

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Ultrasonics – Power measurement – Radiation force balances and performance requirements

Ultrasons – Mesurage de puissance – Balances de forces de rayonnement et exigences de fonctionnement

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61161:2013



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2013 IEC, Geneva, Switzerland

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

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

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

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

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

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

About the IEC

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

About IEC publications

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

Useful links:

IEC publications search - www.iec.ch/searchpub

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

It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

Electropedia - www.electropedia.org

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

Customer Service Centre - webstore.iec.ch/csc

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

A propos de la CEI

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

A propos des publications CEI

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

Liens utiles:

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

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

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

Just Published CEI - webstore.iec.ch/justpublished

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

Electropedia - www.electropedia.org

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

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

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

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Ultrasonics – Power measurement – Radiation force balances and performance requirements

Ultrasons – Mesurage de puissance – Balances de forces de rayonnement et exigences de fonctionnement

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX



ICS 17.140.50

ISBN 978-2-83220-617-1

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

CONTENTS

FOREWORD.....	4
INTRODUCTION.....	6
1 Scope.....	7
2 Normative references	7
3 Terms and definitions	7
4 List of symbols	9
5 Requirements for radiation force balances.....	9
5.1 General.....	9
5.2 Target type.....	10
5.2.1 General	10
5.2.2 Absorbing target.....	10
5.2.3 Reflecting target	10
5.3 Target diameter	11
5.4 Balance/force measuring system	11
5.5 System tank	11
5.6 Target support structures	11
5.7 Transducer positioning	11
5.8 Anti-streaming foils.....	11
5.9 Transducer coupling.....	12
5.10 Calibration.....	12
6 Requirements for measuring conditions	12
6.1 Lateral target position.....	12
6.2 Transducer/target separation.....	12
6.3 Water	12
6.4 Water contact.....	13
6.5 Environmental conditions	13
6.6 Thermal drifts	13
7 Measurement uncertainty	13
7.1 General.....	13
7.2 Balance system including target suspension.....	13
7.3 Linearity and resolution of the balance system	13
7.4 Extrapolation to the moment of switching the ultrasonic transducer	14
7.5 Target imperfections.....	14
7.6 Reflecting target geometry	14
7.7 Lateral absorbers in the case of reflecting target measurements	14
7.8 Target misalignment.....	14
7.9 Ultrasonic transducer misalignment.....	14
7.10 Water temperature	14
7.11 Ultrasonic attenuation and acoustic streaming.....	14
7.12 Foil properties	14
7.13 Finite target size.....	15
7.14 Plane-wave assumption.....	15
7.15 Scanning influence	15
7.16 Environmental influences	15
7.17 Excitation voltage measurement.....	15
7.18 Ultrasonic transducer temperature.....	15

7.19 Nonlinearity	15
7.20 Acceleration due to gravity	15
7.21 Other sources	16
Annex A (informative) Additional information on various aspects of radiation force measurements	17
Annex B (informative) Basic formulae	30
Annex C (informative) Other methods of ultrasonic power measurement	36
Annex D (informative) Propagation medium and degassing	37
Annex E (informative) Radiation force measurement with diverging ultrasonic beams	38
Annex F (informative) Limitations associated with the balance arrangements	42
Bibliography	46
Figure 1 – Section through an absorbing target	16
Figure 2 – Linearity check: balance readout as a function of the input quantity	16
Figure E.1 – Piston result (oscillating curve) for P/cF as a function of ka	39
Figure E.2 – P/cF as a function of ka for four different pseudo-trapezoidal amplitude distributions	39
Figure E.3 – Ratio of the radiation conductance G as obtained using a convex-conical reflecting target to an absorbing target versus the value of ka [29]	41
Figure F.1 – Arrangement A	42
Figure F.2 – Arrangement B, with convex-conical reflecting target	43
Figure F.3 – Arrangement B, with absorbing target	43
Figure F.4 – Arrangement C, with absorbing target	43
Figure F.5 – Arrangement E, with absorbing (a) or concave-conical reflecting (b) target	43
Figure F.6 – Arrangement F, with convex-conical reflecting target	44
Figure F.7 – Arrangement F with absorbing target	44
Table F.1 – Advantages and disadvantages of different arrangements	45

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

**ULTRASONICS – POWER MEASUREMENT –
RADIATION FORCE BALANCES AND PERFORMANCE REQUIREMENTS**

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 61161 has been prepared by IEC technical committee 87: Ultrasonics.

This third edition cancels and replaces the second edition published in 2006. It constitutes a technical revision.

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

- whereas the second edition tacitly dealt with circular transducers only, the present edition as far as possible deals with both circular and rectangular transducers, including a number of symbols for rectangular transducers;
- attention is paid to focused cases and the influence of scanning has been added;
- the method of calibrating the radiation force balance now depends on whether the set-up is used as a primary or as secondary measurement tool;
- Annex B (basic formulae) has been updated and in Annex C the buoyancy change method is mentioned (see also future IEC 62555).

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

FDIS	Report on voting
87/520/FDIS	87/528/RVD

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

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

NOTE The following print types are used:

- Requirements: in Arial 10 point
- Notes: in Arial 8 point
- Words in **bold** in the text are defined in Clause 3
- Symbols and formulae: *Times New Roman + Italic*.

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.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61161:2013

INTRODUCTION

A number of measuring methods exist for the determination of the total emitted power of ultrasonic transducers ([1], [2], [3]¹, see also Annex C). The purpose of this International Standard is to establish standard methods of measurement of ultrasonic power in liquids in the lower megahertz frequency range based on the measurement of the radiation force using a gravimetric balance. The great advantage of radiation force measurements is that a value for the total radiated power is obtained without the need to integrate field data over the cross-section of the radiated sound beam. This standard identifies the sources of errors and describes a systematic step-by-step procedure to assess overall measurement uncertainty as well as the precautions that should be undertaken and uncertainties that should be taken into account while performing power measurements.

Basic safety requirements for ultrasonic physiotherapy devices are identified in IEC 60601-2-5 and make reference to IEC 61689, which specifies the need for acoustic power measurements with an uncertainty better than $\pm 15\%$ at a level of confidence of 95 %. Considering the usual degradation of accuracy in the practical application of this standard, reference measurement methods need to be established with uncertainties better than $\pm 7\%$. Ultrasonic diagnostic device declaration requirements including acoustic power are specified in other IEC standards, as for example in IEC 61157.

The measurement of acoustic power accurately and repeatably using a radiation force balance as defined in this standard is influenced by a number of practical problems. As a guide to the user, additional information is provided in Annex A using the same section and clause numbering as the main body.

¹ Numbers in square brackets refer to the Bibliography.

ULTRASONICS – POWER MEASUREMENT – RADIATION FORCE BALANCES AND PERFORMANCE REQUIREMENTS

1 Scope

This International Standard

- specifies a method of determining the total emitted acoustic power of ultrasonic transducers based on the use of a radiation force balance;
- establishes general principles for the use of radiation force balances in which an obstacle (target) intercepts the sound field to be measured;
- establishes limitations of the radiation force method related to cavitation and temperature rise;
- establishes quantitative limitations of the radiation force method in relation to diverging and focused beams;
- provides information on estimating the acoustic power for diverging and focused beams using the radiation force method;
- provides information on assessment of overall measurement uncertainties.

This International Standard is applicable to:

- the measurement of ultrasonic power up to 1 W based on the use of a radiation force balance in the frequency range from 0,5 MHz to 25 MHz;
- the measurement of ultrasonic power up to 20 W based on the use of a radiation force balance in the frequency range 0,75 MHz to 5 MHz;
- the measurement of total ultrasonic power in well-collimated, diverging and focused ultrasonic fields;
- the use of radiation force balances of the gravimetric type or force feedback type.

(See also Clause A.1)

NOTE 1 A focused beam is converging in the pre-focal range and diverging beyond focus.

NOTE 2 Ultrasonic power measurement in the high intensity therapeutic ultrasound (HITU) range, i.e. beyond 1 W or 20 W, respectively, is dealt with in the future IEC 62555.

2 Normative references

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

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

3 Terms and definitions

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

3.1

acoustic streaming

bulk fluid motion initiated by a sound field

3.2

free field

sound field in a homogeneous isotropic medium whose boundaries exert a negligible effect on the sound waves

[SOURCE: IEC 60050-801:1994, definition 801-23-28, modified – the term no longer contains "sound"]

3.3

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 watt (W).

3.4

radiation force

acoustic radiation force

F

time-average force acting on a body in a sound field and caused by the sound field, excluding the component due to **acoustic streaming**; or, more generally: time-average force (excluding the component due to **acoustic streaming**) in a sound field, appearing at the boundary surface between two media of different acoustic properties, or within a single attenuating medium

Note 1 to entry: **Radiation force, acoustic radiation force**, is expressed in newton (N).

3.5

radiation pressure

acoustic radiation pressure

radiation force per unit area

Note 1 to entry: This term is widely used in the literature. However, strictly speaking, the **radiation force** per unit area is a tensor quantity [4] and it should be referred to as the acoustic radiation stress tensor when a strict scientific terminology is to be used. The integral quantity "**acoustic radiation force**" is generally preferred in this International Standard. Whenever at some places, the term "**acoustic radiation pressure**" appears it is to be understood as the negative value of the normal radiation stress in the direction of the field axis.

Note 2 to entry: **Radiation pressure, acoustic radiation pressure**, is expressed in pascal (Pa).

3.6

target

device specially designed to intercept substantially all of the ultrasonic field and to serve as the object which is acted upon by the **radiation force**

3.7

ultrasonic transducer

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

3.8

radiation conductance

G

ratio of the acoustic **output power** and the squared RMS transducer input voltage

Note 1 to entry: It is used to characterize the electrical to acoustical transfer of **ultrasonic transducers**.

Note 2 to entry: **Radiation conductance** is expressed in siemens (S).

4 List of symbols

a	radius of a circular ultrasonic source transducer
b_x and b_y	half-dimensions of a rectangular ultrasonic source transducer in x and y direction, respectively (so that $2 b_x$ and $2 b_y$ are the transducer's side lengths)
c	speed of sound (usually in water)
d_x and d_y	geometrical focal lengths of a focusing ultrasonic transducer in the x - z and the y - z plane, respectively
d	geometrical focal length of a focusing ultrasonic transducer in the case of $d_x = d_y = d$
F	radiation force on a target in the direction of the incident ultrasonic wave
g	acceleration due to gravity
G	radiation conductance
h_d	half the diagonal of a rectangular transducer, $h_d = (b_x^2 + b_y^2)^{1/2}$
h_h	harmonic mean of b_x and b_y , $h_h = 2 / (1/b_x + 1/b_y)$
k	circular wavenumber, $k = 2 \pi / \lambda$
P	output power of an ultrasonic transducer
s	normalized distance from a circular ultrasonic transducer , $s = z \lambda / a^2$
z	distance between an ultrasonic transducer and a target
α	amplitude attenuation coefficient of plane waves in a medium (usually water)
β_x and β_y	focus (half-)angles of a rectangular focusing ultrasonic transducer in the x - z and the y - z plane, respectively; $\beta_x = \arctan(b_x/d_x)$, $\beta_y = \arctan(b_y/d_y)$ if the transducer is planar and the focal lengths are counted from the planar transducer surface
γ	focus (half-)angle of a circular focusing ultrasonic transducer ; $\gamma = \arcsin(a / d)$ if the transducer is spherically curved and the focal length is counted from the "bottom" of the "bowl"; $\gamma = \arctan(a / d)$ if the focal length is counted from the plane defined by the rim of the active part of the "bowl" or if the transducer is planar
θ	angle between the direction of the incident ultrasonic wave and the normal to a reflecting surface of a target
λ	ultrasonic wavelength in the sound-propagating medium (usually water)
ρ	(mass) density of the sound-propagating medium (usually water)

NOTE 1 The direction of the incident wave mentioned above under F and θ is understood to be the direction of the field axis, i.e., it is understood in a global sense rather than in a local sense.

NOTE 2 Strictly speaking, in the case of a focusing transducer, the focusing details and the transducer shape are independent of each other, i.e. a circular transducer, too, can have two different focus (half-)angles. With regard to ultrasound practice, however, this standard restricts to the two cases of a circular transducer with one focus (half-)angle and of a rectangular transducer with two focus (half-)angles (which can, of course, be equal to each other).

5 Requirements for radiation force balances

5.1 General

The **radiation force** balance shall consist of a **target** which is connected to a balance. The ultrasonic beam shall be directed vertically upwards or downwards or horizontally on the **target** and the **radiation force** exerted by the ultrasonic beam shall be measured by the

balance. The ultrasonic power shall be determined from the difference between the force measured with and without ultrasonic radiation. Guidance is contained in Annex B. Calibration can be carried out by means of small precision weights of known mass.

NOTE Different possible **radiation force** measurement set-ups are presented in Figures F.1 to F.7. Each measurement set-up has its own merits, which are also summarized in Annex F.

5.2 Target type

5.2.1 General

The **target** shall have known acoustic properties, these being relevant to the details of the relation between ultrasonic power and **radiation force**. (See also A.5.2.1)

If the **target** is chosen so as to closely approach one of the two extreme cases, i.e. perfect absorber or perfect reflector, the appropriate formula of Annex B shall be used depending on the field structure and the following requirements apply:

5.2.2 Absorbing target

An absorbing **target** (see Figures 1, F.1a, F.3, F.4, F.5a and F.7) shall have

- an amplitude reflection factor of less than 3,5 %;
- an acoustic energy absorption within the **target** of at least 99 %.

(See also A.5.2.2)

5.2.3 Reflecting target

A reflecting **target** (see Figures F.1b, F.2, F.5b and F.6) shall have

- an amplitude reflection factor of greater than 99 %.

A conical reflecting **target** should not be used for power measurements of non-focusing transducers where $ka < 30$. A convex-conical reflector with a cone half-angle of 45° shall not be used for power measurements of transducers where $ka < 17,4$, which follows from theoretical consideration of the effects of beam divergence. (See also A.5.3)

NOTE The exact meaning of the quantity a depends on circumstances. For practical transducers, this is the effective transducer radius in accordance with the particular definition in the field of application. In model calculations using a piston approach, it is the geometrical piston radius.

In addition, a convex-conical reflector with a cone half-angle of 45° should not be used for power measurements of focusing transducers where $d < 32a$. If the geometrical focal length d is not known then a convex-conical reflector with a cone half-angle of 45° should not be used when the distance z_f of the pressure maximum from the transducer is

$$z_f < 1 / [(1/32a) + (\lambda / a^2)]$$

This condition recommends restricting the use of convex-conical reflectors to the unfocused case or the case of weak focusing. If, nevertheless, a convex-conical reflector is used in strongly focused fields and Formula (B.6) is applied, additional uncertainties that are not covered by Clause 7 need to be taken into account. In case of an oblique beam (scanning) conical reflectors should not be used.

The above statements apply to circular transducers. In case of a rectangular transducer, consider all the above conditions twice, replacing a with b_x as well as with b_y , and use the reflecting **target** only if all conditions are fulfilled in a positive sense for b_x as well as for b_y .

(See also A.5.2.3 and Clause B.6)

5.3 Target diameter

The lateral size of the **target** shall be large enough to intercept all significant parts of the field, in the sense that the **radiation force** is at least 98 % of the reference **radiation force**, i.e. that experienced by a **target** of infinite lateral size.

As the reference **radiation force** is often unknown in practice, an alternative requirement for unfocused fields is as follows. The **target** dimension in any lateral direction shall in no case be lower than 1,5 times the corresponding dimension (e.g. the diameter) of the **ultrasonic transducer**.

Whether or not the **target** dimensions should be more than 1,5 times the transducer dimensions, depends on the dimensions of the field cross-section at the particular location of the **target**. The beam dimensions shall be measured or calculated from theoretical estimation as given, for example in A.5.3.

In case of an oblique beam (scanning), i.e. when the beam axis is tilted by a certain angle from the axis of the **radiation force** balance, a larger **target** size is required. In this case, the field cross-section at the particular location of the **target** is not centred to the **target** centre but is shifted from it by a certain amount depending on the tilt angle and the **target** distance, and the required **target** size needs to be increased by this amount.

5.4 Balance/force measuring system

The **radiation force** balance may be a gravimetric balance with, therefore, the beam orientation vertical. Alternatively the balance may be of a force feed-back design, allowing the beam to be horizontal. If the balance has been calibrated against mass units, a correct conversion of the balance readings to force values shall be ensured by the manufacturer of the **radiation force** device or by the user.

NOTE Vertical beam orientation allows traceability to national mass standards (calibrated weights). Set-ups with horizontal beam orientation exist in practice using either a reflecting **target** [5, 6] or an absorbing **target** [7]. Calibration may be carried out using an appropriate balance arm attachment or by calibration against sources of known acoustic power.

The balance used shall have sufficient resolution for the magnitude of the ultrasonic power to be measured. (See A.5.4)

5.5 System tank

If a reflecting **target** is used, an absorbing lining of the measuring vessel shall be used so that returning reflections do not contribute to more than 1 % of the overall measured power. (See also A.5.5)

5.6 Target support structures

In static-force balances, the structural members supporting the **target** and carrying the **radiation force** across the air-water interface shall be designed to limit the effect of surface tension to less than 1 % of the overall measured power. (See also A.5.6)

5.7 Transducer positioning

The **ultrasonic transducer** mount shall allow stable and reproducible positioning of the **ultrasonic transducer** with respect to the **target** in a way that related changes in overall measured power do not exceed 1 %.

5.8 Anti-streaming foils

If an anti-streaming foil is used it shall be positioned close to the **target** and shall not be oriented parallel to the surface of the **ultrasonic transducer** [8]. Its transmission coefficient

shall be known from measurement and a correction shall be applied if its influence is more than 1 % of the overall measured power. (See also A.5.8)

NOTE In practice a tilt angle of 5° to 10° has been found to be adequate.

5.9 Transducer coupling

The **ultrasonic transducer** shall be coupled to the measurement device such that the impact on the overall measured power is less than 1 %, otherwise a correction shall be applied. (See also A.5.9)

5.10 Calibration

The force-measuring part of the **radiation force** balance shall be calibrated by the use of small weights of known mass.

Further, in case of a non-primary measurement set-up, the **radiation force** balance shall be calibrated by use of an ultrasonic source or sources of known **output power** traceable to a primary measurement standard. The calibration shall be carried out at multiple **acoustic working frequencies** and **output power** levels representative of the range over which the balance is to be used. In this case, the calibration shall be undertaken once every two years or more frequently if there is any indication that the balance sensitivity to ultrasonic power has changed. (See also A.5.10)

NOTE In this standard, "a primary measurement set-up" means a measurement set-up that has taken part in an international key comparison or another international comparison, organized by the CIPM/BIPM.

Depending on the set-up used, corrections for diffraction, focusing angles, energy missing the **target** or not-absorbed/not-reflected by the **target**, absorption in the water path between transducer and **target**, streaming, etc. should be applied as necessary to meet accuracy goals.

6 Requirements for measuring conditions

6.1 Lateral target position

The lateral position of the **target** during measurement shall be constant and reproducible to an extent that related changes in overall measured power do not exceed 1 %. (See also A.6.1)

6.2 Transducer/target separation

The distance between the **ultrasonic transducer** surface and the **target**, or foil (if used) and **target**, should be as small as possible in view of the fact that **acoustic streaming** may occur due to the ultrasonic absorption along the sound path. (See also A.6.2)

The distance between the **ultrasonic transducer** surface and the **target**, or foil (if used) and **target**, shall be known and reproducible to an extent that possible changes in overall measured power do not exceed 1 %. (See also A.6.2)

6.3 Water

When using a **radiation force** balance, the liquid used for the measurements shall be water.

For determining **output powers** above 1 W, only degassed water shall be used.

Degassing of water shall be accomplished in a well-defined process such as described in IEC/TR 62781, referred to in Annex D. Where degassed water is required, the amount of dissolved oxygen in the water shall be < 4 mg/l during all measurements and shall, in addition,

be low enough to prevent the occurrence of cavitation. The measurements shall be discarded if any cavitation bubbles are observed. (See also A.6.3)

6.4 Water contact

Before starting the measurements, it shall be ensured that all air bubbles are removed from the active faces. After measurements are completed, the active faces shall again be inspected, and the measurements shall be discarded if any air bubbles are found. (See also A.6.4)

6.5 Environmental conditions

For measurements in the milliwatt and microwatt region, the measuring device shall be either provided with thermal isolation or the measurement process, including data acquisition, shall be performed in such a way that thermal drift and other disturbances during the measurement cause no more than a 1 % effect on the overall measured power.

The measuring device shall be protected against environmental vibrations and air flow. (See also A.6.5)

6.6 Thermal drifts

When using an absorbing **target**, an estimate of the thermal effects due to the absorbed sound energy (expansion and buoyancy change) shall be made by recording the measured signal before and after the switch-on and switch-off of the **ultrasonic transducer**. (See also A.6.6)

7 Measurement uncertainty

7.1 General

An estimation of the overall measurement uncertainty or accuracy assessment shall be determined individually for each set-up used. This assessment should include the following elements.

The uncertainty shall be assessed using the BIPM JCGM 100:2008 [9].

7.2 Balance system including target suspension

The balance system shall be checked or calibrated using small weights of known mass with the whole system prepared for **radiation force** measurements, including with the **target** suspended in water.

This procedure shall be repeated several times with each weight to obtain an indication of the random scatter of results. An uncertainty estimate for the balance calibration factor shall be derived from the results of this calibration and from the mass uncertainty of the weights used.

The results of these checks should be filed in order to enable a judgment of the long-term stability of the balance calibration factor. (See also A.7.2)

7.3 Linearity and resolution of the balance system

The linearity of the balance system shall be checked at least every six months as follows.

The measurements described in 7.2 shall be made with at least three weights of different masses within the balance output range of interest. The balance readout as a function of input mass can be represented as a graph in accordance with Figure 2. The resulting points of this graph should ideally be on a straight line starting at the origin of the coordinates. If deviations from this line occur, an additional uncertainty contribution shall be derived from them.

Since weights of less than 10 mg are difficult to handle, the balance linearity can also be checked by means of an **ultrasonic transducer** with known properties, activated by various levels of voltage amplitude and thus producing **radiation forces** of various magnitudes. In this case, the input quantity at the abscissa of Figure 2 is the ultrasonic **output power** of the transducer, and its uncertainty shall be taken into account.

The limited resolution of the balance leads to a power uncertainty contribution that needs to be taken into account in the uncertainty analysis.

7.4 Extrapolation to the moment of switching the ultrasonic transducer

In the case of an electronic balance, to obtain the **radiation force** value, the balance output signal is typically recorded as a function of time and extrapolated back to the moment of switching the **ultrasonic transducer**. This extrapolation involves an uncertainty, depending mainly on the amount of scatter in the balance output signal (signal-to-noise ratio). The uncertainty of the extrapolation result shall be estimated by means of standard mathematical procedures in utilizing the regression algorithm.

7.5 Target imperfections

The influence of the **target** imperfections shall be estimated using a plane-wave approach such as described in A.7.5.

7.6 Reflecting target geometry

The influence of the reflecting **target** geometry shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.6).

7.7 Lateral absorbers in the case of reflecting target measurements

The imperfections of the lateral absorbers in the arrangement of Figures F.1b, F.2, F.5b and F.6 shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See also A.7.7)

7.8 Target misalignment

The influence of **target** misalignment shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.8)

7.9 Ultrasonic transducer misalignment

The influence of **ultrasonic transducer** misalignment shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.9)

7.10 Water temperature

The uncertainty caused by water temperature shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.10)

7.11 Ultrasonic attenuation and acoustic streaming

The uncertainty caused by ultrasonic attenuation and **acoustic streaming** shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.11)

7.12 Foil properties

If a coupling foil or a shielding foil is used during the **radiation force** measurements, the foil transmission loss as measured or estimated shall be taken into account, as well as any possible effect of the reflected wave on the **ultrasonic transducer**. The uncertainty introduced by these effects shall be assessed individually and incorporated into the overall system uncertainty.

7.13 Finite target size

The effect on uncertainty of the finite **target** size shall be determined and included in the overall system uncertainty. (See A.7.13)

7.14 Plane-wave assumption

The uncertainty contribution due to the use of a plane-wave assumption shall be determined and included in the overall system uncertainty. (See A.7.14)

7.15 Scanning influence

Provisions for power measurements with an absorbing **target** for transducers operating in scanning modes are given in Clause B.7. This involves assumptions on the constancy of the beam parameters during scanning and knowledge of the scan angles. The uncertainty contribution associated with the degree to which the assumptions are fulfilled and with the knowledge of the scan angles shall be determined and included in the overall system uncertainty. The use of reflecting targets is not recommended because of their sensitivity to angle of incidence.

