plus important, et comparé à la prévision de la méthode de projection. La différence d'intensité du lobe secondaire par rapport à la valeur prévue doit être évaluée et consignée pour être prise en considération eu égard aux effets potentiels de cette erreur sur l'utilisation clinique.

7.2.16.4 Évaluation du lobe secondaire en combinant le balayage de l'hydrophone à d'autres méthodes d'imagerie

D'autres méthodes d'imagerie peuvent fournir plus rapidement au moins une évaluation quantitative de la distribution de l'énergie du champ, qui peut donner les coordonnées spatiales des maxima locaux anomaux du champ acoustique. Ces méthodes incluent le mapping de Schlieren [16][17][18] et le mapping thermique [19]. Lors de l'identification de ces régions et de leurs coordonnées, le balayage de l'**hydrophone** peut être utilisé pour acquérir dans une plus large mesure un mapping de champ quantitatif de ces régions uniquement. De cette manière, le nombre de balayages de l'**hydrophone** peut être réduit comparé à la méthode de 7.2.14.2.

NOTE Les systèmes HITU qui utilisent un mesurage thermique direct *in-vivo* (la thermométrie IRM, par exemple) peuvent être un autre moyen de remplacer les balayages de l'**hydrophone** pour les lobes secondaires [20].

7.2.16.5 Évaluation des maxima préfocaux le long de l'axe z

Pour obtenir les maxima préfocaux le long de l'**axe du faisceau**, il convient de procéder à un balayage le long de l'axe z avec un incrément spatial inférieur à une demi-longueur d'onde. Il convient d'enregistrer la valeur de I_{ta} au maximum le plus important à l'extérieur de la zone focale -6 dB du foyer principal comme étant l'**intensité moyenne temporelle de crête préfocale** I_{pfpta} .

NOTE Les systèmes HITU qui utilisent un mesurage thermique direct *in-vivo* (la thermométrie IRM, par exemple) peuvent être un autre moyen de remplacer les balayages de l'**hydrophone** pour les maxima préfocaux [20].

7.2.16.6 Enregistrement des mesurages de champs ultrasonores thérapeutiques de haute intensité

Les résultats suivants doivent être consignés:

- puissance ultrasonore totale au niveau de tension de polarisation dynamique clinique, P_C ;
- balayage axial de faisceau de l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** $I_{ta}(x = 0, y = 0, z)$;

- z_p , position de l'**intensité dérivée de moyenne temporelle** de crête (I_{ta}) sur l'**axe du faisceau**;
- la **distance par rapport au plan d'entrée du patient** (z_e) ou la **distance de décalage**;

Les distances mesurées sont citées en référence par rapport au **plan d'ouverture de la source**, qui dépend de la configuration de mesure. L'enregistrement de l'un ou l'autre de ces paramètres permet de faire référence aux mesurages consignés en fonction d'un emplacement reproductible.

- $A_{b,6}$, surface du faisceau -6 dB à $z = z_p$;
- L_{bm} , profondeur maximale du faisceau ou, de manière équivalente, L_6 , la **profondeur focale**, sur l'axe;
- I_{sa} , **intensité moyenne spatiale**;
- **intensité moyenne temporelle de la crête de lobe secondaire**, $I_{slpta,est}$, et sa position dans x , y et z ;
- **intensité moyenne temporelle de crête pré focale**, I_{pfpta} , estimée et sa position dans z ;
- réglages de sortie pertinents pour l'**appareil HITU** correspondant à ces résultats.

Les incertitudes des résultats consignés doivent être estimées conformément à l'Annexe E et à l'ISO/IEC Guide 98-3:2008.

7.3 Considérations relatives aux transducteurs à balayage et aux transducteurs avec plusieurs sources

7.3.1 Transducteurs à balayage automatique

7.3.1.1 Généralités

Des mesurages sur des transducteurs à balayage automatique (c'est-à-dire des transducteurs à réseau de balayage mécanique ou électronique) doivent être réalisés avec le balayage automatique à l'arrêt. Les procédures de mesure de l'Article 6 doivent alors être appliquées au transducteur à l'arrêt.

