

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Ultrasonics – Power measurement – High intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems

Ultrasons – Mesurage de puissance – Transducteurs et systèmes ultrasonores thérapeutiques de haute intensité (HITU)

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62555:2013



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It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.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 – High intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems

Ultrasons – Mesurage de puissance – Transducteurs et systèmes ultrasonores thérapeutiques de haute intensité (HITU)

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX

XA

ICS 17.140.50

ISBN 978-2-8322-1163-2

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

CONTENTS

FOREWORD.....	5
INTRODUCTION.....	7
1 Scope.....	8
2 Normative references	8
3 Terms and definitions	8
4 List of symbols	11
5 Power measurement for HITU equipment.....	12
6 Radiation force on a target	13
6.1 General.....	13
6.2 Requirements for equipment	14
6.2.1 Target type	14
6.2.2 Target diameter	15
6.2.3 Balance / force measuring system	15
6.2.4 System tank.....	15
6.2.5 Target support structures.....	15
6.2.6 Transducer positioning	15
6.2.7 Anti-streaming foils.....	15
6.2.8 Transducer coupling	16
6.2.9 Calibration and stability	16
6.3 Requirements for measuring conditions	16
6.3.1 Lateral target position	16
6.3.2 Transducer/target separation	16
6.3.3 Water	16
6.3.4 Water contact	17
6.3.5 Environmental conditions.....	17
6.3.6 Thermal drifts	17
6.4 Measurement uncertainty.....	17
6.4.1 General	17
6.4.2 Non-planar ultrasound field.....	17
6.4.3 Balance system with target suspension.....	17
6.4.4 Linearity and resolution of the balance system.....	17
6.4.5 Extrapolation to the moment of switching the ultrasonic transducer	18
6.4.6 Target imperfections.....	18
6.4.7 Reflecting target geometry.....	18
6.4.8 Lateral absorbers in the case of reflecting target measurements	18
6.4.9 Target misalignment	18
6.4.10 Ultrasonic transducer misalignment	18
6.4.11 Water temperature	18
6.4.12 Ultrasonic attenuation and acoustic streaming	19
6.4.13 Foil properties	19
6.4.14 Finite target size.....	19
6.4.15 Environmental influences.....	19
6.4.16 Excitation voltage measurement	19
6.4.17 Ultrasonic transducer temperature	19
6.4.18 Nonlinearity	19

6.4.19	Other sources	19
6.5	Calculation of output power	20
7	Buoyancy change of a target	20
7.1	General	20
7.2	Requirements for equipment	21
7.2.1	Target type	21
7.2.2	Entry window diameter	22
7.2.3	Balance / force measuring system	22
7.2.4	System tank	22
7.2.5	Target support structures	22
7.2.6	Transducer positioning	22
7.2.7	Anti-streaming foils	22
7.2.8	Transducer coupling	23
7.2.9	Calibration	23
7.3	Requirements for measuring conditions	23
7.3.1	Lateral target position	23
7.3.2	Transducer/Target separation	23
7.3.3	Water	23
7.3.4	Water contact	24
7.3.5	Environmental conditions	24
7.3.6	Thermal drifts	24
7.4	Measurement uncertainty	24
7.4.1	General	24
7.4.2	Buoyancy sensitivity	24
7.4.3	Non-planar ultrasound field	24
7.4.4	Balance system including target suspension	24
7.4.5	Linearity and resolution of the balance system	24
7.4.6	Curve-fitting and extrapolation	25
7.4.7	Water temperature	25
7.4.8	Ultrasonic attenuation and acoustic streaming	25
7.4.9	Foil properties	25
7.4.10	Finite target size	25
7.4.11	Environmental influences	25
7.4.12	Excitation voltage measurement	25
7.4.13	Ultrasonic transducer temperature	26
7.4.14	Nonlinearity	26
7.4.15	Other sources	26
7.5	Calculation of output power	26
8	Electrical characteristics	26
8.1	Electrical impedance	26
8.2	Radiation conductance	26
8.3	Efficiency	27
Annex A (informative)	Other measurement methods	28
Annex B (informative)	Target size	29
Annex C (informative)	Formulae for radiation force	31
Annex D (informative)	Expansion method	36
Annex E (informative)	Influence of attenuation and acoustic streaming on determining incident and output powers	42

Annex F (informative) Avoidance of cavitation.....	45
Annex G (informative) Transducer efficiency.....	46
Bibliography.....	54
Figure 1 – Linearity check: balance readout as a function of the input quantity	20
Figure C.1 – Correction factor of plane wave for the acoustic field of a circular plane piston ultrasonic transducer as a function of the product of the circular wavenumber and transducer radius	33
Figure D.1 – Schematic diagram of an expansion target.	36
Figure D.2 – Example of weight vs time sequence	37
Figure D.3 – Time history of the apparent mass of the castor oil target at different frequencies following an insonation of approximately 1 W acoustic power for a period of 10 s	40
Figure G.1 – Electrical voltage source under different loading conditions	52
Figure G.2 – Electrical voltage source and electrical matching network and transducer equivalent circuit.....	52
Figure G.3 – Diagram illustrating electrical loss.	53
Table D.1 – Selected properties of Acros® Organics castor oil in the range 10 °C to 60 °C	39
Table D.2 – Absorption coefficient of castor oil as a function of temperature	41

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62555:2013

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

ULTRASONICS – POWER MEASUREMENT – HIGH INTENSITY THERAPEUTIC ULTRASOUND (HITU) TRANSDUCERS AND SYSTEMS

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 62555 has been prepared by IEC technical committee 87: Ultrasonics

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

FDIS	Report on voting
87/538/FDIS	87/543/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: roman type
- Notes: in small roman type

- Words in **bold** in the text are defined in Clause 3.
- The numbers in square brackets refer to references given in the Bibliography which follows Annex G.

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 62555:2013

INTRODUCTION

In ultrasound fields at megahertz frequencies, output power is typically determined by measuring the force on a target using a radiation force balance [1],[2],[3]. However, the relationship between the radiation force and the output power is affected by the focusing or other geometrical aspects of the field, by the type and shape of the target, by the distance of the target from the transducer, by absorption (including 'shock-loss') in the water path, and by acoustic streaming currents. Whilst many of these effects are small for typical diagnostic or physiotherapy ultrasound fields, they cannot generally be ignored for HITU fields (particularly for those often referred to as high intensity focused ultrasound HIFU) [4]. Furthermore, in HITU, the quantity of interest is the power incident on the patient rather than the output power at the transducer face. Since it is common to have a water stand-off between the transducer and the patient, attenuation and shock-loss in the water path may be significant and will vary depending upon the chosen distance.

The purpose of this International Standard is to establish standard methods of measurement of ultrasonic power of HITU devices in liquids in the lower megahertz frequency range based on the measurement of the radiation force using a gravimetric balance, and calorimetry (based on the measurement of thermal expansion). 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. Practical guidance is given for the determination of acoustic power from the very wide range of transducer geometries used for HITU. Unlike radiation force approaches in IEC 61161 that deal with "time average power," other power measurement methods are described in this document.

The structure and content of parts of this International Standard are largely based on IEC 61161:2013 but there are differences that are summarised below. In this standard the prime measurand is considered to be the incident power, and not the output power. Output power is always the quantity of interest in IEC 61161, which specifies that measurements are made with the target placed close to the transducer. However, this may not always be possible for strongly convergent transducers and there are cases where it is more relevant to measure the incident power which reaches a specified surface at some substantial distance from the transducer (this surface may represent the skin surface of the patient, for instance). This extra distance may result in significant nonlinear loss in the water path even at low megahertz frequencies. Consequently, in this International Standard the prime measurand is considered to be the incident power, and not the output power. The incident power may of course be the basis for determining the output power using an appropriate model with its own uncertainties.

ULTRASONICS – POWER MEASUREMENT – HIGH INTENSITY THERAPEUTIC ULTRASOUND (HITU) TRANSDUCERS AND SYSTEMS

1 Scope

This International Standard

- establishes general principles relevant to **HITU** fields for the use of **radiation force** balances in which an obstacle (**target**) intercepts the sound field to be measured;
- specifies a calorimetric method of determining the total emitted acoustic power of **ultrasonic transducers** based on the measurement of thermal expansion of a fluid-filled target;
- specifies requirements related to the statement of electrical power characteristics of **ultrasonic transducers**;
- provides guidance related to the avoidance of acoustic cavitation during measurement;
- provides guidance related to the measurement of **HITU** transducers of different construction and geometry, including collimated, diverging and convergent transducers, and multi-element transducers;
- provides guidance on the choice of the most appropriate measurement method;
- provides information on assessment of overall measurement uncertainties.

This International Standard is applicable to the measurement of ultrasonic power generated by **HITU equipment** up to 500 W in the frequency range from 0,5 MHz to 5 MHz. **HITU equipment** may generate convergent, collimated or divergent fields.

For frequencies less than 500 kHz, no validations exist and the user should assess the uncertainties of the power measurement and measurement system at the frequencies of operation.

This International Standard does not apply to:

- ultrasound equipment used for physiotherapy, for lithotripsy for general pain relief.

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 61161:2013, *Ultrasonics – Power measurement – Radiation force balances and performance requirements*

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

3 Terms and definitions

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

3.1**acoustical efficiency** η_a

ratio of the acoustic **output power** from an **ultrasonic transducer** to the **transducer electrical power**

Note 1 to entry: **Acoustical efficiency** is unitless.

3.2**acoustic streaming**

bulk fluid motion initiated by a sound field

[SOURCE: IEC 61161:2013, 3.1]

3.3**buoyancy sensitivity** S

ratio of the increase in the buoyancy force on an **expansion target** to the amount of absorbed energy in the absence of thermal losses

Note 1 to entry: This ratio may be temperature dependent.

Note 2 to entry: The **buoyancy sensitivity** for a fluid filled expansion target immersed in water is most conveniently and most accurately determined by calibration using electrical heating (see 7.2.9). It can also be calculated from the product of the **expansion ratio**, the density of the water and the acceleration due to gravity but, in practice, this leads to higher uncertainties.

Note 3 to entry: Since most sensitive balances display weight in grams or milligrams, the **buoyancy sensitivity** is often more conveniently expressed as mass-equivalent **buoyancy sensitivity** in terms of a mass-equivalent unit, such as mg J^{-1} .

Note 4 to entry: **Buoyancy sensitivity** is expressed in Newton per Joule, N J^{-1} .

3.4**expansion ratio** R_V

ratio of the increase in volume of the liquid inside an **expansion target** to the amount of absorbed energy in the absence of thermal losses

Note 1 to entry: Subject to certain assumptions, the **expansion sensitivity** for a fluid-filled **expansion target** can be calculated from the ratio of the volume expansivity of the fluid to its volumetric heat capacity. The ratio may be temperature dependent.

Note 2 to entry: **Expansion ratio** is expressed in cubic metre per Joule, $\text{m}^3 \text{J}^{-1}$.

3.5**expansion target**

a liquid-filled device specially designed to intercept and absorb substantially all of the ultrasonic field and to undergo thermal expansion

3.6**free field**

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

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

3.7**high intensity therapeutic ultrasound (HITU) equipment**

equipment for the generation and application of ultrasound to a patient for therapeutic purposes with the intention to destroy, disrupt or denature living tissues or non-tissue elements (for example, liquids, bubbles or micro-capsules) and which aims notably at making

treatments through actions of ultrasound having mechanical, thermal or more generally physical, chemical or biochemical effects

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

Note 2 to entry: HITU may as a side effect by its operation induce hyperthermia, however it should not be confused with this technique, which heats much less rapidly and to much lower therapeutic temperatures (in general 42 °C to 50 °C and thermal equivalent times of 0,2 min to 120 min). **HITU equipment** typically causes temperature rises in excess of 55 °C and for much shorter times: alternatively, HITU may also induce bioeffects by non-thermal mechanisms.

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

[SOURCE: IEC 60601-2-62:2013, 201.3.218, modified – the Note 3 to entry refers to "general pain relief" instead of "dedicated hyperthermia".]

3.8

incident power

P_i

time-average ultrasonic power reaching a specified plane or surface after being emitted by an **ultrasonic transducer** into an approximately **free field**, under specified conditions and in a specified medium, preferably water

Note 1 to entry: **Incident power** is expressed in watt, W

3.9

multi-element transducer

a source of ultrasound comprising two or more spatially separated **ultrasonic transducers**

Note 1 to entry: In this context, a single piezoelectric element in a phased array is considered to be an **ultrasonic transducer**.

3.10

nonlinear loss

loss of energy from an ultrasound beam due to the absorption of harmonic components which arise from nonlinear propagation effects

Note 1 to entry: In general, **nonlinear loss** does not occur uniformly throughout an ultrasound field but occurs preferentially where the pressure amplitude is greatest, resulting in a change in the relative distribution of ultrasound energy.

3.11

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

[SOURCE: IEC 61161:2013, 3.3]

3.12

radiation conductance

G

ratio of the acoustic **output power** and the squared r.m.s. transducer input voltage.

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

Note 2 to entry: The r.m.s. drive voltage is used (rather than, for instance, peak-to-peak drive voltage) because its value is less affected by distortion of the applied electrical signal.

Note 3 to entry: This term is not the same as the real part of transducer admittance.

Note 4 to entry: **Radiation conductance** is expressed in siemens, S

[SOURCE: IEC 61161:2013, 3.8, modified –two notes to entry relevant to HITU have been added]

3.13

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**

Note 1 to entry: 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

Note 2 to entry: **Radiation force** is expressed in Newton, N

[SOURCE: IEC 61161:2013, 3.4 modified – the second part of the original definition is presented as a note to entry, but without the phrase "or within a single attenuating medium"]

3.14

radiation force 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**

3.15

target

device specially designed to intercept substantially all of the ultrasonic field

3.16

transducer electrical power

P_{el}

rate at which time-average electrical energy is converted by an **ultrasonic transducer** into other forms of energy (typically into heat and the energy of the ultrasonic field)

Note 1 to entry: Electrical power which is reflected from the **ultrasonic transducer** is not part of the **transducer electrical power**.

Note 2 to entry: **Transducer electrical power** is expressed in Watt, W

3.17

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

Note 1 to entry: An **ultrasonic transducer** may include connected cables and components for electrical matching.

4 List of symbols

a	radius of a circular ultrasonic source transducer
b_x and b_y	half-dimensions of a rectangular ultrasonic transducer in x and y direction, respectively (so that $2b_x$ and $2b_y$ are the transducer's side lengths)
B	change in the buoyancy force acting on an expansion target immersed in a sound propagating medium (usually water)
c	speed of sound (usually in water)
d_x and d_y	geometrical focal lengths of a convergent ultrasonic transducer in the x - z and the y - z plane, respectively

d	geometrical focal length of a convergent ultrasonic transducer , in the case that $d_x = d_y = d$
C	the volumetric heat capacity
E	the volumetric expansion coefficient
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 ($2\pi/\lambda$)
L	the fraction of acoustic streaming momentum recovered by a target
M	the time-varying weight of a target or expansion target as it is displayed by the supporting balance (often in mass-equivalent units)
P	output power of an ultrasonic transducer
P_{el}	the transducer electrical power
P_i	incident power on a target or expansion target
R_c	radius of curvature of a focused bowl transducer
R_V	the expansion ratio of an expansion target
s	normalized distance from an ultrasonic transducer ($s = z \lambda / a^2$)
S	the buoyancy sensitivity of an expansion target
t_0	the duration of insonation
z	distance between a target and the radiating surface of an ultrasonic transducer measured along the beam-axis
α	amplitude attenuation coefficient of plane waves in a medium (usually water)
β_x and β_y	focus (half-)angles of a convergent 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 convergent 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
η_a	the acoustic efficiency of an ultrasonic transducer
θ	angle between the direction of the incident ultrasonic wave and the normal to the surface of a target
ϕ	angle between the direction of the incident ultrasonic wave and the sensitive axis (usually vertical) of a balance
λ	ultrasonic wavelength in the sound-propagating medium (usually water)
ρ	(mass) density of the sound-propagating medium (usually water).

NOTE 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.

5 Power measurement for HITU equipment

Measurement of **output power** is well established for collimated (and weakly convergent or weakly divergent) ultrasound fields at powers up to 20 W using the **radiation force** method [IEC 61161]. Clause 6 of this International Standard is based on IEC 61161:2013 but some

changes are introduced to make it more appropriate for **HITU equipment** which in general is not collimated and has higher **output power**. IEC 61161 specifies that measurements are made with the **target** placed close to the transducer. However, this may not always be possible for strongly convergent transducers and there are cases where it is more relevant to measure the **incident power** which reaches a specified surface at some substantial distance from the transducer (this surface may represent the skin surface of the patient, for instance). This extra distance may result in significant **nonlinear loss** in the water path. Consequently, in this International Standard the prime measurand is considered to be the **incident power**, and not the **output power**. The **incident power** may of course be the basis for determining the **output power** using an appropriate model with its own uncertainties (guidance is given in Annex E). Although the buoyancy change method determines the time-average power incident on the **target** during the insonation time, the **radiation force** method actually determines the turn-on and turn-off power. These two values may be different to each other, and the average of the two is not necessarily equal to the time-average power. In general, insonation time is adjusted as appropriate to the measuring device to account for device limitations.

6 Radiation force on a target

6.1 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 incident ultrasonic power shall be determined from the difference between the force measured with and without ultrasonic radiation. Calibration of the balance can be carried out by means of small precision weights of known mass.

The **target** shall be chosen so as to closely approach one of the two extreme cases, i.e. perfect absorber or perfect reflector.

For a plane incident wave only, the acoustic **incident power** P_i from the **ultrasonic transducer** shall be calculated from the **radiation force** component F on the **target** in the propagation direction using Equation 1 or 2 as appropriate:

For a perfectly absorbing **target**:

$$P_i = cF \quad (1)$$

For a perfectly reflecting **target**:

$$P_i = cF / (2 \cos^2 \theta) \quad (2)$$

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 1 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.

The relationship between **radiation force** and **incident power** depends in principle on assumptions about the radiated field and its interaction with the **target** and the measurement tank. For any non-plane wave (e.g. convergent, divergent or arising from multiple simultaneous sources), the correct relationship between **radiation force** and **incident power** shall be determined. The uncertainty in the **incident power** due to the non-plane nature of the field shall be estimated.

In some cases, forces on the **target** due to **acoustic streaming** may be significant compared to the **radiation force**. In order to determine the magnitude of the **radiation force** in these cases, corrective measures shall be taken which may include applying a theoretical correction or the use of a streaming foil close to the **target**. Guidance is given in Annex E. The uncertainty in the **incident power** due to streaming forces shall be estimated.

NOTE 2 The appropriate formulae for certain simple idealised transducer configurations are given in Annex C.

The **incident power** should be measured with the transducer driven in a way similar to its intended clinical use (e.g. continuous wave or with the usual clinical pulsing sequence, provided this is compatible with the time response of the balance).

If it is necessary to use a different pulsing sequence to avoid damage to the **target** or to the transducer, the effect of different thermal loading on the power output of the transducer shall be investigated

Further background information about the requirements in the remainder of Clause 6 can be found in Annex A of IEC 61161:2013.

6.2 Requirements for equipment

6.2.1 Target type

6.2.1.1 General

The use of an absorbing **target** is recommended. The use of a conical reflecting **target** is not recommended in general but may be necessary in some situations.

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 of IEC 61161:2013)

6.2.1.2 Absorbing target

An absorbing **target** shall have:

- an amplitude reflection factor of less than 5 %;
- an acoustic energy absorption within the **target** of at least 98 %.

For measurements on a collimated transducer, an absorbing **target** should be orientated at a small angle to the axis of symmetry of the transducer to minimise coherent reflections.

The absorbing material and the design of the **target** shall be chosen to reduce the risk of permanent thermal and mechanical damage by the ultrasound exposure. Temporary changes in the amplitude reflection factor or acoustic energy absorption shall be such that the impact on the overall measured power is less than 2 %, otherwise a correction shall be applied.

6.2.1.3 Reflecting target

A reflecting **target** shall have an amplitude reflection factor greater than 99 %.

The possibility of some part of the ultrasound energy being reflected back to the transducer from the **target** shall be considered and the shape of the **target** shall be chosen appropriately for the transducer geometry.

A conical reflecting **target** is not generally suitable for measurements in convergent or divergent fields and a conical reflecting **target** should not be used to measure convergent transducers, **multi-element transducers** or transducers where $ka < 17,4$ unless specific factors such as transducer geometry make it essential. If use of a conical reflecting **target** is essential due to the shape of the transducer, then the expected relationship between **incident**

power and **radiation force** shall be estimated. Uncertainty due to this relationship shall be included in 6.4.2.

NOTE 1 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.

6.2.2 Target diameter

The **target** diameter shall be large enough to intercept at least 98 % of the ultrasound energy reaching the measurement plane. Formulae for estimating the required **target** diameter are given in Annex B.

NOTE Other methods may be used to determine the minimum **target** diameter for an individual transducer design: for instance, modelling or hydrophone measurements.

6.2.3 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 Calibration of set-ups with horizontal beam orientation 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 of IEC 61161:2013)

6.2.4 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 2 % of the overall measured power.

6.2.5 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 and buoyancy changes caused by water level fluctuations to less than 2 % of the overall measured power.

6.2.6 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 2 %.

6.2.7 Anti-streaming foils

The **target** shall be either provided with an anti-streaming foil to isolate it from **acoustic streaming** in the water path or the measurement process, including data acquisition and analysis, shall be performed in such a way that streaming forces cause no more than a 2 % effect on the overall measured power, otherwise a correction shall be applied.