7.16 Environmental influences

The uncertainties caused by environmental vibrations, air flow or temperature variations shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.16)

7.17 Excitation voltage measurement

If the excitation voltage applied to the **ultrasonic transducer** is measured and its value is of relevance to the result of the ultrasonic power measurement, its measurement uncertainty shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See also A.7.17)

7.18 Ultrasonic transducer temperature

If ultrasonic power values measured at different temperatures are to be compared, the dependence of the power on the temperature shall be checked and its influence be taken into account. (See also A.7.18)

7.19 Nonlinearity

The potential influence of nonlinearities regarding the following shall be assessed and, if necessary, included in the overall system uncertainty:

- a) the linearity of the balance system including the **target** suspension;
- b) nonlinear contributions due to improperly degassed water;
- c) ultrasonic attenuation and **acoustic streaming**;
- d) the theoretical **radiation force** relations themselves.

(See A.7.19)

7.20 Acceleration due to gravity

The uncertainty in the acceleration due to gravity, g , is usually rather small in comparison with other uncertainties. The numerical value of g depends on the location of the **radiation force** balance and also on its altitude.

7.21 Other sources

Checks should be performed periodically to determine whether the overall uncertainty as specified in 7.2 to 7.20 using the above guidelines is not influenced by any other sources. (See also A.7.21)

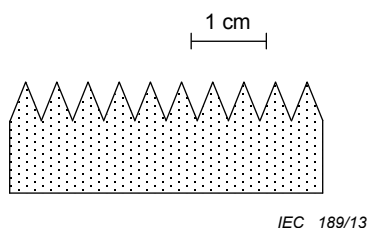
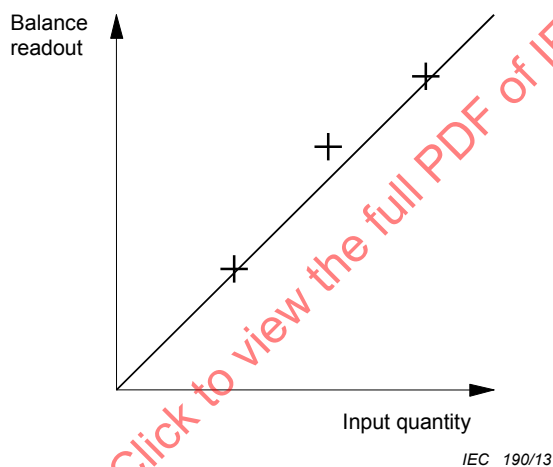


Figure 1 – Section through an absorbing target



NOTE If linearity is checked by applying small weights of known mass, the input quantity is the mass of the weights used. If the linearity is checked by applying the **radiation force** of the ultrasonic field emitted by an **ultrasonic transducer** with known properties, the input quantity is the ultrasonic **output power** of the transducer.

Figure 2 – Linearity check: balance readout as a function of the input quantity

Annex A (informative)

Additional information on various aspects of radiation force measurements

NOTE This annex contains additional information on the specifications of this standard to aid in the actual practical measurement of ultrasonic power. The clause and subclause numbers follow the format of the main body.

A.1 Scope

The **radiation force** is equal to the change in the time-averaged momentum flow [4] and is thus related to ultrasonic intensity and power.

The relationship also depends on the details of the acoustic field and the **target**.

A.2 Normative references

Void.

A.3 Definitions

Void.

A.4 List of symbols

Void.

A.5 Radiation force balances

A.5.1 General

Void.

A.5.2 Target type

A.5.2.1 General

Usually, the aim is to approach most closely one of the two extreme cases: perfect absorber or perfect reflector [10]. The compressibility should be as low as possible to avoid buoyancy changes due to variations of the ambient pressure. Care should be taken in other respects to maximize the stability of buoyancy of the **target**.

To perform power measurements within predictable uncertainty the choice of the **target** type depends on the way the ultrasonic beam deviates from the theoretical plane wave approach. In particular the use of a reflecting **target** may result in unacceptable uncertainties. (See 5.2.3)

A.5.2.2 Absorbing target

Samples of appropriate elastic rubber material with or without wedges are normally used as absorbing **targets**. To increase the absorbing properties, the material may contain inhomogeneities.

Figure 1 shows an example of a set-up of a wedge-type absorber. In this case, the concentration of the inhomogeneities increases from zero at the wedges to 30 % by volume at the rear surface. In this example, hollow glass spheres of diameter of the order of one-tenth millimetre behave satisfactorily as inhomogeneities, since they have only little influence on the density and compressibility of the elastic rubber material.

Other types of absorbers are described in [11,12].

Ultrasonic beams transmitting powers above 10 W or exhibiting high local power densities have been shown to cause very high local temperature rises in the absorber which might lead to damage and changes in its acoustic properties. Temperature rises higher than 50 °C have been observed.

A.5.2.3 Reflecting target

The main problem is to reduce the compressibility of a reflecting **target** because air pressure fluctuations modulate the volume, and thereby the buoyancy, of the **target**, proportional to its compressibility. Plane sound reflectors that are realized by means of air-backed thin metal plates should not be used. Using solid metal plates as reflectors, that are adjusted under an angle of 45° to the sound beam axis, may cause errors [13] due to significant and frequency-dependent transmission through the plate.

Cone-shaped reflectors made of thick-walled hollow bodies or of air-backed thin metal plates are suitable. Cone-shaped reflectors made of very stiff plastic foam, and which are coated with a very thin metal layer produced by electroplating, have proved to be adequate **targets** [10].

– Reflecting **target** – convex

A conical reflector of the convex type is shown in Figures F.1b, F.2 and F.6. The cone half-angle is typically chosen to be 45° so that the reflected wave leaves at right angles to the ultrasound beam axis.

– Reflecting **target** – concave

A conical reflector of the concave type is shown in Figure F.5b. The cone half-angle is typically chosen to be of the order of 60° to 65°, so that the reflected wave is directed nearer to the **ultrasonic transducer** than with the convex-type reflector.

A.5.3 Target diameter

A.5.3.1 Circular piston transducer

In the following, an assessment Formula [14] is given for the minimum value of the **target** radius r which would lead to a **radiation force** which amounts to at least 98 % of the **radiation force** that would exist if the **target** were of infinite cross-sectional size (i.e. giving an error of less than 2 %). The equation is valid for an absorbing circular **target** in the field of a continuously vibrating, baffled circular plane piston **ultrasonic transducer** of radius a in a non-absorbing medium. The formula is:

$$r = a [1/(1 + 0,53 \tau_1 s) + \tau_1 s] \quad (\text{A.1})$$

with

$$\eta = 0,98 + 0,01 \pi k a$$

$$\tau_1 = \tau_0 + \Delta \tau$$

$$\tau_0 = k a / [2 \pi (\eta^2 - 1)^{1/2}]$$

$$\Delta\tau = \begin{cases} 0,7 & \text{if } ka \leq 9,3 \\ 6,51/ka & \text{if } 9,3 \leq ka \leq 65,1 \\ 0,1 & \text{if } 65,1 \leq ka \end{cases}$$

where

z is the distance between the **ultrasonic transducer** and the **target**;

λ is the ultrasonic wavelength in the propagation medium;

$k = 2\pi/\lambda$ is the circular wavenumber;

$s = z/\lambda a^2$ is the normalized distance between the **ultrasonic transducer** and the **target**.

NOTE The choice of some symbols has been modified here in comparison with earlier editions.

Equation (A.1) can also be solved for s , yielding a maximum value of the normalized distance between the **target** and the **ultrasonic transducer** for a **target** of given radius r . The influence of absorption and **acoustic streaming** is considered separately.

By way of precaution and in accordance with 5.3, r should never be reduced below $1,5 a$, even if this were possible in accordance with the above equation.

Strictly speaking, the above formulae apply to an absorbing **target** but they may also be used to decide whether a reflecting **target** is appropriate for measurements in case of a diverging beam. r should then be understood as the radius of the largest **target** cross-section (in the case of a convex-conical reflector this would be the base of the cone) and z as the distance of that cross-section from the transducer.

In the case of a 45° convex-conical reflector there is a certain limiting ka value of the transducer below which the requirements of these formulae can never be fulfilled, irrespective of the reflector size and even if the reflector apex is as close as possible, namely in contact with the transducer surface. This limiting value is $ka = 17,4$.

A.5.3.2 Rectangular piston transducer

Equation (A.1) can be extended to the case of a rectangular piston transducer as follows. This applies to a circular absorbing **target** with radius r . The formula again gives a minimum **target** radius so that the **radiation force** is at least 98 % of the **radiation force** that would exist if the **target** were of infinite cross-sectional size.

$$r = h_d / (1 + \mu \tau_1 s) + h_h \tau_1 s \quad (\text{A.2})$$

with

$$\mu = 0,53 h_h / h_d$$

$$\eta = 0,98 + 0,01 \pi k h_h$$

$$\tau_1 = \tau_0 + \Delta\tau$$

$$\tau_0 = k h_h / [2 \pi (\eta^2 - 1)^{1/2}]$$

$$\Delta\tau = \begin{cases} 0,7 & \text{if } kh_h \leq 9,3 \\ 6,51 / kh_h & \text{if } 9,3 \leq kh_h \leq 43,4 \\ 0,15 & \text{if } 43,4 \leq kh_h \end{cases}$$

where

$s = z \lambda / h_h^2$ is a formal expression here that is not necessarily associated with the near-field length;

$h_h = 2 / (1/b_x + 1/b_y)$ is the harmonic mean of the transducer half-dimensions;

$h_d = (b_x^2 + b_y^2)^{1/2}$ is the transducer half-diagonal.

By way of precaution and in accordance with 5.3, r should never be reduced below $1,5 h_d$, even if this were possible in accordance with the above equation.

A.5.3.3 Circular focusing transducer

In this case, the assessment procedure (taken from [15]) for the minimum value of the radius r of an absorbing circular **target** is different from that in A.5.3.1. The criterion is again that the **radiation force** is to be at least 98 % of the **radiation force** that would exist if the **target** were of infinite cross-sectional size. The quantities a , d , k , z and γ explained in Clause 4 are involved; d and z are understood here as being counted from the plane defined by the rim of the active part of the transducer.

NOTE 1 If in the case of a spherically curved transducer, the focal length and the **target** distance are counted from the "bottom" of the "bowl", d and z as used here need to be derived from them by subtracting the depth of the bowl.

The assessment is valid for the distance range between $z/d = 0$ and $z/d = 2$. The necessary **target** radius r/a normalized to the transducer radius is given for four values of z/d as follows:

$$r/a = 1 \quad \text{for } z/d = 0 \quad (\text{A.3})$$

$$r/a = 0,5 + 6,24 \times (ka \sin \gamma)^{-0,885} \quad \text{for } z/d = 0,5 \quad (\text{A.4})$$

$$r/a = 12,54 \times (ka \sin \gamma)^{-0,749} \quad \text{for } z/d = 1 \quad (\text{A.5})$$

$$r/a = 1 + 29,1 \times (ka \sin \gamma)^{-0,892} \quad \text{for } z/d = 2 \quad (\text{A.6})$$

If the actual **target** distance is between two of the above z/d values, the corresponding r/a results are to be interpolated linearly.

NOTE 2 The above assessment is a worst-case consideration for uniform and apodizing amplitude distributions and it does not apply when the transducer has a central hole.

A.5.4 Balance/force measuring system

The type of balance needed depends strongly on the magnitude of the ultrasonic power to be measured. A power value of 10 mW is equivalent to a **radiation force** (in water on an absorbing **target**) of $6,7 \mu\text{N}$ corresponding to a mass equivalent of 0,68 mg, whereas a power value of 10 W means a **radiation force** of 6,7 mN corresponding to a mass equivalent of 0,68 g. In the former case, an electronic, self-compensating microbalance is the most suitable instrument, whereas in the latter case, an appropriate electronic balance or a purely mechanical laboratory balance [16] may be used. In any case, compensation of the **target** displacement at the position of rest is essential.

If the balance/force measuring device is calibrated by means of small weights of known mass or if, for other reasons, the readout of the balance/force-measuring device is given in mass units, the measurement result in mass units is to be multiplied by the acceleration due to gravity, g , to convert it into a force. If the measurement result is given in milligrams (or grams), multiplication by g yields a force in micronewtons (or in millinewtons, respectively). When the force is converted to ultrasonic power in accordance with the formulae given in Annex B, the use of a speed of sound value in metres per second, as for example $c = 1\,491\text{ m} \times \text{s}^{-1}$ in pure water at 23°C, then yields a power in microwatts (or in milliwatts, respectively).

The numerical value of g depends on the location of the **radiation force** balance. The appropriate value must be used which is, for example, $g = 9,81\text{ m} \times \text{s}^{-2}$ in central Europe, but it also depends on the altitude.

A.5.5 System tank

It is necessary to ensure that neither the **target** nor any other parts of the measuring device give rise to any substantial ultrasonic reflections, or that the reflections are emitted in such directions that they do not return to the **ultrasonic transducer** and react on it. Otherwise, the measured power will not in general be equal to the desired **free-field** value.

If a reflecting **target** is used, reflections from the tank walls are critical. Their influence on the measured power depends on the geometry of the tank. If the tank is circular in cross-section, all reflections may return to the **target** (and via the reflecting **target** to the transducer). In this case the 1 % requirement of 5.5 leads to a requirement of again $\leq 1\%$ energy reflectivity of the tank wall including lining.

In case the system tank is directly placed on the balance pan (see measurement set-up in Figure F.4), care should be taken to centre the tank correctly on the pan.

A.5.6 Target support structures

If the **target** is suspended by wires which penetrate the liquid surface then they should have a diameter as small as possible to reduce measurement errors that may be caused by incomplete wetting of the wire or by dust particles. The use of a small wire diameter is even more important in a situation where the **ultrasonic transducer** is placed above the **target** (radiation downwards) and where several suspension wires may be needed, as in Figure F.5.

NOTE 1 Platinum-iridium wire of diameter 60 μm or 80 μm is suitable.

NOTE 2 The influence of the suspension wire(s) can be checked by calibrating the system using weights of known mass and with the **target** suspended in water, in accordance with 7.2 and A.7.2.

Special notice has to be given when the set-up presented in Figure F.4 is used. Here the transducer outer surface will contribute to disturbing surface tension forces. Some delay to start a measurement should be allowed to stabilize the water level.

A.5.7 Transducer positioning

Void.

A.5.8 Anti-streaming foils

Two types of streaming can be relevant: the heat convection type, as for example in the case of an **ultrasonic transducer** warm-up during ultrasonic operation, and the **acoustic streaming** which is associated with ultrasonic attenuation and, hence, occurs primarily in the high-frequency range.

Acoustic streaming may occur when there is significant ultrasonic absorption along the sound path (long sound path and/or high frequency [17]). Its effect can be compensated by (a)

correcting the **radiation force** result, (b) using an anti-streaming foil or (c) varying the **target** distance and extrapolating the **radiation force** result to zero distance.

If a foil is used, its thickness shall be as small as possible to optimize its transmitting properties. This aspect is of major concern at high frequencies.

A.5.9 Transducer coupling

For precision measurements, the **ultrasonic transducer** should be coupled directly to the measurement liquid to avoid an impedance transformation by an additional coupling foil. This is particularly important for very sensitive high accuracy balances [18, 19] (Figure F.1). Avoiding the impedance transformation caused by the addition of a coupling foil is particularly important in measurements on highly resonant **ultrasonic transducers**.

Detailed technical drawings of a proven device for convenient measurements with a coupling membrane are given in [20]. They should work well for most practical measurements on broadband **ultrasonic transducers** provided that the anti-streaming foil is appropriately positioned as required in 5.8 and that its transmission coefficient is independently verified.

A.5.10 Calibration

Calibration using small weights of known mass is a check of the balance itself. Calibration using an ultrasonic reference transducer is a check of the entire measurement system including the **target**.

A.6 Measuring conditions

A.6.1 Lateral target position

For a convex-conical reflecting **target**, attention should be paid to the fact that the **target** may decentre under the action of the ultrasonic beam. The **target** may move into a region of lower intensity and the angle of incidence of the sound beam on the **target** may change.

This effect depends mainly on the radiated ultrasonic power and the distribution of local intensities as well as on the kind of suspension used for the **target**.

A.6.2 Transducer/target separation

The distance between the **ultrasonic transducer** surface and the **target**, or foil (if used) and **target**, should be as small as possible in view of the fact that **acoustic streaming** is caused by the ultrasonic absorption along the sound path.

NOTE The minimum possible separation may be limited by the shape or orientation of the target or transducer, or by consideration of heating or acoustic reflections amongst other effects.

An absorbing **target** can always be positioned near enough to the **ultrasonic transducer** to overcome any problem concerning a diverging field structure.

For a concave-conical reflecting **target**, it is essential to avoid any reaction of the reflected wave on the **ultrasonic transducer**. This type of **target** shall therefore be placed at a distance which avoids this interaction [21]. This minimum distance depends on the individual details and shall therefore be assessed individually.

The apex of a convex-type reflecting **target**, on the other hand, can be positioned virtually in contact with the face of the **ultrasonic transducer**, but this does not mean that the **target** covers the whole half-space into which the **ultrasonic transducer** radiates. Even if (in the case of a diverging field structure) almost all of the field reaches the convex-type cone, this may occur at angles of incidence which differ from those assumed in the plane-wave formula

and may lead to a reduction of the actual **radiation force**. If there is any suspicion that the field of the **ultrasonic transducer** in question might not be collimated enough (this may occur primarily with low ka values, which means at low frequencies and/or with a small diameter of **ultrasonic transducer**), the distance between the **ultrasonic transducer** and the **target** should be varied and repeat measurements made. Any decrease in **radiation force** with increasing distance in excess of that caused by ultrasonic attenuation is an indication of an inappropriate **target** size or type.

In case an absorbing **target** is used for high power measurements, the transducer-**target** separation should not be too small. The absorbed ultrasound will heat the absorber. At small distances the transducer properties could change through direct heat transfer from the absorber.

A.6.3 Water

Degassed water at **output powers** exceeding 1 W is specified to avoid cavitation. At lower **output power** levels, degassed water is preferable for precision measurements but distilled water without additional degassing may be acceptable in many cases, if care is taken that air bubbles are not present on the faces of the **ultrasonic transducer** or the **target**.

NOTE 1 The amount of dissolved oxygen in the water increases with time, see Annex D and IEC/TR 62781. The speed of this increase depends on the tank dimensions and water disturbances.

NOTE 2 The use of an additive to suppress cavitation is described in IEC/TR 62781.

NOTE 3 If the water used is saturated with air, bubbles will form if the temperature of the water increases during the course of measurements. This is because the gas solubility decreases with temperature.

A.6.4 Water contact

The surfaces of the **ultrasonic transducer** surface, **target**, and foil (if used) should be wiped after being placed in the water tank to remove any films of air (taking care not to damage the surfaces). Wetting (water contact) can be further improved by storing these parts in degassed water before the measurements are taken. For some materials, several hours immersion may be required for ideal wetting.

NOTE Degassing an absorbing **target** together with the water prevents possible wetting problems of the absorber material, provided that the material is not damaged by being placed in a vacuum.

A.6.5 Environmental conditions

In addition, the measuring vessel should be almost closed to minimize thermal convection currents in the measuring liquid caused by cooling effects due to evaporation at the liquid surface.

In case of a measurement set-up as shown in Figure F.4, it may be difficult or impossible to close the measuring vessel and the resulting drift of the balance readout due to evaporation at the liquid surface needs to be corrected.

The temperature of the measuring liquid (water) should be measured. The value of the speed of sound in water, needed for calculating the power result, depends on the temperature. (See also A.7.10)

NOTE The influence of environmental vibrations and air flow can easily be observed in the balance readout.

A.6.6 Thermal drifts

This may also apply under certain circumstances to reflecting **targets**, though to a lesser extent.

The influence of target buoyancy changes is much reduced in the balance arrangement shown in Figure F.4 but even here, a recording of the balance readout as a function of time is recommended.

A.7 Measurement uncertainty

A.7.1 General

Void.

A.7.2 Balance system including target suspension

This requirement ensures that effect of the suspension wire penetrating the water surface is automatically taken into account.

A.7.3 Linearity and resolution of the balance system

Void.

A.7.4 Extrapolation to the moment of switching the ultrasonic transducer

Void.

A.7.5 Target imperfections

Strictly speaking, a knowledge of the momentum carried by all undesirable waves emanating from the **target** in all directions would be required to assess the influence of the **target** imperfections on the accuracy of the **radiation force** balance measurements. Since this knowledge is unavailable, in practice, a simplified plane-wave approach described below is considered to be sufficient. With the plane-wave assumption, the **acoustic radiation pressure** is equal to the total acoustic energy density. The wave transmitted by an absorbing **target** (as, for example, in the arrangement of Figure F.1a) in the forward direction leads to a reduction in the **radiation force**, the reduction being determined by the transmitted energy density, i.e. by the energy density existing behind the **target**. The magnitude of this effect can be determined by using the **target** as an obstacle and carrying out a **radiation force** measurement by means of an additional **target**, positioned immediately behind the original one. It should be noted that the reflection of the transmitted wave at the water surface in the arrangement shown in Figure F.1a will double the decrease in the measured **radiation force**.

The wave reflected or scattered back by an absorbing **target** leads to a **radiation force** increase that is determined by the reflected energy density. For a plane absorbing **target**, this effect can be assessed by comparing the pulse-echo signal with that from a perfect reflector. For a **target** with surface structure, however, this measurement determines only the spatially coherent component, and does not indicate the total reflected energy. In this case, the reflected energy would have to be assessed by scanning with a hydrophone and integrating the square of the measured pressure over the reflected field. Alternatively, other information about the properties of the absorber could be used to give an upper limit to the reflection (e.g. the reflectivity of an equivalent, plane version). In addition to increasing the measured **radiation force**, the reflection from the **target** can also act back on the **ultrasonic transducer** to change its output characteristics [8]. This interference effect can be minimized by slightly tilting the **target** or by using a better **target**. If the interference occurs, it will give rise to oscillations in the **radiation force**, which can be observed by varying the frequency or the **target/ultrasonic transducer** distance [8]. The uncertainty due to any residual interference effects can be assessed from the oscillation amplitudes.

NOTE The reflection or back-scattering properties of an absorbing **target** may depend on the angle of incidence. This is important in the case of an oblique beam (scanning). It can be checked by using a well-collimating transducer, placing it collinear with the force-measuring device and then tilting the absorbing **target** (but not the transducer and the balance). Ensure that the tilt angle is not too high so that the **target** fully intercepts the entire beam, even in the tilted position. For a perfect absorber, the result would not depend on the tilt angle.

For the case of reflecting **targets**, the previous discussion of the transmitted wave and its influence is also valid. The reflected waves, however, may come both from the **target** and from any lateral absorbers (see Figures F.1b, F.2, F.6) and so shall be considered more carefully.

Overall, the most reliable assessment of accuracy will be obtained by comparing measurements made with different **target** types. The acoustical properties of **targets** vary significantly with frequency and so any uncertainty assessment shall be made separately for each frequency of interest. It is particularly difficult to obtain a good **target** design for frequencies below 2 MHz.

To minimize the influence of coherent reflections, it is recommended to carry out and average 2 measurements at **target** distances separated by $\frac{1}{4} \lambda$, where λ is the wavelength of the acoustic wave in the sound-propagating liquid (water).

A.7.6 Reflecting target geometry

As discussed in Clause B.2 the cone angle of a conical reflecting **target** has an influence on the measurement result. More specifically, if the cone half-angle of a convex-type reflector of nominally 45° lies within $45^\circ \pm 1^\circ$, the resulting power uncertainty is $\pm 3,5 \%$. If the cone half-angle of a concave-type reflector of nominally 63° (which means $\theta = 27^\circ$, following the notation given in Clause B.2) lies within $63^\circ \pm 1^\circ$, the resulting power uncertainty is $\pm 1,8 \%$.

NOTE Annex E gives additional information on the influence of the **target** size in case of diverging ultrasonic fields.

A.7.7 Lateral absorbers in the case of reflecting target measurements

Imperfections of the lateral absorbers in the arrangement of Figure F.1b, F.2, F.5b and F.6 give rise to reflected waves which return to the **target** and lead to an increase in the value of the measured **radiation force**. Here again, the reflected energy density is relevant under incoherent conditions and again, interference effects may occur (see A.7.5).

A.7.8 Target misalignment

This subclause applies if the **ultrasonic transducer** and the force-measuring device are collinear to each other but the angular alignment of the **target** is incorrect.

While the **radiation force** on a perfectly absorbing **target** according to the formula given in Clause B.2 is insensitive to a **target** tilt, in the case of the reflecting **target**, the measurement depends on the correct **target** orientation. For example, an angle uncertainty of $\pm 1^\circ$ for a plane reflector at 45° leads to a power measurement uncertainty of $\pm 3,5 \%$. The influence of a misalignment in the case of a conical reflecting **target** cannot be given by a universal formula, but it will, in general, be much lower than that of a plane reflecting **target**, particularly when the **target** is centred over the beam. For a cylindrically symmetrical beam centred with respect to a 45° conical reflecting **target**, the sensitivity to angular misalignment is reduced still further.

An advantage of a concave-conical reflecting **target** is that, depending on the type of suspension it will centre itself symmetrically within the ultrasonic beam.