7.3.1.2 Transducteurs avec plusieurs sources

Les transducteurs à plusieurs sources sont regroupés en deux classes:

Classe I: les transducteurs dont les faisceaux ne se chevauchent pas de manière significative;

Classe II: les transducteurs dont les faisceaux se chevauchent de manière significative.

Les transducteurs de classe I peuvent être utilisés pour obtenir une couverture spatiale plus large sans balayage, alors que les transducteurs de classe II peuvent être le résultat involontaire d'une conception de classe I ou le résultat volontaire d'une tentative de superposition des faisceaux afin d'améliorer les effets acoustiques. Les transducteurs de classe I peuvent être mesurés en mesurant les sources individuelles, alors que les transducteurs de classe II exigent le mesurage avec toutes les sources activées.

Si la géométrie du transducteur peut être un obstacle au mesurage direct (des transducteurs hémisphériques, par exemple), des méthodes de projection peuvent être utilisées sur les mesurages réalisés sur un seul plan afin de prévoir les propriétés du faisceau au niveau des points focaux ou des lobes secondaires.

Pour les besoins du présent document, le critère ci-dessous doit être utilisé pour distinguer les transducteurs de classe I et de classe II:

Si, pour tous les points présentant un intérêt clinique, il existe une différence négligeable entre l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** I_{ta} du champ composite et la somme de l'intensité dérivée de la moyenne temporelle du champ de chaque source, le transducteur doit être de classe I. Sinon, il doit être de classe II.

NOTE 1 Le champ composite est défini comme étant celui généré par l'activation simultanée de plusieurs sources.

NOTE 2 La "somme de l'intensité dérivée de la moyenne temporelle du champ de chaque source en un point" est la somme arithmétique de l'intensité du champ de chaque source en un point, lorsque chaque source agit individuellement.

NOTE 3 Il est nécessaire de prendre en considération les plans destinés à un usage clinique pour déterminer si la différence est négligeable.

7.4 Réponse impulsionnelle spatiale et tracés de faisceau

7.4.1 Généralités

Une autre méthode de caractérisation d'un champ à partir d'un transducteur consiste à utiliser une cible ponctuelle et à utiliser le transducteur comme un émetteur, puis comme un récepteur. Dans ce cas, le signal est un écho impulsionnel provenant du transducteur de réception. Ce signal contient les effets de la réponse électromécanique combinée à la source d'excitation. Pour obtenir la véritable réponse impulsionnelle spatiale, ces effets peuvent être déconvolutionnés de la forme d'onde reçue si nécessaire. Sinon, l'écho impulsionnel provenant de la cible peut être utilisé pour mesurer l'ensemble de la réponse. Pour réduire le plus possible les effets de l'excitation de la source, une brève impulsion unipolaire d'une durée inférieure à un dixième de la longueur d'onde de la réponse électromécanique peut être utilisée [21][22]. Étant donné qu'il s'agit de signaux d'aller-retour, un niveau $-n$ dB correspond à un niveau $-n/2$ dB dans le mesurage d'un hydrophone au même point. Par exemple, un écho impulsionnel -12 dB correspond à un mesurage d'hydrophone -6 dB. De même, la distance est diminuée de moitié: $z = c_w t/2$ au lieu de l'Équation (15) de 7.2.5.7).

7.4.2 Cible ponctuelle

Une cible adaptée (l'extrémité clivée d'une fibre optique ou une petite sphère dont les dimensions sont inférieures à la moitié d'une **longueur d'onde effective**, par exemple) est montée sur un élément de fixation mobile. La disposition s'apparente au montage décrit en 6.2.2 et à l'Annexe F, sauf que la cible est remplacée par l'hydrophone.

7.4.3 Tracés de faisceau et graphes de contour du faisceau

L'**axe du faisceau** est déterminé conformément à 7.2.5, sauf que le signal utilisé ne provient pas de l'hydrophone mais du transducteur lui-même. Un tracé de faisceau est mesuré en translatant la cible le long d'un axe transversal perpendiculaire à l'**axe du faisceau** (x ou y , par exemple). Comme le représente la Figure B.12, le tracé de faisceau est normalisé à la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré**. En balayant la cible dans un réseau bidimensionnel et en normalisant les valeurs en fonction de la valeur maximale mesurée, les données peuvent être utilisées pour créer un graphe de contour du faisceau dans lequel chaque contour représente la même valeur d'amplitude (-6 dB, par exemple). Un exemple de graphe de contour du faisceau est présenté à la Figure A.1. D'autres peuvent être consultés en [21], [22]. Lors de la comparaison des données aller-retour aux mesurages de l'hydrophone, les valeurs en décibels sont doublées comme expliqué en 7.4. Par conséquent, les critères de focalisation des mesurages aller-retour doivent utiliser les niveaux -3 dB, et pas les niveaux -6 dB.