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**. Its transmission coefficient shall be known from measurement and a correction shall be applied if its influence is more than 2 % of the overall measured power.

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

6.2.8 Transducer coupling

The **ultrasonic** transducer shall be coupled to the measurement device such that the impact on the overall measured power is less than 2 %, otherwise a correction shall be applied. (See also A.5.9 of IEC 61161:2013)

6.2.9 Calibration and stability

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

Changes in the sensitivity of the **radiation force** balance to ultrasonic power shall be monitored by use of an ultrasonic source of known **output power**. The sensitivity shall be tested every year or more frequently if there is any indication that the balance sensitivity to ultrasonic power has changed.

NOTE The sensitivity to ultrasonic power may change due to degradation of the **target** material caused, for instance, by thermal or cavitation damage.

6.3 Requirements for measuring conditions

6.3.1 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 2 %.

6.3.2 Transducer/target separation

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 2 %.

6.3.3 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 62781. The water shall be degassed sufficiently to avoid the formation of visible bubbles in the water path or on the surfaces of the transducer or **target**. Measurements shall be discarded if any air bubbles are observed. The total amount of dissolved gas in the water should preferably be < 2 mg/l during all measurements, and may need to be lower in some cases.

The use of degassed water is also recommended for determining **output powers** below 1 W. Bubbles may form on surfaces in gassy water if the temperature of the water increases. Bubbles formation can also be induced by ultrasound and may also form at power levels below 1 W if the beam-area is small enough. Consequently it is recommended to check for the presence of bubbles especially on the transducer and **target** surfaces before, during and after each measurement.

NOTE 1 The gas level required to prevent bubble formation will depend on many factors including acoustic working frequency and maximum negative pressure in the water path. Changing or fluctuating **radiation force** may indicate the formation of bubbles.

NOTE 2 Chemical degassing methods which remove only one or a few gas components (eg the use of Na_2SO_3) are not generally sufficient for HITU measurements. Provided more general methods of degassing are used, monitoring of the oxygen content is simple to do and provides information about the effectiveness of the degassing and the extent of subsequent regassing.

NOTE 3 Filtration of the water can be helpful to avoid or reduce cavitation by removing particulate matter which can act as cavitation nuclei.

6.3.4 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.

6.3.5 Environmental conditions

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 2 % effect on the overall measured power.

The measuring device shall be protected against environmental vibrations and air flow such that they cause no more than a 2 % effect on the overall measured power.

6.3.6 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**.

6.4 Measurement uncertainty

6.4.1 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 ISO Guide98-3 [5].

6.4.2 Non-planar ultrasound field

The uncertainty in the **incident power** due to the non-plane nature of the field shall be estimated. Unless a better estimate is available, the uncertainty should be estimated as 50 % of the difference between the calculated **incident power** (for instance, calculated according to Annex C) and the value which would result from applying the plane-wave Equations 1 or 2 as appropriate.

6.4.3 Balance system with 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, the **target** being 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 judgement of the long-term stability of the balance calibration factor.

6.4.4 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 6.4.3 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 1. 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 force** of various magnitudes. In this case the input quantity at the abscissa of Figure 1 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.

6.4.5 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** on or off. 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.

6.4.6 Target imperfections

The influence of the **target** imperfections shall be estimated using a plane-wave approach such as described in A.7.5 of IEC 61161:2013.

An uncertainty estimate for changes in the **target** properties shall be derived from the results of the stability investigations made with a source of known acoustic power (see 6.2.9). The results of these checks should be filed in order to enable a judgement of the long-term stability of the sensitivity to acoustic power.

6.4.7 Reflecting target geometry

The influence of the reflecting **target** geometry shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty.

6.4.8 Lateral absorbers in the case of reflecting target measurements

The imperfections of the lateral absorbers shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty.

6.4.9 Target misalignment

The influence of **target** misalignment shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty.

6.4.10 Ultrasonic transducer misalignment

The influence of **ultrasonic transducer** misalignment shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.9 of IEC 61161:2013)

6.4.11 Water temperature

The uncertainty caused by water temperature shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty. (See A.7.10 of IEC 61161:2013)

6.4.12 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 of IEC 61161:2013)

6.4.13 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.

6.4.14 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 of IEC 61161:2013)

6.4.15 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 of IEC 61161:2013)

6.4.16 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 of IEC 61161:2013)

6.4.17 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 of IEC 61161:2013)

6.4.18 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 of IEC 61161:2013)

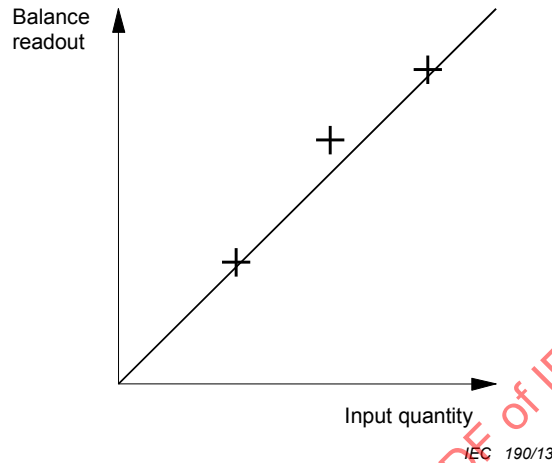
6.4.19 Other sources

Checks should be performed periodically to determine whether the overall uncertainty as specified in 6.4.2 to 6.4.18 using the above guidelines is not influenced by any other sources of random scatter. (See also A.7.21 of IEC 61161:2013)

6.5 Calculation of output power

If a value for the **output power** is required, it shall be determined from the **incident power** by taking into account the effects of attenuation, **nonlinear loss** and **acoustic streaming** in the water path between the transducer and the **target**.

NOTE The ratio of **output power** to **incident power** will generally depend on distance, frequency and **target** geometry; when nonlinear propagation occurs, the ratio will also depend on drive voltage. Further guidance is given in Annex E.



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

7 Buoyancy change of a target

7.1 General

The expansion method [6], [7] relies on measuring the change in buoyancy of an **expansion target** caused by thermal expansion of a liquid inside a **target** suspended in a water bath. Provided that no energy is lost from the **target** to the surrounding medium (e.g. by thermal conduction or convection), the change in volume is proportional to the absorbed energy and is independent of focusing or the angle of incidence.

The expansion balance shall consist of an **expansion target** which is connected to a balance which is sensitive to vertical forces. The ultrasonic beam shall be directed at the entry window of the **expansion target** and the change in buoyancy shall be measured by the balance.

NOTE 1 If a vertically acting gravimetric balance is used, it may be convenient to orient the transducer so that it points vertically up or down: this will enable a measurement of **radiation force** simultaneously with the expansion measurement.

The time-averaged **incident power** shall be determined using Equation 3:

$$P_i = \frac{1}{t_0} \frac{B}{S} \quad (3)$$

where

S is the **buoyancy sensitivity**,

B is the change in the buoyancy force, and

t_0 is the duration of insonation.

In some cases, forces on the **target** due to **acoustic streaming** may be significant compared to the buoyancy change. In order to determine the magnitude of the buoyancy change in these cases, corrective measures shall be taken which may include applying a theoretical correction or the use of a streaming foil close to the **target**. Guidance is given in Annex E. The uncertainty in the **incident power** due to streaming forces shall be estimated.

The **incident power** should be measured with the transducer driven in a way similar to its intended clinical use (e.g. continuous-wave or with the usual clinical pulsing sequence).

NOTE 2 It is not generally necessary to use a different pulsing sequence to avoid damage or to maintain compatibility with the time response of the balance.

Further background information about the requirements in the remainder of Clause 7 can be found in Annex A of IEC 61161:2013.

7.2 Requirements for equipment

7.2.1 Target type

7.2.1.1 General construction

An example **expansion target** is described in Annex D.

The **expansion target** shall consist of a container filled with a liquid which absorbs ultrasound and which expands when heated. One part of the container shall be an entry window which is nearly transparent to ultrasound in the frequency range of interest. The rest of the container should be designed to reduce heat flow into or out of from the absorbing liquid. The **expansion target** shall be suitable for immersion in a water bath and shall have a means for attachment to the balance. The entry window may be positioned vertically, horizontally or at any other convenient orientation.

The size and shape of the **target** shall be chosen appropriately for the transducer being measured. Particular attention should be paid to ensuring that the length of the **target** is sufficient to meet the requirements in 7.2.1.3 at the frequency of interest, and that the amount of energy exiting through the sidewalls of the **target** also permits compliance with 7.2.1.3.

NOTE A cylindrical **target** with an entry window on one end is often convenient, but any other geometry may be used and may be necessary for certain transducer configurations.

7.2.1.2 Absorbing liquid

The characteristic acoustic impedance of the liquid shall be between $1,33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ and $1,63 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$. The **expansion ratio** of the liquid shall be known and shall be constant to within 2 % over the temperature range 10 °C to 60 °C.

NOTE 1 This range of acoustic impedance results in an amplitude reflection coefficient of less than 5% consistent with the requirement of 6.2.1.2 for **radiation force** measurement.

NOTE 2 Annex D gives an example of a liquid which meets these requirements.

7.2.1.3 Absorbed energy

An **expansion target** shall absorb at least 98 % of the energy incident on the entry window, otherwise a correction shall be applied.

The absorbing material and the design of the **target** shall be chosen to reduce the risk of permanent thermal and mechanical damage by ultrasound exposure. Temporary changes in the amplitude reflection factor or acoustic energy absorption shall be such that the impact on the overall measured power is less than 2 %, otherwise a correction shall be applied.

7.2.1.4 Reflected energy

The entry window shall have an energy reflection factor of less than 2 % in the frequency range of interest. For measurements on a collimated transducer, the entry window should be orientated at a small angle to the axis of symmetry of the transducer to minimise coherent reflections.

7.2.1.5 Thermal losses

The **expansion target** shall be either provided with thermal isolation or the measurement process, including data acquisition and analysis, shall be performed in such a way that thermal losses from the absorbing liquid to either the water tank or other internal components of the **target** cause no more than a 2 % effect on the overall measured power, otherwise a correction shall be applied.

NOTE Heating of the absorbing liquid next to the entry membrane increases with frequency and may become significant at frequencies above 3 MHz leading to the need to correct for heat loss during the insonation period and subsequent to it [7].

7.2.2 Entry window diameter

The entry window shall be large enough to intercept at least 98 % of the ultrasound energy reaching the measurement plane. Formulae for estimating the required **target** diameter are given in Annex B although, strictly speaking, these formulae apply to **radiation force** measurement.

7.2.3 Balance / force measuring system

The balance shall be sensitive to forces in the vertical direction and shall have sufficient resolution for the change in buoyancy to be measured.

NOTE A longer insonation period will result in a larger change in buoyancy and smaller uncertainty due to balance resolution. However the uncertainty due to thermal losses and extrapolation may increase.

7.2.4 System tank

Since an **expansion target** is absorbing, it is not necessary to use an absorbing lining for the measuring vessel.

7.2.5 Target support structures

In static-force balances, the structural members supporting the **target** and passing through the air-water interface shall be designed to limit the effect of surface tension and buoyancy changes caused by water level fluctuations to less than 2 % of the overall measured power.

7.2.6 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 2 %.

7.2.7 Anti-streaming foils

The **expansion target** shall be either provided with an anti-streaming foil to isolate it from **acoustic streaming** in the water path or the measurement process, including data acquisition and analysis, shall be performed in such a way that streaming forces cause no more than a 2 % effect on the overall measured power, otherwise a correction shall be applied.

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**. Its transmission coefficient shall be known from measurement and a correction shall be applied if its influence is more than 2 % of the overall measured power.

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

7.2.8 Transducer coupling

The **ultrasonic** transducer shall be coupled to the measurement device such that the impact on the overall measured power is less than 2 %, otherwise a correction shall be applied.

7.2.9 Calibration

The expansion balance shall be calibrated as a force measuring device by the use of small weights of known mass.

The **buoyancy sensitivity** shall be determined either by use of a collimated ultrasonic source of known **output power** with $ka > 30$ or by an internal electric heating element producing a known heat output. In either case, the determination shall be undertaken once every year or more frequently if there is any indication that the balance sensitivity to ultrasonic power has changed or if the properties of the absorbing liquid are likely to change over time due to water uptake, oxygenation, microbial growth or other causes.

NOTE 1 The **output power** of a collimated source with $ka > 30$ can be measured with uncertainties of less than 5% using a **radiation force target**.

NOTE 2 More information about determining the **buoyancy sensitivity** can be found in D.3 and in [6] and [7].

7.3 Requirements for measuring conditions

7.3.1 Lateral target position

The lateral position of the **target** during measurement shall be stable and reproducible to an extent that related changes in overall measured power do not exceed 2 %.

7.3.2 Transducer/Target separation

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 2 %.

7.3.3 Water

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 62781. The water shall be degassed sufficiently to avoid the formation of visible bubbles in the water path or on the surfaces of the transducer or **target**. Measurements shall be discarded if any air bubbles are observed. The total amount of dissolved gas in the water should preferably be < 2 mg/l during all measurements, and may need to be lower in some cases.

The use of degassed water is also recommended for determining **output powers** below 1 W. Bubbles may form on surfaces in gassy water if the temperature of the water increases. Bubbles formation can also be induced by ultrasound and may also form at power levels below 1 W if the beam-area is small enough. Consequently it is recommended to check for the presence of bubbles especially on the transducer and **target** surfaces before, during and after each measurement.

NOTE 1 The gas level required to prevent bubble formation will depend on many factors including **acoustic working frequency** and maximum negative pressure in the water path. Changing or fluctuating **radiation force** may indicate the formation of bubbles.

NOTE 2 Chemical degassing methods which remove only one or a few gas components (e.g. the use of Na_2SO_3) are not generally sufficient for HITU measurements. Provided more general methods of degassing are used, monitoring of the oxygen content is simple to do and provides information about the effectiveness of the degassing and the extent of subsequent regassing.

NOTE 3 Filtration of the water can be helpful to avoid or reduce cavitation by removing particulate matter which can act as cavitation nuclei.

7.3.4 Water contact

Before starting the measurements, all air bubbles shall be 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.

7.3.5 Environmental conditions

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 2 % effect on the overall measured power.

The measuring device shall be protected against environmental vibrations and air flow such that they cause no more than a 2 % effect on the overall measured power.

7.3.6 Thermal drifts

An estimate of the thermal effects due to the flow of energy between the **target** and the surrounding water shall be made by recording the weight of the **target** before and after the switch-on and switch-off of the **ultrasonic transducer**.

7.4 Measurement uncertainty

7.4.1 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 contributions described in 7.4.2 to 7.4.15.

The uncertainty shall be assessed using the ISO Guide [5].

7.4.2 Buoyancy sensitivity

The uncertainty in the **buoyancy sensitivity** shall be evaluated. The factors contributing to the uncertainty in **buoyancy sensitivity** will depend on the method for determining the sensitivity.

7.4.3 Non-planar ultrasound field

The expansion method does not rely on any plane-wave assumptions so there is no uncertainty contribution due to any non-plane nature of the ultrasound field.

7.4.4 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 use, 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 judgement of the long-term stability of the balance calibration factor.

7.4.5 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 7.4.4 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 1. 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, 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 buoyancy change of various magnitudes. In this case, the input quantity at the abscissa of Figure 1 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.

7.4.6 Curve-fitting and extrapolation

In the case of an electronic balance, the balance output signal is typically recorded as a function of time and curve-fitting and extrapolation is required to determine the buoyancy change and compensate for thermal drift and thermal losses from the **target**. This fitting and extrapolation involves an uncertainty, depending mainly on the amount of scatter in the balance output signal (signal-to-noise ratio). The uncertainty of the result shall be estimated by means of standard mathematical procedures in utilizing the regression algorithm.

7.4.7 Water temperature

The uncertainty caused by water temperature shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty.

7.4.8 Ultrasonic attenuation and acoustic streaming

The uncertainty caused by ultrasonic attenuation and **acoustic streaming** shall be estimated and incorporated into the overall system uncertainty.

NOTE In general, attenuation introduces an uncertainty in **output power** measured by buoyancy change but not in **incident power**. Streaming may introduce an uncertainty in both the **incident power** and the **output power**. The uncertainty contribution due to **acoustic streaming** can be estimated, for example, by introducing a streaming foil close to the **target** and comparing results obtained with and without the streaming foil in place.

7.4.9 Foil properties

If a coupling foil or a shielding foil is used during the 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.

7.4.10 Finite target size

The effect on uncertainty of the finite **target** size shall be determined and included in the overall system uncertainty.

7.4.11 Environmental influences

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

7.4.12 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.

7.4.13 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.

7.4.14 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) increased heat loss from the **target** due to enhanced heating of the absorbing liquid close to the entry window.

7.4.15 Other sources

Checks should be performed periodically to determine whether the overall uncertainty as specified in 7.4.2 to 7.4.14 using the above guidelines is not influenced by any other sources of random scatter.

7.5 Calculation of output power

If a value for the **output power** is required, it shall be determined from the **incident power** by taking into account the effects of attenuation, **nonlinear loss** and **acoustic streaming** in the water path between the transducer and the **target**.

NOTE The ratio of **output power** to **incident power** will generally depend on distance, frequency and **target** geometry; when nonlinear propagation occurs, the ratio will also depend on drive voltage. Further guidance is given in Annex E.

8 Electrical characteristics

8.1 Electrical impedance

The electrical impedance of an **ultrasonic transducer** is frequency dependent and complex. It is typically measured using an impedance analyser and may be stated either as real and imaginary parts or as magnitude and phase. Data may be given at a specified frequency or it may be tabulated or presented graphically over a range of frequencies.

If a value for the electrical impedance is required, it shall be measured with the **ultrasonic transducer** immersed in water. Acoustic reflections within the water tank shall be minimised by the use of acoustic absorbers: the influence of reflections in the impedance value should be checked by varying the position of the **ultrasonic transducer** or the absorbers in the water tank over the range of a few wavelengths. The frequency and the location in the electrical circuit at which the impedance is measured shall be stated (for instance as being at the end of a specified length of cable).

NOTE The impedance may be temperature dependent and consequently, due to transducer self-heating, may be sensitive to the value of the **transducer electrical power** and the duration of excitation.

8.2 Radiation conductance

The **radiation conductance** of an **ultrasonic transducer** is frequency dependent. It is an estimate typically calculated from the **output power** and the square of the r.m.s. drive voltage measured at a specified location in the electrical circuit. Data is usually given at a specified frequency but it may be tabulated or presented graphically over a range of frequencies. It can

usefully be applied to a **multi-element transducer**, if all elements are driven with the same drive voltage in a configuration similar to its intended clinical use.

If a value for the **radiation conductance** is required, the r.m.s. drive voltage shall be measured at the same time and under the same excitation conditions as when the **output power** is determined. The frequency and the location in the electrical circuit at which the r.m.s. drive voltage is measured shall be stated (for instance as being at the end of a specified length of cable). It should not be assumed that the drive voltage is sinusoidal: the r.m.s. drive voltage is often not equal to $0,707 \times$ the voltage amplitude.

NOTE 1 The r.m.s. drive voltage is used (rather than, for instance, peak-to-peak drive voltage) because its value is less affected by distortion of the applied electrical signal.

NOTE 2 The **radiation conductance** may be temperature dependent and consequently, due to transducer self-heating, may be sensitive to the value of the **transducer electrical power** and the duration of excitation.

NOTE 3 The **radiation conductance** is not the same as the real part of the radiation admittance of the **ultrasonic transducer** or transducer element.

NOTE 4 This estimate of relative conversion is affected by electrical losses due to impedance mismatch and cables, and acoustical losses due to backing materials and lens losses.

8.3 Efficiency

The determination of **acoustic efficiency** for an **ultrasonic transducer** depends on both electrical and acoustic measurements. Data is usually given at a specified frequency but it may be tabulated or presented graphically over a range of frequencies. It can usefully be applied to a **multi-element transducer**, if all elements are driven in a way similar to its intended clinical use (e.g. continuous wave or with the usual clinical pulsing sequence). If a value of the **acoustic efficiency** is required, the time-average value shall be determined using:

$$\eta_a = P / P_{el} \quad (4)$$

where

P is the **output power**

P_{el} is the time average **transducer electrical power**.

For the electrical measurements, the **ultrasonic transducer** shall be kept in the same position and environment used to measure the **output power**. The frequency and the location in the electrical circuit at which the **transducer electrical power** is measured shall be stated (for instance as being at the end of a specified length of cable).

Both the powers should be measured with the transducer driven in the same way, a configuration similar to its intended clinical use and drive waveforms (e.g. continuous wave or with the usual clinical pulsing sequence).

NOTE 1 The efficiency may be temperature dependent and consequently, due to transducer self-heating, may be sensitive to the value of the **transducer electrical power** and the duration of excitation.

Many electrical power measurement systems are intended to be used with loads of a specified resistance. The impedance of most **ultrasonic transducers** is likely to differ from the resistance specified. The method chosen for the determination of **transducer electrical power** should be suitable for the impedance of the particular **ultrasonic transducer** under test.

There are several other ways in which efficiency can be defined for an **ultrasonic transducer** or a HITU system. Some of these may be useful for different purposes and are discussed in Annex G.

Annex A (informative)

Other measurement methods

A.1 Radiation force on a transducer

The possibility of measuring the recoil force on a transducer has been suggested for **HITU equipment**. No specific guidance or requirements are given in this standard. Future amendments may include specific guidance or requirements.