A.7.9 Ultrasonic transducer misalignment

This subclause applies if the **target** and the force-measuring device are collinear to each other but the **ultrasonic transducer** has an incorrect orientation or position.

In case of a perfectly absorbing **target** of sufficient size, the apparent **radiation force** is proportional to the cosine of the misalignment angle. In case of a 45° convex conical reflecting **target**, a maximum uncertainty due to misalignment of $\pm 3 \%$ can be expected if

maximum positioning and angular alignment errors of ± 3 mm and $\pm 3^\circ$ are assumed [22], which appears to be realistic for an alignment by eye.

If the measurements are repeated and the **ultrasonic transducer** is removed from the apparatus between the measurements, a check of the random effects caused by **ultrasonic transducer** misalignment is included in the assessment. In addition, there may be a systematic transducer misalignment.

A.7.10 Water temperature

As a result of the temperature dependence of the speed of sound in water [23], an uncertainty in the temperature measurement of $\pm 1^\circ\text{C}$ will result in a power measurement uncertainty of $\pm 0,2\%$.

When power measurements have to be performed above 1 W a significant temperature rise can be expected. Care should be taken to take the actual temperature rise into account.

A.7.11 Ultrasonic attenuation and acoustic streaming

The power value as derived from the **radiation force** balance measurement refers to the **target** position at a given axial distance from the **ultrasonic transducer**. The quantity of interest, however, is often the radiated power with reference to the **ultrasonic transducer** surface. The additional uncertainty inferred in this case is discussed as follows.

This discussion counts mainly for **radiation force** measurement set-ups as given in Figures F.1, F.2, F.3, F.5, F.6 and F.7. For the measurement set-up as shown in Figure F.4 these effects seem to be less important but where effects have been observed their origin is unknown. For this measurement set-up the alternative approach as described further below should be used to perform the corrections.

There are two basic models accounting for the difference between the above-noted power values. The first one considers the influence of ultrasonic attenuation alone. In this case, the correction is made by including the exponential correction factor (see B.3.2). The second one includes the effects of the **acoustic streaming** along the free propagation path in front of the **target**. For an absorbing **target** under certain ideal conditions, the Borgnis theorem [24] states that the effects of attenuation and **acoustic streaming** cancel each other, and consequently no correction is necessary. The behaviour of real **targets** (both absorbing and reflecting ones) has been found to lie somewhere in between these two basic models [17]. It is therefore recommended to consider an uncertainty span which ranges from the uncorrected power value as measured by the balance to the value with the full attenuation correction [25]. This uncertainty contribution depends on the **target** distance and is particularly critical when the measurements are taken in the higher megahertz frequency range.

An alternative way is to measure the apparent power as a function of the **target** distance and to extrapolate the result back to zero distance by means of a regression algorithm based on a linear or exponential distance law. The measured values will not exactly fit the assumed distance law, i.e. there will be some experimental scatter, and so standard mathematical procedures can be used to estimate the uncertainty of the extrapolation result.

In the case of a non-planar **target** surface, it is difficult to define the effective **target** distance. Here, it is helpful to recall that the average height of a cone or pyramid is one-third of the peak height when measured from the base or two-thirds when measured from the apex. This rule can be applied when conically shaped reflecting **targets** or absorbing **targets** with pyramid-like shaped wedges are used. For a notionally uniform cylindrical beam incident on a convex conical **target**, the extra effective distance to the **target** (reckoned from the apex) is

$$2a / (3 \tan \zeta)$$

where

a is the radius of the beam;

ζ is the half-angle of the cone.

A.7.12 Foil properties

Void.

A.7.13 Finite target size

In A.5.3, formulae are given for the minimum **target** size based on a 2 % criterion. If the actual **target** width is more than 50 % larger than the value determined by A.5.3, it is reasonable to assume an uncertainty contribution of only 1 % or even lower [14]. However, it is recommended to check the dependence of the **radiation force** on the **target** distance, in accordance with A.6.2, making due allowance for attenuation and **acoustic streaming**. (See 7.11)

Strictly speaking, the formulae referred to apply to an absorbing **target**. In A.5.3 and Annex E limitations are given for the use of convex-conical reflecting **targets**.

A.7.14 Plane-wave assumption

If the field has a divergent or convergent field structure, the plane-wave formulae of Clause B.2 are no longer strictly valid. Theoretical estimations of the magnitude of the errors due to the deviation from these formulae for focused fields are given in Clause B.5 and Clause B.6 (see [26, 27, 28]). Theoretical estimations of the magnitude of the errors due to the deviation from these formulae for divergent fields on an absorbing **target** are given in Clause E.1 (see [29, 30]). A discussion for divergent fields on convex-conical reflectors is given in Clause E.2.

A.7.15 Scanning influence

Void.

A.7.16 Environmental influences

The estimation of uncertainty due to environmental vibrations, air flow or temperature variations can be checked by repeating the measurements. Ideally, at least four sets of measurements should be carried out, preferably on different days, with each set consisting of at least four repeat measurements carried out consecutively.

A.7.17 Excitation voltage measurement

In general, the uncertainty in the measurement of the excitation voltage applied to the **ultrasonic transducer** is irrelevant for the **output power** measurement, provided the voltage remains constant. However, if **output power** measurements of the same **ultrasonic transducer** are taken at independent laboratories (e.g. for intercomparison purposes), the possible differences in the excitation voltage amplitude should be taken into account. As the **output power** is proportional to the square of the applied voltage, the **radiation conductance** G is usually formed in this case and the voltage uncertainty determined needs to be doubled when it is included in the overall uncertainty value of G .

NOTE If the excitation voltage is taken into consideration, it is its value as measured directly at the entrance of the **ultrasonic transducer** that is of relevance.

It is recommended that the excitation voltage be measured and recorded for the duration of every **output power** measurement for which the value of applied excitation voltage is used to establish a desired power level or to calculate the **radiation conductance**. Such data can be used to detect instabilities of various kinds.

A.7.18 Ultrasonic transducer temperature

The variation of the **output power** with the **ultrasonic transducer** temperature can be important when comparing measurements made at different times or in different places. Sometimes, this variation can be very significant (e.g. 5 % per °C), particularly with multilayered, impedance-matched **ultrasonic transducers**. The temperature variation may be caused by environmental changes or by heat dissipation within the **ultrasonic transducer**.

An increase in the transducer temperature may also produce thermal convection currents which may affect the balance reading.

These effects can be assessed by observing the **radiation force** as a function of time after energizing the **ultrasonic transducer**.

A.7.19 Nonlinearity

- a) The linearity of the balance system including the **target** suspension can be checked by calibration by means of weights as a function of their mass value or by measurements with an **ultrasonic transducer** with known properties (7.2) and with the **target** closer than 10 mm to the **ultrasonic transducer**.
- b) According to 6.3 and 6.4, water degassing and the absence of any bubbles are necessary. If there are air bubbles or cavitation activities in the ultrasonic field, the power measurement may be grossly incorrect. No general estimates can be given for these sources of error.

More information on water degassing and cavitation can be found in Annex D.

- c) Ultrasonic attenuation and **acoustic streaming** may involve nonlinearities. If the **target/ultrasonic transducer** distance or the smallest **target** distance in a distance variation experiment is less than 10 mm, it is sufficient to follow A.7.11. If the **target/ultrasonic transducer** distance or the smallest **target** distance in a distance variation experiment is 10 mm or higher, additional uncertainties due to nonlinearity are likely to occur, but no general estimate can be given here.

It may appear that this effect can be checked with a reference **ultrasonic transducer** of known **output power**. It should be noted, however, that nonlinearities in ultrasonic attenuation and **acoustic streaming** may depend on the temporal waveform and on the peak pressure value, and that test results obtained with a reference **ultrasonic transducer** with a waveform different from that of the **ultrasonic transducer** to be measured are not therefore fully conclusive.

- d) Apart from the effects dealt with in items a), b) and c) above, the theoretical **radiation force** relations themselves might be nonlinear and differ from the second-order formulae given in Clauses B.2 and B.5, where linear relationships between power and force are stated. However, in the **output power** range produced by current diagnostic and therapeutic ultrasonic equipment, and as long as no information to the contrary has been obtained, the **acoustic radiation force** should be regarded as a chiefly linear phenomenon with respect to the **output power**. Nonlinear deviations from the formulae given in Clauses B.2 and B.5 should be considered as negligible in comparison with the other uncertainty contributions [31].

A.7.20 Acceleration due to gravity

Void.

A.7.21 Other sources

It is recommended to check periodically whether the overall uncertainty as determined using the above guidelines is not influenced by any other sources of random scatter. This can be readily done by disassembling the measurement arrangement, reassembling it again and repeating the measurement at least three times. Also valuable are comparisons with other laboratories or **radiation force** balances or using different sources.

When the requirements of Clauses 5 and 6 are complied with and for transducers with $ka \geq 30$ or $kh_h \geq 30$, an overall measurement accuracy of 10 % seems to be achievable [29, 32 – 35] in the frequency range from 1 MHz to 10 MHz, one of 20 % outside this frequency range and up to 20 MHz, and one of 30 % above 20 MHz. For transducers where $10 < ka < 30$ or $10 < kh_h < 30$, the achievable overall measurement accuracy for frequencies around 1 MHz seems to be 20 %.

Error analyses for specific systems have been given in [25, 29, 33, 36]. Also, where calibrated reference **ultrasonic transducers** are available, test measurements with these are highly recommended [33, 34, 37].

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61161:2013

Annex B (informative)

Basic formulae

B.1 General

The **radiation force** measurements recommended in this standard are performed under open vessel conditions (Langevin condition), i.e. the irradiated fluid is in contact with the surrounding medium, which is subject to ambient pressure.

B.2 Plane-wave formulae

Under such conditions and for small amplitude plane ultrasonic waves, the **radiation pressure** appearing at the boundary surface between two media is equal to the difference between the total acoustic energy densities existing on both sides of the surface. This leads to the following formulae relating the **radiation force** component F on the **target** in the propagation direction of the incident wave to the acoustic **output power** P of the **ultrasonic transducer**:

For a perfectly absorbing **target**:

$$P = c F \quad (\text{B.1})$$

For a perfectly reflecting **target**:

$$P = c F / (2 \cos^2 \theta) \quad (\text{B.2})$$

where

c is the speed of sound in the sound-propagating fluid (water);

θ is the angle between the propagation direction of the incident wave and the normal to the reflecting surface.

NOTE The direction of the incident wave mentioned above is understood to be the direction of the field axis, i.e. it is understood in a global sense rather than in a local sense.

B.3 Assumptions involved

B.3.1 The above formulae involve the following assumptions:

B.3.2 The **target** is large enough to cover the whole cross-section of the ultrasonic beam, i.e. the amount of acoustic power emitted in such directions as to miss the **target** is negligible in comparison with the total acoustic power.

B.3.3 There is no ultrasonic absorption in the sound-propagating medium. If there is absorption, the symbol P in the above formulae represents the acoustic power in the position of the **target**. In order to convert it to the **output power** of the **ultrasonic transducer**, it has to be multiplied by $\exp(2\alpha z)$ where z is the distance between the **ultrasonic transducer** and the **target** and α is the amplitude attenuation coefficient of plane waves. The value of α in the megahertz frequency range is proportional to f^2 and is given, for example, by:

$$\alpha / f^2 = 2,3 \times 10^{-4} \text{ MHz}^{-2} \text{ cm}^{-1}, \text{ for pure water at } 23^\circ\text{C} \quad (\text{B.3})$$

where f is the ultrasonic frequency (see [38], interpolated).

Prerequisites for the validity of this rule are the absence of additional damping due to finite amplitude distortions and the absence of an additional force on the **target** due to **acoustic streaming** (assuming a shielding foil is used).

B.4 Limits for unfocused fields

B.4.1 The above formulae are based on the plane-wave assumption. The field structure of **ultrasonic transducers**, even for non-focusing transducers, differs in general from that of a plane wave, mainly due to diffraction. However, the use of these formulae for non-focusing transducers is recommended for two reasons:

B.4.2 On the experimental side, they have never been found to be invalid for plane-piston **ultrasonic transducers** of sufficiently high ka or kh_h value, within the measurement accuracy of, typically, at least several per cent.

B.4.3 On the theoretical side [39], see also Equation (E.2) below, the plane-wave result has been found to be approximately valid in the case of a (unapodized) circular plane-piston source, provided its ka value is high enough ($k = 2\pi/\lambda$ being the circular wavenumber in the sound-propagating fluid and a being the radius of the **ultrasonic transducer**; the theoretical investigation has been restricted to the case of an absorbing **target**). For example, agreement amounts to 2 % (for continuous-wave excitation) if $ka \geq 35$, a condition which is usually fulfilled by **ultrasonic transducers**. A failure of the above formulae might be considered possible mainly in the range of low ka values (for a correction of this effect, see Annex E below).

Similar considerations apply to the case of a rectangular plane-piston source [27]. The plane-wave result is approximately valid provided the kh_h value is high enough (h_h being the harmonic mean of the transducer half-sides). Agreement amounts to 2 % (for continuous-wave excitation) if $kh_h \geq 36$. The need for a correction might be expected mainly in the range of low kh_h values (see Annex E below).

B.5 Absorbing target in a focused field

B.5.1 Theoretical evidence has been found [26, 27] that the plane-wave formulae are not completely correct for focusing **ultrasonic transducers**. Instead, two **radiation force** expressions are given as follows. An ideally focusing transducer with constant normal velocity amplitude, a lossless fluid and a perfectly absorbing **target** of sufficient lateral size to cover the entire field are assumed, and diffraction effects at the beam edge are neglected.

For a circular transducer:

$$P = 2 c F / (1 + \cos \gamma) \quad (\text{B.4})$$

where

γ is the focus (half-)angle, $\gamma = \arcsin(a/d)$ if the transducer is spherically curved and the focal length is counted from the "bottom" of the "bowl"; $\gamma = \arctan(a/d)$ if the focal length is counted from the plane defined by the rim of the active part of the "bowl" or if the transducer is planar;

d is the geometrical focal length;

a is the radius of the active element of the **ultrasonic transducer**.

Expression (B.4) tends to the corresponding plane-wave formula for $\gamma \rightarrow 0$ or $d \rightarrow \infty$.

For a rectangular transducer:

$$P = c F \times \text{numerator} / \text{denominator} \quad (\text{B.5})$$

with $\text{numerator} = 2 \arcsin(\sin\beta_x \sin\beta_y)$

$$\text{denominator} = \sin\beta_x \arctan(\cos\beta_x \tan\beta_y) + \sin\beta_y \arctan(\cos\beta_y \tan\beta_x)$$

where

β_x and β_y are the focus (half-)angles of a focusing **ultrasonic transducer** in the x - z and the y - z plane, respectively.

Expression (B.5) tends to the corresponding plane-wave formula for $\beta_x \rightarrow 0$ and $\beta_y \rightarrow 0$, or $d_x \rightarrow \infty$ and $d_y \rightarrow \infty$.

Strictly speaking, for the above formulae, the amplitude needs to be constant over a surface of constant phase. If the focusing effect is brought about by a curvature of the transducer surface alone, the transducer surface is a surface of constant phase and the validity of the above expressions thus is associated with the condition of constant transducer amplitude. This is not strictly true in other cases, i.e. when the focusing effect is brought about by other means such as phase steering. Slight deviations can then be expected, but the formulae are nevertheless recommended as approximations.

As long as no independent confirmation (theoretical or experimental) for the above evidence has been obtained, the differences mentioned should at least be regarded as possible and be accounted for by means of a contribution to the uncertainty estimate in the case of a focused field.

NOTE Formulae (B.4) and (B.5) neglect the diffraction at the beam edge, see [26, 27] (the same applies to Formula (B.6) below). This is similar to what is said in Clause B.4 above on the use of the plane-wave formulae from Clause B.2 in the case of unfocused fields. The diffraction effect depends on the temporal waveform of the field and on the amplitude distribution (apodization) across the transducer, and general statements are difficult.

B.5.2 Some examples of values following from Formulae (B.4) and (B.5) are given as follows:

For a circular, focusing transducer with a focus (half-) angle of $\gamma = 25^\circ$, Formula (B.4) leads to:

$$P/cF = 1,049$$

For a rectangular, focusing transducer with $\beta_x = \beta_y = 25^\circ$, Formula (B.5) leads to:

$$P/cF = 1,063$$

In the rectangular case with $\beta_x = \beta_y$, the correction needs to be greater than in the corresponding circular case with the same focus (half-)angle as the field from the corners is more inclined to the axis than in the circular case. This does not necessarily apply if β_x and β_y are unequal (see the example below).

For a rectangular, focusing transducer with $\beta_x = 25^\circ$, $\beta_y = 15^\circ$ or $\beta_x = 15^\circ$, $\beta_y = 25^\circ$, Formula (B.5) leads to:

$$P/cF = 1,043$$

Formula (B.5) applies to the case that there is focusing in both planes. If there is focusing only in one plane, e.g. only in the x - z plane, this can formally be expressed by $\beta_y = 0^\circ$, but then Formula (B.5) becomes indeterminate. The problem can be solved using L'Hospital's rule

which leads to $P/cF = 2 \sin\beta_x / (\beta_x + \sin\beta_x \cos\beta_x)$ or similar with β_y , where the angle in the denominator is to be expressed in radians.

For a rectangular transducer with $\beta_x = 25^\circ$, $\beta_y = 0^\circ$ or $\beta_x = 0^\circ$, $\beta_y = 25^\circ$, the formula mentioned leads to:

$$P/cF = 1,032$$

B.6 Reflecting target in a focused field

An approximate **radiation force** formula for a conical reflector in a focused ultrasonic field from a circular transducer is as follows [28]. Its derivation is based on the following assumptions:

- The ultrasonic field from a circular, spherically curved transducer in a lossless fluid is considered to consist of acoustic rays each of which is propagated along a straight line and is totally reflected at the **target** surface like a plane wave. γ is again the focus (half-) angle.
- The conical **target** is a perfectly hard or perfectly soft reflector. Its apex is placed on the field axis between transducer and focus. The **target** geometry is characterized by the angle θ as defined in Clause 4. Typical values for concave reflectors are between 25° and 30° . The value is to be understood as negative for convex reflectors; typically then $\theta = -45^\circ$.
- The **target** covers the entire field, i.e. there are no rays that miss the **target**.
- The reflected rays freely propagate until infinity or are perfectly absorbed somewhere. There are no rays that return to the transducer. In the case of a concave **target**: There are no multiple reflections.

The formula then reads

$$P = 4 c F \times \text{function}(\gamma, \theta)$$

with

$$\text{function}(\gamma, \theta) = (1 - \cos\gamma) / [(1 - \cos 2\gamma) (1 + \cos 2\theta) - (2\gamma - \sin 2\gamma) \sin 2\theta] \quad (\text{B.6})$$

NOTE 1 The angle γ appears in the above formula not only under trigonometric functions and is therefore to be used in radians.

NOTE 2 If $\theta = -45^\circ$, then P/cF in accordance with Formula (B.6) has the value 0,98 (i.e. the difference between Formulae (B.2) and (B.6) amounts to 2 %) at a γ value that corresponds to $d = 32a$. This is the basis of the corresponding recommendation in 5.2.3.

It should be noted that the above expression applies to the pre-focal range and then goes through a Heaviside step function when the cone apex is moved through the focus.

The formula is based on a model which is not perfect and, therefore, is an approximation. Diffraction effects are neglected here, and also imaginary parts in the particle velocity which occur when acoustic rays are not parallel to one another. Local deviation from straight propagation (as, for example, due to diffraction) may result in an increase or decrease of the **radiation force** whereas in the absorber case, diffraction generally tends to decrease the **radiation force**.

NOTE 3 There is, however, experimental and computational evidence [40] to support the general trends indicated by the simple ray acoustic model and Formula (B.6). In this particular experiment with a convex-conical reflector of $\theta = -45^\circ$, Equation (B.6) was approximately valid when the distance between transducer and cone apex was more than 20 mm and less than the focal length minus 10 mm. For distances smaller than 20 mm and obviously due to

reflections between the transducer and cone, the measured force increased, up to a factor of approximately 2 for very small distances; for distances larger than the focal distance minus 10 mm, the measured force decreased progressively from the pre-focal value dealt with by Equation (B.6) to a lower, post-focal value.

NOTE 4 Experimental evidence has been found [41] that at least at high power levels (HITU), there are increased uncertainties with a conical reflector in a focused field as compared with an absorbing **target**.

NOTE 5 There is no corresponding formula for a conical reflector in a rectangular focused field. Conical reflectors should not be used in rectangular focused fields.

B.7 Absorbing target in an obliquely-incident or scanning field

B.7.1 General

In Clause B.2 the condition was mentioned that of the axis of the incident beam is collinear with the direction of the force-measuring device. This precondition is required for all formulae in Clauses B.2 to B.6. If, on the other hand, the axis of the incident beam is tilted so that there is a finite angle ψ between the beam axis and the direction of the force-measuring device, the **radiation force** as measured by the balance will be different from that in the collinear case. This is explained for the case of an absorbing **target** as follows. The following describes two different situations for how the measured **radiation force** is to be corrected. The remaining step of calculating the power from the corrected **radiation force** depends on the properties of the beam itself as dealt with in other subclauses of this standard.

B.7.2 Static, oblique beam

Let $F_B = F(\psi)$ be the **radiation force** exerted by an oblique beam on an absorbing **target**, as measured by the balance, and let $F_A = F(\psi = 0)$ be the **radiation force** of the same beam under collinear incidence; the relation then is [42]:

$$F_B = F_A \cos \psi \quad (\text{B.7})$$

It is a prerequisite that the beam in itself is identical in case A and case B, particularly with respect to amplitude, temporal waveform (duty cycle), focal parameters, etc. If the tilt angle ψ is known, Formula (B.7) can be used to correct the **radiation force** F_B obtained under oblique incidence and to convert it into F_A , the equivalent one under collinear conditions, namely by multiplying F_B with $1/\cos \psi$. The corrected **radiation force** F_A then serves to obtain the ultrasonic power P in accordance with any of the formulae in Clauses B.2 to B.5 or in Annex E.

B.7.3 Scanning beam

So far, two arrested beams A and B have been compared. In the scanning mode of a diagnostic device, the system produces a number of beams, say, n beams under n tilt angles ψ_i . It is assumed that (a) all beams and their power outputs are equal, irrespective of their direction, (b) each beam is activated for the same time interval before the system switches to the next beam, and (c) this time interval is much smaller than the reaction time of the **radiation force** balance so that the balance measures the temporal-average **radiation force** F . If F_A is the **radiation force** produced by the same beam if arrested and emitting all the time in the forward direction ($\psi = 0$), then

$$F = F_A \overline{\cos \psi} \quad (\text{B.8})$$

with

$$\overline{\cos\psi} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos\psi_i \quad (\text{B.9})$$

If the scan is over a large number of equidistant ψ values so that it can be considered a quasi-continuous scan from ψ_1 to ψ_2 , then

$$\overline{\cos\psi} = \frac{\int_{\psi_1}^{\psi_2} \cos\psi \, d\psi}{\int_{\psi_1}^{\psi_2} d\psi} = (\sin\psi_2 - \sin\psi_1)/(\psi_2 - \psi_1) \quad (\text{B.10})$$

If the scan is in a symmetric way from $\psi_1 = -\psi_0$ to $\psi_2 = \psi_0$ then

$$\overline{\cos\psi} = \sin\psi_0/\psi_0 = \text{sinc}\psi_0 \quad (\text{B.11})$$

using the *sinc* function.

NOTE Values of ψ appearing in the denominator of Equations (B.10) or (B.11) are to be understood in radians.

The **radiation force** F obtained in scanning mode is to be converted by multiplication with $1/\overline{\cos\psi}$ into F_A , the equivalent one under permanently collinear conditions. The corrected **radiation force** F_A then serves to obtain the ultrasonic power P in accordance with any of the formulae in Clauses B.2 to B.5 or in Annex E.

For the measuring conditions to be comparable for all beams, the **target** size needs to be sufficiently large, see 5.3, and the acoustic properties of the absorbing **target** need to be sufficiently independent of the angle of incidence.

If the beam characteristics and the measuring conditions are not equal for all beams, appropriate weights will have to be introduced in the averaging process leading to $\overline{\cos\psi}$, but no general recommendation can be given here.

As an example of the above formulae, assume that a beam is scanning quasi-continuously between -30° and 30° . Then Equation (B.11) leads to $F_A / F = 1,047$. The question of how F_A is to be converted into the ultrasonic power P depends on the other properties of the beam, namely diffraction and focusing. If it is assumed that the beam in itself is focused with $\beta_x = \beta_y = 25^\circ$ (see B.5.2), the two correction factors from Clauses B.5 and B.7 have to be multiplied, leading to $Pc/F = 1,113$ in this example, whereby a diffraction influence ([26, 27]) analogous to Clause B.4 and Annex E has not yet been taken into account (see also the note at the end of B.5.1).