7.5 Compositions d'ondes planaires

Les effets de plusieurs transmissions sur le champ de faisceau émis dans la composition d'onde planaire peuvent être mesurés par un hydrophone d'onde de pression ou les mesurages de cible ponctuelle être répétés sur exactement les mêmes positions sur la grille de mesure, puis les formes d'ondes stockées. Les formes d'onde provenant de différentes transmissions sont additionnées à chaque emplacement. Les tracés du champ composé d'ondes planes de champ peuvent être affichés sous la forme de tracés de faisceau ou de graphes de contour de faisceau (voir 7.4.2). Des exemples peuvent être consultés en [45].

Annexe A (informative)

Informations générales concernant la transmission/Caractéristiques des transducteurs focalisants

A.1 Généralités

L'objet des présentes informations générales est de spécifier comment le champ d'un **transducteur focalisant** peut être décrit en ce qui concerne la zone **préfocale**, la zone **postfocale** et la zone **focale** telles que décrites à la Figure A.1. Ces termes sont utiles pour la caractérisation des champs d'un **transducteur focalisant** de géométrie connue. En général, la réponse en pression dans le champ d'un transducteur émetteur peut être écrite de la manière suivante:

$$p(\mathbf{r}, t) = U(t) \times g_T(t) \times h_T(\mathbf{r}, t) \quad (\text{A.1})$$

dans laquelle $U(t)$ est la forme d'onde de la tension d'excitation, $g_T(t)$ est la réponse (pression/tension) électromagnétique du **transducteur**, et $h_T(\mathbf{r}, t)$ est la réponse de diffraction spatiale du **transducteur** entre son centre et le point du champ, vecteur (\mathbf{r}) , en fonction du temps. La forme d'onde de pression peut être mesurée par un **hydrophone** à large bande. Pour un mesurage aller-retour dans lequel le **transducteur** fait office de récepteur à la place d'un **hydrophone**, la tension de sortie peut être exprimée comme suit:

$$U_0(\mathbf{r}, t) = [U(t) \times g_T(t) \times g_R(t)] \times h_T(\mathbf{r}, t) \times h_R(\mathbf{r}, t) \times s(\mathbf{r}) \quad (\text{A.2})$$

dans laquelle $g_R(t)$ est la réponse électroacoustique de la fonction de réception du **transducteur** et $h_R(\mathbf{r}, t)$ est la réponse de diffraction spatiale du transducteur entre le point du champ et le transducteur, et $s(\mathbf{r})$ un diffuseur à \mathbf{r} . La réponse impulsionnelle spatiale du **transducteur** est en général la moyenne d'aller-retour $U_0(t)$ vers une cible ponctuelle s avec une excitation impulsionnelle $U(t)$ (souvent une impulsion monopolaire inférieure à un dixième de la longueur du cycle dominant dans la réponse du transducteur $g_T(t) \times g_R(t)$).

L'analyse du champ émis qui suit est une simplification de l'Équation (A.1). Comme dans l'analyse ci-dessus, il s'agit d'un modèle linéaire qui n'intègre pas les effets de distorsion non linéaire auxquels un **hydrophone** est souvent confronté lors de mesurages réalisés dans l'eau. En règle générale, pour confirmer la conception, la **focalisation** est mesurée dans les conditions linéaires ou **quasilinéaires**. Ce qui suit est une approche d'onde entretenue qui n'intègre pas les effets impulsionnels décrits dans les équations ci-dessus. Les effets de réseau et l'échantillonnage ne sont pas présentés de manière explicite dans l'Équation (A.2). Toutefois, dans la pratique, cette approche s'est révélée une raisonnable approximation de premier ordre du champ. Les Articles A.2 à A.6 décrivent les champs émis. Il existe de nombreux types de **focalisation**, y compris ceux avec une ouverture apodisée (distribution d'amplitude conique), les faisceaux x , les ondes planes, et bien d'autres encore. La définition de la focalisation a été simplifiée pour intégrer une amélioration de la résolution (largeur de faisceau plus petite) par rapport à ce qui aurait été obtenu sans **focalisation** pour une ouverture plane de même taille et pour la même excitation. Cette hypothèse exige de comparer les mesurages de largeur de faisceau à un simple modèle d'ouverture de même géométrie (plane), de même taille d'**ouverture de la source** mesurée et de même excitation.