A.2 Calorimetry

Conventional calorimetry can in principle be used to measure power for **HITU equipment**. No specific guidance or requirements are given in this standard. Future amendments may include specific guidance or requirements.

A.3 Hydrophone planar scanning

Power can in principle be measured using planar scanning with hydrophones for **HITU equipment**. No specific guidance or requirements are given in this standard. Future amendments may include specific guidance or requirements. Readers are referred to IEC 62556 [8] and IEC 62127-2 [9].

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62555:2013

Annex B (informative)

Target size

B.1 Non-focusing transducer

In the following, an assessment formula (Equation B.1) is given for the minimum value of the **target** radius b 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 %) [10]. 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 does not strictly apply to measurements based on buoyancy change so, while it provides a reasonable starting estimate of the required **target** diameter, users should assess its suitability for their own measurements. The formula is:

$$b = a \left[\frac{1}{(1 + 0,53 \tau_1 s)} + \tau_1 s \right] \quad (\text{B.1})$$

with

$$\begin{aligned} \beta &= 0,98 + 0,01 \pi k a \\ \tau_1 &= \tau_0 + \Delta \tau \\ \tau_0 &= k a / (2\pi (\beta^2 - 1)^{1/2}) \\ \Delta \tau &= \begin{cases} 0,7 & \text{if } k a \leq 9,3 \\ 6,51/k a & \text{if } 9,3 \leq k a \leq 65,1 \\ 0,1 & \text{if } 65,1 \leq k a \end{cases} \end{aligned}$$

where

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

Equation (B.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 b . The influence of absorption and **acoustic streaming** is considered separately.

By way of precaution, b should never be reduced below $1,5a$, 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. b 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.

B.2 Focusing transducer

In this case, the assessment procedure (taken from [11]) for the minimum value of the radius r of an absorbing circular **target** is different from that in B.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.

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:

$$r/a = 1 \quad \text{for } z/d = 0 \quad (\text{B.2})$$

$$r/a = 0,5 + 6,24 \cdot (ka \sin \gamma)^{-0,885} \quad \text{for } z/d = 0,5 \quad (\text{B.3})$$

$$r/a = 12,54 \cdot (ka \sin \gamma)^{-0,749} \quad \text{for } z/d = 1 \quad (\text{B.4})$$

$$r/a = 1 + 29,1 \cdot (ka \sin \gamma)^{-0,892} \quad \text{for } z/d = 2 \quad (\text{B.5})$$

where

a is the radius of a circular ultrasonic source transducer;

d is the geometrical focal length of a convergent **ultrasonic transducer** measured from the plane defined by the rim of the active part of the transducer;

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

z is the distance between an **ultrasonic transducer** and a **target** measured from the plane defined by the rim of the active part of the transducer;

γ is the focus (half-)angle of a circular convergent **ultrasonic transducer**.

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 The above assessment does not apply when the transducer has a central hole.

Annex C (informative)

Formulae for radiation force

C.1 General

The formulae given in this annex may be used to estimate the **incident power**, P_i , on an absorbing **target** from a range of simple idealised transducer types. There is no guarantee that any real transducer will behave like its idealised counterpart, and this introduces a major source of uncertainty when using the **radiation force** method to determine **incident power**. The users should determine for themselves the correct relationship between **incident power** and **radiation force** for each transducer configuration under test, which may be different to any of the equations given here.

This scope of this standard includes transducers of all shapes and geometries. However, the formulae in this annex are mainly for transducers of circular shape or containing individual circular elements. For non-circular geometries, the users should determine for themselves the correct relationship between **incident power** and **radiation force** for each transducer configuration under test.

The use of an absorbing **target** is recommended in this International Standard and no formulae are suggested for any type of reflecting **target**.

C.2 Guidance for focusing transducers

C.2.1 Single spherical segment transducer

$$P_i = \frac{2Fc}{1 + \cos \gamma} \quad (\text{C.1})$$

where

P_i is the acoustic **incident power**;

F is the **radiation force** acting on the absorbing **target**;

c is the sound speed in water;

γ is the focal half-angle of the convergent transducer, $\gamma = \arcsin(a/d)$.

C.2.2 Single spherical zone transducer (single spherical segment transducer with a central circular hole)

$$P_i = \frac{2Fc}{\cos \gamma_1 + \cos \gamma_2} \quad (\text{C.2})$$

where

γ_1 is a half of the convergent angle of the outside aperture of the transducer;

γ_2 is a half of the convergent angle of the inner hole aperture of the transducer;

C.3 Guidance for multi-element transducers

C.3.1 Focusing array of circular piston elements transducer

If N identical plane-piston transducer elements are placed on a common spherical surface, all beam axes of the elements intersect at the centre of the common spherical surface to construct a focusing array. When every element has the same acoustic power, the total acoustic power P of the array can be calculated using following formula:

$$P_i = corr \times \frac{N F c}{\sum_{j=1}^N \cos \theta_j} \quad (C.3)$$

where

F is the total **radiation force** acting on the absorbing **target**;

θ_j is the angle included between the main beam axis of the whole array and the beam axis of the j th transducer element, i.e. the incident angle of the beam axis of the j th transducer element to the absorbing **target**;

$corr$ is the correction factor of the plane wave accounting for the diffraction of a single plane-piston transducer, i.e. P_i / cF

$$corr = \frac{1 - J_1(2ka) / ka}{1 - J_0^2(ka) - J_1^2(ka)} \quad (C.4)$$

where

k is the circular wave number;

a is the radius of single transducer;

J is the symbol of Bessel function;

$J_0()$ is the zero order Bessel function;

$J_1()$ is the first order Bessel function.

The curve of $corr(ka)$ is shown in Figure C.1.

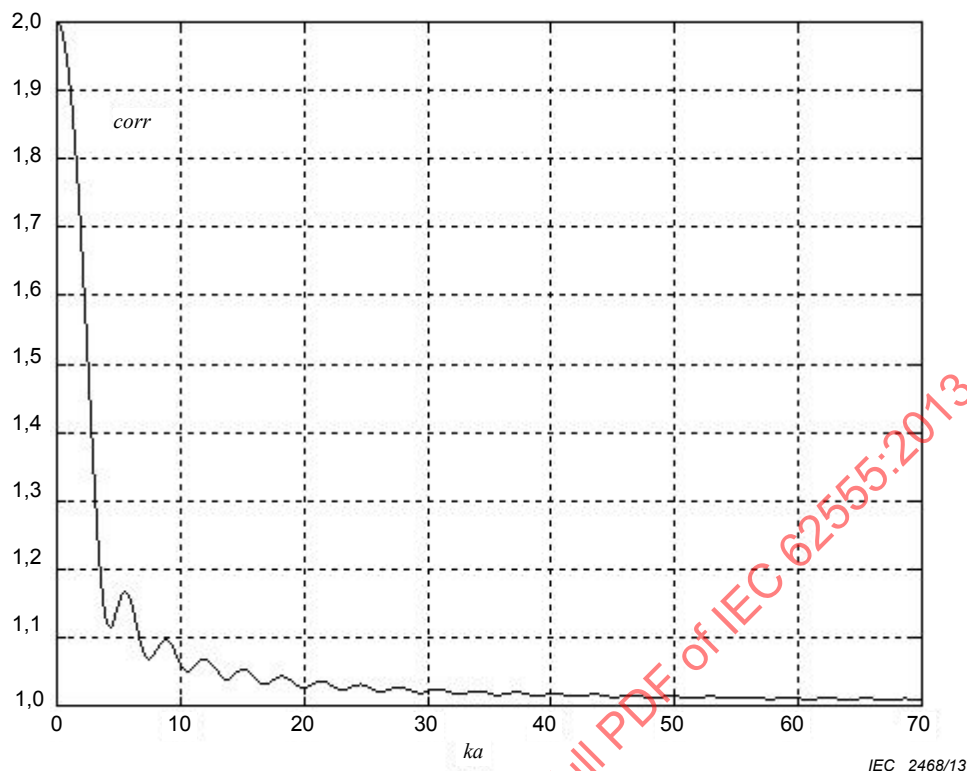


Figure C.1 – Correction factor of plane wave for the acoustic field of a circular plane piston ultrasonic transducer as a function of the product of the circular wavenumber and transducer radius

C.3.2 Focusing array of circular self-focusing element transducer

If N identical focused bowl transducer elements are placed on a common spherical surface and all focuses of the element transducer are at the centre of the common spherical surface, which means that they have a common focus and the same focal length. When every transducer transmits the same acoustic power, the total acoustic power P of the array can be calculated using following formula:

$$P_1 = \frac{2N F c}{1 + \cos \gamma} \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (\text{C.5})$$

where

F is the total **radiation force** acting on the absorbing **target**;

γ is the focus (half-)angle of a self-focusing transducer element;

θ_j is the angle included between the main beam axis of the whole array and the beam axis of the j th transducer element, i.e. the incident angle of the beam axis of the j th transducer element to the absorbing **target**, degrees or radians.

C.4 Guidance for steerable phased arrays

For the plane wave beam from a steerable phased array:

$$P_1 = F c / \cos \varphi \quad (\text{C.6})$$

where

F is the total **radiation force** acting on the absorbing **target**;

φ is the angle included between the beam axis and the direction of sensitivity for the **radiation force** balance using the absorbing **target**, e.g. the steering angle.

For a spherically convergent beam from a steerable phased array:

$$P_1 = 2F c / ((1 + \cos \gamma) \cos \varphi) \quad (\text{C.7})$$

γ is the focus (half-)angle of a self-focusing transducer element.

C.5 Guidance for moving or modulated sources

No general guidance is given for moving sources. The response of a **radiation force target** to a changing power or to a changing angle of incidence, depends on the timescale of the change compared to the response time of the balance (typically 1 s to 3 s). If the timescale of the change is much shorter than the response time, the measured force at turn-on or turn-off approaches the time-average force; if the timescale of the change is much longer than the response time, the measured force at turn-on or turn-off approaches the instantaneous force at the moment of turn-on or turn-off.

In the specific case of a beam of constant power which is translated over the surface of a **target** without change in the angle of incidence, no additional correction is required as long as the **target** is large enough to intersect at least 98 % of the energy which would be intercepted by an infinite **target** placed at the same distance.

C.6 Guidance for intersecting beams

For N convergent beams intersecting in the field where each has individual focus angle γ_j , steering angle θ_j , and acoustic power P_j , the total **radiation force**, F , is:

$$F = \frac{1}{2c} \sum_j (P_j (1 + \cos \gamma_j) \cos \varphi_j) \quad (\text{C.8})$$

where $j = 1, 2, \dots, N$

F is the total **radiation force** acting on the absorbing **target**;

φ_j is the angle included between the beam axis of the j th beam and the direction of sensitivity for the RFB using the absorbing **target**, e.g. the steering angle;

γ_j is the focus (half-)angle of a self-focusing transducer element.

In the general case, the total power $\sum_j P_j$ cannot be calculated from the total force. However,

if the fraction b_j of the total power is known for each beam, the total **incident power**, $\sum_j b_j P$, can be calculated:

$$P_i = 2F c \sum_j \left(\frac{1}{b_j (1 + \cos \gamma_j) \cos \varphi_j} \right) \quad (\text{C.9})$$

C.7 Guidance for non-focusing transducers

For a single element collimated transducer:

$$P_i = c \quad F \frac{1 - J_1(2ka)/ka}{1 - J_0^2(ka) - J_1^2(ka)} \quad (\text{C.10})$$

which can be approximated by

$$P_i = c \quad F \left[1 + \frac{0,6531}{2ka} \left(1 + \frac{1,407}{(ka)^{2/3}} \right) \right] \quad (\text{C.11})$$

C.8 Other geometries.

Information on other geometries (for example, cylindrical inward or outward firing) is not currently offered.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62555:2013

Annex D (informative)

Expansion method

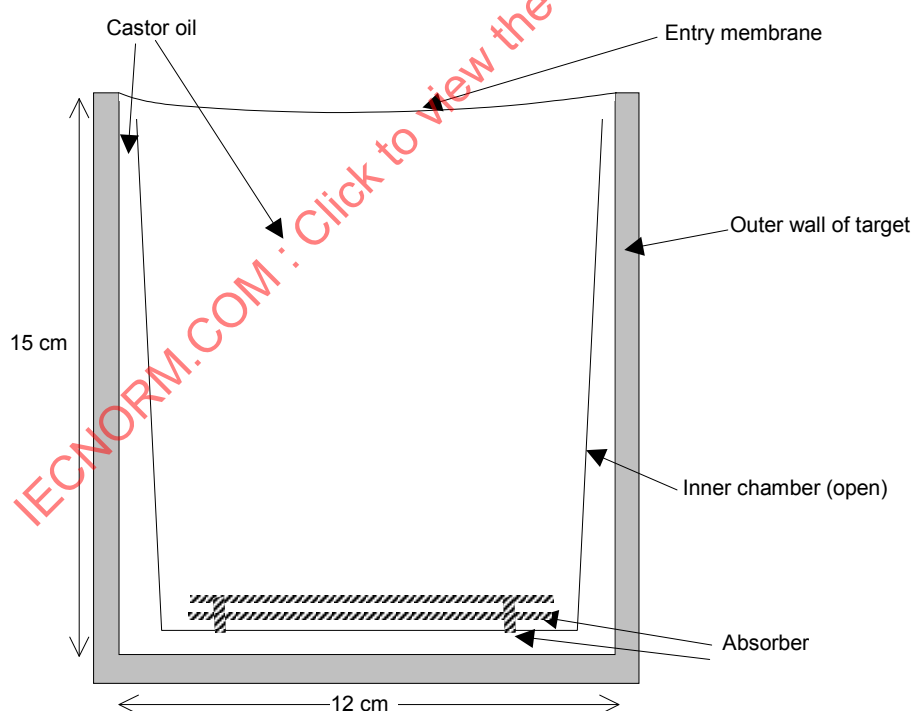
D.1 General

The principles of the expansion method, sources of uncertainty and an example of an **expansion target** are described by Shaw [6] and are summarised in this annex. A later paper [7] explores measurement at frequencies up to 10 MHz and addresses in detail determination of the **buoyancy sensitivity** by electrical heating and correcting for the effects of heat loss through the entry membrane, also described in this annex.

D.2 Principles

A schematic diagram of an example **expansion target** is shown in Figure D.1. In this example, the transducer and oil-filled **target** are immersed in a water bath with the transducer directed towards the entry membrane of the **target**. The **target** is suspended from a balance and is positioned to intercept the whole of the ultrasound field generated by the transducer.

NOTE Although not used in [6] or [7], it is recommended to configure the experimental arrangement such that it permits the inclusion of a streaming foil placed close to the **target**.

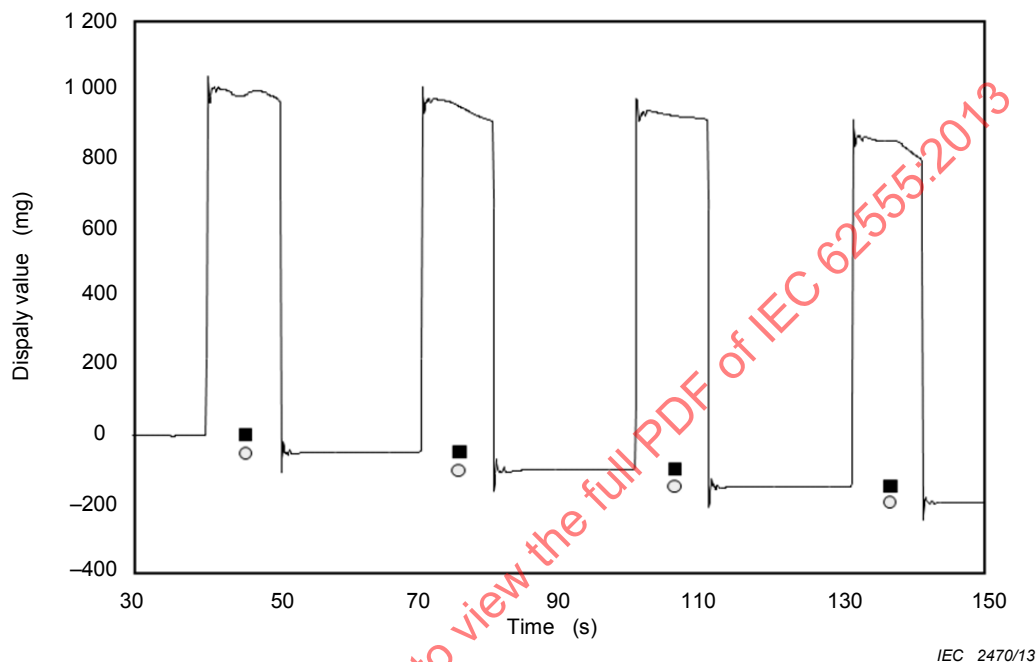


IEC 2469/13

Figure D.1 – Schematic diagram of an expansion target.

An example weight vs. time sequence is shown in Figure D.2 for an **incident power** of approximately 15 W: the ultrasound is absorbed resulting in an instantaneous **radiation force** and a progressive heating of the castor oil. Heating causes either the volume or the internal pressure to increase and the **target** is designed with a thin entry membrane which is transparent to ultrasound and is intentionally not under tension so that the pressure of the oil remains constant and its volume is free to expand. The change in volume results, according to

Archimedes' principle, in an additional buoyancy force acting vertically on the **target** and so the weight registered by the balance decreases. This stepwise decrease following each on-period can be determined from the weight vs. time sequence. In [6], the magnitude of the buoyancy change for each on period was calculated by selecting a section of the weight sequence immediately prior to insonation and a section after insonation (leaving sufficient time for **target** disturbances due to the large **radiation force** to die down). Both sections were extrapolated to the midpoint of the on period as shown in Figure D.2. The appropriate mathematical function to fit to the weight sequences is discussed in D.4.



The ultrasound power is initially off and is turned on at 40 s for 10 s. Filled squares indicate the mass extrapolated forward from the previous off period; open circles indicate the mass extrapolated backwards from the following off period. The buoyancy change for an individual on period is given by the difference between each pair of symbols.

Figure D.2 – Example of weight vs time sequence

The **buoyancy sensitivity**, S , defined as the change in buoyancy per unit absorbed energy, is independent of the volume of the **target** and is given by:

$$S = \frac{B}{P_a t_0} = \frac{\rho_w E}{\rho_{oil} C} \quad (D.1)$$

where

- B is the change in buoyancy force;
- P_a is the absorbed acoustic power;
- t_0 is the duration of insonation;
- ρ_w is the density of water;
- E is the volumetric expansion coefficient of the oil;
- ρ_{oil} is the density of the oil;
- C is the volumetric heat capacity of the oil.

So, for a known insonation period, the change in the indicated mass is directly proportional to the ultrasound power subject to the following assumptions:

- a) The ratio $E/(\rho C)$ is constant over the range of temperature occurring inside the **target** at the time the buoyancy change is measured following insonation. It does not matter if the local temperature temporarily exceeds the range where this ratio is constant.
- b) The heat lost from the oil to the container or the surrounding water is much less than the absorbed energy.
- c) Other sources of heat are much less than the absorbed energy.
- d) The ultrasound energy incident on the **target** is completely absorbed in the oil.
- e) The water bath remains at a constant temperature and density.
- f) The pressure of the oil remains nearly constant.
- g) To determine power, as opposed to integrated energy, the power output of the transducer should be constant.

It has been shown [6] that these assumptions can be met at frequencies up to 3 MHz. More recent work [7] has shown that at frequencies above 3 MHz, there is increasing heat loss due to heating of the oil close to the membrane and subsequent energy flux into the water. It is necessary to correct for this heat loss (see D.4).

D.3 Example expansion target

The **target** consisted of a perspex cylinder with an inner diameter of 12 cm and a length of 15 cm; the cylinder is filled with laboratory grade castor oil (absorption coefficient $0,8 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1,7}$). The end of the cylinder facing the transducer is sealed with a plastic membrane of measured thickness $10 \mu\text{m}$, the far end with a 5 mm thick perspex plate. The reflectivity of the entry membrane was measured to be less than -30 dB up to 2 MHz and less than -22 dB up to 5 MHz. To provide additional thermal insulation between the heated oil and the walls of the **target**, an open thin-walled chamber is fitted internally. The far end of the inner chamber is fitted with two pieces of acoustic absorber each 2,5 mm thick: at 1 MHz the reflection loss was measured to be -25 dB and the transmission loss -23 dB cm^{-1} . These absorbers are surrounded by castor oil to ensure rapid thermal equilibration with fluid. The entire **target** can be suspended directly from a balance or can be fitted to a cradle which allows the transducer to be fitted vertically above the **target**. The balance used had a resolution 1 mg and capacity of 1 200 g: the displayed mass was read continuously *via* an RS232 interface for analysis. A weight was attached to the rear of **target** to ensure it remained negatively buoyant and was stable in the water; liquid crystal thermometers were fitted to the outside of the inner chamber to indicate the general temperature of the oil and monitor changes.

Powers up to 350 W were measured. Under extreme conditions, bubbles could be generated but they were only observed at 0,8 MHz at power levels above 300 W with the focus placed just inside the **target** and with initial oil temperatures above 35°C . Streams of bubbles were generated under these conditions but were reabsorbed if the **target** was allowed to cool. No long term change to the **target** performance was observed. In any event, these conditions should not arise in practice as it is intended that the focus should be placed substantially inside the oil volume. Damage to the acoustic window was not observed but may be anticipated following prolonged exposure close to the focus.