B.8 Summary for absorbing target

When an absorbing **target** of almost infinite lateral size is used, there are three effects that independently lead to a decrease of the **radiation force** from the plane-wave value of Equation (B.1), namely (a) diffraction which is covered in E.1.1 and E.1.2, (b) focusing which is covered in Clause B.5 and (c) scanning which is covered in Clause B.7. In case of a **target** with insufficient lateral size, another potential decrease of the measured **radiation force** may happen which is covered in A.5.3.1, A.5.3.2 and A.5.3.3. In practice, several of these effects may occur at the same time and should all be taken into account and corrected for.

Annex C (informative)

Other methods of ultrasonic power measurement

Many other **radiation force** methods have been applied, as for example the torsion balance [43] or the devices using modulated **radiation force** [25, 44]. The modulated **radiation force** balance can be used with any **ultrasonic transducer** capable of operation with modulated or tone-burst excitation. A large family of devices is formed by the float-method instruments which are typically intended for the range of power of the order of watts used in ultrasonic therapy. In the basic design [21] a cone-shaped reflector moves under the action of the **radiation force** into a denser liquid. Numerous modifications and improvements of the principle can be found in the literature [45 – 49]. A very sensitive immersion balance, suitable for measurements in the microwatt range, has been described [50]. **Radiation force** balance measurements in the HITU power range are dealt with in the future IEC 62555.

Other methods which differ from the **radiation force** principle are the scanning of the ultrasonic field by means of a calibrated hydrophone (planar scanning) (see IEC 62127-1 and IEC 62127-2) [51] and light diffraction (Debye-Sears) [1, 52], buoyancy change (see future IEC 62555) [53, 54] and calorimetric methods [1, 3, 55].

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61161:2013

Annex D (informative)

Propagation medium and degassing

It is well established that measurements of ultrasonic power, particularly at frequencies of 1 MHz and below, can be strongly affected by acoustic cavitation. Cavitation is the growth, oscillation and collapse of previously-existing gas or vapour-filled microbubbles in a medium. During ultrasonic power measurements, these bubbles will scatter the ultrasound from the transducer under test, causing instabilities and underestimates of true power. There is thus a need to know when cavitation is occurring during power measurements, and also to define suitable media in which the effects of cavitation may be minimized.

A measurement method to detect the onset of cavitation is described in [29]. Specifically, the onset of inertial cavitation is often characterized by the presence of the subharmonic of the fundamental operating frequency. An example of an acoustic spectrum acquired using a needle hydrophone is presented in [29].

Possible methods to degas the water are listed in [30] and IEC/TR 62781.

Where the use of degassed water is recommended, measurement of the dissolved O₂-concentration will give sufficient information about the amount of dissolved gas in the water.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61161:2013

Annex E (informative)

Radiation force measurement with diverging ultrasonic beams

E.1 Correction and uncertainty, divergent fields impinging on an absorbing target

E.1.1 Circular source transducer

The method commonly applied to measure the **radiation force** F and to calculate the ultrasonic power P is based on the assumption that the waves are plane. More realistic field models from the literature [26] were studied as a part of a European collaborative project and reported in Annex B of that study [29]. It can generally be stated that the structure of a real, circular, unfocused field is most likely between that of a plane wave and that of a circular plane piston field. In the case of a perfectly absorbing **target** of infinite cross-sectional size the relevant formula is

$$\frac{P}{c F} = 1 \quad (\text{E.1})$$

for a plane wave and

$$\frac{P}{c F} = \frac{1 - J_1(2ka)/ka}{1 - J_0^2(ka) - J_1^2(ka)} \quad (\text{E.2})$$

for a circular plane piston source,

where

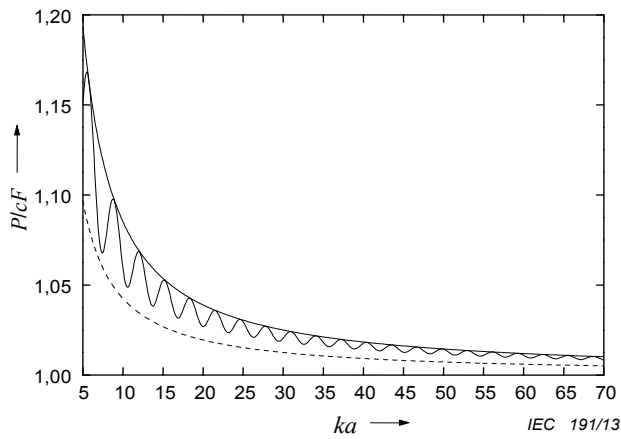
- c is the speed of sound,
- k is the circular wavenumber,
- a is the transducer radius,
- J stands for Bessel functions.

In Figure E.1 the oscillating curve represents the Bessel function formula of Equation (E.2). The maxima can be connected by a smooth curve according to the formula ("peak" approximation):

$$\frac{P}{c F} = fct(ka) = 1 + \frac{0,6531}{ka} \left(1 + \frac{1,407}{(ka)^{2/3}} \right) \quad (\text{E.3})$$

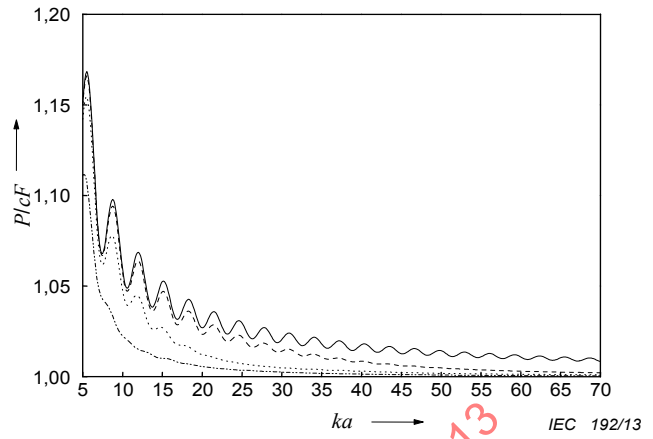
which is given as the unbroken line in Figure E.1.

This curve applies only to a piston source; for other amplitude distributions, particularly for transducers with an amplitude shading (apodization) at the rim, it can be expected that the curve lies somewhere between $P/cF = 1$ (plane wave) and the piston curve.



NOTE With "peak" approximation (unbroken line) and the central, half-way curve (broken line) representing the correction factor *corr.*

Figure E.1 – Piston result (oscillating curve) for P/cF as a function of ka



NOTE With $\varepsilon = 0$ (piston) (solid); $\varepsilon = 0,1$ (dash); $\varepsilon = 0,25$ (dot); $\varepsilon = 0,6$ (dash/dot)

Figure E.2 – P/cF as a function of ka for four different pseudo-trapezoidal amplitude distributions

Calculation results confirming this are presented in Figure E.2. A pseudo-trapezoidal distribution is considered and the decrease in the vibrational amplitude towards the edge of the transducer is assumed not to be linear as in [26], but is given in a quadratic manner in accordance with the following formula:

$$\frac{v(R)}{v_0} = \begin{cases} 1 & \text{for } 0 \leq R \leq a_1 \\ \frac{a_2^2 - R^2}{a_2^2 - a_1^2} & \text{for } a_1 \leq R \leq a_2 \\ 0 & \text{for } a_2 \leq R \end{cases} \quad (\text{E.4})$$

in which R is the lateral distance from the transducer centre. It assumes that the particle velocity amplitude v is equal to a constant v_0 up to a characteristic radius $R = a_1$ and that it then monotonically decreases towards zero until the second characteristic radius $R = a_2$ is reached, and that it remains zero beyond a_2 . The effective transducer radius a is defined here simply as that value of R for which the velocity amplitude is $v_0/2$ which means

$$\frac{v(a)}{v_0} = \frac{1}{2} \quad (\text{E.5})$$

This is similar to the definition used in [26]. Equations (E.4) and (E.5) lead to

$$a^2 = \frac{a_1^2 + a_2^2}{2} \quad (\text{E.6})$$

Every pseudo-trapezoidal distribution can be characterized by a parameter ε (referred to as α in [26]) which is as in [26] the relative width of the amplitude fall-off zone near the transducer rim according to

$$\varepsilon = \frac{a_2 - a_1}{a} \quad (\text{E.7})$$

Four different pseudo-trapezoidal amplitude distributions are considered here, and are displayed in Figure E.2 using different printing types as follows: $\varepsilon = 0$ (piston) (solid); $\varepsilon = 0,1$ (dash); $\varepsilon = 0,25$ (dot); $\varepsilon = 0,6$ (dash/dot). The results for the distributions with $\varepsilon > 0$ can be seen to lie between the piston curve and the plane-wave result $P/cF = 1$ (see also [26]).

For this reason, the mean value of 1 (plane-wave value) and Equation (E.3) can be considered to be the best approximation to P/cF in the case of an unknown amplitude distribution. This is shown in Figure E.1 by the broken line and represents the correction which can be applied by multiplying the plane-wave measurement results with the correction factor

$$corr = \frac{1 + fct(ka)}{2} \quad (E.8)$$

which increases the result from the value $P/cF = 1$ to that represented by the central, broken line in Figure E.1 and by assuming an uncertainty $\pm u$ which covers the full space between the value $P/cF = 1$ and the unbroken "peak" connection line in Figure E.1.

It is recommended to use this approximation. In practice the most suitable effective radius a should be taken. For transducers used in physiotherapy the radius shall be calculated from the effective radiation area value (A_{ER}) as given in IEC 61689. For other transducers the radius value a shall either be determined by means of hydrophone measurements or by means of a geometric measurement of the element, or group of elements, dimension. The correction factor $corr$ is calculated as a function of ka in accordance with

$$corr = 1 + \frac{0,6531}{2ka} \left(1 + \frac{1,407}{(ka)^{2/3}} \right) \quad (E.9)$$

This factor $corr$ compensates for the (usually small) effects of non-plane field structure (beam divergence) in the case of **radiation force** measurements with absorbing **target**. It can be applied to the acoustic power values obtained.

As the field structure of the transducers under test is not known in sufficient detail to calculate the true correction factor in each individual case, the correction is affected by an uncertainty. It is based on the assumption of a rectangular distribution extending from $P/cF = 1$ to the value of Equation (E.3).

It should be noted that the treatment above is appropriate for an absorbing **target**. No correction or uncertainty is available for use when a reflecting **target** is used for measurements.

E.1.2 Rectangular source transducer

The provisions of E.1.1 can be transferred accordingly to the case of a rectangular source transducer, with only the numbers in the equations changed. The final Formula (E.9) is changed to

$$corr = 1 + \frac{0,668}{2kh_h} \left(1 + \frac{1,33}{(kh_h)^{2/3}} \right) \quad (E.10)$$

NOTE (Applies to E.1.1 and E.1.2.) The effects described in E.1.1 and E.1.2 are due to diffraction at the beam edge which is a general effect that occurs in any case, however, to a larger extent at small ka or kh_h values. Subclauses E.1.1 and E.1.2 do not deal with intentional beam divergence due to de-focusing based on phase steering or transducer curvature or the use of a divergent lens.

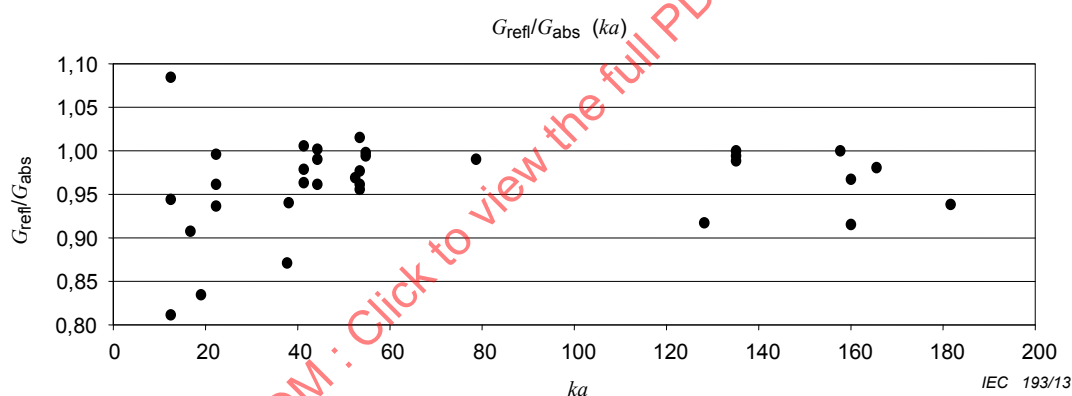
E.2 Correction and uncertainty, divergent fields impinging on a reflecting target

Although at the moment no field correction method is known for a convex-conical reflector in a divergent field, some guidance will be given for the case of a circular transducer.

The basic formula to calculate power for a perfectly reflecting **target** in a collimated field is given in Clause B.2.

From this it can be predicted that the acoustic power will be underestimated for any diverging beam. The amount of underestimation depends strongly on the pressure distribution in the beam and the divergence of the beam. For a convex-conical reflector with a cone half-angle of 45° , it can be calculated that a 5° underestimation of the angle of incidence already results in a underestimation of the power of 17 %. In practice, not all force contributions would have the same angle of incidence so this approach would be too conservative. The result of a comparison between acoustic power measurements in the range from 1 W to 20 W performed with convex-conical reflectors with a cone half-angle of 45° and absorbing **targets** is shown in Figure E.3 [29]. From this figure it follows that this type of convex-conical reflector systematically underestimates the emitted power.

It can also be deduced that below a ka value of 30 the uncertainty rises to unacceptable values. One of the most important reasons for this behaviour is explained below.



NOTE Reflecting target with a cone half-angle of 45° , results for 11 different circular transducers to be used in physiotherapy and 3 different laboratories.

Figure E.3 – Ratio of the radiation conductance G as obtained using a convex-conical reflecting target to an absorbing target versus the value of ka [29]

E.3 Target diameter

There are formulae for the minimum **target** radius r as a function of the axial **target** distance z , and all this depending on ka or kh (see 5.3). Strictly speaking, these formulae apply to a plane absorber but it may be of value to extend this to other **target** types.

r should then be understood as the radius of the largest **target** cross-section (in the case of a convex-conical reflector this would be the base of the cone) and z as the distance of that cross-section from the transducer. If the calculation is applied to the case of a 45° convex-conical reflector, it turns out that there is a certain limiting ka or kh value below which the requirements of these formulae can never be fulfilled, irrespective of the reflector size and even if the reflector apex is as close as possible, namely in contact with the transducer surface. This limiting value is $ka = 17,4$ or $kh_h = 17,4$.

Annex F (informative)

Limitations associated with the balance arrangements

F.1 Balance arrangements

The most frequently used balances are presented and described as follows. They are identified by the way the **target** is attached to the balance pan:

- Arrangement A: where the **target** is hanging under the balance, the water tank is not in contact with the balance pan, the transducer radiates upwards. For example, through a hole in the bottom of the water tank (Figure F.1).
- Arrangement B: where the **target** is suspended via a bridge to the balance pan underneath, the water tank is not in contact with the balance pan, the transducer radiates downwards from the top into the water tank (Figures F.2 and F.3).
- Arrangement C: where the **target** rests on the bottom of a water tank which rests on the balance pan, the transducer radiates downwards from the top into the water tank (Figure F.4).
- Arrangement D: where a flat reflecting **target** is suspended at an angle via a bridge to the balance pan, the water tank is not in contact with the balance pan, the transducer radiates downwards from the top into the water tank.
- Arrangement E: where the **target** is hanging via a bridge under the balance, to create space for transducer mounting, the water tank is not in contact with the balance pan, the transducer radiates downwards (Figure F.5).
- Arrangement F: with a horizontal beam, and where the **target** is suspended beneath a support, with means to detect its position; a means is also supplied to provide a measured opposite and equal force to retain the **target** in a null position (Figures F.6 and F.7).

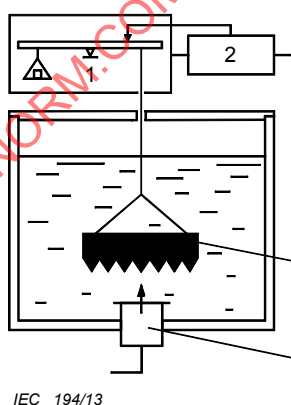


Figure F.1a – Absorbing target

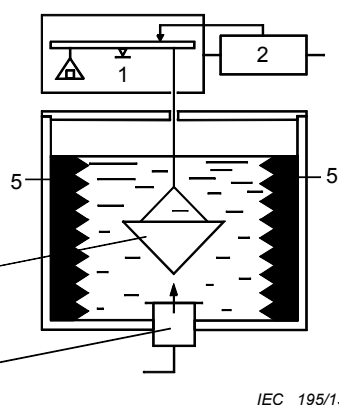
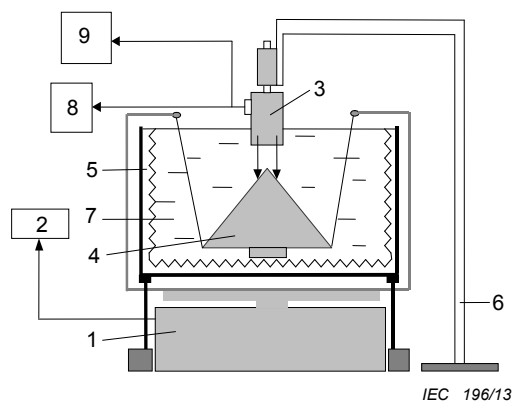


Figure F.1b – Reflecting target

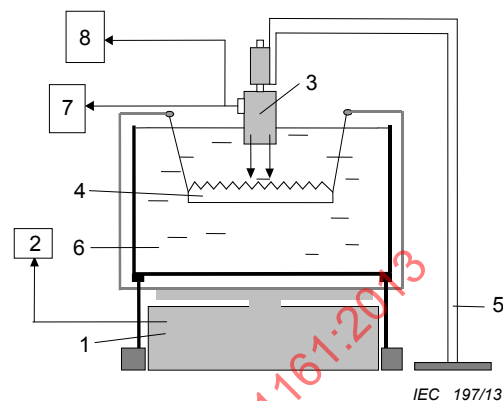
- Key**
- 1 balance
 - 2 balance control
 - 3 transducer
 - 4 target
 - 5 lateral absorber

Figure F.1 – Arrangement A

**Key**

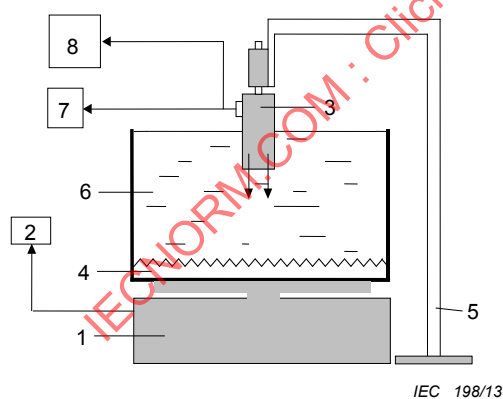
- 1 balance
- 2 balance control
- 3 transducer
- 4 target
- 5 lateral absorber
- 6 transducer support
- 7 water vessel
- 8 generator and amplifier
- 9 voltage measurement

Figure F.2 – Arrangement B, with convex-conical reflecting target

**Key**

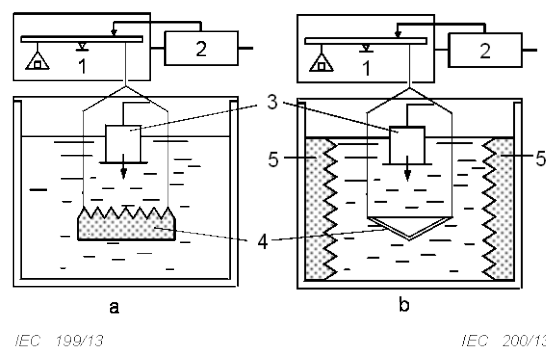
- 1 balance
- 2 balance control
- 3 transducer
- 4 target
- 5 transducer support
- 6 water vessel
- 7 generator and amplifier
- 8 voltage measurement

Figure F.3 – Arrangement B, with absorbing target

**Key**

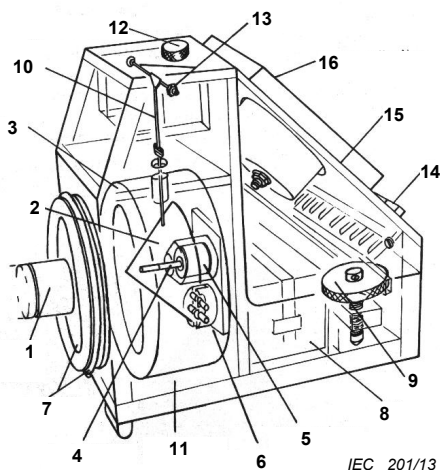
- 1 balance
- 2 balance control
- 3 transducer
- 4 target
- 5 transducer support
- 6 water vessel
- 7 generator and amplifier
- 8 voltage measurement

Figure F.4 – Arrangement C, with absorbing target

**Key**

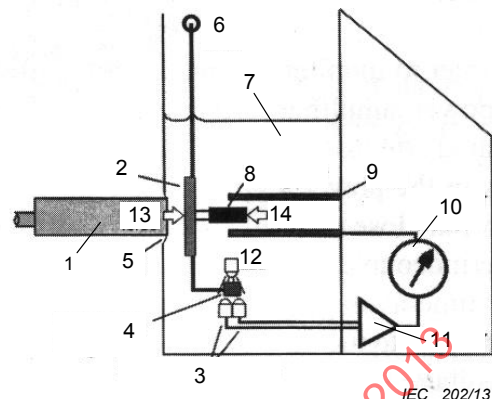
- 1 balance
- 2 balance control
- 3 transducer
- 4 target
- 5 lateral absorber

Figure F.5 – Arrangement E, with absorbing (a) or concave-conical reflecting (b) target



Key

- 1 transducer
- 2 hollow conical target
- 3 composite total absorber
- 4 force-balance magnet
- 5 force-balance coil
- 6 opto diode-transistor null detectors
- 7 PVC membrane and retaining O-ring
- 8 lead-acid battery
- 9 levelling zero wheel
- 10 suspension arm
- 11 water-filled chamber
- 12 water filter cap
- 13 jewelled bearings
- 14 range switches, electronic section, power meter



Key

- 1 transducer
- 2 absorbing target
- 3 photo transistors
- 4 opaque flag
- 5 thin plastic window
- 6 pivot axis
- 7 water
- 8 magnet
- 9 coil
- 10 current meter
- 11 amplifier
- 12 led
- 13 radiation force
- 14 magnetic force

Figure F.6 – Arrangement F, with convex-conical reflecting target

Figure F.7 – Arrangement F with absorbing target

All balance arrangements can be equipped with either an absorbing or a reflecting **target**. Although balance arrangement C can be equipped with a reflecting **target**, only the arrangement equipped with an absorbing **target** is discussed in this annex. Due to its construction balance arrangement A is more appropriate for use as primary standard than for use in an industrial environment.

F.2 Limitations associated with the balance arrangements

Although all balance arrangements as presented are well suited to measure the ultrasonic power, each arrangement has its own advantages and disadvantages when used in the industrial environment or as primary standard. They are given in Table F.1 below.