Une autre méthode de mesure des champs du transducteur est un mesurage aller-retour à partir d'une cible ponctuelle balayée à travers le champ avec l'excitation habituelle du système ou avec une excitation de temps d'impulsion. Ce type de mesure concerne l'Équation (A.2). Approximativement, la réponse de diffraction dans le domaine fréquentiel est élevée au carré,

de sorte que les largeurs et contours –6 dB d'un champ émis correspondent à ceux des niveaux –3 dB d'un champ aller-retour.

A.2 Champ de la source de piston

En premier lieu, soit une **ouverture de transducteur** simple **non focalisante** de largeur $2a$ à symétrie circulaire présentée dans un écran rigide (Figure B.2). Dans le cas d'une excitation à onde entretenue sans **apodisation**, le champ de pression dans l'eau le long de l'axe du faisceau, z , peut être écrit comme suit

$$p(0, z) = p_0 \left[e^{-jkz} - e^{-jk(a^2+z^2)^{1/2}} \right] \quad (\text{A.3})$$

où

k est le nombre d'onde circulaire, $k = 2\pi/\lambda$;

λ est la longueur d'onde acoustique;

j est la racine carrée de -1 ($\sqrt{-1}$);

p_0 est l'amplitude de pression moyenne à l'**ouverture du transducteur**.

NOTE L'Équation A.1 est souvent exprimée en vitesse de particule à l'**ouverture du transducteur**. La valeur p_0 est par conséquent employée comme abréviation de $\rho c v_0$. À noter qu'un cas de non-**apodisation** est caractérisé par une amplitude de vitesse de particule constante, v_0 , alors que la pression à l'**ouverture du transducteur** n'est pas constante mais peut même être nulle à certains endroits, du fait des effets de diffraction.

Selon l'approximation paraxiale, $z^2 \gg a^2$, et le premier terme de l'expansion binomiale de l'Équation (A.3) donne la valeur approximative

$$p(0, z) \approx j2p_0 e^{-jkz} e^{-j\pi a^2 / 2\lambda z} \sin(\pi a^2 / 2\lambda z) \quad (\text{A.4})$$

La démarcation traditionnelle entre la zone de **champ proche** et la zone de **champ lointain** pour un **transducteur ultrasonique non focalisant** sans apodisation et à symétrie circulaire, est la **distance de transition**, $z_T = a^2/\lambda$ [23].

Le terme de phase quadratique de l'Équation (A.4), à la distance $z = z_T$, devient l'angle de phase suivant:

$$\theta_t = \frac{\pi a^2}{2\lambda} \left(\frac{\lambda}{a^2} \right) = \frac{\pi}{2} \quad (\text{A.5})$$

A.3 Focalisation avec une lentille

La **focalisation** est un moyen de concentrer l'énergie dans une zone spécifiée. Par analogie au domaine optique, la focalisation peut être sphérique pour assurer la concentration en un point (voir le bas de la Figure A.2). La **focalisation** cylindrique permet de concentrer l'énergie le long d'une ligne (voir le haut de la Figure A.2). La ligne de foyer est souvent utilisée dans les réseaux phasés pour la focalisation en élévation représentée à la Figure B.3. Les principaux types de **focalisations** sont présentés à la Figure A.3. Les méthodes incluent la courbure, la méthode en haut de la figure et les lentilles qui sont plano-convexes ou plano-concaves.

Voir la Figure A.3 pour un **transducteur focalisant** sans apodisation présentant une largeur $2a$ et une lentille fine à **longueur focale géométrique** $F_{\text{geo}} = R_{\text{LENS}}/(n-1)$, où R_{LENS}