D.4 Determination of buoyancy sensitivity

Relevant properties of a specific sample of castor oil are given in Tables D.1 and D.2. The sensitivity may vary with time and may be dependent on the particular sample of oil. However, it is expected to be always essentially invariant with temperature. The absorption coefficient may also vary with time and may be dependent on the particular sample of oil.

The sensitivity at a particular temperature can be determined more simply experimentally by measuring the rate of change of weight of a container of castor oil which is heated electrically whilst suspended in a tank of water. In one example, heat was provided by passing current through a 30 cm length of nichrome wire with a resistance of approximately $33 \Omega \text{ m}^{-1}$ at room temperature. The ends of the wire were attached to two 2 mm plugs mounted in the base of the **target** and it was twisted into a spiral to fit conveniently. Two methods of analysis have been used. The first method involved calculating the slope of the apparent mass and taking the difference between the slope during the middle 5 s of each on period and average of the slopes before and after that on period. This is the method used by Shaw [6] and has the advantage that the heating time does not need to be well controlled and it is less sensitive to transient changes in the electrical power. In the second method, the analysis is based on total change in apparent mass of the **target** before and after an on period, to determine the average rate of change of mass. This method is closer to the method for measuring acoustic power but demands that the on period is accurately known to calculate the rate of change. In some configurations, the thermal energy stored in the heating element can introduce a systematic bias in the result and should be accounted for [7].

**Table D.1 – Selected properties of Acros® Organics¹ castor oil
in the range 10 °C to 60 °C**

Temperature <i>T</i>	Water density	Density	SHC	Volume expansion coefficient	VHC	Expansion ratio	Mass- equivalent buoyancy sensitivity at 23 °C	Mass- equivalent buoyancy sensitivity at temperature <i>T</i>
°C	g/ml	g/ml	J/(g K)	1/K	J/(ml K)	ml/J	mg/J	mg/J
10	0,999 7	0,965 9	2,073	$7,02 \times 10^{-4}$	2,003	$3,507 \times 10^{-4}$	0,349 6	0,350 5
15	0,999 1	0,962 5	2,088	$7,05 \times 10^{-4}$	2,010	$3,506 \times 10^{-4}$	0,349 6	0,350 1
20	0,998 2	0,959 1	2,103	$7,07 \times 10^{-4}$	2,017	$3,506 \times 10^{-4}$	0,349 5	0,349 7
25	0,997 0	0,955 7	2,119	$7,10 \times 10^{-4}$	2,025	$3,506 \times 10^{-4}$	0,349 5	0,349 3
30	0,995 6	0,952 4	2,134	$7,12 \times 10^{-4}$	2,032	$3,506 \times 10^{-4}$	0,349 5	0,348 9
35	0,993 9	0,949 0	2,149	$7,15 \times 10^{-4}$	2,039	$3,506 \times 10^{-4}$	0,349 5	0,348 4
40	0,992 1	0,945 6	2,164	$7,17 \times 10^{-4}$	2,046	$3,506 \times 10^{-4}$	0,349 6	0,347 8
45	0,990 0	0,942 2	2,179	$7,20 \times 10^{-4}$	2,053	$3,507 \times 10^{-4}$	0,349 6	0,347 3
50	0,987 7	0,938 8	2,194	$7,23 \times 10^{-4}$	2,060	$3,508 \times 10^{-4}$	0,349 7	0,346 7
55	0,985 3	0,935 4	2,209	$7,25 \times 10^{-4}$	2,067	$3,510 \times 10^{-4}$	0,349 9	0,346 0
60	0,982 6	0,932 0	2,224	$7,28 \times 10^{-4}$	2,073	$3,511 \times 10^{-4}$	0,350 0	0,345 3
95 % uncertainty	0,1 %	1,0 %	3,4 %	1,0 %	3,5 %	3,7 %	average 0,349 5 3,7 %	3,7 %

Density of water and the density and specific heat capacity (SHC) of Acros ® Organics castor oil. Also tabulated for castor oil are properties derived from these: the derived volume expansion coefficient and volumetric heat capacity (VHC), the **expansion ratio** and the mass-equivalent **buoyancy sensitivity** in water at a fixed temperature of 23 °C. The final column shows the **buoyancy sensitivity** in water at the same temperature as the castor oil. The final row shows the uncertainty at a confidence level of approximately 95 %.

¹ Acros® is an example of a suitable product available commercially. This information is given for the convenience of users of this document and does not constitute an endorsement by IEC of this product.

D.5 Curve fitting algorithm

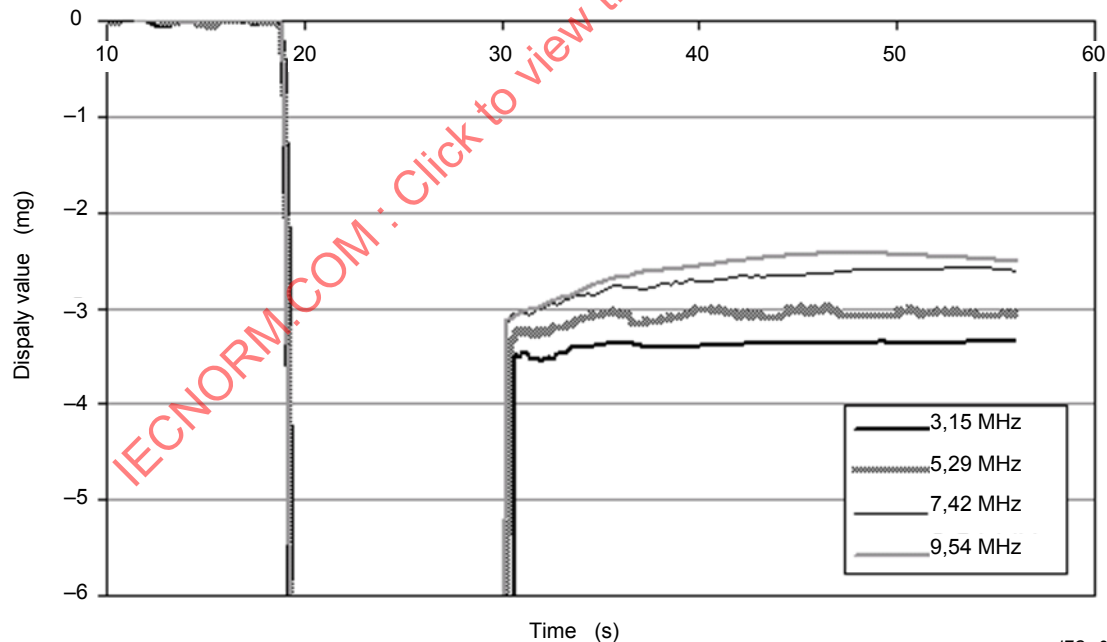
At frequencies up to 3 MHz, a linear fit was adequate to determine the weight of the **target** when the power is switched off. From 3 MHz upwards, an exponential function was preferred (Figure D.3) of the form:

$$y = ae^{bx} + c$$

where

- y is the apparent mass sequence (mg);
- x is the time after the end of insonation (s);
- a is the amplitude (mg);
- b is the damping coefficient (s^{-1});
- c is the offset of the exponential function (mg).

a , b and c are the parameters to be determined. To avoid misleading results for noisy or low power measurements, the exponential fit parameter, b , was constrained to the range $0,07 s^{-1}$ to $0,125 s^{-1}$ based on the observed decay curves at the **higher output powers**. The upper and lower bounds for c were arbitrary. During analysis a section of data typically between 15 s and 20 s long, starting a few seconds after the end of insonation was used to fit the exponential function. The fitted exponential function was then used to extrapolate in time to the instant the transducer was switched off and subsequently both the apparent mass and the rate of change of mass of the **target** were determined.



IEC 2471/13

NOTE This graph is inverted compared to Figure D-2 because the transducer was placed below the **target** pointing upwards rather than above and pointing down.

Figure D.3 – Time history of the apparent mass of the castor oil target at different frequencies following an insonation of approximately 1 W acoustic power for a period of 10 s

Table D.2 – Absorption coefficient of castor oil as a function of temperature

Temperature (°C)	Absorption coefficient for castor oil at 1 MHz (dB cm ⁻¹ MHz ^{-1.7})
10	1,38
20	0,83
30	0,50
40	0,32

D.6 Correction for thermal losses

If the heat flow between the **target** and surrounding water after insonation is significantly different from the heat flow before insonation, it may be necessary to correct for heat flow which occurred during the insonation period. The change in heat flow is most likely due to a progressively increasing temperature in the absorbing liquid but, in principle, it may also be due to changing environmental conditions or it may happen when the temperature of the **target** is initially much higher or lower than the water temperature.

In [7] it is shown that, subject to the assumptions in that paper, the correction in the buoyancy force, dB, can be calculated from the rate of change of weight or displayed mass, M , immediately before and immediately after insonation, and the duration of insonation, t_0 :

$$dB = \frac{t_0}{2} \left[\left. \frac{dM}{dt} \right|_{\text{after}} - \left. \frac{dM}{dt} \right|_{\text{before}} \right]$$

NOTE An alternative explanation for the shape or form of the variation of weight after the end of insonation observed in [7] is that some or all of the change is due to **acoustic streaming** currents building up during insonation and then decaying. However, this would mean that the correct buoyancy change is close to the simpler linear fit values given in Table 1 of [7] and the analysis method actually used would overestimate the correct power by approximately 20% at 9,151 MHz. Nevertheless, it is possible that streaming currents are having a significant influence on the time variation of the weight of the **target**, which introduces an uncertainty. The use of a streaming foil at frequencies above about 3 MHz will greatly reduce the uncertainty due to possible **acoustic streaming**. Another approach is to direct the transducer horizontally at the entry window of the **expansion target** so that the balance is not sensitive to the horizontal streaming forces.

D.7 Uncertainty

The uncertainty in determining the incident acoustic power is dependent on frequency, power level, transducer geometry and **target** design. As an example, [7] calculates the estimated uncertainty in P_i for a 1 MHz focused bowl transducer of diameter 60 mm and radius of curvature 120 mm; the **target** is 12 cm in diameter and 15 cm long with 5 mm of acoustic absorber close to the rear surface; the distance between the **target** and the transducer face is 30 mm. The **output power** was 50 W and each insonation lasted 10 s, giving an energy output of 500 J per insonation and an anticipated buoyancy change of 170 mg. The overall uncertainty was $\pm 3,4 \%$: some sources of uncertainty were also expected to introduce a bias in the final result.

Annex E (informative)

Influence of attenuation and acoustic streaming on determining incident and output powers

E.1 General

In general, the **incident power** differs from the **output power** due to the effects of **attenuation**, **nonlinear loss** and **streaming** in the water path between the transducer and the **target**. The ratio of **output power** to **incident power** will generally depend at least on distance, frequency and **target** geometry; when nonlinear propagation occurs, the ratio will also depend on drive voltage.

If the aim is to determine the **output power**, the **target** should normally be placed as close as possible to the transducer to minimise these systematic effects and the uncertainty associated with them. This will also help avoid the need to use a streaming foil, which is preferable since it simplifies the experimental arrangement and eliminates a potential source of reflection and transmission loss.

E.2 Linear propagation

E.2.1 General

For a plane wave under conditions of linear propagation, the **incident power**, P_i , decreases logarithmically with distance so that

$$P(z) = P \exp(-2\alpha f^2 z) \quad (\text{E.1})$$

where

P is the **output power**;

z is the distance from the transducer face to the **target** along the beam-axis;

α is the amplitude attenuation coefficient of plane-waves in water;

f is the acoustic frequency.

NOTE Whilst not strictly correct, the relationship in equation E.1 is approximately true, and therefore useful, for other transducers which are not too convergent or divergent and is used in the rest of this clause to illustrate the principle of determining **output power**.

The momentum flux, p , of the wave at distance z is given by

$$p(z) = \frac{P}{c} \exp(-2\alpha f^2 z) \quad (\text{E.2})$$

where

c is the speed of sound in water.

Total momentum is conserved and the momentum lost from the wave by attenuation is converted to momentum of the water in the form of streaming currents set up in the propagation path. Once streaming currents are fully established, the **acoustic streaming** momentum flux, p_{str} , at distance z is therefore given by

$$p_{\text{str}}(z) = \frac{P}{c} \left(1 - \exp(-2\alpha f^2 z) \right) \quad (\text{E.3})$$

E.2.2 Radiation force method

In a **radiation force** balance, the **incident power** is determined from the change in force on the **target** at the start or end of insonation. This change in force is caused by a combination of the acoustic and streaming momenta intercepted by the **target**. For an ideal absorbing **target**, the acoustic momentum of the intercepted wave is reduced to zero and the intercepted streaming momentum is also reduced, although not generally to zero. The **target** can therefore be considered as having ‘recovered’ some fraction, L , of the streaming momentum and the total force, F_{tot} , is the sum of the **radiation force**, F , and the streaming force, F_{str} :

$$F_{\text{tot}} = F + F_{\text{str}} = \frac{P}{c} \left[\exp(-2\alpha f^2 z) + L \left(1 - \exp(-2\alpha f^2 z) \right) \right] \quad (\text{E.4})$$

In principle, it is possible for all of the streaming momentum to be ‘recovered’ resulting in a total force that is independent of distance but, in practice, a decrease in the force with distance is still observed. In general, L may vary with **target** shape, transducer radius or frequency. Provided $2\alpha f^2 z \ll 1$, Equation E.4 can be expanded as a Taylor series to give

$$F_{\text{tot}} = F + F_{\text{str}} = \frac{P}{c} \left[1 - (1-L)(2\alpha f^2 z) \right] \quad (\text{E.5})$$

L can therefore be determined experimentally from measurements of the reduction in total force as a function of z (it is important to check also for variations sub-wavelength scale caused by acoustic reflections).

NOTE For a plane absorbing **target** much larger than the diameter of an collimated circular transducer, L has been determined previously to be in the range 0.6 to 0.8.

There are three approaches to determining the **incident power** and **output power** from the measured total force:

- Using a **target** for which L is already known, calculate the **output power** from the total force using Equation E.4: the **incident power** can be calculated from equation E.1;
- Reduce the distance, z , so that $\exp(-2\alpha f^2 z)$ is close to 1.0 and attenuation can be ignored: the **radiation force** is then equal to the total force and the **incident power** can be calculated from equation E.1;
- Measure F_{tot} as a function of distance, z , so that a value of the force at zero distance (where $\exp(-2\alpha f^2 z)=1$) can be calculated by extrapolation and attenuation can be ignored: the **radiation force** is then equal to the total force extrapolated to zero distance and the **incident power** can be calculated from equation E.1;
- Reduce L to zero by inserting a streaming foil close to the **target**: the **incident power** can then be determined from the measured **radiation force**, F , and the **output power** from equation E.1.

For a convergent transducer with linear propagation, it is reasonable to adopt the same approach except that a focusing correction still has to be applied. For a diverging transducer, the **target** may also intercept a smaller percentage of the power as the distance increases, so Equation E.4 is not appropriate.

E.2.3 Buoyancy change method

The buoyancy change method does not rely on measurement of momentum changes. The change in the buoyancy force, B , allows the **incident power** to be determined; the **output power** can then be calculated using equation E.1.

However, the existence of the **radiation force** and the streaming force influence the displayed weight of the **target** and therefore makes the determination of B more difficult. The **radiation force** is approximately 20 times larger than the buoyancy change for a 10 s insonation: it stops immediately at the end of insonation although the **target** may continue to oscillate for some time. The size of the streaming force is of the order of the streaming momentum given in equation E.3 and depends on the acoustic frequency and distance: a precise description is not available but it begins to reduce at the end of insonation and may take many seconds to stop completely. This streaming force can be eliminated by the use of a streaming foil.

NOTE The change in displayed weight due to the decay of streaming currents may appear similar to the change due to thermal losses through the entry window of an **expansion target**. Both effects may occur simultaneously but, if streaming currents dominate thermal losses, the correct **buoyancy change** is determined after the streaming currents have died down (for instance 10-20 s after the end of insonation); if thermal losses dominate, however, the correct **buoyancy change** is that immediately after the end of insonation (and even at this point some energy has already been lost). Consequently, in the former limiting case, the displayed weight gets closer to the correct value with time after insonation; whereas, in the latter limit, the displayed weight gets further from the correct value. This supports the interpretation and analysis presented in [7] and indicates that, at least for the low power, collimated transducer studied there, the effect of thermal losses dominates over streaming forces.

E.3 Nonlinear propagation

E.3.1 General

The absorption coefficient of water varies with the square of the frequency, meaning that energy in any harmonics generated by nonlinear propagation will be more strongly absorbed than energy in the fundamental. Consequently, both the energy and momentum of the acoustic wave will decrease more rapidly with distance than for linear propagation. When the ultrasound wave becomes sufficiently nonlinear, it will form an acoustic shock in parts of the beam (typically this occurs on the main focal lobe but it may also form in other locations). When this happens energy is lost from the wave very rapidly and the power reaching a specified distance may decrease by more than $10\% \text{ cm}^{-1}$.

E.3.2 Radiation force method

In the absence of a streaming foil, the majority of the momentum lost from the wave to **acoustic streaming** will be intercepted by the **target** and experienced as a streaming force. However, since the fraction of energy in the harmonics increases with distance in a way which also depends on the acoustic pressure, there is no simple, general way to determine precisely either the **incident power** or the **output power** using the **radiation force** method other than by inserting a streaming foil close to the **target**. Use of a foil permits the **incident power** to be determined; equation E.1 can then be used to estimate the **output power** provided that the distance, z , is small enough that significant energy has not been shifted to the harmonics within the propagation path.

It is preferable therefore to minimise the effects of nonlinear propagation by measuring as close to the transducer as possible. At distances where **nonlinear loss** is not too large, a better estimate of **output power** may be obtained by measuring over small range of distances (for instance between 3 mm and 10 mm) and extrapolating to zero distance. This will also give an estimate of the uncertainty due to **nonlinear loss**.

E.3.3 Buoyancy change method

The buoyancy change method does not rely on measurement of momentum changes. The change in the **buoyancy force**, B , allows the **incident power** to be determined using Equation 3; the **output power** can then be calculated using equation E.1.

The same considerations apply as in E.2.3 except that the streaming forces may be larger in the presence of nonlinear propagation and thermal losses from the entry window will be larger due to more energy being absorbed closer to the window.

Annex F (informative)

Avoidance of cavitation

F.1 General

Degassing methods for the preparation of water for ultrasound measurements are described in the IEC/TR 62781. For use with HITU systems, degassing under vacuum is preferred.

The gas level required to prevent bubble formation will depend on many factors including **acoustic working frequency** and maximum negative pressure in the water path. The total amount of dissolved gas in the water should preferably be < 2 mg/l during all measurements, and may need to be lower in some cases. Changing or fluctuating **radiation force** may indicate the formation of bubbles. The use of degassed water is recommended at all power levels. Bubbles may form on surfaces in gassy water if the temperature of the water increases. Bubbles formation can also be induced by ultrasound and may also form at power levels below 1 W if the transducer is small enough. Consequently it is recommended to check for the presence of bubbles especially on the transducer and **target** surfaces before, during and after each measurement. Chemical degassing methods which remove only one or a few gas components (e.g. the use of Na_2SO_3) are not generally sufficient for HITU measurements. Provided more general methods of degassing are used, monitoring of the oxygen content is simple to do and provides information about the effectiveness of the degassing and the extent of subsequent regassing. The concentration of dissolved oxygen in degassed water kept in an open tank increases over time.

IECNORM.COM : Click to view the full text of IEC 62555-2:2013

Annex G (informative)

Transducer efficiency

G.1 Overview

The determination of **acoustic efficiency** in Clause 8 involves both the measurement of time average **transducer electrical power** and (ultrasonic) **output power**. **Transducer electrical power**, P_{el} , can be found from the measurements of current amplitude, I , flowing into the **ultrasonic transducer**, and the voltage amplitude, U , across the **ultrasonic transducer** and from the phase, ψ , between them by using standard electrical engineering methods such as $P_{el} = (U I \cos \psi) / 2$ or from equivalent time average or r.m.s. values.

This annex describes alternative approaches to considerations of efficiency for **ultrasonic transducers** and **HITU equipment**. It is not a required part of this standard but it may be useful to some users of this standard.

Time-average **electroacoustic efficiency** can be determined from the ratio of time average acoustic **output power**, as measured by means described in the main text of the document, to the time-average power available from electrical source driving the transducer. In the simplest case, for a simple voltage generator operating at a frequency f , power is transmitted to the real part of the transducer impedance. Electrical efficiency can be described in terms of the real power delivered to the real part of the **transducer impedance** divided by the maximum power available from the generator as described in more detail below. This delivered electrical power then is converted into acoustical power travelling out of the transducer in the intended direction of propagation. Determining **electroacoustic efficiency** requires the measurement of time-average acoustic **output power**. The situation may be complicated by an intervening matching network and cable between the source and transducer. A number of special cases will be described as well as measurement methods.

G.2 Terms and definitions

The following defined terms are used in this annex in addition to the terms defined in the normative part of this standard.

G.2.1 radiation efficiency

AE

ratio of acoustic **output power** to the **radiation power**

Note 1 to entry: Radiation efficiency is unitless.

G.2.2 electrical efficiency

EE

ratio of the **radiation power** to the **reference power**

Note 1 to entry: Electrical efficiency is unitless.

G.2.3 electroacoustic efficiency

EA

ratio of acoustic **output power** to the power delivered to the **reference power**. It is also the product of two factors, a time-average electrical efficiency, EE , and a time-average radiation efficiency, AE

Note 1 to entry: Electroacoustic efficiency is unitless.