Table F.1 – Advantages and disadvantages of different arrangements

	Arrangement with absorbing target						Arrangement with reflecting target						Comment
	A	B	C	D	E	F	A	B	C	D	E	F	
Advantage	✓	✓			✓		✓	✓				✓	Relatively inexpensive balance
			✓										Very suitable for general use
						✓						✓	Design enables robust portable balance construction
	✓						✓						Uncomplicated mechanical construction needed to support the target
			✓										No mechanical construction needed to support the target
			✓										Easy access
		✓	✓					✓	✓				Easy exchangeability of transducer
											✓		The concave target will centre itself in the ultrasonic beam
			✓										Insensitive to target misalignment
							✓	✓			✓		Heat at high power levels will be redistributed at the walls of the tank
						✓						✓	Thermally generated forces are perpendicular to measurement direction
Disadvantage							✓	✓			✓	✓	Diverging ultrasonic beams ($ka < 30$ or $kh_h < 30$) cannot be measured accurately
	✓						✓						Provisions are needed for ultrasound to radiate from the bottom upwards
						✓						✓	Coupling membrane compromise between strength and acoustic loss
	✓						✓						Convection currents from transducer face to target
							✓	✓	✓	✓	✓	✓	Need to include absorbing tank lining, which also makes the tank non transparent
						✓							Target displacement will be sensitive to non-uniform ultrasonic beams
	✓	✓	✓		✓	✓			✓				Heat, due to ultrasound absorption, may change the acoustic properties of the target
	✓						✓						Heat transport from transducer face to target
	✓	✓			✓		✓	✓			✓		Target suspension wires can be easily damaged
								✓					Mechanical construction needed to support the target and avoid target displacement due to non-uniform ultrasonic beams.
			✓						✓				As the tank including the target is placed on the balance pan the weighing range has to be wide, maintaining a high sensitivity. This results in an expensive balance type. The minimum measurable power will be about 20 mW
						✓						✓	Direct water coupling requires specialised apertures
						✓						✓	Calibration by gravitational force requires added balance arm

Bibliography

- [1] O'Brien, W.D., *Ultrasonic dosimetry*, in: *Ultrasound: Its Application in Medicine and Biology*, Editor Fry, F.J., Elsevier Scientific Publishing Company, pp. 343-397 (1978).
- [2] Stewart, H.F., *Ultrasonic measuring techniques*, in: *Fundamental and Applied Aspects of Nonionizing Radiation*, Editors Michaelson, S.M., et al., Plenum Press, New York, pp. 59-89 (1975).
- [3] Zieniuk, J., and Chivers, R.C., *Measurement of ultrasonic exposure with radiation force and thermal methods*, *Ultrasonics* **14**, pp. 161-172 (1976).
- [4] Beissner, K., *The acoustic radiation force in lossless fluids in Eulerian and Lagrangian coordinates*, *J. Acoust. Soc. Am.* **103**, pp.2321-2332 (1998).
- [5] Farmery, M.J., and Whittingham, T.A., *A portable radiation-force balance for use with diagnostic ultrasound equipment*, *Ultrasound Med. Biol.* **3**, pp. 373-379 (1978).
- [6] Perkins, M.A., *A versatile force balance for ultrasound power measurement*, *Phys. Med. Biol.* **34**, pp. 1645-1651 (1989).
- [7] Whittingham, T.A., *The acoustic output of diagnostic machines*, Chapter 3 in: *The safe use of ultrasound in medical diagnosis*, Editors ter Haar, G., and Duck, F.A., British Institute of Radiology, London, pp. 16-31 (2000).
- [8] Beissner, K., *The influence of membrane reflections on ultrasonic power measurements*, *Acustica* **50**, pp. 194-200 (1982).
- [9] BIPM JCGM 100:2008, *Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement*, (2008)
- [10] Brendel, K., Molkenstruck, W., and Reibold, R., *Targets for ultrasonic power measurements*, *Proc. 3rd European Congress on Ultrasonics in Medicine*, Bologna, pp. 473-476 (1978).
- [11] Zeqiri, B., and Bickley, C. J., *A new material for medical ultrasonic applications*, *Ultrasound Med. Biol.* **26**, pp. 481-485 (2000).
- [12] Brendel, K., Beissner, K., Fay, B., Luepfert, S., and Reibold, R., *Absorber zur Pruefung medizinischer Ultraschallgeraete*, in: *Ultraschall-Diagnostik 89*, Kongressband des 13. Dreilaendertreffens in Hamburg, Editor Gebhardt, J., Springer, Berlin, pp. 9-11 (1990).
Beissner, K., *Absorbereigenschaften und ihr Einfluss auf die Schallstrahlungskraft-Messung*, in: *Fortschritte der Akustik – DAGA '92*, Deutsche Physikalische Gesellschaft (DPG), Bad Honnef, pp. 289-292 (1992).
- [13] Brendel, K., *Probleme bei der Messung kleiner Schalleistungen*, in: *Fortschritte der Akustik – DAGA '75*, pp. 581-584 (1975).
- [14] Beissner, K., *Minimum target size in radiation force measurements*, *J. Acoust. Soc. Am.* **76**, pp. 1505-1510 (1984).
- [15] Beissner, K., *Minimum radiation force target size for power measurements in focused ultrasonic fields with circular symmetry*, *J. Acoust. Soc. Am.* **128**, pp. 3355-3362 (2010).
- [16] Abzug, J.L., *Evaluation of OHMIC INST. CO., Model UPM-30 Ultrasound Power Meter*, HEW Publication (FDA), pp. 79-8075 (1978).

- [17] Beissner, K., *Stroemungseffekte bei Ultraschall-Leistungsmessungen*, in: *Fortschritte der Akustik – FASE/DAGA '82*, Vol. 2, pp. 779-782, Deutsche Physikalische Gesellschaft (DPG), Bad Honnef (1982).
Beissner, K., *Radiation force and force balances*, in: *Ultrasonic exposimetry*, Editors Ziskin, M. C. and Lewin, P. A., CRC Press, Boca Raton, pp. 127-142 (1993).
- [18] Rooney, J.A., *Determination of acoustic power outputs in the microwatt-milliwatt range*, *Ultrasound Med. Biol.* **1**, pp. 13-16 (1973).
- [19] Beissner, K., *Ultraschall-Leistungsmessung mit Hilfe der Schallstrahlungskraft*, *Acustica* **58**, pp. 17-26 (1985).
- [20] Carson, P.L., and Banjavic, R.A., *Radiation force balance system for precise acoustic power measurements in diagnostic ultrasound*, *J. Acoust. Soc. Am.*, AIP document No. PAPS JASMA-70-1220-31 (1981).
- [21] Oberst, H., and Rieckmann, P., *Das Messverfahren der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt bei der Bauartpruefung medizinischer Ultraschallgeraete*, *Amtsblatt der PTB* Nr. 3, pp. 106-109, Nr. 4, pp. 143-146 (1952).
- [22] Marr, P.G., *The effect of transducer positioning errors on power readings using a conical radiation force balance target*, Report of the Bureau of Radiation and Medical Devices, Ottawa (1988).
- [23] Del Grosso, V.A., and Mader, C.W., *Speed of sound in pure water*, *J. Acoust. Soc. Am.* **52**, pp. 1442-1446 (1972).
- [24] Borgnis, F.E., *On the forces due to acoustic wave motion in a viscous medium and their use in the measurement of acoustic intensity*, *J. Acoust. Soc. Am.* **25**, pp. 546-548 (1953).
- [25] Greenspan, M., Breckenridge, F.R., and Tschiegg, C.E., *Ultrasonic transducer power output by modulated radiation pressure*, *J. Acoust. Soc. Am.* **63**, pp. 1031-1038 (1978).
- [26] Beissner, K., *Radiation force calculations*, *Acustica* **62**, pp. 255-263 (1987).
- [27] Beissner, K., *Radiation force calculations for ultrasonic fields from rectangular weakly focusing transducers*, *J. Acoust. Soc. Am.* **124**, pp. 1941-1949 (2008) + **125**, p. 1827 (2009).
- [28] Shou Wende, *Radiation force calculation of focussed ultrasound and its experiment in high intensity focussed ultrasound*, *Technical Acoustics* **25**(6), pp. 665-668 (2006).
- [29] Hekkenberg, R.T., Beissner, K., and Zeqiri, B., *Therapy-level ultrasonic power measurement*, Final Technical Report SMT4-CT96-2139, European Commission, BCR Information, Report EUR 19510, ISBN 92-828-9027-9 (2000). Hekkenberg, R.T., Beissner, K., Zeqiri, B., Bezemer, R.A., and Hodnett, M., *Validated ultrasonic power measurements up to 20 W*, *Ultrasound Med. Biol.* **27**, pp. 427-438 (2001).
- [30] Hekkenberg, R.T., Beissner, K., and Zeqiri, B., *Guidance on the propagation medium and degassing for ultrasonic power measurements in the range of physiotherapy-level ultrasonic power*, European Commission, BCR Information, Report EUR 19511, ISBN 92-828-9838-5 (2000).
- [31] Beissner, K., and Makarov, S.N., *Acoustic energy quantities and radiation force in higher approximation*, *J. Acoust. Soc. Am.* **97**, pp. 898-905 (1995) + **99**, pp. 1244-1247 (1996).

- [32] Tschiegg, C.E., Greenspan, M., and Eitzen, D.G., *Ultrasonic continuous-wave beam-power measurements; international intercomparison*, J. Res. Nat. Bur. Stand. **88**, pp. 91-103 (1983).
- [33] Beissner, K., *Primary measurement of ultrasonic power and dissemination of ultrasonic power reference values by means of standard transducers*, Metrologia **36**, pp. 313-320, (1999).
- [34] Beissner, K., Oosterbaan, W.A., Hekkenberg, R.T., and Shaw, A.: *European intercomparison of ultrasonic power measurements*, Acustica / acta acustica **82**, pp. 450-458 (1996) + 82, p. 671 (1996).
- [35] Beissner, K., *Report on key comparison CCAUV.U-K1 (ultrasonic power)*, Metrologia **39** (2002), Tech. Suppl., 09001, www.iop.org/EJ/toc/0026-1394/39/1A.
- [36] Fischella, P.S., and Carson, P.L., *Assessment of errors in pulse echo ultrasound intensity measurements using miniature hydrophones*, Med. Phys. **6**, pp. 404-411 (1979).
- [37] Fick, S.E., Breckenridge, F.R., Tschiegg, C.E., and Eitzen, D.G., *An ultrasonic absolute power transfer standard*, J. Res. Nat. Bur. Stand. **89**, pp. 209-212 (1984).
- [38] Pinkerton, J.M.M., *The absorption of ultrasonic waves in liquids and its relation to molecular constitution*, Proc. Phys. Soc. **B62**, pp. 129-141 (1949).
- [39] Beissner, K., *Acoustic radiation pressure in the near field*, J. Sound Vib. **93**, pp. 537-548 (1984).
- [40] Shaw, A. and Hodnett, M., *Calibration and measurement issues for therapeutic ultrasound*, Ultrasonics **48**, pp. 234-252 (2008).
- [41] Jenderka, K. V., Durando, G., Karaboce, B., Rajagopal, S. and Shaw, A., *Inter-laboratory comparison of HITU power measurement methods and capabilities*, Proc. Advanced Metrology for Ultrasound in Medicine (AMUM 2010), Journal of Physics: Conference Series **279** (2011) 012015, pp. 1 – 6.
- [42] Beissner, K., *Radiation force calculation for oblique ultrasonic beams*, J. Acoust. Soc. Am. **125**, pp. 2827-2829 (2009).
- [43] Wemlen, A., *A milliwatt ultrasonic servo-controlled balance*, Med. and Biol. Engng. **6**, pp. 159-165 (1968).
- [44] Fick, S. E., *Ultrasound power measurement by pulsed radiation pressure*, Metrologia **36**, pp. 351-356 (1999).
- [45] Shotton, K.C., *A tethered float radiometer for measuring the output power from ultrasonic therapy equipment*, Ultrasound Med. Biol. **6**, pp. 131-133 (1980).
- [46] Cornhill, C.V., *Improvement of portable radiation force balance design*, Ultrasonics **20**, pp. 282-284 (1982).
- [47] Bindal, V.N., and Kumar, A., *Measurement of ultrasonic power with a fixed path radiation pressure float method*, Acustica **46**, pp. 223-225 (1980).
- [48] Bindal, V.N., Kumar, A., and Chivers, R.C., *On the float method for measuring ultrasonic output*, Acustica **53**, pp. 219-223 (1983).

- [49] Thompson, S.M., and Fyfe, M.C., *A survey of output characteristics of some new therapeutic ultrasound instruments manufactured in Australia*, Austral. J. Physiotherapy **29**, pp. 10-13 (1983).
- [50] Reibold, R., *Microwatt ultrasonic power determination using laser interferometry*, Ultrasound Med. Biol. **8**, pp. 191-197 (1982).
- [51] Herman, B.A., and Harris, G.R., *Calibration of miniature ultrasonic receivers using a planar scanning technique*, J. Acoust. Soc. Am. **72**, pp. 1357-1363 (1982).
- [52] Haran, M.E., Cook, B.D., and Stewart, H.F., *Comparison of an acousto-optic and a radiation force method of measuring ultrasonic power*, J. Acoust. Soc. Am. **57**, pp. 1436-1440 (1975).
- [53] Shaw, A., *A buoyancy method for the measurement of total ultrasound power generated by HIFU transducers*. Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 34, No. 8, pp. 1327–1342, 2008.
- [54] Rajagopal, S., and Shaw, A., *Buoyancy Method – A Potential New Primary Ultrasound Power Standard*. Submitted to Metrologia, 2012.
- [55] Miller, E.B., and Eitzen, D.G., *Ultrasonic transducer characterization at the NBS*, IEEE Trans. Sonics and Ultrason. SU-26, pp. 28-37 (1979).

Related IEC documents

IEC 60050 (all parts), *International Electrotechnical Vocabulary* (available at <<http://www.electropedia.org>>)

IEC 60601-2-5, *Medical electrical equipment – Part 2-5: Particular requirements for the safety of ultrasonic therapy equipment*

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

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

IEC 61846:1998, *Ultrasonics – Pressure pulse lithotripters – Characteristics of fields*

IEC 62127-1, *Ultrasonics – Hydrophones – Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz*

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

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

IEC 62555, *Ultrasonics – Power measurement – High intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems²*

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

² To be published.

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	52
INTRODUCTION	54
1 Domaine d'application	55
2 Références normatives	55
3 Termes et définitions	55
4 Liste des symboles	57
5 Exigences pour les balances de forces de rayonnement	58
5.1 Généralités	58
5.2 Type de cibles	58
5.2.1 Généralités	58
5.2.2 Cible absorbante	58
5.2.3 Cible réfléchissante	58
5.3 Diamètre de cible	59
5.4 Balance/Système de mesurage de force	59
5.5 Réservoir du système	60
5.6 Structures de support de la cible	60
5.7 Positionnement du transducteur	60
5.8 Feuillots contre les courants	60
5.9 Couplage du transducteur	60
5.10 Etalonnage	60
6 Exigences pour les conditions de mesurage	61
6.1 Positionnement latéral de la cible	61
6.2 Distance du transducteur à la cible	61
6.3 Eau	61
6.4 Contact avec l'eau	61
6.5 Conditions d'environnement	61
6.6 Dérives thermiques	61
7 Incertitude de mesure	62
7.1 Généralités	62
7.2 Système de balance à suspension de cible	62
7.3 Linéarité et résolution du système de balance	62
7.4 Extrapolation au moment de la commutation du transducteur ultrasonore	62
7.5 Imperfections de la cible	62
7.6 Géométrie de la cible réfléchissante	63
7.7 Absorbeurs latéraux dans le cas de mesurages d'une cible réfléchissante	63
7.8 Désalignement de la cible	63
7.9 Désalignement du transducteur ultrasonore	63
7.10 Température de l'eau	63
7.11 Atténuation ultrasonore et courant acoustique	63
7.12 Propriétés de feuillet	63
7.13 Taille de cible finie	63
7.14 Hypothèse de l'onde plane	63
7.15 Influence du balayage	63
7.16 Influences de l'environnement	64
7.17 Mesurage de la tension d'excitation	64

7.18	Température du transducteur ultrasonore	64
7.19	Non-linéarité.....	64
7.20	Accélération due à la pesanteur	64
7.21	Autres sources	64
Annexe A (informative) Informations additionnelles concernant divers aspects des mesurages de force de rayonnement		66
Annexe B (informative) Formules fondamentales		79
Annexe C (informative) Autres méthodes de mesurage de la puissance ultrasonore		86
Annexe D (informative) Milieu de propagation et dégazage.....		87
Annexe E (informative) Mesurage de force de rayonnement avec faisceaux ultrasonores divergents.....		88
Annexe F (informative) Restrictions liées aux configurations de balance.....		93
Bibliographie.....		97
Figure 1	– Vue en coupe d'une cible absorbante.....	64
Figure 2	– Vérification de la linéarité: lecture de balance en fonction de la grandeur d'entrée	65
Figure E.1	– Résultat du piston (courbe oscillante) pour P/cF en fonction de kA	89
Figure E.2	– P/cF en fonction de ka pour quatre distributions d'amplitude pseudo- trapézoïdales différentes.....	89
Figure E.3	– Rapport de la conductance de rayonnement G obtenue en utilisant une cible réfléchissante conique convexe à une cible absorbante vis-à-vis de la valeur de ka [29].....	91
Figure F.1	– Configuration A, à cible absorbante (a) ou réfléchissante (b)	93
Figure F.2	– Configuration B, à cible réfléchissante conique convexe	94
Figure F.3	– Configuration B, à cible absorbante	94
Figure F.4	– Configuration C, à cible absorbante	94
Figure F.5	– Configuration E, à cible absorbante (a) ou réfléchissante conique concave (b) ..	94
Figure F.6	– Configuration F, à cible réfléchissante conique convexe	95
Figure F.7	– Configuration F à cible absorbante.....	95
Tableau F.1	– Avantages et inconvénients des différentes configurations	96

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

ULTRASONS – MESURAGE DE PUISSANCE – BALANCES DE FORCES DE RAYONNEMENT ET EXIGENCES DE FONCTIONNEMENT

AVANT-PROPOS

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

La Norme internationale CEI 61161 a été établie par le comité d'études 87 de la CEI: Ultrasons.

Cette troisième édition annule et remplace la deuxième édition publiée en 2006. Elle constitue une révision technique.

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

- alors que la deuxième édition a implicitement traité des transducteurs circulaires uniquement, la présente édition traite dans la mesure du possible des transducteurs circulaires et rectangulaires et inclut également un certain nombre de symboles destinés aux transducteurs rectangulaires;
- une plus grande attention est accordée aux cas focalisés et l'influence du balayage a été ajoutée;

- la méthode d'étalonnage de la balance de forces de rayonnement dépend désormais de l'utilisation ou non de la configuration comme outil de mesure primaire ou secondaire;
- l'Annexe B (formules fondamentales) a été actualisée et l'Annexe C fait mention de la méthode de changement de flottabilité (voir aussi la future CEI 62555).

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
87/520/FDIS	87/528/RVD

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

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

NOTE Les caractères d'imprimerie suivants sont utilisés:

- Exigences: Arial 10 point
- Notes: Arial 8 point
- Les mots en **caractères gras** dans le texte sont définis à l'Article 3
- Les symboles et formules: *Times New Roman + Italique*

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

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

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61161:2013

INTRODUCTION

Il existe plusieurs méthodes de mesurage pour la détermination de la puissance totale émise par des transducteurs ultrasonores ([1], [2], [3]¹; voir aussi l'Annexe C). L'objet de la présente Norme internationale est d'établir des méthodes normalisées de mesurage de la puissance ultrasonore dans des liquides dans la plage inférieure de fréquences mégahertz sur la base du mesurage de la force de rayonnement en utilisant une balance gravimétrique. L'avantage majeur du mesurage de la force de rayonnement est que la valeur de la puissance totale émise est obtenue sans qu'il soit nécessaire d'intégrer les données du champ sur la section du faisceau sonore rayonné. La présente norme énumère les sources d'erreurs et décrit une procédure pas à pas systématique pour évaluer les incertitudes de mesure globales ainsi que les précautions qu'il convient de prendre et les incertitudes qu'il convient de prendre en compte lors de l'exécution de mesurages de puissance.

Des exigences de sécurité de base pour des appareils de physiothérapie à ultrasons sont identifiées dans la CEI 60601-2-5 et font référence à la CEI 61689, qui spécifie le besoin de mesurages de puissance acoustique avec une incertitude inférieure à $\pm 15\%$ à un niveau de confiance de 95 %. En considérant la dégradation de précision habituelle lors de l'application pratique de cette norme, des méthodes de mesurage de référence sont à établir avec des incertitudes inférieures à $\pm 7\%$. Des exigences de déclaration d'appareils de diagnostic à ultrasons incluant la puissance acoustique sont spécifiées dans d'autres normes CEI, telles que la CEI 61157.

Le mesurage fiable et répétable de la puissance acoustique en utilisant une balance de forces de rayonnement tel qu'il est défini dans la présente norme est influencé par un certain nombre de problèmes pratiques. Des informations supplémentaires sont fournies en Annexe A comme guide pour l'utilisateur, en employant la même numérotation de section et d'article que dans le corps principal du document.

¹ Les chiffres entre crochets se réfèrent à la Bibliographie.

ULTRASONS – MESURAGE DE PUISSANCE – BALANCES DE FORCES DE RAYONNEMENT ET EXIGENCES DE FONCTIONNEMENT

1 Domaine d'application

La présente Norme internationale

- spécifie une méthode pour déterminer la puissance acoustique totale émise par des transducteurs ultrasonores, basée sur l'usage d'une balance de forces de rayonnement;
- établit les principes généraux pour utiliser les balances de forces de rayonnement dans lesquelles un obstacle dénommé cible intercepte le champ acoustique à mesurer;
- établit des limitations de la méthode de forces de rayonnement relatives à la cavitation et à l'élévation de la température;
- établit des limitations quantitatives de la méthode de forces de rayonnement par rapport aux faisceaux divergents et focalisés;
- fournit des informations concernant l'évaluation de la puissance acoustique pour les faisceaux divergents et focalisés par la méthode de la force de rayonnement;
- fournit des informations concernant l'évaluation des incertitudes de mesure globales.

La présente Norme internationale est applicable:

- au mesurage de la puissance ultrasonore jusqu'à 1 W par utilisation d'une balance de forces de rayonnement dans la plage de fréquences de 0,5 MHz à 25 MHz;
- au mesurage de la puissance ultrasonore jusqu'à 20 W par utilisation d'une balance de forces de rayonnement dans la plage de fréquences de 0,75 MHz à 5 MHz;
- au mesurage de la puissance ultrasonore totale de transducteurs dans des champs ultrasonores possédant une bonne collimation, divergents et focalisés;
- à l'utilisation de balances de forces de rayonnement de type gravimétrique ou à retour de force.

(Voir également l'Article A.1)

NOTE 1 Un faisceau focalisé est convergent dans la gamme pré-focale et divergent dans la gamme post-focale.

NOTE 2 Le mesurage de la puissance ultrasonore dans la gamme des ultrasons focalisés de haute intensité à usage thérapeutique (UFIH), c'est-à-dire au-delà de 1 W ou 20 W, respectivement, est traité dans la future CEI 62555.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités en référence de manière normative, en intégralité ou en partie, dans le présent document et sont indispensables pour son application. 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, *Ultrasons – Systemes de physiothérapie – Spécifications des champs et méthodes de mesure dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 5 MHz*

3 Termes et définitions

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

3.1

courant acoustique

mouvement d'ensemble d'un fluide provoqué par un champ acoustique

3.2

champ libre

champ acoustique dans un milieu isotrope homogène dont les limites ont une influence négligeable sur les ondes acoustiques

[SOURCE: CEI 60050-801:1994, définition 801-23-28, modifiée – le terme ne contient plus le mot "acoustique"]

3.3

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 to entry: La **puissance de sortie** est exprimée en watt (W).

3.4

force de rayonnement

force de rayonnement acoustique

F

moyenne temporelle de la force s'exerçant sur un corps plongé dans un champ acoustique et trouvant son origine dans le champ acoustique, à l'exclusion de la composante due aux **courants acoustiques**; ou, plus généralement, moyenne temporelle de la force (à l'exclusion de la composante due aux **courants acoustiques**) apparaissant, dans un champ acoustique, à la surface de séparation entre deux milieux de propriétés acoustiques différentes, ou dans un seul milieu d'atténuation

Note 1 à l'article: La **force de rayonnement**, la **force de rayonnement acoustique**, est exprimée en newton (N).

3.5

pression de rayonnement

pression acoustique de rayonnement

force de rayonnement par unité de surface

Note 1 à l'article: Ce terme est largement employé dans la littérature. Cependant, la **force de rayonnement** par unité de surface est à proprement parler une grandeur tensorielle [4] et il convient de s'y référer comme à un tenseur de contrainte de rayonnement acoustique lorsqu'une terminologie scientifique stricte est à employer. La grandeur intégrale "**force de rayonnement acoustique**" est généralement privilégiée dans la présente Norme internationale. Quand parfois le terme "**pression de rayonnement acoustique**" est employé, il faut le comprendre comme la valeur négative de la contrainte de rayonnement normale dans la direction de l'axe du champ.

Note 2 à l'article: La **pression de rayonnement**, la **pression acoustique de rayonnement**, est exprimée en pascal (Pa).

3.6

cible

dispositif conçu spécialement pour intercepter substantiellement l'intégralité du champ ultrasonore et servir d'objet sur lequel agit la **force de rayonnement**

3.7

transducteur ultrasonore

dispositif capable de convertir l'énergie électrique en énergie mécanique et/ou réciproquement dans le domaine des fréquences ultrasonores

3.8

conductance de rayonnement

G

rapport de la **puissance de sortie** acoustique par le carré de la tension d'entrée efficace du transducteur

Note 1 à l'article: Elle est utilisée pour caractériser le transfert d'énergie électrique en énergie acoustique des **transducteurs ultrasonores**.

Note 1 à l'article: La **conductance de rayonnement** est exprimée en Siemens (S).