G.2.4 radiation impedance

Z_A
acoustical part of **transducer impedance** of an **ultrasonic transducer** of which R_A and X_A are its real and imaginary parts

Note 1 to entry: Radiation impedance is expressed in ohm, Ω .

G.2.5 radiation power

P_{RA}
time-average power delivered to the **radiation resistance** of the **transducer impedance**

Note 1 to entry: Radiation power is expressed in watt, W.

G.2.6 radiation resistance

R_A
real part of the acoustic **radiation impedance** of an **ultrasonic transducer**

Note 1 to entry: Radiation resistance is expressed in ohm, Ω .

G.2.7 reference power

P_g
maximum time-average power available from the driving source for the **ultrasonic transducer** when the **reference impedance** is complex, Z_g , then the load is the matched conjugate load, Z_g^* and the real part of Z_g is R_g

Note 1 to entry: Reference power is expressed in watt, W.

G.2.8 reference impedance

Z_g
impedance of the source providing the reference power

Note 1 to entry: Reference impedance is expressed in ohm, Ω .

G.2.9 transducer impedance

Z_T
electrical impedance of an **ultrasonic transducer** consisting of a real part (**radiation resistance**) and an imaginary part

Note 1 to entry: Reference impedance is expressed in ohm, Ω .

G.3 Electroacoustic efficiency

Typical transducer measurements are made either as a function of frequency or in the time domain under controlled measurement conditions. A purpose of these measurements is to characterize the response of the device under specified conditions independent of the drive waveforms. Measurements of either the frequency response (or complex spectrum) of the device or its impulse response are taken so that, under linear conditions, the measured response of the device can be used for simulations of other load conditions and drive waveforms under the assumption of linear conditions [15]). In addition, the response of the device can be compared on a consistent basis to similar devices.

Even though these conventional transducer measurement methods can be applied to HITU transducers, it is convenient to use a simpler approach for measurement of **electroacoustic**

efficiency through the use of time-average parameters. **Electroacoustic efficiency** is defined as

$$EAE = P_A/P_g \quad (G.1)$$

where

P_A is the time-average acoustic **output power**;

P_g is the total time average **reference power** available from a source generator.

First, a standard situation under nearly linear conditions is described and later, other cases will be considered.

As shown in Figure G.1a), when a known voltage generator is matched to its source impedance, the total power available from the generator becomes the time average **reference power**,

$$P_g = U_g^2/8R_g, \quad (G.2)$$

where

U_g is the source voltage;

P_A is the time average **output power**.

Usually the source impedance is real, R_g . When the source impedance is complex, Z_g , then the load is the matched conjugate load, Z_g^* and the real part of Z_g is R_g as in Figure G.1a). Note that a standard signal generator can be used as a source for this purpose. More complicated circumstances and sources are described later.

In the normal configuration, the source is connected to a transducer as shown in Figure G.1b). A time-average **electroacoustic efficiency** is also the product of two factors, a time-average **electrical efficiency**, EE , and a time-average **radiation efficiency**, AE ,

$$EA = EE \times AE \quad (G.3)$$

$$EA = [P_{RA}/P_g][P_A/P_{RA}] \quad (G.4)$$

$$EA = P_A/P_g \quad (G.5)$$

The **electrical efficiency**, EE , is therefore the ratio of the time-average **radiation power**, P_{RA} , which is delivered to the real part (**radiation resistance**, R_A) of the **transducer impedance**, Z_T , divided by the average **reference power**, P_g . The **radiation efficiency**, AE , is the ratio of the time-average acoustic **output power**, P_A , divided by the time-average **radiation power**, P_{RA} , which is delivered to the real part (**radiation resistance**) of the **transducer impedance**.

G.4 Introduction to measurement of electrical efficiency

Because of acoustic waves generated by the transducer through the piezoelectric effect, the electrical impedance appearing at the transducer terminals is affected by the acoustic loading. To account for this effect, a **radiation impedance**, Z_A , is added to the capacitive reactance of the transducer so that an equivalent circuit for the overall electrical **transducer impedance** is

$$Z_T(f) = Z_A i(1/\omega C_0) = R_A(f) + i[X_A(f) - 1/\omega C_0] \quad (\text{G.6})$$

Here Z_A is **radiation impedance** of which R_A and X_A are its real and imaginary parts and C_0 is transducer capacitance, and circular frequency is $\omega = 2\pi f$. The transducer impedance can be represented by an equivalent circuit shown in Figure G.2a). This circuit, being just electrical, does not, however, describe the acoustic response; therefore it is not a replacement for a more complete model described later. Transducer **impedance** can be measured by a network analyzer.

To first order, the total time average real electrical power flowing into the transducer for an applied voltage U and current I at a certain frequency f is,

$$P_E(f) = I(f) \times I(f) \times R_A(f) / 2 \quad (\text{G.7})$$

$$P_E(f) = U(f) \times U(f) / 2R_A(f) \quad (\text{G.8})$$

where

I is current flowing through the transducer;

U is the voltage across the radiation resistance.

The simplest configuration is the transducer connected directly to the voltage generator. Figure G.2a) depicts a slightly more complicated case with a tuning network between the source and transducer. In this case the impedance seen to the right of the source is no longer R_A . The true **electrical efficiency** can no longer be determined directly because the real power flowing to the right of the source is no longer P_E given by Equations G.7 and G.8.

For a more general transmitting configuration, there may be more complicated matching networks and/or cable as depicted in Figure G.2b). Here this more general network is represented by an ABCD matrix ([14] and [15]). Through standard electrical engineering practice, if the network is known, then P_E can be determined. If only a measure of **electroacoustic efficiency** is needed, it is not necessary to determine P_E .

These methods are based on linear assumptions and standard practice and are therefore transferable and repeatable under different laboratory conditions. Under certain circumstances, the time-average **electroacoustic efficiency** of a transducer connected to a nonlinear HITU source is desired. In this case, the source impedance and voltage delivery may be nonlinear and/or vary with time. Under these circumstances, the methods described here can only be used approximately. The main difficulty is determining an average value for the source impedance for the duration of excitation. If the voltage waveform is nonlinear then the waveform and drive level and source used can be documented sufficiently to allow repeatability of the measurement.

G.5 Introduction to measurement of radiation efficiency

As mentioned earlier, **electroacoustic efficiency** is the product of two factors, an **electrical efficiency**, EE , and a **radiation efficiency**, AE . A typical piezoelectric transducer radiates sound in two directions called “right” and “left”. In addition there may be acoustic absorption and other internal losses that affect the amount of acoustic power radiated from the right (or front) face of the transducer that are included in the acoustical term. The time-average **radiation efficiency** can be rewritten from Equation G.4 as

$$AE = P_A / P_{RA} \quad (\text{G.9})$$

where P_A is the time average **output power** delivered from the right or front of the transducer as measured by a **radiation force** balance or other means described in this document and P_{RA} is the radiation power given in the previous clause. This key equation shows that AE is the ratio of the acoustic power to the right divided by the power reaching the radiation resistance. This result is the reason why the real power reaching the transducer impedance must be determined in order to properly calculate the overall electroacoustic efficiency. Figure G.3 illustrates this point as well as the split of the acoustic power between the left and right sides of the transducer.

For an air-backed transducer, under ideal conditions, $AE = 1$, or $P_A = P_{RA}$. However, because of internal losses, matching layers and lenses, AE is less than 1 in practice.

G.6 Measurement of electroacoustic efficiency

The preferred measurement configuration is with the transducer mounted in a **radiation force** balance. This setup provides repeatable acoustic loading of the transducer for electrical measurements as well as acoustic power measurements.

To calculate the **reference power** available from the source generator, the source is loaded with its conjugate matched impedance. For the case of a real source impedance, R_g , measured or known, Equation G.2 can be used directly. Alternatively, the voltage across the matched load can be used in Equation G.2. These methods apply to the excitation selected.

The simplest configuration is the transducer connected directly to a voltage source. The characteristics of the reference signal source are either known or are to be measured. The impedance of the source, Z_g , can be given by the manufacturer or can be measured as a function of frequency by a network analyzer. The voltage U_g can be determined from an open circuit measurement.

In order to determine time average **reference power**, the same source excitation is selected for both electrical and acoustic measurements. If efficiency at one frequency is required, then the source can be set for either continuous wave excitation or a long tone burst, with compensation for duty cycle for the computation of the time average power. For the single frequency case, the time average power is related to the r.m.s. voltage squared so that $U_g = \sqrt{2} \times U_{g,rms}$ in Equation G.2. If the **electroacoustic efficiency** for a range of frequencies is needed, each one can be measured individually. In general, for a waveform excitation, the source is loaded as described in the next step and the waveform across the real part of the matched load is taken and the time average voltage is used in Equation G.2. The **reference power** for waveforms containing a range of frequencies can be determined from

$$P_G = \frac{1}{T 4 R_G} \int_{t_1}^{t_2} |U_G^2(t)| dt = \frac{1}{F 4 R_G} \int_{f_1}^{f_2} |U_G^2(f)| df \quad (G.10)$$

In which $T = t_2 - t_1$, the end and beginning times of the waveform and $F = f_2 - f_1$ are the frequencies bounding the spectrum of the waveform.

The time average acoustic **output power** is measured by a **radiation force** balance or comparable method described in the main text for the same excitation. Then the **electroacoustic efficiency** is calculated from Equation G.5,

$$EA = P_A / P_g$$

G.7 Measurement of electrical efficiency and radiation efficiency

Both of these measurements are dependent on the determination of radiation power, or the real power delivered to the real part of the transducer impedance, P_{RA} , as given by Equation G.4. Because radiation resistance is measured as a function of frequency, this radiation power is also most conveniently determined as a function of frequency as expressed by Equation G.8 where $U(f)$ is the voltage across the radiation resistance. Because only the voltage, U_T , across the entire transducer can be accessed,

$$P_E(f) = \frac{R_A}{2} \frac{|U_T|^2}{|Z_T + Z_g|^2} \quad (G.11)$$

The above equation can be used for a single frequency excitation. In general, the time average value of radiation power can be found as

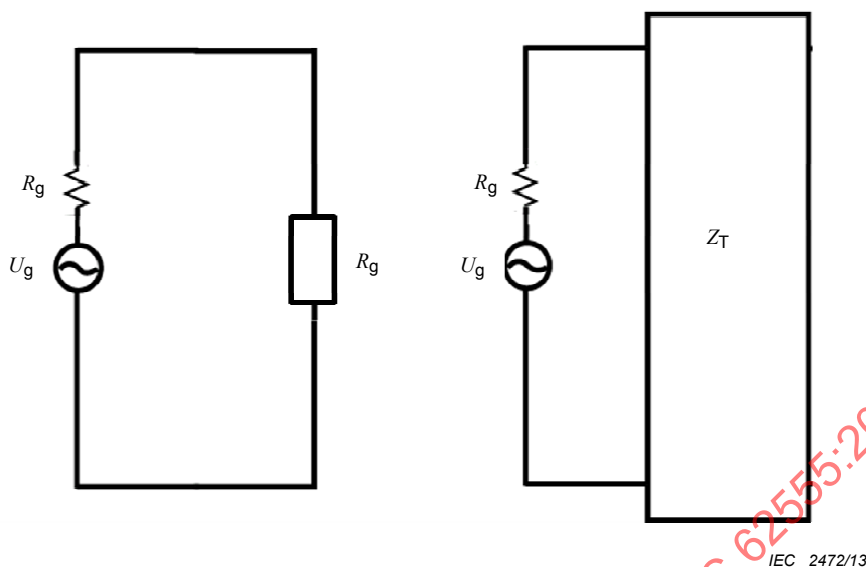
$$P_{RA} = \frac{2}{T} \int_{t_1}^{t_2} |P_E(t)| dt = \frac{2}{F} \int_{f_1}^{f_2} |P_E(f)| df \quad (G.12)$$

For cases in which the source is not directly connected to the transducer, the intervening network must be characterized to infer the power in the radiation resistance as described earlier through standard electrical engineering methods. For example, from an ABCD matrix approach and a source impedance, R_g , at each frequency

$$EE = \frac{4R_A R_g}{|A_{ET}(Z_T + R_g) + B_{ET}|^2} \quad (G.13)$$

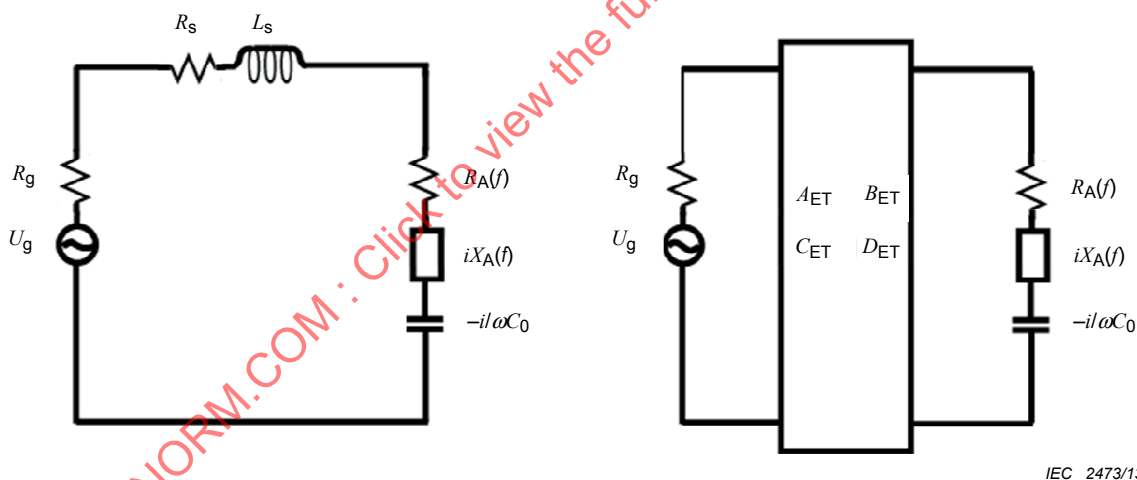
For the example of the tuning inductor in Figure G.3a),

$$EE = \frac{4R_A R_g}{(R_A + R_g + R_s)^2 + \left(X_A - \frac{1}{\omega C_0} + \omega L_s\right)^2} \quad (G.14)$$



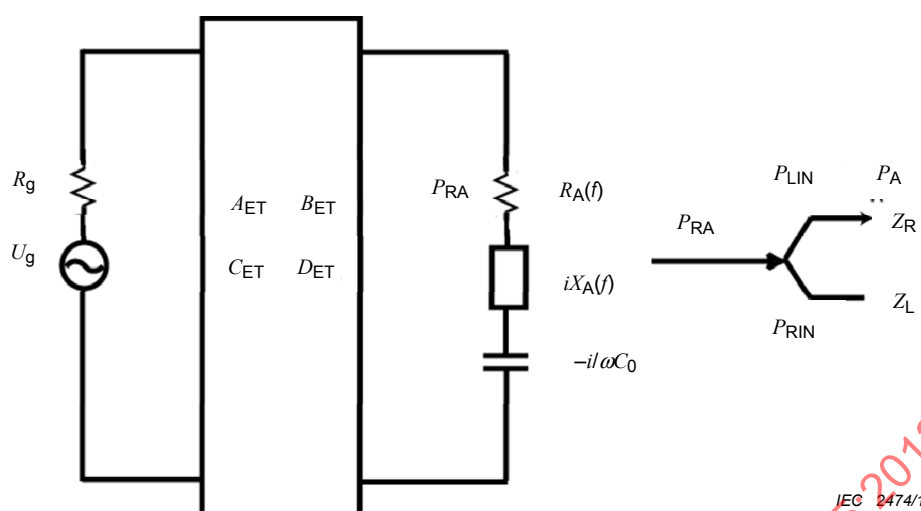
Left: Source generator loaded with a conjugate load. Right: Source generator loaded with a transducer

Figure G.1 – Electrical voltage source under different loading conditions



Left: Simple series inductor and resistor. Right: ABCD representation of a more general network. The elements of the matrix are A_{ET} , B_{ET} , C_{ET} , and D_{ET} .

Figure G.2 – Electrical voltage source and electrical matching network and transducer equivalent circuit



Electrical loss in this diagram is defined as the power reaching the radiation resistance divided by source power and acoustical loss defined as the power reaching the right acoustic load, $P_A = P_{RIN}$, divided by the power reaching the radiation resistance, P_{RA} .

Figure G.3 – Diagram illustrating electrical loss.

Bibliography

- [1] O'BRIEN, W.D. Ultrasonic dosimetry, in: *Ultrasound: Its Application in Medicine and Biology*, Editor Fry, F.J., Elsevier Scientific Publishing Company, 1978, pp. 343-397
- [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, 1975, pp. 59-89
- [3] ZIENIUK, J., and CHIVERS, R.C. Measurement of ultrasonic exposure with radiation force and thermal methods. *Ultrasonics* 14, 1976, pp. 161-172
- [4] IEC/TR 62649:2010 *Requirements for measurement standards for high intensity therapeutic ultrasound (HITU) devices*
- [5] ISO/IEC Guide 98-3:2008, *Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995)*
- [6] SHAW, A. A buoyancy method for the measurement of total ultrasound power generated by HIFU transducers. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 34, No. 8, 2008, pp. 1327–1342
- [7] RAJAGOPAL, S and SHAW, A. Buoyancy method – a potential new primary ultrasound power standard. *Metrologia*, 2012, Vol. 49, pp 327–339
- [8] IEC/TS 62556², *Surgical systems – Specification and measurement of field parameters for high intensity therapeutic ultrasound (HITU) transducers and systems*
- [9] IEC 62127-2, *Ultrasonics – Hydrophones – Part 2: Calibration for ultrasonic fields up to 40 MHz*
- [10] BEISSNER, K. Minimum target size in radiation force measurements. *J. Acoust. Soc. Am.* 76, pp., 1984, pp. 1505–15010
- [11] BEISSNER, K. Minimum radiation force target size for power measurements in focused ultrasonic fields with circular symmetry. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010, 128, pp. 3355-3362
- [12] SHOU, Wende, HUANG, Xiaowei, DUAN, Shimei, XIA, Rongmin, SHI, Zhonglong, GENG, Xiaoming, LI, Faqi. Acoustic power measurement of high intensity focused ultrasound in medicine based on radiation force. *Ultrasonics*, 2006, 44, e17–e20
- [13] MARUVADA, Subha, HARRIS, Gerald R., HERMAN, Bruce A. and King, Randy L. Acoustic power calibration of high-intensity focused ultrasound transducers using a radiation force technique. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2007, 121 (3), pp1434-1439
- [14] SITTIG, E. K. Transmission parameters of thickness-driven piezoelectric transducers arranged in multilayer configurations. *IEEE Trans Sonics Ultrasonics*, 1967, SU-14:pp.167-174
- [15] SZABO, T. L. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Elsevier Science, August 2004
- [16] SZABO, T. L., KARBEYAZ, B. U., Cleveland, R. O. and Miller, E. L. Determining the pulse-echo electromechanical characteristic of a transducer using flat-plates and point targets. *J. Acoust. Soc. Am.*, July 2004, 116:90-96

- [17] IEC 60050 (all parts), *International electrotechnical Vocabulary* (available at <<http://www.electropedia.org>>).
- [18] IEC 60601-2-62:— ³, *Medical electrical equipment – Part 2-62: Particular requirements for basic safety and essential performance of high intensity therapeutic ultrasound (HITU) equipment*
-

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62555:2013

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	59
INTRODUCTION.....	61
1 Domaine d'application	62
2 Références normatives	62
3 Termes et définitions	63
4 Liste des symboles	66
5 Mesurage de puissance pour les appareils HITU	67
6 Force de rayonnement sur une cible	67
6.1 Généralités.....	67
6.2 Exigences applicables aux appareils	68
6.2.1 Types de cibles	68
6.2.2 Diamètre de la cible.....	69
6.2.3 Balance / système de mesurage de force	69
6.2.4 Réservoir du système	70
6.2.5 Structures de support de cible	70
6.2.6 Positionnement du transducteur	70
6.2.7 Feuilles contre les courants	70
6.2.8 Couplage du transducteur.....	70
6.2.9 Étalonnage et stabilité	70
6.3 Exigences applicables aux conditions de mesurage.....	71
6.3.1 Positionnement latéral de la cible	71
6.3.2 Distance du transducteur à la cible	71
6.3.3 Eau	71
6.3.4 Contact avec l'eau	71
6.3.5 Conditions d'environnement.....	71
6.3.6 Dérives thermiques.....	72
6.4 Incertitude de mesure.....	72
6.4.1 Généralités.....	72
6.4.2 Champ ultrasonore non-planaire.....	72
6.4.3 Système de balance à suspension de cible.....	72
6.4.4 Linéarité et résolution du système de balance	72
6.4.5 Extrapolation au moment de la commutation du transducteur ultrasonore	73
6.4.6 Imperfections de la cible	73
6.4.7 Géométrie de la cible réfléchissante	73
6.4.8 Absorbeurs latéraux dans le cas de mesurages d'une cible réfléchissante	73
6.4.9 Désalignement de la cible.....	73
6.4.10 Désalignement du transducteur ultrasonore	73
6.4.11 Température de l'eau.....	73
6.4.12 Atténuation ultrasonore et courant acoustique	73
6.4.13 Propriétés du feuillet.....	73
6.4.14 Taille de cible finie.....	74
6.4.15 Influences de l'environnement	74
6.4.16 Mesurage de la tension d'excitation	74
6.4.17 Température du transducteur ultrasonore	74
6.4.18 Non-linéarité.....	74