4 Liste des symboles

a	rayon d'un transducteur ultrasonore circulaire servant de source
b_x et b_y	demi-dimensions d'un transducteur ultrasonore rectangulaire servant de source dans la direction de l'axe des x et des y , respectivement (de telle manière que $2b_x$ et $2b_y$ représentent les longueurs latérales du transducteur)
c	vitesse du son (généralement dans l'eau)
d_x et d_y	longueurs focales géométriques d'un transducteur ultrasonore focalisant, respectivement dans le plan x - z et y - z
d	longueur focale géométrique d'un transducteur ultrasonore focalisant, dans le cas où $d_x = d_y = d$
F	force de rayonnement exercée sur une cible en direction de l'onde ultrasonore incidente
g	accélération due à la pesanteur
G	conductance de rayonnement
h_d	demi-diagonale d'un transducteur rectangulaire, $h_d = (b_x^2 + b_y^2)^{1/2}$
h_h	moyenne harmonique de b_x et b_y , $h_h = 2 / (1/b_x + 1/b_y)$
k	nombre d'onde circulaire, $k = 2\pi/\lambda$
P	puissance de sortie d'un transducteur ultrasonore
s	distance normalisée par rapport à un transducteur ultrasonore circulaire, $s = z \lambda / a^2$
z	distance entre un transducteur ultrasonore et une cible
α	coefficient d'atténuation d'amplitude pour des ondes planes dans un milieu (généralement dans l'eau)
β_x et β_y	(demi-)angles de focalisation d'un transducteur ultrasonore rectangulaire focalisant, respectivement dans le plan x - z et y - z ; $\beta_x = \arctan(b_x/d_x)$, $\beta_y = \arctan(b_y/d_y)$ si le transducteur est plan et que les longueurs focales sont comptées à partir de la surface plane du transducteur
γ	(demi-)angle de focalisation d'un transducteur ultrasonore focalisant; $\gamma = \arcsin(a/d)$ si le transducteur est courbé sphériquement et que la longueur focale est comptée à partir du "fond" du "bol"; $\gamma = \arctan(a/d)$ si la longueur focale est comptée à partir du plan défini par le bord de la partie active du "bol" ou si le transducteur est plan
θ	angle entre la direction de propagation de l'onde ultrasonore incidente et la normale à la surface réfléchissante d'une cible
λ	longueur d'onde ultrasonore dans le milieu de propagation du son (généralement de l'eau)
ρ	densité (massique) du milieu de propagation du son (généralement de l'eau)

NOTE 1 La direction de l'onde incidente mentionnée ci-dessus sous F et θ est entendue comme étant la direction de l'axe du champ, c'est-à-dire qu'elle est entendue dans un sens général plutôt que local.

NOTE 2 Strictement parlant, dans le cas d'un transducteur focalisant, les particularités de la focalisation sont indépendantes de la forme du transducteur, c'est-à-dire qu'un transducteur circulaire peut aussi avoir deux (demi-) angles de focalisation différents. Concernant la pratique ultrasonore, en revanche, la présente norme se limite aux deux cas d'un transducteur circulaire à un (demi-)angle de focalisation et d'un transducteur rectangulaire à deux (demi-) angles de focalisation (qui peuvent, bien sûr, être égaux).

5 Exigences pour les balances de forces de rayonnement

5.1 Généralités

La balance de **forces de rayonnement** doit comporter une **cible** reliée à une balance. Le faisceau ultrasonore doit être dirigé verticalement (vers le haut ou vers le bas) ou horizontalement vers la **cible** et la **force de rayonnement** exercée par le faisceau ultrasonore doit être mesurée à l'aide de la balance. La puissance ultrasonore doit être déterminée à partir de la différence entre les forces mesurées avec et sans rayonnement ultrasonore. Des lignes directrices sont données en Annexe B. L'étalonnage peut être réalisé au moyen de petits poids de précision dont la masse est connue.

NOTE Différentes configurations possibles de mesurage de la **force de rayonnement** sont présentées aux Figures F.1 à F.7. Chaque configuration de mesurage a ses avantages, qui sont aussi résumés à l'Annexe F.

5.2 Type de cibles

5.2.1 Généralités

La **cible** doit avoir des caractéristiques acoustiques connues en ce qui concerne les détails de la relation entre la puissance ultrasonore à la **force de rayonnement**. (Voir aussi A.5.2.1)

Si la **cible** est choisie de façon à s'approcher au mieux d'un des deux cas de figure extrêmes, c'est-à-dire un absorbeur parfait ou un réflecteur parfait, la formule appropriée de l'Annexe B doit être utilisée en fonction de la structure du champ, et les exigences suivantes s'appliquent:

5.2.2 Cible absorbante

Une **cible** absorbante (voir Figures F.1a, F.3, F.4, F.5a et F.7) doit présenter

- un coefficient de réflexion inférieur à 3,5 %,
- une absorption d'énergie acoustique à l'intérieur de la **cible** d'au moins 99 %.

(Voir aussi A.5.2.2)

5.2.3 Cible réfléchissante

Une **cible** réfléchissante (voir Figures F.1b, F.2, F.5b et F.6) doit présenter

- un coefficient de réflexion supérieur à 99 %.

Il convient de ne pas utiliser une **cible** réfléchissante conique pour des mesurages de puissance de transducteurs non focalisants où $ka < 30$. Un réflecteur conique convexe avec un demi-angle de 45° ne doit pas être utilisé pour des mesurages de puissance de transducteurs où $ka < 17,4$, ce qui découle de considérations théoriques concernant les effets de la divergence de faisceau. (Voir aussi A.5.3)

NOTE La signification exacte de la valeur a dépend des circonstances. Pour des transducteurs, en pratique, il s'agit du rayon du transducteur effectif selon la définition particulière au champ d'application. Dans des calculs de modèles selon l'approche du piston, il s'agit du rayon géométrique du piston.

En outre, il convient de ne pas utiliser un réflecteur conique convexe avec un demi-angle de cône de 45° pour des mesurages de puissance de transducteurs focalisants où $d < 32a$. Si la longueur focale géométrique d n'est pas connue, il convient de ne pas utiliser un réflecteur conique convexe avec un demi-angle de cône de 45° lorsque la distance z_f du maximum de pression du transducteur est

$$z_f < 1 / [(1/32a) + (\lambda / a^2)]$$

Cette condition préconise de restreindre l'utilisation de réflecteurs coniques convexes aux cas non focalisés ou de faible focalisation. Si néanmoins un réflecteur conique convexe est utilisé dans des champs fortement focalisés et que la Formule (B.6) est appliquée, il est nécessaire de prendre en compte des incertitudes additionnelles non comprises à l'Article 7. Dans le cas d'un faisceau oblique (balayage), il convient de ne pas utiliser de réflecteurs coniques.

Les indications ci-dessus s'appliquent aux transducteurs circulaires. Dans le cas d'un transducteur rectangulaire, reprendre toutes les conditions ci-dessus en remplaçant a par b_x ainsi que par b_y , et utiliser la **cible** réfléchissante uniquement si toutes les conditions sont remplies dans un sens positif pour b_x ainsi que pour b_y .

(Voir également A.5.2.3 et l'Article B.6)

5.3 Diamètre de cible

La taille latérale de la **cible** doit être suffisamment grande pour intercepter toutes les portions significatives du champ, dans la mesure où la **force de rayonnement** est au moins égale à 98 % de la **force de rayonnement** de référence, c'est-à-dire la force expérimentée par une **cible** de taille latérale infinie.

Etant donné que la **force de rayonnement** de référence est souvent inconnue en pratique, une autre exigence relative aux champs non-focalisés est donnée comme suit. La dimension de la **cible** dans une quelconque direction latérale ne doit en aucun cas être inférieure à 1,5 fois la dimension correspondante (par exemple le diamètre) du **transducteur ultrasonore**.

Le fait qu'il convient ou non d'avoir des dimensions de **cible** de plus de 1,5 fois les dimensions du transducteur dépend des dimensions de la section du champ à l'emplacement particulier de la **cible**. Les dimensions du faisceau doivent être mesurées ou calculées à partir d'une estimation théorique telle que fournie par exemple au A.5.3.

Dans le cas d'un faisceau oblique (balayage), c'est-à-dire lorsque l'axe du faisceau est incliné selon un certain angle par rapport à l'axe de la balance de **forces de rayonnement**, une dimension plus importante de la **cible** est exigée. Dans ce cas, la section du champ à l'emplacement particulier de la **cible** n'est pas centrée sur le centre de la **cible** mais elle est décalée par rapport à lui d'une certaine grandeur qui dépend de l'angle d'inclinaison et de la distance de la **cible**, et il est nécessaire d'augmenter la dimension exigée de la **cible** de cette grandeur.

5.4 Balance/système de mesurage de force

La balance de **forces de rayonnement** peut être une balance gravimétrique, exigeant par conséquent une orientation verticale du faisceau. La balance peut également être un dispositif à retour de force, permettant une orientation horizontale du faisceau. Si la balance a été étalonnée en unités de masse, une conversion correcte des lectures de balance en valeurs de force doit être assurée soit par le fabricant du dispositif de **force de rayonnement**, soit par l'utilisateur.

NOTE Une orientation verticale du faisceau permet une traçabilité par rapport à des étalons de masse nationaux (poids étalonnés). Il existe en pratique des configurations à orientation de faisceau horizontale utilisant soit une **cible** réfléchissante [5, 6] soit une **cible** absorbante [7]. L'étalonnage peut être effectué en utilisant une extension de bras de balance appropriée ou en étalonnant par rapport à des sources de puissance acoustique connue.

La balance utilisée doit posséder une résolution suffisante pour la valeur de puissance ultrasonore à mesurer. (Voir A.5.4)

5.5 Réservoir du système

Si une **cible** réfléchissante est utilisée, le réservoir de mesurage doit être revêtu d'un matériau absorbant de manière que les réflexions ne contribuent pas à plus de 1 % de la puissance totale mesurée. (Voir aussi A.5.5)

5.6 Structures de support de la cible

Dans les balances statiques, les éléments de structure qui portent la **cible** et transmettent la **force de rayonnement** à travers l'interface entre l'air et l'eau doivent être conçus de façon à limiter l'effet de tension de surface à moins de 1 % de la puissance totale mesurée. (Voir aussi A.5.6)

5.7 Positionnement du transducteur

Le support de **transducteur ultrasonore** doit permettre un positionnement stable et reproductible de celui-ci par rapport à la **cible** de manière que les variations qui lui sont liées ne dépassent pas 1 % de la puissance totale mesurée.

5.8 Feuillet contre les courants

Si un feuillet contre les courants est utilisé, il doit être placé près de la **cible** et ne doit pas être parallèle à la surface du **transducteur ultrasonore** [8]. Son coefficient de transmission doit être connu par mesurage et une correction doit être appliquée si son influence dépasse 1 % de la puissance totale mesurée. (Voir aussi A.5.8).

NOTE En pratique, un angle d'inclinaison de 5° à 10° s'est révélé approprié.

5.9 Couplage du transducteur

Le **transducteur ultrasonore** doit être couplé au dispositif de mesurage de telle manière que l'impact sur la puissance totale mesurée soit inférieur à 1 %, sans quoi une correction doit être appliquée. (Voir aussi A.5.9)

5.10 Etalonnage

La partie effectuant le mesurage de la force de la balance de **forces de rayonnement** doit être étalonnée au moyen de petits poids de masse connue.

De plus, en cas de configuration de mesure non-primaire, la balance de **forces de rayonnement** doit être étalonnée au moyen d'une source ultrasonore ou de sources de **puissance de sortie** connues traçables par rapport à un étalon de mesure primaire. L'étalonnage doit être effectué à des **fréquences acoustiques de fonctionnement** multiples et à des niveaux de **puissance de sortie** représentatifs de la gamme sur laquelle la balance est utilisée. Dans ce cas, l'étalonnage doit être effectué une fois tous les deux ans ou plus fréquemment s'il apparaît un quelconque indice de variation de sensibilité de la balance à la puissance ultrasonore. (Voir aussi A.5.10)

NOTE Dans la présente norme, une "configuration de mesure primaire" est une configuration de mesure ayant été soumise à une comparaison clé internationale ou une autre comparaison internationale, organisée par le CIPM/BIPM.

En fonction de la configuration utilisée, il convient d'appliquer des corrections relatives à la diffraction, aux angles de focalisation, à l'énergie manquant la cible ou non absorbée/non réfléchi par la cible, à l'absorption dans l'eau sur la trajectoire entre le transducteur et la cible, au courant, etc. autant que nécessaire pour atteindre les objectifs de précision.

6 Exigences pour les conditions de mesurage

6.1 Positionnement latéral de la cible

Le positionnement latéral de la **cible** pendant le mesurage doit être constant et reproductible de manière que les variations qui lui sont liées ne dépassent pas 1 % de la puissance totale mesurée. (Voir aussi A.6.1)

6.2 Distance du transducteur à la cible

Il convient que la distance de la face du **transducteur ultrasonore** à la **cible**, ou le cas échéant d'un feuillet à la **cible**, soit aussi faible que possible, du fait que le **courant acoustique** peut être provoqué par l'absorption ultrasonore le long de la trajectoire acoustique. (Voir aussi A.6.2)

La distance de la face du **transducteur ultrasonore** à la **cible**, ou le cas échéant d'un feuillet à la **cible**, doit être connue et reproductible de manière que les variations qui lui sont liées ne dépassent pas 1 % de la puissance totale mesurée. (Voir aussi A.6.2)

6.3 Eau

Lors de l'utilisation d'une balance de **forces de rayonnement**, le liquide de mesurage doit être de l'eau.

Pour la détermination des **puissances de sortie** supérieures à 1 W, seule l'eau dégazée doit être utilisée.

Le dégazage de l'eau doit être effectué selon un procédé bien défini tel que décrit dans la CEI/TR 62781 référencée à l'Annexe D. Lorsque l'eau dégazée est exigée, la quantité d'oxygène dissous dans l'eau doit être inférieure à 4 mg/l durant tous les mesurages et doit, de plus, être suffisamment faible pour empêcher toute cavitation. Les mesurages doivent être rejetés si des bulles de cavitation sont observées. (Voir aussi A.6.3)

6.4 Contact avec l'eau

On doit s'assurer que toutes les bulles d'air sont éliminées des faces actives avant d'entreprendre un mesurage. Après les mesurages, les faces actives doivent être inspectées à nouveau et les mesurages doivent être rejetés si des bulles d'air sont constatées. (Voir aussi A.6.4)

6.5 Conditions d'environnement

Pour des mesurages dans les plages milliwatt et microwatt, soit le dispositif de mesurage doit comporter une isolation thermique, soit la procédure de mesurage, y compris l'acquisition de données, doit être effectuée de manière que les variations liées à la dérive thermique et à d'autres perturbations durant le mesurage ne dépassent pas 1 % de la puissance totale mesurée.

Le dispositif de mesurage doit être protégé contre les vibrations et courants d'air ambiants. (Voir aussi A.6.5)

6.6 Dérives thermiques

Lors de l'utilisation d'une **cible** absorbante, une évaluation des effets thermiques dus à l'énergie acoustique absorbée (par dilatation et changement de flottabilité) doit être effectuée en enregistrant le signal mesuré avant et après l'excitation et l'arrêt du **transducteur ultrasonore**. (Voir aussi A.6.6)

7 Incertitude de mesure

7.1 Généralités

Une évaluation de l'incertitude de mesure globale ou de la précision doit être réalisée de manière individuelle pour chaque configuration utilisée. Il convient que cette évaluation comprenne les éléments qui suivent.

L'incertitude doit être évaluée en utilisant le BIPM JCGM 100:2008 [9].

7.2 Système de balance à suspension de cible

Le système de balance doit être vérifié ou étalonné en utilisant de petits poids de masse connue, avec l'ensemble du système préparé pour des mesurages de **forces de rayonnement**, soit notamment avec la **cible** suspendue dans l'eau.

Cette procédure doit être répétée plusieurs fois avec chaque poids pour obtenir une indication de la dispersion aléatoire des résultats. Une estimation d'incertitude pour le facteur d'étalonnage de la balance doit être déduite des résultats de cet étalonnage et de l'incertitude de masse des poids utilisés.

Il convient d'archiver les résultats de ces vérifications pour pouvoir juger de la stabilité à long terme du facteur d'étalonnage de la balance. (Voir aussi A.7.2)

7.3 Linéarité et résolution du système de balance

La linéarité du système de balance doit être vérifiée au moins tous les six mois comme suit.

Les mesurages décrits au 7.2 doivent être effectués avec au moins trois poids de masses différentes dans la plage de sortie concernée de la balance. La lecture de la balance en fonction de la masse d'entrée peut être représentée comme un graphique en conformité avec la Figure 2. Idéalement, il convient que les points résultants de ce graphique se trouvent sur une ligne droite commençant à l'origine des coordonnées. Si des déviations apparaissent par rapport à cette ligne, une composante d'incertitude additionnelle doit en être déduite.

Étant donné que les poids de moins de 10 mg sont difficiles à manipuler, la linéarité de la balance peut également être vérifiée au moyen d'un **transducteur ultrasonore** dont les propriétés sont connues, activé par différents niveaux d'amplitude de tension et produisant donc des **forces de rayonnement** de grandeurs différentes. Dans ce cas, la grandeur d'entrée en abscisse de la Figure 2 est la **puissance de sortie** ultrasonore du transducteur et son incertitude doit être prise en compte.

La résolution limitée de la balance peut conduire à une incertitude de la puissance, dont la contribution nécessite d'être prise en compte dans l'analyse de l'incertitude.

7.4 Extrapolation au moment de la commutation du transducteur ultrasonore

Dans le cas d'une balance électronique, pour obtenir la valeur de la **force de rayonnement**, le signal de sortie de la balance est typiquement enregistré en fonction du temps et extrapolé au moment de la commutation du **transducteur ultrasonore**. Cette extrapolation entraîne une incertitude, qui dépend essentiellement de la valeur de dispersion du signal de sortie de la balance (rapport signal/bruit). L'incertitude du résultat de l'extrapolation doit être estimée au moyen de procédures mathématiques normalisées, en employant l'algorithme de régression.

7.5 Imperfections de la cible

L'influence des imperfections de la **cible** doit être évaluée en utilisant une approche d'onde plane telle que décrite en A.7.5.

7.6 Géométrie de la cible réfléchissante

L'influence de la géométrie de la **cible** réfléchissante doit être évaluée et incorporée dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.6)

7.7 Absorbeurs latéraux dans le cas de mesurages d'une cible réfléchissante

Les imperfections des absorbeurs latéraux dans la configuration des Figures F.1b, F.2, F.5b et F.6 doivent être évaluées et incorporées dans l'incertitude globale du système. (Voir aussi A.7.7)

7.8 Désalignement de la cible

L'influence du désalignement de la **cible** doit être évaluée et incorporée dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.8)

7.9 Désalignement du transducteur ultrasonore

L'influence du désalignement du **transducteur ultrasonore** doit être évaluée et incorporée dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.9)

7.10 Température de l'eau

L'incertitude provoquée par la température de l'eau doit être évaluée et incorporée dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.10)

7.11 Atténuation ultrasonore et courant acoustique

L'incertitude provoquée par l'atténuation ultrasonore et les **courants acoustiques** doit être évaluée et incorporée dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.11)

7.12 Propriétés de feuillet

Si un feuillet de couplage ou un feuillet écran est utilisé pendant le mesurage de la **force de rayonnement**, la perte de transmission du feuillet mesurée ou évaluée doit être prise en compte, ainsi que tout effet possible de l'onde réfléchie sur le **transducteur ultrasonore**. L'incertitude introduite par ces effets doit être évaluée individuellement et incorporée dans l'incertitude globale du système.

7.13 Taille de cible finie

L'effet de la taille finie de la **cible** sur l'incertitude doit être déterminé et incorporé dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.13)

7.14 Hypothèse de l'onde plane

La contribution à l'incertitude du fait de l'utilisation de l'hypothèse de l'onde plane doit être déterminée et incorporée dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.14)

7.15 Influence du balayage

Des dispositions relatives aux mesures de puissance réalisées avec une **cible** absorbante pour les transducteurs fonctionnant en modes balayage sont données à l'Article B.7. Cela implique certaines hypothèses relatives à la constance des paramètres du faisceau durant le balayage et à la connaissance des angles de balayage. La contribution à l'incertitude associée au degré auquel les hypothèses sont satisfaites et à la connaissance des angles de balayage doit être déterminée et incorporée dans l'incertitude globale du système. Il n'est pas recommandé d'utiliser des cibles réfléchissantes en raison de leur sensibilité à l'angle d'incidence.

7.16 Influences de l'environnement

Les incertitudes provoquées par les vibrations, variations de températures et courants d'air ambiants doivent être évaluées et incorporées dans l'incertitude globale du système. (Voir A.7.16)

7.17 Mesurage de la tension d'excitation

Si la tension d'excitation appliquée au **transducteur ultrasonore** est mesurée et que sa valeur est significative pour le résultat du mesurage de la puissance ultrasonore, son incertitude de mesure doit être évaluée et incorporée dans l'incertitude globale du système. (Voir aussi A.7.17)

7.18 Température du transducteur ultrasonore

Si des valeurs de puissance ultrasonore mesurées à différentes températures sont à comparer, la relation entre la puissance et la température doit être vérifiée et son influence doit être prise en compte. (Voir aussi A.7.18)

7.19 Non-linéarité

L'influence potentielle des non linéarités relatives aux points suivants doit être évaluée et, si nécessaire, incorporée dans l'incertitude globale du système:

- a) linéarité du système de balance, y compris la suspension de la **cible**;
- b) contributions à la non linéarité dues à un dégazage incorrect de l'eau;
- c) atténuation ultrasonore et **courant acoustique**;
- d) les relations théoriques des **forces de rayonnement** elles-mêmes.

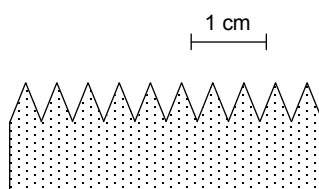
(Voir A.7.19)

7.20 Accélération due à la pesanteur

Généralement l'incertitude liée à l'accélération due à la pesanteur, g , est plutôt faible par rapport à d'autres incertitudes. La valeur numérique de g dépend de l'emplacement de la balance de **forces de rayonnement** et aussi de son altitude.

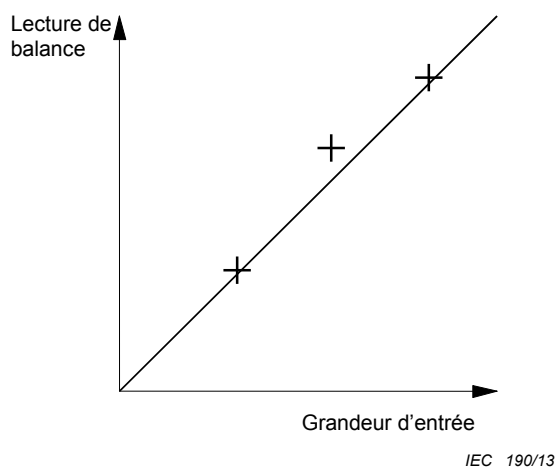
7.21 Autres sources

Il convient de vérifier périodiquement si l'incertitude globale telle que spécifiée de 7.2 à 7.20 en suivant les lignes directrices qui précèdent n'est pas influencée par d'autres sources. (Voir aussi A.7.21)



IEC 189/13

Figure 1 – Vue en coupe d'une cible absorbante



NOTE Si la linéarité est vérifiée en appliquant des petits poids de masse connue, la grandeur d'entrée est la masse des poids utilisés. Si la linéarité est vérifiée en appliquant la **force de rayonnement** du champ ultrasonore émis par un **transducteur ultrasonore** de propriétés connues, la grandeur d'entrée est la **puissance de sortie** ultrasonore du transducteur.

Figure 2 – Vérification de la linéarité: lecture de balance en fonction de la grandeur d'entrée

Annexe A (informative)

Informations additionnelles concernant divers aspects des mesurages de force de rayonnement

NOTE Cette annexe comporte des informations additionnelles concernant les spécifications de la présente norme, afin d'aider à la mise en œuvre pratique de mesurages de puissance ultrasonore. La numérotation des articles et paragraphes correspond à celle du corps principal du document.

A.1 Domaine d'application

La **force de rayonnement** est égale à la variation moyenne temporelle des quantités de mouvement [4] et est donc reliée à la puissance et à l'intensité ultrasonore.

La relation dépend également des caractéristiques du champ acoustique et de la **cible**.

A.2 Références normatives

Vacant.

A.3 Définitions

Vacant.

A.4 Liste des symboles

Vacant.

A.5 Balances de forces de rayonnement

A.5.1 Généralités

Vacant.

A.5.2 Types de cible

A.5.2.1 Généralités

Le but est habituellement d'approcher au mieux un des deux cas de figure extrêmes: l'absorbeur parfait ou le réflecteur parfait [10]. Il convient que la compressibilité soit aussi faible que possible pour éviter toute variation de flottabilité avec la pression ambiante. Il convient par ailleurs de prendre les précautions nécessaires pour maximiser la stabilité de la flottabilité de la **cible**.

Pour effectuer des mesurages de puissance dans des limites d'incertitude prévisibles, le choix du type de **cible** dépend de la façon dont le faisceau ultrasonore dévie de l'approche théorique de l'onde plane. L'utilisation d'une **cible** réfléchissante peut en particulier provoquer des incertitudes inacceptables (voir 5.2.3).

A.5.2.2 Cible absorbante

Des échantillons d'élastomère approprié avec ou sans angles vifs sont généralement utilisés comme **cibles** absorbantes. Le matériau peut contenir des inhomogénéités pour accroître ses caractéristiques absorbantes.