6.4.19	Autres sources	74
6.5	Calcul de la puissance de sortie	74
7	Variation de flottabilité d'une cible	75
7.1	Généralités	75
7.2	Exigences applicables aux appareils	76
7.2.1	Types de cibles	76
7.2.2	Diamètre de la fenêtre d'entrée	77
7.2.3	Balance / système de mesurage de force	77
7.2.4	Réservoir du système	77
7.2.5	Structures de support de cible	77
7.2.6	Positionnement du transducteur	77
7.2.7	Feuillets contre les courants	77
7.2.8	Couplage du transducteur	78
7.2.9	Étalonnage	78
7.3	Exigences applicables aux conditions de mesurage	78
7.3.1	Positionnement latéral de la cible	78
7.3.2	Distance du transducteur à la cible	78
7.3.3	Eau	78
7.3.4	Contact avec l'eau	79
7.3.5	Conditions d'environnement	79
7.3.6	Dérives thermiques	79
7.4	Incertitude de mesure	79
7.4.1	Généralités	79
7.4.2	Sensibilité à la flottabilité	79
7.4.3	Champ ultrasonore non-planaire	79
7.4.4	Système de balance à suspension de cible	80
7.4.5	Linéarité et résolution du système de balance	80
7.4.6	Ajustement de courbe et extrapolation	80
7.4.7	Température de l'eau	80
7.4.8	Atténuation ultrasonore et courant acoustique	80
7.4.9	Propriétés de feuillet	81
7.4.10	Taille de cible finie	81
7.4.11	Influences de l'environnement	81
7.4.12	Mesurage de la tension d'excitation	81
7.4.13	Température du transducteur ultrasonore	81
7.4.14	Non-linéarité	81
7.4.15	Autres sources	81
7.5	Calcul de la puissance de sortie	81
8	Caractéristiques électriques	82
8.1	Impédance électrique	82
8.2	Conductance de rayonnement effective	82
8.3	Rendement	82
Annexe A (informative)	Autres méthodes de mesurage	84
Annexe B (informative)	Taille de cible	85
Annexe C (informative)	Formules pour la force de rayonnement	87
Annexe D (informative)	Méthode de la dilatation	92
Annexe E (informative)	Influence de l'atténuation et des courants acoustiques pour la détermination de la puissance incidente et de la puissance de sortie	99

Annexe F (informative) Prévention de la cavitation	103
Annexe G (informative) Rendement du transducteur	104
Bibliographie.....	112

Figure 1 – Vérification de la linéarité: lecture de balance en fonction de la grandeur d'entrée	75
---	----

Figure C.1 Facteur de correction d'onde plane pour le champ acoustique d'un transducteur ultrasonore circulaire plan fonctionnant en piston, en fonction du produit du nombre d'onde circulaire et du rayon du transducteur	89
---	----

Figure D.1 – Diagramme schématique d'une cible de dilatation.....	92
---	----

Figure D.2 – Exemple de séquence poids/temps.....	93
---	----

Figure D.3 – Diagramme d'évolution de la masse apparente de la cible remplie d'huile de ricin à différentes fréquences, après insonation à une puissance acoustique d'environ 1 W pendant 10 s.....	97
---	----

Figure G.1 – Source de tension électrique dans différentes conditions de charge	110
---	-----

Figure G.2 – Source de tension électrique, réseau d'adaptation électrique et circuit équivalent de transducteur.....	110
--	-----

Figure G.3 – Diagramme des pertes électriques.....	111
--	-----

Tableau D.1 – Valeurs sélectionnées de l'huile de ricin Acros® Organics dans la plage de températures de 10 °C à 60 °C	96
--	----

Tableau D.2 – Coefficient d'absorption de l'huile de ricin en fonction de la température	98
--	----

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62555:2013

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

ULTRASONS – MESURAGE DE PUISSANCE – TRANSDUCTEURS ET SYSTÈMES ULTRASONORES THÉRAPEUTIQUES DE HAUTE INTENSITÉ (HITU)

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 62555 a été établie par le comité d'études 87 de la CEI: Ultrasons.

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
87/538/FDIS	87/543/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 employés:

- Exigences: caractères romains

- Notes: petits caractères
- Les termes en **gras** dans le texte sont définis à l'Article 3.
- Les chiffres entre parenthèses renvoient aux références données dans la Bibliographie qui suit l'Annexe G.

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 62555:2013

INTRODUCTION

Dans des champs d'ultrasons, aux gammes de fréquences mégahertz, la puissance de sortie est généralement déterminée en mesurant la force sur une cible au moyen d'une balance de forces de rayonnement [1],[2],[3]. Cependant, la relation entre la force de rayonnement et la puissance de sortie est influencée par la focalisation ou autres aspects géométriques du champ, par le type et la forme de la cible, par la distance de la cible au transducteur, par l'absorption (y compris la "perte par choc") dans le chemin d'eau et par les courants acoustiques. Même si bon nombre de ces effets sont infimes pour des champs ultrasonores typiques de diagnostic ou de physiothérapie, ils ne peuvent pas en général être ignorés pour les champs HITU (notamment pour ceux communément désignés comme des champs ultrasonores focalisés de haute intensité HIFU) [4]. En outre, dans les HITU, la grandeur d'intérêt est la puissance incidente sur le patient plutôt que la puissance de sortie à la face du transducteur. Sachant qu'il y a souvent un chemin d'eau isolant entre le transducteur et le patient, l'atténuation et la perte par choc dans le chemin d'eau peuvent être significatives et varieront en fonction de la distance choisie.

L'objet de la présente Norme internationale est d'établir des méthodes de mesurage normalisées de la puissance ultrasonore des dispositifs HITU dans des liquides dans la plage inférieure des fréquences mégahertz, sur la base du mesurage de la force de rayonnement en utilisant une balance gravimétrique et la calorimétrie (en mesurant la dilatation thermique). La présente norme identifie les sources d'erreurs et décrit une procédure pas à pas systématique pour évaluer les incertitudes de mesure globales ainsi que les précautions et les incertitudes qu'il convient de prendre en compte lors de l'exécution de mesurages de puissance. Elle donne des recommandations pratiques pour la détermination de la puissance acoustique générée par la très large gamme de géométries de transducteurs utilisées dans les HITU. Contrairement aux approches "force de rayonnement" de la CEI 61161 qui traitent de la "moyenne temporelle de la puissance", le présent document décrit d'autres méthodes de mesurage de la puissance.

La structure et le contenu des différentes parties de la présente Norme internationale sont en grande partie fondés sur la CEI 61161:2013; cependant, ils présentent des différences qui sont résumées ci-dessous. Dans la présente norme, le principal mesurande est considéré être la puissance incidente et non la puissance de sortie. La puissance de sortie est toujours la grandeur d'intérêt dans la CEI 61161, qui précise que les mesurages sont effectués en plaçant la cible à proximité du transducteur. Cependant, cela peut ne pas être toujours possible pour des transducteurs fortement focalisés et dans certains cas il est plus pertinent de mesurer la puissance incidente qui atteint une surface spécifiée, à une certaine distance substantielle du transducteur (cette surface peut être la surface de la peau du patient, par exemple). Cette distance supplémentaire peut donner lieu à une perte non linéaire significative dans le chemin d'eau même à de basses fréquences mégahertz. De ce fait, dans la présente Norme internationale, le principal mesurande est considéré être la puissance incidente et non la puissance de sortie. La puissance incidente peut bien entendu être utilisée pour déterminer la puissance de sortie, au moyen d'un modèle approprié tenant compte de ses propres incertitudes.

ULTRASONS – MESURAGE DE PUISSANCE – TRANSDUCTEURS ET SYSTÈMES ULTRASONORES THÉRAPEUTIQUES DE HAUTE INTENSITÉ (HITU)

1 Domaine d'application

La présente Norme internationale

- établit les principes généraux, applicables aux champs **HITU**, permettant d'utiliser les balances de **forces de rayonnement** dans lesquelles un obstacle (**cible**) intercepte le champ acoustique à mesurer;
- spécifie une méthode calorimétrique de détermination de la puissance acoustique totale émise par des **transducteurs ultrasonores**, en se fondant sur le mesurage de la dilatation thermique d'un fluide cible;
- spécifie les exigences relatives à la déclaration des caractéristiques de la puissance électrique des **transducteurs ultrasonores**;
- fournit des recommandations permettant d'éviter la cavitation acoustique au cours du mesurage;
- donne des lignes directrices pour le mesurage des transducteurs HITU de différentes constructions et géométries, y compris les transducteurs non focalisants, divergents et focalisants ainsi que les transducteurs à éléments multiples;
- fournit des recommandations quant au choix de la méthode de mesurage la plus appropriée;
- fournit des informations concernant l'évaluation des incertitudes de mesure globales.

La présente Norme Internationale s'applique au mesurage de la puissance ultrasonore générée par des **appareils HITU**, atteignant jusqu'à 500 W, dans la gamme des fréquences de 0,5 MHz à 5 MHz. Les **appareils HITU** peuvent générer des champs focalisés, non focalisés ou divergents.

Il n'existe aucune validation pour les fréquences inférieures à 500 kHz. Il convient que l'utilisateur évalue les incertitudes de mesure de la puissance et du système de mesure aux fréquences de fonctionnement utilisées.

La présente Norme internationale ne s'applique pas:

- aux appareils à ultrasons utilisés pour la physiothérapie, pour la lithotritie ou pour soulager la douleur de manière générale.

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).

CEI 61161:2013, *Ultrasons – Mesurage de puissance – Balances de forces de rayonnement et exigences de fonctionnement*

CEI/TR 62781, *Ultrasonics - Conditioning of water for ultrasonic measurements* (disponible en anglais seulement)

3 Termes et définitions

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

3.1

coefficient de rendement acoustique

η_a

rapport de la **puissance de sortie** acoustique d'un **transducteur ultrasonore** à la **puissance électrique** du **transducteur**

Note 1 à l'article: Grandeur adimensionnelle.

3.2

courant acoustique

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

[SOURCE: CEI 61161:2013, 3.1]

3.3

sensibilité à la flottabilité

S

rapport de l'augmentation de la force de flottabilité sur une **cible de dilatation** à la quantité d'énergie absorbée en l'absence de perte thermique

Note 1 à l'article: Ce rapport peut être dépendant de la température.

Note 2 à l'article: Pour une cible de dilatation immergée dans l'eau, la **sensibilité à la flottabilité** d'une cible de dilatation remplie de fluide est déterminée de manière plus adaptée et précise par étalonnage en utilisant un chauffage électrique (voir 7.2.9). Elle peut également être calculée à partir du produit du **rapport de dilatation**, de la masse volumique de l'eau et de l'accélération due à la pesanteur, mais dans la pratique, cela conduit à des incertitudes plus élevées.

Note 3 à l'article: Etant donné que la plupart des balances sensibles affichent le poids en grammes ou en milligrammes, il est souvent plus approprié d'exprimer la **sensibilité à la flottabilité** en termes d'unités de masse équivalentes telles que mg J^{-1} .

Note 4 à l'article: La **sensibilité à la flottabilité** est exprimée en Newton par Joule, N J^{-1} .

3.4

rapport de dilatation

R_V

rapport de l'augmentation de volume du liquide contenu dans une **cible de dilatation** à la quantité d'énergie absorbée en l'absence de perte thermique

Note 1 à l'article: Sous réserve de vérification de certaines hypothèses, la **sensibilité à la dilatation** d'une **cible de dilatation** remplie de fluide peut être calculée à partir du rapport de dilatabilité du volume du fluide à sa capacité thermique volumétrique. Ce rapport peut être dépendant de la température.

Note 2 à l'article: Le **rapport de dilatation** est exprimé en mètre cube par Joule, $\text{m}^3 \text{J}^{-1}$.

3.5

cible de dilatation

dispositif rempli de liquide conçu spécialement pour intercepter et absorber substantiellement l'intégralité du champ ultrasonore et subir une dilatation thermique

3.6

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, 801-23-28, modifiée – le terme ne contient plus "acoustique"]

3.7

appareil ultrasonore thérapeutique de haute intensité (HITU - high intensity therapeutic ultrasound)

appareil permettant de générer et d'appliquer les ultrasons à un patient à des fins thérapeutiques dans le but de détruire, altérer ou dénaturer des tissus vivants ou des éléments non tissulaires (par exemple, liquides, bulles, microcapsules), et qui a notamment des buts thérapeutiques grâce à l'action d'ultrasons qui ont des effets mécaniques, thermiques ou, de manière plus générale, physiques, chimiques ou biochimiques

Note 1 à l'article: **L'appareil HITU** est essentiellement constitué d'un générateur de puissance électrique à haute fréquence et d'un transducteur qui convertit cette puissance en ultrasons. De même, cet appareil comprend souvent un dispositif de ciblage et de surveillance.

Note 2 à l'article: Bien que l'**appareil HITU** puisse avoir pour effet secondaire, lié à son fonctionnement, d'induire une hyperthermie, il convient cependant de ne pas confondre son action avec les techniques qui chauffent beaucoup moins rapidement et qui atteignent des températures thérapeutiques beaucoup plus basses (en général 42 °C à 50 °C pour des durées équivalentes thermiques de 0,2 min à 120 min). L'**appareil HITU** engendre des élévations de température typiquement supérieures à 55 °C, et, sur des durées beaucoup plus courtes, l'**appareil HITU** pourrait induire des effets biologiques par des mécanismes non thermiques.

Note 3 à l'article: La présente définition ne s'applique pas: aux appareils à ultrasons utilisés pour la physiothérapie, pour la lithotritie ou pour soulager la douleur de manière générale.

[SOURCE: CEI 60601-2-62:2013, 201.3.218, modifiée – la Note 3 à l'article remplace "dédiés à l'hyperthermie" par "pour soulager la douleur de manière générale".]

3.8

puissance incidente

P_i

moyenne temporelle de la puissance acoustique atteignant un plan ou une surface spécifiée, après avoir été émise par un **transducteur ultrasonore** dans un **champ** pratiquement **libre** dans des conditions spécifiées et dans un milieu spécifié, de préférence l'eau

Note 1 à l'article: La **puissance incidente** est exprimée en watt, W

3.9

transducteur à éléments multiples

transducteur multiéléments

source d'ultrasons comportant deux **transducteurs ultrasonores** ou plus séparés dans l'espace

Note 1 à l'article Dans ce contexte, un élément piézo-électrique unique, dans un réseau phasé, est considéré être un **transducteur ultrasonore**.

3.10

perte non linéaire

perte d'énergie d'un faisceau ultrasonore due à l'absorption des composantes harmoniques résultant des effets d'une propagation non linéaire

Note 1 à l'article En général, la **perte non linéaire** n'apparaît pas de manière uniforme sur l'ensemble d'un champ ultrasonore mais elle apparaît de préférence lorsque l'amplitude de la pression est la plus grande, entraînant une modification de la répartition relative de l'énergie ultrasonore.

3.11

puissance de sortie

P

moyenne temporelle de la puissance acoustique émise par un **transducteur ultrasonore** dans un **champ** pratiquement **libre** dans des conditions spécifiées et dans un milieu spécifié, soit l'eau de préférence

Note 1 à l'article: La **puissance de sortie** est exprimée en watt, W

[SOURCE: CEI 61161:2013, 3.3]

3.12

conductance de rayonnement effective

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 2 à l'article: La tension d'attaque efficace (quadratique) est utilisée (plutôt que, par exemple, la tension d'attaque de crête à crête) car sa valeur est moins sensible à la distorsion du signal électrique appliqué.

Note 3 à l'article: Ce terme n'est pas identique à la partie réelle de l'admittance du transducteur.

Note 4 à l'article: La **conductance de rayonnement** est exprimée en siemens, S

[SOURCE: CEI 61161:2013, 3.8, modifiée – deux notes à l'article relatives au HITU ont été ajoutées]

3.13

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 au **courants acoustiques**

Note 1 à l'article: Plus généralement, moyenne temporelle de la force (à l'exclusion de la composante due au **courants acoustiques**) apparaissant, dans un champ acoustique, à la surface de séparation entre deux milieux de propriétés acoustiques différentes.

Note 2 à l'article: La **force de rayonnement** est exprimée en newton, N

[SOURCE: CEI 61161:2013, 3.4, modifiée – la deuxième partie de la définition originale est présentée dans la forme d'une note à l'article, mais sans les mots "ou dans un seul milieu d'atténuation".]

3.14

cible de la force de rayonnement

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

3.15

cible

dispositif conçu spécialement pour intercepter substantiellement l'intégralité du champ ultrasonore

3.16

puissance électrique du transducteur

P_{el}

régime auquel la moyenne temporelle de l'énergie électrique est livrée à un **transducteur ultrasonore** sous d'autres formes d'énergie (généralement l'énergie thermique et l'énergie du champ ultrasonore)

Note 1 à l'article La puissance électrique qui est réfléchiée par le **transducteur ultrasonore** ne fait pas partie de la **puissance électrique du transducteur**.

Note 2 à l'article La **puissance électrique du transducteur** est exprimée en Watt, W.

3.17

transducteur ultrasonore

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

Note 1 à l'article Un **transducteur ultrasonore** peut comprendre des câbles et des organes de connexion pour l'appariement électrique.

4 Liste des symboles

a	rayon d'un transducteur ultrasonore source de forme circulaire
b_x et b_y	demi-dimensions d'un transducteur ultrasonore de forme rectangulaire dans les axes x et y , respectivement (de sorte que $2b_x$ et $2b_y$ sont les longueurs des côtés du transducteur)
B	variation de la force de flottabilité s'exerçant sur une cible de dilatation immergée dans un milieu de propagation du son (généralement de l'eau)
c	vitesse du son (généralement dans l'eau)
d_x et d_y	longueurs focales géométriques d'un transducteur ultrasonore focalisant dans le plan x - z et dans le plan y - z , respectivement
d	longueur focale géométrique d'un transducteur ultrasonore focalisant, dans le cas $d_x = d_y = d$
C	capacité thermique volumétrique
E	coefficient de dilatation volumétrique
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 effective
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 ($2\pi/\lambda$)
L	fraction de la quantité de mouvement du courant acoustique récupérée par une cible
M	variation temporelle du poids d'une cible ou d'une cible de dilatation telle qu'affichée par la balance de support (souvent en équivalent-masse)
P	puissance de sortie d'un transducteur ultrasonore
P_{el}	puissance électrique du transducteur
P_i	puissance incidente sur une cible ou une cible de dilatation
R_c	rayon de courbure d'un transducteur à calotte sphérique focalisé
R_V	rapport de dilatation d'une cible de dilatation
s	distance normalisée par rapport à un transducteur ultrasonore ($s = z / a^2$)
S	sensibilité à la flottabilité d'une cible de dilatation
t_0	durée de l'insonation
z	distance entre une cible et la surface rayonnante d'un transducteur ultrasonore mesurée le long de l'axe du faisceau
α	coefficient d'atténuation de l'amplitude d'ondes planes dans un milieu (généralement l'eau)
β_x et β_y	(demi-)angles de focalisation d'un transducteur ultrasonore focalisant dans le plan x - z et dans le plan y - z , respectivement; $\beta_x = \arctan(b_x/d_x)$, $\beta_y = \arctan(b_y/d_y)$ si le transducteur est planaire et si les longueurs focales sont comptées à partir de la surface du transducteur planaire
γ	(demi-)angle de focalisation d'un transducteur ultrasonore circulaire focalisant; $\gamma = \arcsin(a/d)$ si le transducteur a une incurvation sphérique et si la longueur focale est comptée à partir du "fond" de la "calotte sphérique"; $\gamma = \arctan(a/d)$ si

la longueur focale est comptée à partir du plan défini par le bord de la partie active de la "calotte sphérique" ou si le transducteur est planaire

η_a	coefficient de rendement acoustique d'un transducteur ultrasonore
θ	angle entre la direction de propagation de l'onde ultrasonore incidente et la normale à la surface d'une cible
ϕ	angle entre la direction de propagation de l'onde ultrasonore incidente et l'axe sensible (vertical, généralement) d'une balance
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 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 dans un sens général plutôt que local.

5 Mesurage de puissance pour les appareils HITU

Le mesurage de la **puissance de sortie** est bien défini pour les champs d'ultrasons non focalisants (et faiblement focalisés ou faiblement divergents) à des puissances jusqu'à 20 W en utilisant la méthode des **forces de rayonnement** [CEI 61161]. L'Article 6 de la présente Norme Internationale se fonde sur la CEI 61161:2013 mais comporte également certaines modifications pour mieux convenir aux **appareils HITU** qui, en général, ne sont pas non focalisants et ont une **puissance de sortie** plus élevée. La CEI 61161 précise que les mesurages sont effectués en plaçant la **cible** à proximité du transducteur. Cependant, cela peut ne pas toujours être possible pour des transducteurs fortement focalisés et dans certains cas il est plus pertinent de mesurer la **puissance incidente** qui atteint une surface spécifiée, à une certaine distance substantielle du transducteur (cette surface peut être la surface de la peau du patient, par exemple). Cette distance supplémentaire peut donner lieu à une **perte non linéaire** significative dans le chemin d'eau. De ce fait, dans la présente Norme internationale, le principal mesurage est considéré être la **puissance incidente** et non la **puissance de sortie**. La **puissance incidente** peut bien entendu être utilisée pour déterminer la **puissance de sortie** au moyen d'un modèle approprié tenant compte de ses propres incertitudes (des recommandations sont fournies à cet égard en Annexe E). Même si la méthode de variation de la flottabilité détermine la moyenne temporelle de la puissance incidente sur la **cible** pendant la durée de l'insonation, la méthode des **forces de rayonnement** détermine en fait la puissance d'activation et de désactivation. Ces deux valeurs peuvent être différentes l'une de l'autre et la moyenne des deux n'est pas nécessairement égale à la moyenne temporelle de la puissance. En général, la durée de l'insonation est réglée en fonction du dispositif de mesurage afin de tenir compte de ces limites.