La Figure 1 montre un exemple de configuration d'un absorbeur à angles vifs. Dans ce cas, la concentration en inhomogénéités augmente de zéro aux angles vifs à 30 % en volume à l'arrière. Dans cet exemple, des sphères de verre creuses d'un diamètre de l'ordre d'un dixième de millimètre constituent des inhomogénéités satisfaisantes, car elles n'ont qu'une influence limitée sur la densité et la compressibilité de l'élastomère.

D'autres types d'absorbeurs sont décrits dans [11,12].

Des faisceaux ultrasonores transmettant des puissances supérieures à 10 W ou présentant des densités de puissance locales élevées ont montré qu'ils provoquaient de fortes augmentations de température locales dans l'absorbeur, qui peuvent mener à des détériorations et à des modifications de ses propriétés acoustiques. Des augmentations de température supérieures à 50°C ont été observées.

A.5.2.3 Cible réfléchissante

La principale difficulté est de réduire la compressibilité de la **cible** réfléchissante, car les variations de pression d'air font fluctuer le volume, et donc la flottabilité, de la **cible** proportionnellement à sa compressibilité. Il convient de ne pas utiliser des réflecteurs acoustiques plans réalisés au moyen de feuilles métalliques minces sur couche d'air. L'utilisation de plaques métalliques massives, inclinées à 45° de l'axe du faisceau comme réflecteurs peut provoquer des erreurs [13] à cause de la transmission significative et dépendante de la fréquence à travers la plaque.

Des réflecteurs coniques sous forme de corps creux à parois épaisses ou de feuilles métalliques minces sur couche d'air sont adéquats. Des réflecteurs coniques en mousse plastique très rigide et recouverts d'une très mince couche métallique galvanisée se sont révélés être des **cibles** convenables [10].

– Cible réfléchissante – convexe

Les Figures F.1b, F.2 et F.6 montrent un réflecteur conique convexe. Le demi-angle du cône est typiquement de 45°, de sorte que les ondes réfléchies s'éloignent perpendiculairement à l'axe du faisceau ultrasonore.

– Cible réfléchissante – concave

La Figure F.5b montre un réflecteur conique concave. Le demi-angle du cône est typiquement de l'ordre de 60° à 65°, de sorte que l'onde réfléchie se rapproche davantage du **transducteur ultrasonore** qu'avec un réflecteur convexe.

A.5.3 Diamètre de la cible

A.5.3.1 Transducteur à piston circulaire

Une formule d'évaluation [14] est donnée ci-dessous pour la valeur minimale du rayon r de la **cible** qui donnerait une **force de rayonnement** égale à au moins 98 % de la **force de rayonnement** qui existerait si la **cible** avait une section infinie (c'est-à-dire donnant une erreur inférieure à 2 %). L'équation est valable pour une **cible** circulaire absorbante placée dans le champ d'un **transducteur ultrasonore** circulaire plan cloisonné de rayon a fonctionnant en piston et vibrant en régime permanent dans un milieu non absorbant. La formule est la suivante:

$$r = a [1/(1 + 0,53 \tau_1 s) + \tau_1 s] \quad (\text{A.1})$$

avec

$$\eta = 0,98 + 0,01 \pi ka$$

$$\tau_1 = \tau_0 + \Delta \tau$$

$$\tau_0 = ka / [2 \pi (\eta^2 - 1)^{1/2}]$$

$$\Delta \tau = \begin{cases} 0,7 & \text{si } ka \leq 9,3 \\ 6,51/ka & \text{si } 9,3 \leq ka \leq 65,1 \\ 0,1 & \text{si } 65,1 \leq ka \end{cases}$$

où

z est la distance entre le **transducteur ultrasonore** et la **cible**;

λ est la longueur d'onde ultrasonore dans le milieu de propagation;

$k = 2\pi/\lambda$ est le nombre d'onde circulaire;

$s = z/\lambda a^2$ est la distance normalisée entre le **transducteur ultrasonore** et la **cible**.

NOTE Le choix de certains symboles a été modifié dans ce texte par rapport aux éditions précédentes.

L'Equation (A.1) peut aussi être résolue en s , fournissant une valeur maximale de la distance normalisée entre la **cible** et le **transducteur ultrasonore** pour une **cible** de rayon r donné. L'influence de l'absorption et des **courants acoustiques** est considérée séparément.

Par précaution et conformément au 5.3, il convient que r ne soit jamais inférieur à 1,5 a , même si l'équation ci-dessus l'autorise.

Les formules ci-dessus s'appliquent à proprement parler à une **cible** absorbante, mais elles peuvent aussi être utilisées pour décider si une **cible** réfléchissante est adéquate pour des mesurages en cas de faisceaux divergents. Il convient alors d'entendre r comme le rayon de la plus grande section transversale de la **cible** (dans le cas d'un réflecteur conique convexe, il s'agirait de la base du cône) et z comme la distance entre cette section et le transducteur.

Dans le cas d'un réflecteur conique convexe à 45 °, le transducteur présente une certaine valeur de ka limitante sous laquelle les exigences de ces formules ne peuvent jamais être remplies, indépendamment de la taille du réflecteur et même si le sommet du réflecteur est aussi proche que possible ou en contact avec la surface du transducteur. La valeur limitante est $ka = 17,4$.

A.5.3.2 Transducteur à piston rectangulaire

L'Equation (A.1) peut être étendue au cas d'un transducteur à piston rectangulaire tel que décrit ci-après. Elle s'applique à une **cible** absorbante circulaire de rayon r . La formule donne également un rayon de **cible** minimal de façon que la **force de rayonnement** soit au moins égale à 98 % de la **force de rayonnement** qui existerait si la **cible** avait une section infinie.

$$r = h_d / (1 + \mu \tau_1 s) + h_h \tau_1 s \quad (\text{A.2})$$

avec

$$\mu = 0,53 h_h / h_d$$

$$\eta = 0,98 + 0,01 \pi k h_h$$

$$\tau_1 = \tau_0 + \Delta \tau$$

$$\tau_0 = k h_h / [2 \pi (\eta^2 - 1)^{1/2}]$$

$$\Delta\tau = \begin{cases} 0,7 & \text{si } kh_h \leq 9,3 \\ 6,51/kh_h & \text{si } 9,3 \leq kh_h \leq 43,4 \\ 0,15 & \text{si } 43,4 \leq kh_h \end{cases}$$

où

$s = z \lambda / h_h^2$ représente ici une expression formelle qui n'est pas nécessairement associée à la longueur en champ proche;

$h_h = 2 / (1/b_x + 1/b_y)$ est la moyenne harmonique des demi-dimensions du transducteur;

$h_d = (b_x^2 + b_y^2)^{1/2}$ est la demi-diagonale du transducteur.

Par précaution et conformément au 5.3, il convient que r ne soit jamais inférieur à $1,5 h_d$, même si l'équation ci-dessus l'autorise.

A.5.3.3 Transducteur focalisant circulaire

Dans ce cas, la procédure d'évaluation (décrite au [15]) concernant la valeur minimale du rayon r d'une **cible** absorbante circulaire est différente de celle décrite en A.5.3.1. Le critère est également que la **force de rayonnement** soit au moins égale à 98 % de la **force de rayonnement** qui existerait si la **cible** avait une section infinie. Les valeurs a , d , k , z et γ expliquées à l'Article 4 sont utilisées; d et z sont comprises ici comme étant calculées à partir du plan défini par le bord de la partie active du transducteur.

NOTE 1 Si, dans le cas d'un transducteur à courbure sphérique, la longueur focale et la distance de la **cible** sont calculées à partir du "fond" du "bol", il faut dériver d et z telles qu'elles sont utilisées ici à partir de ces valeurs en soustrayant la profondeur du bol.

L'évaluation est valable pour la gamme de distances comprise entre $z/d = 0$ et $z/d = 2$. Le rayon nécessaire de la **cible** r/a normalisé par rapport au rayon du transducteur est donné pour quatre valeurs de z/d de la façon suivante:

$$r/a = 1 \quad \text{for } z/d = 0 \quad (\text{A.3})$$

$$r/a = 0,5 + 6,24 \times (ka \sin \gamma)^{-0,885} \quad \text{pour } z/d = 0,5 \quad (\text{A.4})$$

$$r/a = 12,54 \times (ka \sin \gamma)^{-0,749} \quad \text{pour } z/d = 1 \quad (\text{A.5})$$

$$r/a = 1 + 29,1 \times (ka \sin \gamma)^{-0,892} \quad \text{pour } z/d = 2 \quad (\text{A.6})$$

Si la distance effective de la **cible** se situe entre deux des valeurs z/d ci-dessus, les résultats r/a correspondants sont à interpoler de façon linéaire.

NOTE 2 L'évaluation ci-dessus correspond à une situation de cas le plus défavorable pour les distributions d'amplitude uniformes et d'apodisation et ne s'applique pas lorsque le transducteur possède un trou central.

A.5.4 Balance/système de mesurage de force

Le type de balance requis dépend fortement du niveau de puissance ultrasonore à mesurer. À une puissance de 10 mW correspond une **force de rayonnement** (dans l'eau et pour une **cible** absorbante) de 6,7 μN , équivalant à une masse de 0,68 mg, alors qu'une puissance de 10 W donne une **force de rayonnement** de 6,7 mN équivalant à une masse de 0,68 g. Dans le premier cas, une microbalance électronique à tarage automatique est l'instrument le plus adéquat, alors que dans le second cas une balance de laboratoire électronique ou mécanique adaptée [16] peut parfaitement être utilisée. Dans tous les cas, il est essentiel de pouvoir compenser un déplacement de la position de repos de la **cible**.

Si la balance ou le dispositif de mesurage de force est étalonné à l'aide de petits poids de masse connue ou si, pour d'autres raisons, la lecture de la balance ou du dispositif de mesurage de force est fournie en unités de masse, ces mesures sont à multiplier par l'accélération de la pesanteur, g , de manière à les convertir en mesures de force. Si la mesure est donnée en milligrammes (ou en grammes), la multiplication par g donne une force en micronewtons (ou millinewtons, respectivement). Quand la force est convertie en puissance ultrasonore conformément aux formules données en Annexe B, l'utilisation d'une vitesse du son en mètres par seconde, soit par exemple $c = 1\,491\text{ m} \times \text{s}^{-1}$ dans l'eau pure à 23°C, aboutit à une puissance en microwatts (ou en milliwatts, respectivement).

La valeur numérique de g dépend du lieu où se trouve la balance de **forces de rayonnement**. La valeur adéquate doit être employée, soit par exemple, $g = 9,81\text{ m} \times \text{s}^{-2}$ en Europe centrale, mais elle dépend aussi de l'altitude.

A.5.5 Réservoir du système

Il est nécessaire de s'assurer que ni la **cible** ni d'autres parties de dispositif de mesurage ne génèrent des réflexions acoustiques significatives, ou bien que ces réflexions sont renvoyées dans des directions telles qu'elles n'interfèrent pas avec le **transducteur ultrasonore**. Dans le cas contraire, la puissance mesurée ne sera pas en général égale à la valeur attendue en **champ libre**.

Si une **cible** réfléchissante est utilisée, les réflexions provenant des parois du réservoir sont critiques. Leur influence sur la puissance mesurée dépend de la géométrie du réservoir. Si le réservoir est circulaire en section transversale, toutes les réflexions peuvent être renvoyées à la **cible** (et par la **cible** réfléchissante au transducteur). Dans ce cas, l'exigence de 1 % du 5.5 mène à nouveau à une exigence d'au plus 1 % de réflexion d'énergie par les parois du réservoir, revêtement compris.

Si le réservoir du système est placé directement sur le plateau de la balance (voir configuration de mesurage à la Figure F.4), il convient de veiller à centrer correctement le réservoir sur le plateau.

A.5.6 Structures de support de la cible

Si la **cible** est suspendue par des fils qui traversent la surface du liquide, il convient qu'ils aient un diamètre aussi faible que possible afin de limiter les erreurs de mesure éventuellement causées par un mouillage incomplet du fil ou par des particules de poussière. L'utilisation de fil de faible diamètre est encore plus importante quand le **transducteur ultrasonore** surplombe la **cible** (rayonnement vers le bas) et où plusieurs fils sont nécessaires, comme dans la Figure F.5.

NOTE 1 Un fil platine-iridium de 60 μm ou 80 μm de diamètre convient.

NOTE 2 L'influence du ou des fils de suspension peut être vérifiée en étalonnant le système avec des poids de masse connue, la **cible** étant suspendue dans l'eau, conformément au 7.2 et A.7.2.

Une plus grande attention est nécessaire lorsque la configuration représentée à la Figure F.4 est utilisée. La surface externe du transducteur contribue ici à perturber les forces de tension de surface. Il convient de laisser s'écouler un certain délai avant de démarrer le mesurage, pour stabiliser le niveau d'eau.

A.5.7 Positionnement du transducteur

Vacant.

A.5.8 Feuilletés contre les courants

Deux sortes de courant peuvent être considérées: le courant de convection de chaleur, comme lors de l'échauffement d'un **transducteur ultrasonore** en fonctionnement, et le

courant acoustique associé à l'atténuation ultrasonore, ces courants se rencontrant donc surtout aux fréquences élevées.

Des **courants acoustiques** peuvent apparaître lorsqu'il y a une absorption ultrasonore importante le long de la trajectoire acoustique (long trajet acoustique et/ou haute fréquence [17]). Leur effet peut être compensé par (a) une correction de la mesure de la **force de rayonnement**, (b) l'utilisation d'un feuillet contre les courants ou (c) en faisant varier l'éloignement de la **cible** et en extrapolant le résultat de la **force de rayonnement** à une distance nulle.

Si un feuillet est utilisé, son épaisseur doit être aussi faible que possible pour optimiser ses caractéristiques de transmission. Cet aspect est essentiel aux fréquences élevées.

A.5.9 Couplage du transducteur

Pour des mesurages précis, il convient que le **transducteur ultrasonore** soit couplé directement au liquide de mesurage afin d'éviter une modification d'impédance à cause d'un feuillet de couplage additionnel. Cela est particulièrement important pour les balances de haute précision très sensibles [18, 19] (Figure F.1). Il est particulièrement important d'éviter la modification d'impédance provoquée par l'addition d'un feuillet de couplage dans les mesurages de **transducteurs ultrasonores** à forte résonance.

Des dessins techniques détaillés d'un dispositif éprouvé permettant des mesurages aisés avec une membrane de couplage sont donnés en [20]. Ils conviennent parfaitement en pratique pour la plupart des mesurages de **transducteurs ultrasonores** à large bande, à condition que le feuillet contre les courants soit disposé correctement tel qu'exigé au 5.8 et que son coefficient de transmission soit vérifié indépendamment.

A.5.10 Etalonnage

L'étalonnage au moyen de petits poids dont la masse est connue permet de vérifier la balance elle-même. L'étalonnage effectué au moyen d'un transducteur ultrasonore de référence permet de vérifier l'ensemble du système de mesure, y compris la **cible**.

A.6 Conditions de mesurage

A.6.1 Positionnement latéral de la cible

Pour une **cible** réfléchissante conique convexe, il convient de prendre en compte que la **cible** peut se décentrer sous l'action du faisceau ultrasonore. La **cible** peut se déplacer dans une zone de moindre intensité et l'angle d'incidence du faisceau sonore avec la **cible** peut changer.

Cet effet dépend surtout de la puissance ultrasonore rayonnée et de la distribution locale de l'intensité, ainsi que du type de suspension employé pour la **cible**.

A.6.2 Distance du transducteur à la cible

Il convient que la distance de la surface du **transducteur ultrasonore** à la **cible**, ou le cas échéant du feuillet à la **cible**, soit aussi faible que possible, du fait que le **courant acoustique** est provoqué par l'absorption ultrasonore le long de la trajectoire acoustique.

NOTE La distance minimale possible peut être limitée par la forme ou l'orientation de la cible ou du transducteur, ou par la prise en compte des réflexions thermiques ou acoustiques entre autres effets.

Une **cible** absorbante peut toujours être positionnée suffisamment près du **transducteur ultrasonore** pour éliminer tout problème lié à un champ divergent.

Pour une **cible** réfléchissante conique concave, il est indispensable d'éviter toute interférence de l'onde réfléchie avec le **transducteur ultrasonore**. Ce type de **cible** doit donc être placé à une distance qui empêche l'interaction [21]. Cette distance minimale dépend des détails individuels et, par conséquent, elle doit être évaluée individuellement.

Par ailleurs, le sommet d'une **cible** réfléchissante convexe peut être placé pratiquement en contact avec la face du **transducteur ultrasonore**, mais ceci ne signifie pas que la **cible** couvre le demi-espace entier dans lequel le **transducteur ultrasonore** émet. Même si (dans le cas d'un champ divergent) la plus grande partie du champ atteint le cône convexe, cela peut se produire à des angles d'incidence différents de ceux supposés dans la formule de l'onde plane et amener une réduction de la **force de rayonnement** réelle. Si un doute existe quant à une collimation insuffisante du champ du **transducteur ultrasonore** en question (ce qui peut arriver essentiellement pour de faibles valeurs de ka , c'est-à-dire à des fréquences basses et/ou avec de faibles diamètres du **transducteur ultrasonore**), il convient de faire varier la distance entre le **transducteur ultrasonore** et la **cible** et de répéter les mesurages. Toute décroissance de la **force de rayonnement** lorsque la distance augmente au-delà de celle provoquée par l'atténuation ultrasonore indique que la taille ou le type de la **cible** n'est pas approprié.

Lorsqu'une **cible** absorbante est utilisée pour des mesurages de forte puissance, il convient que la distance du transducteur à la **cible** ne soit pas trop petite. Les ultrasons absorbés produisent un échauffement de l'absorbeur. À de courtes distances, les propriétés du transducteur peuvent changer par transfert de chaleur direct de l'absorbeur.

A.6.3 Eau

L'eau dégazée est spécifiée pour des **puissances de sortie** dépassant 1 W pour éviter la cavitation. A des niveaux de **puissance de sortie** plus faibles, l'eau dégazée est préférable pour la fidélité des mesures mais l'eau distillée non dégazée est acceptable dans de nombreux cas, si l'on veille à ce qu'il n'y ait pas de bulles d'air sur les faces du **transducteur ultrasonore** ou de la **cible**.

NOTE 1 La quantité d'oxygène dissous dans l'eau augmente au cours du temps, voir l'Annexe D et la CEI/TR 62781. La vitesse de cette augmentation dépend des dimensions du réservoir et des perturbations de l'eau.

NOTE 2 L'utilisation d'un additif pour éliminer la cavitation est décrite dans la CEI/TR 62781.

NOTE 3 Dans le cas où l'eau est saturée d'air, des bulles se formeront si la température de l'eau augmente pendant les mesurages. Ceci est dû au fait que la solubilité des gaz diminue avec la température.

A.6.4 Contact avec l'eau

Il convient de nettoyer les surfaces du **transducteur ultrasonore**, de la **cible** et du feuillet (le cas échéant), après installation dans le réservoir d'eau, pour éliminer tout film d'air (en prenant soin de ne pas endommager les surfaces). Le mouillage (contact avec l'eau) de ces surfaces peut être amélioré en les plongeant dans de l'eau dégazée avant d'effectuer les mesurages. Certains matériaux peuvent nécessiter plusieurs heures d'immersion pour obtenir un mouillage parfait.

NOTE Le dégazage simultané d'une **cible** absorbante et de son eau évite d'éventuels problèmes de mouillage du matériau absorbant, à condition que ce matériau ne soit pas endommagé lors de son installation sous vide.

A.6.5 Conditions d'environnement

Il convient en outre que le réservoir de mesure soit presque fermé, pour minimiser les courants de convection thermique dans le liquide de mesure provoqués par des effets de refroidissement dus à l'évaporation à la surface du liquide.

Dans le cas d'une configuration comme celle montrée à la Figure F.4, il peut être difficile ou impossible de fermer le réservoir de mesure et il est nécessaire de corriger la dérive résultante des valeurs de sortie de la balance due à l'évaporation à la surface du liquide.

Il convient de mesurer la température du liquide de mesure (eau). La valeur de la vitesse du son dans l'eau, nécessaire pour calculer la valeur de puissance, dépend de la température. (Voir aussi A.7.10)

NOTE L'influence des vibrations et courants d'air ambiants peut être aisément observée à la lecture de la balance.

A.6.6 Dérives thermiques

Dans certaines circonstances, cela peut s'appliquer aussi aux **cibles** réfléchissantes, bien que dans une moindre mesure.

L'influence des variations de flottabilité de la **cible** est fortement réduite dans la configuration de balance de la Figure F.4, mais même dans ce cas, un enregistrement de la lecture de la balance en fonction du temps est recommandé.

A.7 Incertitude de mesure

A.7.1 Généralités

Vacant.

A.7.2 Système de balance à suspension de cible

Cette exigence assure que l'influence possible du fil de suspension pénétrant la surface de l'eau est automatiquement prise en compte.

A.7.3 Linéarité et résolution du système de balance

Vacant.

A.7.4 Extrapolation au moment de la commutation du transducteur ultrasonore

Vacant.

A.7.5 Imperfections de la cible

À proprement parler, une connaissance du moment transporté par toutes les ondes indésirables émanant de la **cible** et dans toutes les directions serait nécessaire pour évaluer l'influence des imperfections de la **cible** sur la précision des mesurages à la balance de **force de rayonnement**. Comme cette connaissance n'est pas disponible, une approche simplifiée en onde plane telle que décrite ci-dessous est considérée en pratique comme suffisante. Avec l'hypothèse de l'onde plane, la **pression acoustique de rayonnement** est égale à la densité d'énergie acoustique totale. L'onde transmise par une **cible** absorbante (voir par exemple la configuration de la Figure F.1a) vers l'avant conduit à une réduction de la **force de rayonnement**, la réduction étant déterminée par la densité d'énergie transmise, c'est-à-dire par la densité d'énergie existant derrière la **cible**. La grandeur de cet effet peut être déterminée en utilisant la **cible** comme un obstacle et en effectuant un mesurage de **force de rayonnement** au moyen d'une **cible** additionnelle, positionnée immédiatement derrière l'originale. Il convient de noter que la réflexion de l'onde transmise à la surface de l'eau dans le montage représenté à la Figure F.1a doublera la baisse de la **force de rayonnement** mesurée.

L'onde réfléchie ou diffusée en retour par une **cible** absorbante conduit à une augmentation de la **force de rayonnement** qui est déterminée par la densité d'énergie réfléchie. Pour une **cible** absorbante plane, cet effet peut être évalué en comparant le signal impulsion-écho avec celui d'un réflecteur parfait. Cependant, pour une **cible** avec une structure de surface, ce mesurage ne détermine que la composante spatiale cohérente et n'indique pas l'énergie réfléchie totale. Dans ce cas, l'énergie réfléchie devrait être évaluée par balayage avec un hydrophone et intégration du carré de la force mesurée sur le champ réfléchi. En variante,

d'autres informations concernant les propriétés de l'absorbeur peuvent être utilisées pour fournir une limite de réflexion supérieure (par exemple le pouvoir réfléchissant d'une version plane équivalente). En plus de l'augmentation de la **force de rayonnement** mesurée, la réflexion par la **cible** peut également agir à son tour sur le **transducteur ultrasonore** et modifier ses caractéristiques de sortie [8]. Cet effet d'interférence peut être minimisé en inclinant légèrement la **cible** ou en utilisant une meilleure **cible**. Si une interférence apparaît, cela donnera lieu à des oscillations dans la **force de rayonnement**, qui peuvent être observées en faisant varier la fréquence ou la distance **cible/transducteur ultrasonore** [8]. L'incertitude due à tout effet d'interférence résiduelle peut être évaluée à partir des amplitudes d'oscillation.

NOTE Les propriétés de réflexion ou de rétrodiffusion d'une **cible** absorbante peuvent dépendre de l'angle d'incidence. Celui-ci est important dans le cas d'un faisceau oblique (balayage). On peut le vérifier au moyen d'un transducteur présentant une bonne collimation, en le plaçant de façon colinéaire avec le dispositif de mesure de la force, puis en inclinant la **cible** absorbante (mais pas le transducteur et la balance). S'assurer que l'angle d'inclinaison n'est pas trop grand de façon que la **cible** intercepte complètement l'ensemble du faisceau, même en position inclinée. Pour un absorbeur parfait, le résultat ne dépendrait pas de l'angle d'inclinaison.

Dans le cas de **cibles** réfléchissantes, la discussion précédente concernant l'onde transmise et son influence est également valable. Les ondes réfléchies peuvent cependant provenir aussi bien de la **cible** que d'un quelconque absorbeur latéral (voir Figures F.1b, F.2, F.6) et doivent par conséquent être considérées plus attentivement.

De manière générale, l'évaluation la plus fiable de la précision est obtenue en comparant les mesures effectuées avec différents types de **cibles**. Les propriétés acoustiques des **cibles** varient significativement avec la fréquence et toute évaluation d'incertitude doit ainsi être réalisée séparément pour chaque fréquence concernée. Il est particulièrement difficile d'obtenir une bonne conception de **cible** pour des fréquences inférieures à 2 MHz.