6 Force de rayonnement sur une cible

6.1 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 incidente doit être déterminée à partir de la différence entre les forces mesurées avec et sans rayonnement ultrasonore. L'étalonnage de la balance peut être réalisé au moyen de petits poids de précision de masse connue.

La **cible** doit être choisie de manière à s'approcher autant que possible des deux cas extrêmes, c'est-à-dire absorbeur parfait ou réflecteur parfait.

Pour une onde plane incidente uniquement, la **puissance incidente** acoustique P_i du **transducteur ultrasonore** doit être calculée à partir de la composante F de la **force de**

rayonnement appliquée à la **cible** dans le sens de propagation, en utilisant, selon le cas, l'Équation 1 ou 2:

Pour une **cible** parfaitement absorbante:

$$P_i = cF \quad (1)$$

Pour une **cible** parfaitement réfléchissante:

$$P_i = cF / (2 \cos^2 \theta) \quad (2)$$

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

La relation entre la **force de rayonnement** et la **puissance incidente** dépend en principe des hypothèses concernant le champ rayonné et son interaction avec la **cible** et le réservoir de mesure. Pour toute onde non plane (par exemple focalisée, divergente ou résultant de plusieurs sources simultanées), la relation correcte entre **force de rayonnement** et **puissance incidente** doit être déterminée. L'incertitude de la **puissance incidente** due à la nature non plane du champ doit être estimée.

Dans certains cas, les forces exercées sur la **cible** résultant du **courant acoustique** peuvent être significatives par rapport à la **force de rayonnement**. Afin de déterminer l'ampleur de la **force de rayonnement** dans ces cas, des mesures correctives doivent être prises qui peuvent comprendre l'application d'une correction théorique ou l'utilisation d'un feuillet contre les courants à proximité de la **cible**. L'annexe E donne des recommandations en la matière. L'incertitude de la **puissance incidente** due aux forces du courant doit être estimée.

NOTE 2 L'Annexe C donne la formule appropriée pour certaines configurations simples de transducteurs idéalisés.

Il convient de mesurer la **puissance incidente** en excitant le transducteur de la même manière que lors de son utilisation clinique prévue (par exemple, onde entretenue ou séquence d'impulsions cliniques habituelles, à condition que cela soit compatible avec la réponse temporelle de la balance).

S'il est nécessaire d'utiliser une séquence d'impulsions différente pour éviter d'endommager la **cible** ou le transducteur, on doit étudier l'effet de la charge thermique différente sur la puissance de sortie du transducteur.

L'Annexe A de la CEI 61161:2013 donne de plus amples informations de base sur les exigences spécifiées dans la suite de l'Article 6.

6.2 Exigences applicables aux appareils

6.2.1 Types de cibles

6.2.1.1 Généralités

Il est recommandé d'utiliser une **cible** absorbante. L'utilisation d'une **cible** réfléchissante conique n'est pas souhaitable de manière générale, mais peut être nécessaire dans certaines situations.

La **cible** doit avoir des caractéristiques acoustiques connues qui soient applicables aux détails de la relation entre la puissance acoustique et la **force de rayonnement**. (Voir également A.5.2 dans la CEI 61161:2013).

6.2.1.2 Cible absorbante

Une **cible** absorbante doit avoir:

- un coefficient de réflexion inférieur à 5 %;
- une absorption d'énergie acoustique à l'intérieur de la **cible** d'au moins 98 %.

Pour des mesures sur un transducteur non focalisant, il convient d'orienter une **cible** absorbante à un petit angle par rapport à l'axe de symétrie du transducteur pour réduire l'influence des réflexions cohérentes.

Le matériau absorbant et la conception de la **cible** doivent être choisis de manière à réduire tout risque de dommages thermiques et mécaniques permanents dus à l'exposition aux ultrasons. Les variations temporaires du coefficient de réflexion ou de l'absorption d'énergie acoustique doivent être telles que l'impact sur la puissance totale mesurée soit inférieur à 2 %, dans le cas contraire une correction doit être appliquée.

6.2.1.3 Cible réfléchissante

Une **cible** réfléchissante doit avoir un coefficient de réflexion supérieur à 99 %.

On doit envisager l'éventuelle réflexion en retour d'une certaine partie de l'énergie ultrasonore de la **cible** vers le transducteur et de ce fait, la forme de la **cible** doit être choisie en fonction de la géométrie du transducteur.

En général, une **cible** réfléchissante conique ne convient pas aux mesures dans des champs focalisés ou divergents et il convient de ne pas l'utiliser pour mesurer des transducteurs focalisants, des **transducteurs à éléments multiples** ou des transducteurs présentant une valeur $ka < 17,4$, à moins que des facteurs spécifiques ne l'exigent tels que la géométrie du transducteur. Si l'utilisation d'une **cible** réfléchissante conique est essentielle du fait de la forme du transducteur, on doit alors estimer la relation prévue entre la **puissance incidente** et la **force de rayonnement**. L'incertitude résultant de cette relation doit être incluse en 6.4.2.

NOTE 1 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.

6.2.2 Diamètre de la cible

La **cible** doit avoir un diamètre suffisamment grand pour intercepter au moins 98 % de l'énergie ultrasonore atteignant le plan de mesure. L'Annexe B donne des formules permettant d'estimer le diamètre requis de la **cible**.

NOTE D'autres méthodes peuvent être utilisées pour déterminer le diamètre minimal de la **cible** pour une conception de transducteur particulière: par exemple, pour des mesures à l'hydrophone ou une modélisation.

6.2.3 Balance / système de mesure de force

La balance de **forces de rayonnement** peut être une balance gravimétrique, exigeant par conséquent une orientation verticale du faisceau. En variante, la balance peut 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 L'étalonnage de montages avec une orientation horizontale du faisceau peut être effectué au moyen d'un accessoire de bras de balance approprié ou en effectuant l'étalonnage 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 dans la CEI 61161:2013).

6.2.4 Réservoir du système

Si une **cible** réfléchissante est utilisée, le réservoir de mesurage doit être revêtu d'un matériau absorbant de manière à ce que les réflexions ne contribuent pas à plus de 2 % de la puissance totale mesurée.

6.2.5 Structures de support de 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 la tension de surface et les variations de la flottabilité dues aux fluctuations des niveaux d'eau à moins de 2 % de la puissance totale mesurée.

6.2.6 Positionnement du transducteur

Le support de **transducteur ultrasonore** doit permettre un positionnement stable et reproductible du **transducteur ultrasonore** par rapport à la **cible** de façon à ce que les variations correspondantes ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

6.2.7 Feuillet contre les courants

La **cible** doit être munie d'un feuillet contre les courants afin de l'isoler du **courant acoustique** dans le chemin d'eau ou la procédure de mesurage, comprenant l'acquisition et l'analyse de données, doit être effectuée de sorte que l'influence des forces de courant ne dépasse pas 2 % de la puissance totale mesurée, dans le cas contraire une correction doit être appliquée.

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**. Son coefficient de transmission doit être connu par mesurage et une correction doit être appliquée si son influence dépasse 2 % de la puissance totale mesurée.

NOTE En pratique, un angle d'inclinaison de 5° à 10° a été trouvé approprié.

6.2.8 Couplage du transducteur

Le transducteur **ultrasonore** doit être couplé au dispositif de mesurage de façon à ce que l'impact sur la puissance totale mesurée soit inférieur à 2 %, dans le cas contraire une correction doit être appliquée. (Voir également A.5.9 dans la CEI 61161:2013).

6.2.9 Étalonnage et stabilité

La balance de **forces de rayonnement** doit être étalonnée, comme pour un dispositif de mesurage de force, au moyen de petits poids de masse connue.

Les variations de sensibilité de la balance de **forces de rayonnement** en fonction de la puissance ultrasonore doivent être surveillées au moyen d'une source ultrasonore de **puissance de sortie** connue. Les essais de sensibilité doivent être effectués une fois par an ou plus fréquemment s'il apparaît un quelconque indice de variation de sensibilité de la balance en fonction de la puissance ultrasonore.

NOTE La sensibilité à la puissance ultrasonore peut changer du fait de la dégradation du matériau de la **cible** due, par exemple, à des dommages thermiques ou à la cavitation.

6.3 Exigences applicables aux conditions de mesurage

6.3.1 Positionnement latéral de la cible

Le positionnement latéral de la **cible** pendant le mesurage doit être constant et reproductible de façon à ce que les variations correspondantes ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

6.3.2 Distance du transducteur à la cible

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 façon à ce que les éventuelles variations correspondantes ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

6.3.3 Eau

Lorsqu'une balance de **forces de rayonnement** est utilisée, le liquide de mesurage doit être de l'eau.

Pour la détermination de **puissances de sortie** supérieures à 1 W, seule de 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 62781. L'eau doit être suffisamment dégazée pour éviter la formation de bulles visibles sur le chemin d'eau ou à la surface du transducteur ou de la **cible**. Si des bulles d'air sont éventuellement constatées, les mesurages doivent être rejetés. Il convient que la quantité totale de gaz dissous dans l'eau soit de préférence < 2 mg/l pendant tous les mesurages, et dans certains cas il peut être nécessaire qu'elle soit encore plus faible.

L'utilisation d'eau dégazée est également recommandée pour la détermination de **puissances de sortie** inférieures à 1 W. Des bulles peuvent se former à la surface d'une eau gazeuse en cas d'élévation de la température de l'eau. La formation de bulles peut également être induite par les ultrasons et des bulles peuvent également apparaître à des niveaux de puissance inférieurs à 1 W si la zone du faisceau est suffisamment petite. Il est donc recommandé de s'assurer de l'absence de bulles, notamment à la surface du transducteur et de la **cible**, avant, pendant et après chaque mesurage.

NOTE 1 Le niveau de gaz requis pour prévenir la formation de bulles dépendra de nombreux facteurs et notamment de la fréquence acoustique de travail et de la pression négative maximale sur le chemin d'eau. Une variation ou une fluctuation de la **force de rayonnement** peut indiquer la formation de bulles.

NOTE 2 Les méthodes de dégazage chimiques (par exemple, l'utilisation de Na_2SO_3) ne retirent qu'un ou quelques composants gazeux et sont en général insuffisantes pour les mesures d'ultrasons thérapeutiques de haute intensité (HITU). Si des méthodes de dégazage plus générales sont utilisées, la teneur en oxygène est simple à surveiller et donne des informations sur l'efficacité du dégazage et l'étendue d'un regazage ultérieur.

NOTE 3 La filtration de l'eau peut être utile pour éviter ou réduire la cavitation en éliminant les matières particulaires susceptibles d'agir comme des noyaux de cavitation.

6.3.4 Contact avec l'eau

On doit s'assurer que toutes les bulles d'air sont éliminées des faces actives avant d'entreprendre le 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.

6.3.5 Conditions d'environnement

Le dispositif de mesurage doit comporter une isolation thermique ou la procédure de mesurage, y compris l'acquisition de données, doit être effectuée de façon à ce que les effets liés à la dérive thermique et à d'autres perturbations durant le mesurage ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

Le dispositif de mesurage doit être protégé contre les vibrations et courants d'air ambiants de façon à ce que leurs effets ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

6.3.6 Dérives thermiques

Lorsqu'une **cible** absorbante est utilisée, les effets thermiques dus à l'énergie acoustique absorbée (par dilatation et changement de flottabilité) doivent être évalués en enregistrant le signal mesuré, avant et après l'activation et la désactivation du **transducteur ultrasonore**.

6.4 Incertitude de mesure

6.4.1 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 Guide ISO [5].

6.4.2 Champ ultrasonore non-planaire

L'incertitude de la **puissance incidente** due à la nature non plane du champ doit être estimée. À moins qu'une meilleure estimation ne soit disponible, il convient que l'incertitude soit estimée comme étant égale à 50 % de la différence entre la **puissance incidente** calculée (par exemple, conformément à l'Annexe C) et la valeur qui serait obtenue en appliquant les équations d'onde plane 1 ou 2 selon le cas.

6.4.3 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**, la **cible** étant 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.

6.4.4 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 6.4.3 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 1. Idéalement, il convient que les points résultant 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 1 est la **puissance de sortie** ultrasonore du transducteur et son incertitude doit être prise en compte.

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

6.4.5 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 généralement 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 standard, en employant l'algorithme de régression.

6.4.6 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 de la CEI 61161:2013.

Une estimation de l'incertitude due aux variations des propriétés de la **cible** doit être déduite des résultats des mesures de stabilité réalisées au moyen d'une source de puissance acoustique connue (voir 6.2.9). Il convient d'archiver les résultats de ces vérifications pour pouvoir juger de la stabilité à long terme de la sensibilité à la puissance acoustique.

6.4.7 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.

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

Les imperfections des absorbeurs latéraux doivent être estimées et incorporées dans l'incertitude globale du système.

6.4.9 Désalignement de la cible

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

6.4.10 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 of IEC 61161:2013)

6.4.11 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 également A.7.10 dans la CEI 61161:2013).

6.4.12 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 dans la CEI 61161:2013).

6.4.13 Propriétés du 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.

6.4.14 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 dans la CEI 61161:2013).

6.4.15 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 dans la CEI 61161:2013).

6.4.16 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 également A.7.17 dans la CEI 61161:2013).

6.4.17 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 également A.7.18 dans la CEI 61161:2013).

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

(Voir A.7.19 dans la CEI 61161:2013).

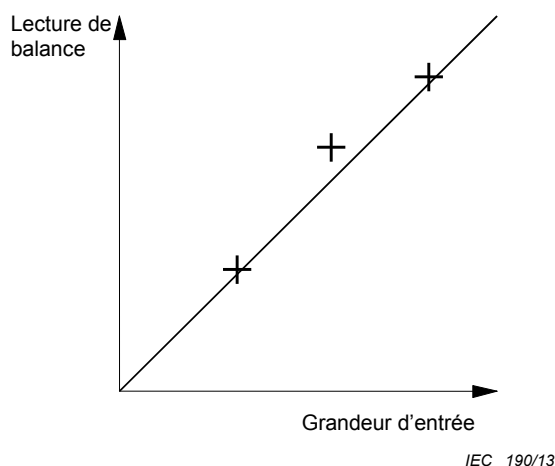
6.4.19 Autres sources

Il convient de vérifier périodiquement si l'incertitude globale telle que spécifiée de 6.4.2 à 6.4.18 en se conformant aux recommandations ci-dessus n'est pas influencée par d'autres sources de diffusion aléatoire. (Voir également A.7.21 dans la CEI 61161:2013).

6.5 Calcul de la puissance de sortie

S'il est exigé une valeur de **puissance de sortie**, celle-ci doit être déterminée à partir de la **puissance incidente** en tenant compte des effets de l'atténuation, de la **perte non linéaire** et du **courant acoustique** dans le chemin d'eau entre le transducteur et la **cible**.

NOTE Le rapport de la **puissance de sortie** à la **puissance incidente** dépendra en général de la distance, de la fréquence et de la géométrie de la **cible**; lorsque la propagation est non linéaire, le rapport dépendra également de la tension d'attaque. Des recommandations supplémentaires sont données à ce sujet dans l'Annexe E.



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

7 Variation de flottabilité d'une cible

7.1 Généralités

La méthode de la dilatation [6], [7] repose sur le mesurage de la variation de flottabilité d'une **cible de dilatation**, due à la dilatation thermique d'un liquide dans une **cible** suspendue dans un bain d'eau. A condition qu'aucune perte d'énergie ne se produise de la **cible** au milieu environnant (par exemple, par conduction ou convection thermique), la variation du volume est proportionnelle à l'énergie incidente et ne dépend pas de la focalisation ou de l'angle d'incidence.

La balance de dilatation doit être constituée d'une **cible de dilatation** reliée à une balance sensible aux forces verticales. Le faisceau ultrasonore doit être dirigé vers la fenêtre d'entrée de la **cible de dilatation** et les variations de flottabilité doivent être mesurées au moyen de la balance.

NOTE 1 Si une balance gravimétrique à action verticale est utilisée, il peut être plus pratique d'orienter le transducteur de sorte qu'il soit dirigé verticalement, vers le haut ou vers le bas: ceci permet de mesurer la **force de rayonnement** en même temps que la dilatation.

La moyenne temporelle de la **puissance incidente** doit être déterminée en utilisant l'Équation 3:

$$P_i = \frac{1}{t_0} \frac{B}{S} \quad (3)$$

où

S est la **sensibilité à la flottabilité**;

B est la variation de la force de flottabilité, et

t_0 est la durée de l'insonation.

Dans certains cas, les forces exercées sur la **cible** résultant du **courant acoustique** peuvent être significatives par rapport à la variation de flottabilité. Afin de déterminer l'ampleur de la variation de flottabilité dans ces cas, des mesures correctives doivent être prises qui peuvent

comprendre l'application d'une correction théorique ou l'utilisation d'un feuillet contre les courants à proximité de la **cible**. L'annexe E donne des recommandations en la matière. L'incertitude de la **puissance incidente** due aux forces du courant doit être estimée.

Il convient de mesurer la **puissance incidente** en excitant le transducteur de la même manière que lors de son utilisation clinique prévue (par exemple, onde entretenue ou séquence d'impulsions cliniques habituelles).

NOTE 2 Il n'est généralement pas nécessaire d'utiliser une séquence d'impulsions différente pour éviter d'endommager ou pour assurer la compatibilité avec la réponse temporelle de la balance.

L'Annexe A de la CEI 61161:2013 donne de plus amples informations de base sur les exigences spécifiées dans la suite de l'Article 7.

7.2 Exigences applicables aux appareils

7.2.1 Types de cibles

7.2.1.1 Construction générale

Un exemple de **cible de dilatation** est donné en Annexe D.

La **cible de dilatation** doit être constituée d'un récipient rempli de liquide absorbant les ultrasons et se dilatant lorsqu'il est chauffé. Une partie du récipient doit être une fenêtre d'entrée qui est quasiment transparente aux ultrasons dans la gamme de fréquences d'intérêt. Il convient que le reste du récipient soit conçu de manière à réduire le flux thermique entrant et sortant du liquide absorbant. La **cible de dilatation** doit pouvoir être immergée dans un bain d'eau et doit disposer d'un moyen de fixation à la balance. La fenêtre d'entrée peut être placée verticalement, horizontalement ou en toute autre orientation convenable.

La taille et la forme de la **cible** doivent être choisies de manière à correspondre au transducteur à mesurer. Il convient notamment de s'assurer que la longueur de la **cible** est suffisante pour satisfaire aux exigences du 7.2.1.3 à la fréquence d'intérêt et que la quantité d'énergie sortant par les parois latérales de la **cible** permet également de se conformer aux exigences du 7.2.1.3.

NOTE Une **cible** cylindrique ayant une fenêtre d'entrée à l'une de ses extrémités est en général convenable, mais toute autre géométrie peut être utilisée et peut être nécessaire pour certaines configurations de transducteurs.

7.2.1.2 Liquide absorbant

L'impédance acoustique caractéristique du liquide doit être comprise entre $1,33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ et $1,63 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$. Le **rapport de dilatation** du liquide doit être connu et doit être constant à plus ou moins 2% sur la plage de températures de 10 °C à 60 °C.

NOTE 1 Cette gamme d'impédances acoustiques donne lieu à un coefficient de réflexion inférieur à 5% satisfaisant à l'exigence du 6.2.1.2 pour le mesurage de la **force de rayonnement**.

NOTE 2 L'Annexe D donne un exemple de liquide satisfaisant à ces exigences.

7.2.1.3 Énergie absorbée

Une **cible de dilatation** doit absorber au moins 98 % de l'énergie incidente sur la fenêtre d'entrée, dans le cas contraire une correction doit être appliquée.

Le matériau absorbant et la conception de la **cible** doivent être choisis de manière à réduire tout risque de dommages thermiques et mécaniques permanents dus à l'exposition aux ultrasons. Les variations temporaires du coefficient de réflexion ou de l'absorption d'énergie acoustique doivent être telles que l'impact sur la puissance totale mesurée soit inférieur à 2 %, dans le cas contraire une correction doit être appliquée.

7.2.1.4 Énergie réfléchie

La fenêtre d'entrée doit avoir un coefficient de réflexion d'énergie inférieur à 2 % à la gamme de fréquences d'intérêt. Pour des mesurages sur un transducteur non focalisant, il convient d'orienter la fenêtre d'entrée à un petit angle par rapport à l'axe de symétrie du transducteur pour réduire l'influence des réflexions cohérentes.

7.2.1.5 Pertes thermiques

La **cible de dilatation** doit être munie d'une isolation thermique ou bien la procédure de mesure, y compris l'acquisition et l'analyse de données, doit être effectuée de façon à ce que les pertes thermiques dues au liquide absorbant vers le réservoir d'eau ou autre composant interne de la **cible** n'aient pas un effet supérieur à 2 % sur la puissance totale mesurée; dans le cas contraire une correction doit être appliquée.

NOTE Le réchauffement du liquide absorbant à proximité de la membrane d'entrée augmente en fonction de la fréquence et peut devenir significatif à des fréquences supérieures à 3 MHz. Il peut être nécessaire d'apporter des corrections tenant compte de la perte thermique pendant et après la période d'insonation [7].