Pour minimiser l'influence de réflexions cohérentes, il est recommandé d'effectuer 2 mesurages et de calculer leur moyenne pour des distances de **cible** séparées par $\frac{1}{4} \lambda$, où λ est la longueur d'onde de l'onde acoustique dans le fluide de propagation du son (eau).

A.7.6 Géométrie de cible réfléchissante

Comme discuté à l'Article B.2, l'angle de cône d'une **cible** réfléchissante conique influence le résultat de mesurage. Plus spécifiquement, si le demi-angle du cône d'un réflecteur convexe d'une valeur nominale de 45° se trouve dans la plage $45^\circ \pm 1^\circ$, l'incertitude de puissance résultante est de $\pm 3,5\%$. Si le demi-angle du cône d'un réflecteur concave d'une valeur nominale de 63° (soit $\theta = 27^\circ$ selon la notation employée à l'Article B.2) se trouve dans la plage $63^\circ \pm 1^\circ$, l'incertitude de puissance résultante est de $\pm 1,8\%$.

NOTE L'Annexe E fournit des informations additionnelles concernant l'influence de la taille de la **cible** pour des champs ultrasonores divergents.

A.7.7 Absorbeurs latéraux dans le cas de mesurages de la cible réfléchissante

Les imperfections des absorbeurs latéraux dans la configuration des Figures F.1b, F.2, F.5b et F.6 donnent lieu à des ondes réfléchies qui retournent vers la **cible** et conduisent à une augmentation de la valeur de la **force de rayonnement** mesurée. Ici encore, la densité d'énergie réfléchie est significative dans des conditions incohérentes et, une fois de plus, des effets d'interférence peuvent se produire (voir A.7.5).

A.7.8 Désalignement de la cible

Le présent paragraphe s'applique si le **transducteur ultrasonore** et le dispositif de mesurage de force sont colinéaires mais que l'alignement angulaire de la **cible** est incorrect.

Tandis que la **force de rayonnement** sur une **cible** parfaitement absorbante selon la formule donnée à l'Article B.2 n'est pas sensible à l'inclinaison de la **cible**, dans le cas d'une **cible** réfléchissante, le mesurage dépend de l'orientation correcte de la **cible**. Par exemple, une

incertitude d'angle de $\pm 1^\circ$ pour un réflecteur plan incliné à 45° conduit à une incertitude de mesure de puissance de $\pm 3,5 \%$. L'influence d'un désalignement dans le cas d'une **cible** réfléchissante conique ne peut pas être donnée par une formule universelle, mais sera en général bien inférieure à celle d'une **cible** réfléchissante plane, en particulier lorsque la **cible** est centrée sur le faisceau. Pour un faisceau cylindrique symétrique centré par rapport à une **cible** réfléchissante conique à 45° , la sensibilité au désalignement angulaire est encore plus réduite.

Un avantage d'une **cible** réfléchissante conique concave est que, en fonction du type de suspension, elle se centre d'elle-même symétriquement dans le faisceau ultrasonore.

A.7.9 Désalignement du transducteur ultrasonore

Le présent paragraphe s'applique si la **cible** et le dispositif de mesurage de force sont colinéaires mais que le **transducteur ultrasonore** a une orientation ou une position incorrecte.

Dans le cas d'une **cible** parfaitement absorbante de taille suffisante, la **force de rayonnement** apparente est proportionnelle au cosinus de l'angle de désalignement. Dans le cas d'une **cible** réfléchissante conique convexe à 45° , une incertitude maximale due au désalignement de $\pm 3 \%$ peut être attendue si les erreurs maximales de positionnement et d'alignement angulaire de $\pm 3 \text{ mm}$ et de $\pm 3^\circ$ sont admises [22], ces valeurs s'avérant être réalistes pour un alignement visuel.

Si les mesurages sont répétés et que le **transducteur ultrasonore** est déposé de l'appareil entre les mesurages, une vérification des effets aléatoires provoqués par le désalignement du **transducteur ultrasonore** est incluse dans l'évaluation. En outre, il peut y avoir un désalignement systématique du transducteur.

A.7.10 Température de l'eau

Du fait de la relation entre la température et la vitesse du son dans l'eau [23], une incertitude de mesure de la température de $\pm 1^\circ\text{C}$ entraîne une incertitude de mesure de puissance de $\pm 0,2 \%$.

Lorsque des mesurages de puissance de plus de 1 W sont à effectuer, une augmentation de température significative peut être attendue. Il convient de veiller à prendre en compte l'augmentation de température effective.

A.7.11 Atténuation ultrasonore et courant acoustique

La valeur de puissance telle qu'elle est dérivée du mesurage par balance de la **force de rayonnement** fait référence à la position de la **cible** à une distance axiale donnée par rapport au **transducteur ultrasonore**. Cependant, la grandeur concernée est souvent la puissance émise par rapport à la surface du **transducteur ultrasonore**. L'incertitude additionnelle déduite dans ce cas est examinée comme suit.

Cette discussion tient compte principalement des configurations de mesurage des **forces de rayonnement** telles que représentées dans les Figures F.1, F.2, F.3, F.5, F.6 et F.7. Pour la configuration de mesurage de la Figure F.4, ces effets semblent être moins importants, mais lorsque des effets ont été observés, leur origine est inconnue. Pour cette configuration de mesurage, il convient d'utiliser l'approche alternative telle que décrite plus loin pour effectuer les corrections.

Deux modèles de base expliquent la différence entre les valeurs de puissance décrites ci-dessus. Le premier considère l'influence de l'atténuation ultrasonore seule. Dans ce cas, la correction est faite en incluant le facteur de correction exponentiel (voir B.3.2). Le second inclut les effets du **courant acoustique** le long du chemin de propagation libre devant la **cible**. Pour une **cible** absorbante dans certaines conditions idéales, le théorème de Borgnis

[24] stipule que les effets de l'atténuation et du **courant acoustique** s'annulent mutuellement et que, par conséquent, aucune correction n'est nécessaire. Il s'est avéré que le comportement de **cibles** réelles (aussi bien absorbantes que réfléchissantes) est intermédiaire entre ces deux modèles de base [17]. Il est par conséquent recommandé de considérer une plage d'incertitude s'étendant entre la valeur de puissance non corrigée telle que mesurée par la balance et la valeur comportant la correction d'atténuation complète [25]. Cette contribution à l'incertitude dépend de la distance de la **cible** et est particulièrement critique lorsque les mesurages sont effectués dans la plage de fréquences mégahertz supérieure.

Une autre procédure consiste à mesurer la puissance apparente en fonction de la distance de la **cible** et à extrapoler le résultat vers la distance nulle au moyen d'un algorithme de régression basé sur une loi de distance linéaire ou exponentielle. Les valeurs mesurées ne s'adapteront pas exactement à la loi de distance utilisée, c'est-à-dire qu'il y aura une certaine diffusion expérimentale, et des procédures mathématiques normalisées peuvent donc être utilisées pour estimer l'incertitude du résultat d'extrapolation.

Dans le cas d'une surface de **cible** non plane, il est difficile de définir la distance effective de la **cible**. Il est utile ici de rappeler que la hauteur moyenne d'un cône ou d'une pyramide est le tiers de la hauteur maximale lorsqu'elle est mesurée à partir de la base ou de deux tiers lorsqu'elle est mesurée à partir du sommet. Cette règle peut être appliquée lorsque des **cibles** réfléchissantes coniques ou des **cibles** absorbantes à arêtes pyramidales sont employées. Dans le cas d'un faisceau cylindrique pratiquement uniforme incident sur une **cible** conique convexe, la distance effective additionnelle à la **cible** (considérée depuis le sommet) est

$$2a / (3 \tan \zeta)$$

où

a est le rayon du faisceau;

ζ est le demi-angle du cône.

A.7.12 Propriétés du feuillet

Vacant.

A.7.13 Taille de cible finie

En A.5.3, une formule est donnée pour la taille de **cible** minimale basée sur un critère de 2 %. Si la largeur réelle de la **cible** est supérieure de plus de 50 % à la valeur déterminée en A.5.3, il est raisonnable de prévoir une contribution à l'incertitude de seulement 1 % ou même inférieure [14]. Cependant, il est recommandé de vérifier la dépendance de la **force de rayonnement** sur la distance de **cible**, conformément à A.6.2, en prenant dûment en compte l'atténuation et le **courant acoustique**. (Voir 7.11)

Les formules mentionnées s'appliquent à proprement parler à une **cible** absorbante. En A.5.3 et en Annexe E, des limitations sont stipulées pour l'utilisation de **cibles** réfléchissantes coniques convexes.

A.7.14 Hypothèse de l'onde plane

Si le champ présente une structure divergente ou convergente, les formules d'onde plane de l'Article B.2 ne sont plus strictement valables. Des estimations théoriques de la grandeur des erreurs dues à la déviation par rapport à ces formules pour des champs focalisés sur une **cible** absorbante sont fournies à l'Article B.5 et l'Article B.6 (voir [26, 27, 28]). Des estimations théoriques de la grandeur des erreurs dues à la déviation par rapport à ces formules pour des champs divergents sur une **cible** absorbante sont fournies à l'Article E.1 (voir [29, 30]). Une discussion pour des champs divergents sur des réflecteurs coniques convexes est présentée à l'Article E.2.

A.7.15 Influence du balayage

Vacant.

A.7.16 Influences de l'environnement

L'estimation de l'incertitude due aux vibrations et courants d'air ambiants ou aux variations de température peut être vérifiée en répétant les mesurages. Dans l'idéal, il convient d'effectuer au moins quatre jeux de mesurages, de préférence à des jours différents, chaque jeu étant composé d'au moins quatre mesurages répétés effectués de façon consécutive.

A.7.17 Mesurage de la tension d'excitation

En général, l'incertitude de mesure de la tension d'excitation appliquée au **transducteur ultrasonore** n'est pas significative pour le mesurage de la **puissance de sortie**, à condition que la tension demeure constante. Cependant, si des mesurages de **puissance de sortie** du même **transducteur ultrasonore** sont effectués par des laboratoires indépendants (par exemple à des fins de comparaison), il convient de prendre en compte les différences possibles de grandeur de la tension d'excitation. Comme la **puissance de sortie** est proportionnelle au carré de la tension appliquée, la **conductance de rayonnement** G est habituellement formée dans ce cas et il est nécessaire de doubler l'incertitude de tension déterminée lorsqu'elle est incluse dans la valeur d'incertitude globale de G .

NOTE Si la tension d'excitation est prise en compte, sa valeur significative est celle mesurée directement à l'entrée du **transducteur ultrasonore**.

Il est recommandé de mesurer et d'enregistrer la tension d'excitation durant chaque mesurage de **puissance de sortie** pour lequel la valeur de la tension d'excitation est utilisée afin d'établir un niveau de puissance désiré ou de calculer la **conductance de rayonnement**. De telles informations peuvent être utilisées pour détecter des instabilités de plusieurs types.

A.7.18 Température du transducteur ultrasonore

La variation de la **puissance de sortie** en fonction de la température du **transducteur ultrasonore** peut être importante si l'on compare des mesurages effectués à différents moments ou en différents endroits. Cette variation peut parfois être très importante (par exemple 5 % par °C), en particulier avec des **transducteurs ultrasonores** multicouches à impédance adaptée. La variation de température peut être causée par des changements d'environnement ou par la dissipation de chaleur à l'intérieur du **transducteur ultrasonore**.

Une augmentation de la température du transducteur peut aussi produire des courants thermiques de convection qui peuvent affecter la lecture de la balance.

Ces effets peuvent être évalués en observant la **force de rayonnement** en fonction du temps après mise sous tension du **transducteur ultrasonore**.

A.7.19 Non-linéarité

a) La linéarité du système de balance incluant la suspension de **cible** peut être vérifiée par étalonnage au moyen de poids, en fonction de leur valeur de masse ou par des mesurages avec un **transducteur ultrasonore** de caractéristiques connues (7.2) et avec la **cible** à moins de 10 mm du **transducteur ultrasonore**.

b) Selon 6.3 et 6.4, le dégazage de l'eau et l'absence de toute bulle sont nécessaires. Si des bulles d'air ou des effets de cavitation sont présents dans le champ ultrasonore, la mesure de puissance peut être complètement faussée. Aucune estimation générale ne peut être fournie pour ces sources d'erreur.

Des informations supplémentaires concernant le dégazage de l'eau et la cavitation sont fournies en Annexe D.

c) L'atténuation ultrasonore et le **courant acoustique** peuvent entraîner des non-linéarités. Si la distance **cible/transducteur ultrasonore** ou la distance de **cible** la plus courte dans

un essai de variation de distance est inférieure à 10 mm, il est suffisant de suivre les consignes de A.7.11. Si la distance **cible/transducteur ultrasonore** ou la distance de **cible** la plus courte dans un essai de variation de distance est supérieure ou égale à 10 mm, des incertitudes additionnelles dues à la non-linéarité sont susceptibles d'apparaître, mais aucune estimation générale ne peut être donnée ici.

Il n'est pas exclu que cet effet puisse être vérifié avec un **transducteur ultrasonore** de référence à **puissance de sortie** connue. Il convient de noter cependant que des non-linéarités d'atténuation ultrasonore et de **courant acoustique** peuvent dépendre d'une forme d'onde temporelle et de la valeur de crête de la pression; les résultats d'essai obtenus avec un **transducteur ultrasonore** de référence à forme d'onde différente de celle du **transducteur ultrasonore** à mesurer ne sont donc pas entièrement concluants.

- d) Outre les effets traités aux points a), b) et c) ci-dessus, les relations théoriques des **forces de rayonnement** elles-mêmes peuvent être non-linéaires et différer des formules de deuxième ordre données aux Articles B.2 et B.5, où les relations entre force et puissance sont linéaires. Cependant, dans la plage de **puissance de sortie** produite par les équipements de diagnostic et de thérapie à ultrasons actuels, et tant qu'aucune information contraire n'aura été obtenue, il convient de considérer la **force de rayonnement acoustique** comme un phénomène essentiellement linéaire par rapport à la **puissance de sortie**. Il convient de considérer comme négligeables les déviations non-linéaires des formules données aux Articles B.2 et B.5 comparées aux autres contributions à l'incertitude [31].

A.7.20 Accélération due à la pesanteur

Vacant.

A.7.21 Autres sources

Il est recommandé de vérifier périodiquement si l'incertitude globale telle qu'elle est déterminée en utilisant les directives ci-dessus n'est pas influencée par toute autre source d'erreur aléatoire. Cela peut être effectué facilement en démontant le circuit de mesure, en le remontant et en répétant le mesurage au moins trois fois. Les comparaisons avec d'autres laboratoires ou balances de **forces de rayonnement** ou l'utilisation de sources différentes constituent également des méthodes utiles.

Lorsqu'il y a conformité avec les exigences des Articles 5 et 6 et pour des transducteurs où $ka \geq 30$ ou $kh_h \geq 30$, une précision de mesure globale de 10 % semble réalisable [29, 32 – 35] dans la plage de fréquences de 1 MHz à 10 MHz, de 20 % en dehors de cette plage de fréquences et jusqu'à 20 MHz et de 30 % au-delà de 20 MHz. Pour des transducteurs où $10 < ka < 30$ ou $10 < kh_h < 30$, la précision de mesure globale réalisable pour des fréquences d'environ 1 MHz semble être de 20 %.

Des analyses d'erreur pour des systèmes spécifiques sont données dans [25, 29, 33, 36]. En outre, lorsque des **transducteurs ultrasonores** étalonnés de référence sont disponibles, des mesurages d'essai à l'aide de ceux-ci sont fortement recommandés [33, 34, 37].

Annexe B (informative)

Formules fondamentales

B.1 Généralités

Les mesurages de **force de rayonnement** recommandés dans la présente norme sont effectués dans des conditions de «réservoir ouvert» (condition de Langevin), c'est-à-dire que le fluide rayonné est en contact avec le milieu environnant et donc soumis à la pression ambiante.

B.2 Formules de l'onde plane

Dans de telles conditions et pour des ondes acoustiques planes de faible amplitude, la **force de rayonnement** apparaissant à la surface limite entre deux milieux est égale à la différence entre les densités d'énergie acoustique totales existant de chaque côté de la surface. Cela conduit aux formules suivantes, reliant la composante F de la **force de rayonnement** sur la **cible** selon la direction de propagation de l'onde incidente à la **puissance de sortie** acoustique P du **transducteur ultrasonore**:

Pour une **cible** parfaitement absorbante:

$$P = c F \quad (\text{B.1})$$

Pour une **cible** parfaitement réfléchissante:

$$P = c F / (2 \cos^2 \theta) \quad (\text{B.2})$$

où

c est la vitesse du son dans le fluide de propagation du son (eau);

θ est l'angle entre la direction de propagation de l'onde incidente et la normale à la surface réfléchissante.

NOTE La direction de l'onde incidente mentionnée ci-dessus est entendue comme étant la direction de l'axe du champ, c'est-à-dire dans un sens global plutôt que local.

B.3 Hypothèses de base

B.3.1 Les formules ci-dessus sont fondées sur les hypothèses suivantes:

B.3.2 La **cible** est assez grande pour couvrir toute la section du faisceau ultrasonore, c'est-à-dire que la quantité de puissance acoustique émise dans des directions évitant la **cible** est négligeable par rapport à la puissance acoustique totale.

B.3.3 Il n'y a pas d'absorption ultrasonore dans le milieu de propagation du son. S'il y a absorption, le symbole P dans les formules ci-dessus représente la puissance acoustique à l'emplacement de la **cible**. Pour la convertir en **puissance de sortie** du **transducteur ultrasonore**, elle doit être multipliée par $\exp(2\alpha z)$, où z est la distance entre le **transducteur ultrasonore** et la **cible** et α est le coefficient d'atténuation d'amplitude pour des ondes planes. La valeur de α dans la plage de fréquences mégahertz est proportionnelle à f^2 et est fournie par exemple par:

$$\alpha / f^2 = 2,3 \times 10^{-4} \text{ MHz}^{-2} \text{ cm}^{-1}, \text{ pour de l'eau pure à } 23^\circ\text{C} \quad (\text{B.3})$$

où f est la fréquence ultrasonore (voir [38], interpolée).

Les conditions de validité de cette règle sont l'absence d'amortissement additionnel dû à des distorsions d'amplitude finies et l'absence d'une force additionnelle sur la **cible** du fait des **courants acoustiques** (en supposant l'utilisation d'un feuillet écran).

B.4 Limites pour les champs non focalisés

B.4.1 Les formules ci-dessus sont fondées sur l'hypothèse d'une onde plane. La structure de champ d'un **transducteur ultrasonore**, même pour les transducteurs non focalisants, diffère en général de celle d'une onde plane, principalement à cause de la diffraction. Il est néanmoins recommandé d'utiliser ces formules dans le cas des transducteurs non focalisants pour deux raisons:

B.4.2 Expérimentalement, elles n'ont jamais été invalidées pour des **transducteurs ultrasonores** plans de type piston, de valeur ka ou kh_h suffisamment élevée, avec des précisions de mesurage typiques d'au moins plusieurs pour cent.

B.4.3 Du point de vue théorique [39] (voir aussi l'Equation (E.2) ci-dessous), le résultat basé sur l'onde plane s'avère approximativement valable pour une source piston plane circulaire (sans apodisation), à la condition que son ka soit suffisamment élevé ($k = 2\pi/\lambda$ étant le nombre d'onde circulaire dans le milieu de propagation acoustique et a le rayon du **transducteur ultrasonore**; les études théoriques ont été limitées au cas d'une **cible** absorbante). La concordance est par exemple de 2 % (pour une excitation en onde entretenue) si $ka \geq 35$, condition qui est généralement remplie par les **transducteurs ultrasonores**. Une inadéquation des formules ci-dessus peut être considérée possible principalement dans la plage des faibles valeurs de ka (voir l'Annexe E ci-dessous pour une correction de cet effet).

On peut appliquer des raisonnements similaires au cas d'une source piston plane rectangulaire [27]. Le résultat basé sur l'onde plane s'avère approximativement valable à condition que le kh_h soit suffisamment élevé (h_h étant la moyenne harmonique des demi-côtés du transducteur). La concordance est de 2 % (pour une excitation en onde entretenue) si $kh_h \geq 36$. La nécessité d'une correction peut être considérée comme possible principalement dans la plage des faibles valeurs de kh_h (voir l'Annexe E ci-dessous).

B.5 Cible absorbante dans un champ focalisé

B.5.1 Il a été mis en évidence théoriquement [26, 27] que les formules s'appuyant sur l'hypothèse de l'onde plane ne sont pas tout à fait correctes dans le cas de **transducteurs ultrasonores** focalisants. Deux expressions de la **force de rayonnement** sont données ci-dessous. On suppose un transducteur parfaitement focalisant avec une amplitude constante de vitesse normale, un fluide sans perte et une **cible** parfaitement absorbante de taille latérale suffisante pour couvrir le champ entier et les effets de diffraction au bord du faisceau ne sont pas pris en compte.

Pour un transducteur circulaire:

$$P = 2 c F l (1 + \cos \gamma) \quad (\text{B.4})$$

où

γ est le (demi-)angle de focalisation, $\gamma = \arcsin(a/d)$ si le transducteur est courbé sphériquement et que la longueur focale est calculée à partir du "fond" du "bol"; $\gamma = \arctan(a/d)$ si la longueur focale est calculée à partir du plan défini par le bord de la partie active du "bol" ou si le transducteur est plan;

d est la longueur focale géométrique;

a est le rayon de l'élément actif du **transducteur ultrasonore**.

L'expression (B.4) tend vers la formule correspondante pour une onde plane lorsque $\gamma \rightarrow 0$ ou $d \rightarrow \infty$.

Pour un transducteur rectangulaire:

$$P = c F \times \text{numérateur} / \text{dénominateur} \quad (\text{B.5})$$

avec $\text{numérateur} = 2 \arcsin(\sin\beta_x \sin\beta_y)$

$$\text{dénominateur} = \sin\beta_x \arctan(\cos\beta_x \tan\beta_y) + \sin\beta_y \arctan(\cos\beta_y \tan\beta_x)$$

où

β_x et β_y sont les (demi-)angles de focalisation d'un **transducteur ultrasonore** focalisant respectivement dans le plan x - z et le plan y - z .

L'expression (B.5) tend vers la formule correspondante pour une onde plane lorsque $\beta_x \rightarrow 0$ et $\beta_y \rightarrow 0$, ou $d_x \rightarrow \infty$ et $d_y \rightarrow \infty$.

A proprement parler, pour les formules ci-dessus, l'amplitude est tenue d'être constante sur une surface de phase constante. Si l'effet focalisant est dû à une courbure de la surface du transducteur uniquement, cette surface du transducteur représente une surface de phase constante et la validité des expressions ci-dessus est alors liée à la condition d'amplitude constante du transducteur. Cela n'est pas strictement vrai dans d'autres cas, c'est-à-dire lorsque l'effet focalisant est causé par d'autres moyens tels qu'un guidage de phase. On peut alors s'attendre à de légers écarts, mais ces formules sont néanmoins recommandées comme des approximations.

Aussi longtemps qu'aucune confirmation indépendante (théorique ou expérimentale) des expressions ci-dessus n'est disponible, il convient de considérer les différences mentionnées pour le moins comme possible et de les prendre en compte par une contribution à l'évaluation de l'incertitude dans le cas d'un champ focalisé.

NOTE Les Formules (B.4) et (B.5) négligent la diffraction au bord du faisceau, voir [26, 27] (ce qui s'applique également à la Formule (B.6) ci-dessous). Cela recoupe les explications de l'Article B.4 ci-dessus concernant l'utilisation des formules de l'onde plane décrites à l'Article B.2 dans le cas des champs non focalisés. L'effet de diffraction dépend de la forme d'onde temporelle du champ et de la distribution d'amplitude (apodisation) à travers le transducteur, et il est difficile d'établir des affirmations d'ordre général.

B.5.2 Certains exemples de valeurs obtenues à partir des Formules (B.4) et (B.5) sont donnés ci-après:

Pour un transducteur focalisant circulaire présentant un (demi-)angle de focalisation de $\gamma = 25^\circ$, la Formule (B.4) mène à:

$$P/cF = 1\,049$$

Pour un transducteur focalisant rectangulaire avec $\beta_x = \beta_y = 25^\circ$, la Formule (B.5) mène à:

$$P/cF = 1\,063$$

Dans le cas du transducteur rectangulaire avec $\beta_x = \beta_y$ la correction doit être supérieure à celle appliquée dans le cas du transducteur circulaire correspondant, présentant le même (demi-)angle de focalisation, car le champ provenant des coins est plus incliné par rapport à l'axe que dans le cas du transducteur circulaire. Cela ne s'applique pas nécessairement si $\beta_x \neq \beta_y$ ne sont pas égaux (voir l'exemple ci-dessous).