7.2.2 Diamètre de la fenêtre d'entrée

La fenêtre d'entrée doit avoir un diamètre suffisamment grand pour intercepter au moins 98 % de l'énergie ultrasonore atteignant le plan de mesure. L'Annexe B donne des formules permettant d'estimer le diamètre requis de la **cible**, bien que, à proprement parler, ces formules s'appliquent au mesurage de la **force de rayonnement**.

7.2.3 Balance / système de mesure de force

La balance doit être sensible aux forces s'exerçant dans le sens vertical et doit avoir une résolution suffisante pour pouvoir mesurer la variation de la flottabilité.

NOTE Une période d'insonation plus longue entraînera une variation de la flottabilité plus importante et une incertitude plus faible due à la résolution de la balance. Cependant, l'incertitude due aux pertes thermiques et à l'extrapolation peut augmenter.

7.2.4 Réservoir du système

Dans la mesure où la **cible de dilatation** est constituée d'un matériau absorbant, il n'est pas nécessaire d'appliquer un revêtement absorbant au récipient de mesure.

7.2.5 Structures de support de cible

Dans les balances statiques, les éléments de structure qui portent la **cible** et passent à travers l'interface entre l'air et l'eau doivent être conçus de façon à limiter l'effet de la tension de surface et les variations de la flottabilité dues aux fluctuations des niveaux d'eau à moins de 2 % de la puissance totale mesurée.

7.2.6 Positionnement du transducteur

Le support de **transducteur ultrasonore** doit permettre un positionnement stable et reproductible du **transducteur ultrasonore** par rapport à la **cible** de façon à ce que les variations correspondantes ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

7.2.7 Feuillet contre les courants

La **cible de dilatation** doit être munie d'un feuillet contre les courants afin de l'isoler du **courant acoustique** dans le chemin d'eau ou la procédure de mesure, comprenant l'acquisition et l'analyse de données, doit être effectuée de sorte que l'influence des forces de courant ne dépasse pas 2 % de la puissance totale mesurée, dans le cas contraire une correction doit être appliquée.

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**. Son coefficient de transmission doit être connu par mesurage et une correction doit être appliquée si son influence dépasse 2 % de la puissance totale mesurée.

NOTE En pratique, un angle d'inclinaison de 5° à 10° a été trouvé approprié.

7.2.8 Couplage du transducteur

Le transducteur **ultrasonore** doit être couplé au dispositif de mesurage de façon à ce que l'impact sur la puissance totale mesurée soit inférieur à 2 %, dans le cas contraire une correction doit être appliquée.

7.2.9 Étalonnage

La balance de mesure de la dilatation doit être étalonnée, comme pour un dispositif de mesurage de force, au moyen de petits poids de masse connue.

La **sensibilité à la flottabilité** doit être déterminée soit au moyen d'une source ultrasonore non focalisée de **puissance de sortie** connue de $ka > 30$, soit au moyen d'un élément chauffant électrique interne produisant une puissance calorifique connue. Dans tous les cas, la détermination doit être effectuée une fois par an ou plus fréquemment s'il apparaît un quelconque indice de variation de sensibilité de la balance à la puissance ultrasonore ou si les propriétés du liquide absorbant peuvent changer dans le temps du fait de la pénétration d'eau, de l'oxygénation, de la prolifération microbienne ou d'autres causes.

NOTE 1 La **puissance de sortie** d'une source non focalisée de $ka > 30$ peut être mesurée avec des incertitudes inférieures à 5% en utilisant une **cible de force de rayonnement**.

NOTE 2 De plus amples informations sur la détermination de la **sensibilité à la flottabilité** peuvent être consultées en D.3 et dans les références [6] et [7].

7.3 Exigences applicables aux conditions de mesurage

7.3.1 Positionnement latéral de la cible

Le positionnement latéral de la **cible** pendant le mesurage doit être stable et reproductible de façon à ce que les variations correspondantes ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

7.3.2 Distance du transducteur à la cible

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 façon à ce que les éventuelles variations ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

7.3.3 Eau

L'eau doit être le liquide utilisé pour les mesurages.

Pour la détermination de **puissances de sortie** supérieures à 1 W, seule de 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 62781. L'eau doit être suffisamment dégazée pour éviter la formation de bulles visibles sur le chemin d'eau ou à la surface du transducteur ou de la **cible**. Si des bulles d'air sont éventuellement constatées, les mesurages doivent être rejetés. Il convient que la quantité totale de gaz dissous dans l'eau soit de préférence < 2 mg/l pendant toutes les mesures, et dans certains cas il peut être nécessaire qu'elle soit encore plus faible.

L'utilisation d'eau dégazée est également recommandée pour la détermination de **puissances de sortie** inférieures à 1 W. Des bulles peuvent se former à la surface d'une eau gazeuse en cas d'élévation de la température de l'eau. La formation de bulles peut également être induite

par les ultrasons et des bulles peuvent également apparaître à des niveaux de puissance inférieurs à 1 W si la zone du faisceau est suffisamment petite. Il est donc recommandé de s'assurer de l'absence de bulles, notamment à la surface du transducteur et de la **cible**, avant, pendant et après chaque mesure.

NOTE 1 Le niveau de gaz requis pour prévenir la formation de bulles dépendra de nombreux facteurs et notamment de la **fréquence acoustique de travail** et de la pression négative maximale sur le chemin d'eau. Une variation ou une fluctuation de la **force de rayonnement** peut indiquer la formation de bulles.

NOTE 2 Les méthodes de dégazage chimiques (par exemple, l'utilisation de Na_2SO_3) ne retireront qu'un ou quelques composants gazeux et sont en général insuffisantes pour les mesures d'ultrasons thérapeutiques de haute intensité (HITU). Si des méthodes de dégazage plus générales sont utilisées, la teneur en oxygène est simple à surveiller et donne des informations sur l'efficacité du dégazage et l'étendue d'un regazage ultérieur.

NOTE 3 La filtration de l'eau peut être utile pour éviter ou réduire la cavitation en éliminant les matières particulières susceptibles d'agir comme des noyaux de cavitation.

7.3.4 Contact avec l'eau

Toutes les bulles d'air doivent être éliminées des faces actives avant d'entreprendre le mesure. Après les mesures, les faces actives doivent être inspectées à nouveau et les mesures doivent être rejetées si des bulles d'air sont constatées.

7.3.5 Conditions d'environnement

Le dispositif de mesure doit comporter une isolation thermique ou la procédure de mesure, y compris l'acquisition de données, doit être effectuée de façon à ce que les effets liés à la dérive thermique et à d'autres perturbations durant le mesure ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

Le dispositif de mesure doit être protégé contre les vibrations et courants d'air ambiants de façon à ce que leurs effets ne dépassent pas 2 % de la puissance totale mesurée.

7.3.6 Dérives thermiques

Une évaluation des effets thermiques dus au flux d'énergie circulant entre la **cible** et l'eau environnante doit être effectuée en enregistrant le poids de la **cible**, avant et après l'activation et la désactivation du **transducteur ultrasonore**.

7.4 Incertitude de mesure

7.4.1 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 décrits de 7.4.2 à 7.4.15.

L'incertitude doit être évaluée en utilisant le Guide ISO 98-3 [5].

7.4.2 Sensibilité à la flottabilité

L'incertitude de la **sensibilité à la flottabilité** doit être évaluée. Les facteurs contribuant à l'incertitude de la **sensibilité à la flottabilité** dépendront de la méthode de détermination de la sensibilité.

7.4.3 Champ ultrasonore non-planaire

La méthode de la dilatation ne repose sur aucune hypothèse éventuelle d'onde plane et de ce fait il n'y a aucune contribution à l'incertitude due à une éventuelle nature non plane du champ ultrasonore.

7.4.4 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 utilisation, y compris la **cible** étant 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.

7.4.5 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 7.4.4 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 1. Idéalement, il convient que les points résultant 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 variations de flottabilité de grandeurs différentes. Dans ce cas, la grandeur d'entrée en abscisse de la Figure 1 est la **puissance de sortie** ultrasonore du transducteur et son incertitude doit être prise en compte.

La résolution limitée de la balance conduit à une incertitude de la puissance, dont la contribution est à prendre en compte dans l'analyse de l'incertitude.

7.4.6 Ajustement de courbe et extrapolation

Dans le cas d'une balance électronique, le signal de sortie de la balance est en général enregistré en fonction du temps et de ce fait, un ajustement de la courbe et une extrapolation sont nécessaires pour déterminer la variation de la flottabilité et compenser la dérive thermique et les pertes thermiques de la **cible**. Cet ajustement et cette extrapolation entraînent une incertitude, qui dépend essentiellement de la valeur de dispersion du signal de sortie de la balance (rapport signal/bruit). L'incertitude du résultat doit être estimée au moyen de procédures mathématiques standard, en employant l'algorithme de régression.

7.4.7 Température de l'eau

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

7.4.8 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.

NOTE De manière générale, l'atténuation introduit une incertitude dans la **puissance de sortie** mesurée par la variation de flottabilité mais pas dans la **puissance incidente**. Le courant peut introduire une incertitude dans la **puissance incidente** et la **puissance de sortie**. La contribution à l'incertitude due au **courant acoustique** peut être estimée, par exemple, en introduisant un feuillet contre les courants près de la **cible** et en comparant les résultats obtenus avec et sans le feuillet contre les courants.

7.4.9 Propriétés de feuillet

Si un feuillet de couplage ou un feuillet écran est utilisé pendant les mesurages, 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.

7.4.10 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.

7.4.11 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.

7.4.12 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.

7.4.13 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.

7.4.14 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) la linéarité du système de balance, y compris la suspension de la **cible**;
- b) les contributions à la non-linéarité dues à un dégazage incorrect de l'eau;
- c) l'atténuation ultrasonore et le **courant acoustique**;
- d) l'augmentation de la perte thermique de la **cible** due à un surcroît de réchauffement du liquide absorbant à proximité de la fenêtre d'entrée.

7.4.15 Autres sources

Il convient de vérifier périodiquement si l'incertitude globale telle que spécifiée de 7.4.2 à 7.4.14 en se conformant aux recommandations ci-dessus n'est pas influencée par d'autres sources de diffusion aléatoire.

7.5 Calcul de la puissance de sortie

S'il est exigé une valeur de **puissance de sortie**, celle-ci doit être déterminée à partir de la **puissance incidente** en tenant compte des effets de l'**atténuation**, de la **perte non linéaire** et du **courant acoustique** dans le chemin d'eau entre le transducteur et la **cible**.

NOTE Le rapport de la **puissance de sortie** à la **puissance incidente** dépendra en général de la distance, de la fréquence et de la géométrie de la **cible**; lorsque la propagation est non linéaire, le rapport dépendra également de la tension d'attaque. Des recommandations supplémentaires sont données à ce sujet dans l'Annexe E.

8 Caractéristiques électriques

8.1 Impédance électrique

L'impédance électrique d'un **transducteur ultrasonore** dépend de la fréquence et présente une certaine complexité. Elle est en général mesurée au moyen d'un analyseur d'impédance et peut être définie soit en parties réelle et imaginaire, soit en amplitude et en phase. Les données peuvent être fournies à une fréquence spécifiée, mais elles peuvent aussi être présentées sous forme de tableau ou de graphique sur une gamme de fréquences donnée.

Si une valeur de l'impédance électrique est requise, celle-ci doit être mesurée en immergeant le **transducteur ultrasonore** dans l'eau. Les réflexions acoustiques dans le réservoir d'eau doivent être réduites au minimum au moyen d'absorbeurs acoustiques: il convient de vérifier les effets des réflexions sur la valeur de l'impédance en modifiant la position du **transducteur ultrasonore** ou des absorbeurs dans le réservoir d'eau sur une plage constituée de quelques longueurs d'onde. La fréquence et l'emplacement sur le circuit électrique auxquels l'impédance est mesurée doivent être indiqués (par exemple, à l'extrémité d'une longueur de câble spécifiée).

NOTE L'impédance peut dépendre de la température et en conséquence, du fait de l'auto-échauffement du transducteur, elle peut être sensible à la valeur de la **puissance électrique du transducteur** et à la durée d'excitation.

8.2 Conductance de rayonnement effective

La **conductance de rayonnement effective** d'un **transducteur ultrasonore** dépend de la fréquence. En général, il s'agit d'une estimation calculée à partir de la **puissance de sortie** et du carré de la tension d'attaque efficace mesurée en un point donné du circuit électrique. Les données correspondent en général à une fréquence spécifiée, mais elles peuvent aussi être présentées sous forme de tableau ou de graphique sur une gamme de fréquences. Il peut être utile de l'appliquer à un **transducteur à éléments multiples** si tous les éléments sont excités dans une configuration similaire à celle de son utilisation clinique prévue, avec la même tension d'attaque.

S'il est exigé une valeur pour la **conductance de rayonnement effective**, la valeur de la tension d'attaque efficace doit être mesurée simultanément et dans les mêmes conditions d'excitation que lors de la détermination de la **puissance de sortie**. La fréquence et l'emplacement sur le circuit électrique auxquels la tension d'attaque efficace est mesurée doivent être indiqués (par exemple, à l'extrémité d'une longueur de câble spécifiée). Il convient de ne pas considérer que la tension d'attaque est sinusoïdale: la valeur de la tension d'attaque efficace est bien souvent différente de $0,707 \times$ l'amplitude de tension.

NOTE 1 La tension d'attaque efficace (quadratique) est utilisée (plutôt que, par exemple, la tension d'attaque de crête à crête) car sa valeur est moins sensible à la distorsion du signal électrique appliqué.

NOTE 2 La **conductance de rayonnement effective** peut dépendre de la température et en conséquence, du fait de l'auto-échauffement du transducteur, elle peut être sensible à la valeur de la **puissance électrique du transducteur** et à la durée d'excitation.

NOTE 3 La **conductance de rayonnement effective** n'est pas identique à la partie réelle de l'admittance de rayonnement du **transducteur ultrasonore** ou de l'élément transducteur.

NOTE 4 Cette estimation de la conversion relative est influencée par les pertes électriques dues à la désadaptation d'impédance et aux câbles ainsi que par les pertes acoustiques dues à l'amortisseur, à la couche interne et à la lentille.

8.3 Rendement

Pour un **transducteur ultrasonore**, la détermination du **coefficient de rendement acoustique** repose à la fois sur des mesurages électriques et acoustiques. Les données correspondent en général à une fréquence spécifiée, mais elles peuvent aussi être présentées sous forme de tableau ou de graphique sur une gamme de fréquences donnée. Il peut être utile de les appliquer à un **transducteur à éléments multiples**, si tous les éléments

sont excités de la même manière que lors de son utilisation clinique prévue (par exemple, onde entretenue ou séquence d'impulsions cliniques habituelles). S'il est exigé une valeur du **coefficient de rendement acoustique**, la moyenne temporelle doit être déterminée en utilisant:

$$\eta_a = P / P_{el} \quad (4)$$

où

P est la **puissance de sortie**;

P_{el} est la moyenne temporelle de la **puissance électrique du transducteur**.

Pour les mesurages électriques, le **transducteur ultrasonore** doit rester dans la même position et dans le même environnement qui est utilisé pour mesurer la **puissance de sortie**. La fréquence et l'emplacement sur le circuit électrique auxquels la **puissance électrique du transducteur** est mesurée doivent être indiqués (par exemple, à l'extrémité d'une longueur de câble spécifiée).

Il convient que les puissances soient mesurées en excitant le transducteur de la même manière et dans une configuration similaire à son utilisation clinique prévue, ainsi qu'avec une forme d'onde d'excitation identique (par exemple, onde entretenue ou séquence d'impulsions cliniques habituelles).

NOTE 1 Le rendement peut dépendre de la température et en conséquence, du fait de l'auto-échauffement du transducteur, elle peut être sensible à la valeur de la **puissance électrique du transducteur** et à la durée d'excitation.

De nombreux systèmes de mesurage de la puissance électrique sont conçus pour être utilisés avec des charges de résistance spécifiée. L'impédance de la plupart des **transducteurs ultrasonores** est susceptible d'être différente de la résistance spécifiée. Il convient que la méthode choisie pour la détermination de la **puissance électrique du transducteur** convienne à l'impédance du **transducteur ultrasonore** particulier soumis à l'essai.

Il existe plusieurs autres méthodes permettant de définir le rendement d'un **transducteur ultrasonore** ou d'un système HITU. Certaines de ces méthodes peuvent être utiles à différentes fins et sont discutées en Annexe G.

Annexe A (informative)

Autres méthodes de mesure

A.1 Force de rayonnement sur un transducteur

La possibilité de mesurer la force de recul sur le transducteur a été envisagée pour des **appareils HITU**. La présente norme ne donne aucune recommandation ou exigence spécifique à cet égard. Il est admis que de futurs amendements fournissent des recommandations ou exigences spécifiques.

A.2 Calorimétrie

La calorimétrie classique peut en principe être utilisée pour mesurer la puissance des **appareils HITU**. La présente norme ne donne aucune recommandation ou exigence spécifique à cet égard. Il est admis que de futurs amendements fournissent des recommandations ou exigences spécifiques.

A.3 Balayage planaire à l'hydrophone

La puissance peut en principe être mesurée en utilisant un balayage planaire avec des hydrophones pour des **appareils HITU**. La présente norme ne donne aucune recommandation ou exigence spécifique à cet égard. Il est admis que de futurs amendements fournissent des recommandations ou exigences spécifiques. Les lecteurs de la présente norme sont priés de se reporter à la CEI 62556 [8] et à la CEI 62427-2 [9].

Annexe B (informative)

Taille de cible

B.1 Transducteur non focalisant

Une formule d'évaluation (Équation B.1) est donnée ci-dessous pour la valeur minimale du rayon b 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 transversale infinie (c'est-à-dire donnant une erreur inférieure à 2 %) [10]. 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 ne s'applique pas strictement aux mesurages basés sur la variation de flottabilité, aussi, si elle fournit une estimation de départ raisonnable du diamètre requis de la **cible**, il convient que les utilisateurs évaluent son adéquation à leurs propres mesurages. La formule est la suivante:

$$b = a \left[\frac{1}{(1 + 0,53 \tau_1 s)} + \tau_1 s \right] \quad (\text{B.1})$$

avec

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

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

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

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

où

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

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 la **cible** et le **transducteur ultrasonore**.

L'Équation (B.1) peut aussi être résolue en s , ce qui est une valeur maximale de la distance normalisée entre la **cible** et le **transducteur ultrasonore** pour une **cible** de rayon b donné. L'influence de l'absorption et des **courants acoustiques** est prise en compte de manière séparée.

Par précaution, il convient que b ne soit jamais inférieur à $1,5a$, 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 b 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 transversale et le transducteur.

B.2 Transducteur focalisant

Dans ce cas, la procédure d'évaluation (tirée de [11]) de la valeur minimale du rayon r d'une **cible** absorbante circulaire est différente de celle décrite en B.1. Ici encore, le critère est que la **force de rayonnement** soit au moins égale à 98 % de la **force de rayonnement** qui existerait si la **cible** avait une section transversale infinie.

Dans le cas d'un transducteur à incurvation sphérique, la longueur focale et la distance à la **cible** sont mesurées à partir du fond de la calotte sphérique; d et z tels qu'utilisés ici sont à déduire à partir de ces valeurs en soustrayant la profondeur de la calotte sphérique.

L'évaluation est valable pour une plage de distance de $z/d = 0$ et $z/d = 2$. Le rayon nécessaire de la **cible** r/a normalisé en fonction du rayon du transducteur, est donné pour quatre valeurs de z/d , de la manière suivante:

$$r/a = 1 \quad \text{pour } z/d = 0 \quad (\text{B.2})$$

$$r/a = 0,5 + 6,24 \cdot (ka \sin \gamma)^{-0,885} \quad \text{pour } z/d = 0,5 \quad (\text{B.3})$$

$$r/a = 12,54 \cdot (ka \sin \gamma)^{-0,749} \quad \text{pour } z/d = 1 \quad (\text{B.4})$$

$$r/a = 1 + 29,1 \cdot (ka \sin \gamma)^{-0,892} \quad \text{pour } z/d = 2 \quad (\text{B.5})$$

où

a est le rayon d'un transducteur ultrasonore source de forme circulaire;

d est la longueur focale géométrique d'un **transducteur ultrasonore** focalisant, mesurée à partir du bord de la partie active du transducteur;

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

z est la distance entre un **transducteur ultrasonore** et une **cible**, mesurée à partir du bord de la partie active du transducteur;

γ est le (demi-)angle de focalisation d'un **transducteur ultrasonore** circulaire focalisant.

Si la distance réelle à la **cible** est comprise entre deux des valeurs z/d ci-dessus, il est nécessaire d'effectuer une interpolation linéaire des résultats r/a correspondants.

NOTE L'évaluation ci-dessus ne s'applique pas lorsque le transducteur comporte un trou central.

Annexe C (informative)

Formules pour la force de rayonnement

C.1 Généralités

Les formules données dans la présente annexe peuvent être utilisées pour estimer la **puissance incidente**, P_i , sur une **cible** absorbante à partir d'un certain nombre de types simples de transducteurs idéalisés. Il n'est nullement garanti qu'un quelconque transducteur réel se comportera comme son homologue idéalisé et de ce fait, une source importante d'incertitude existe lorsque la méthode de la **force de rayonnement** est utilisée pour déterminer la **puissance incidente**. Il convient que les utilisateurs déterminent eux-mêmes la relation correcte qui existe entre la **puissance incidente** et la **force de rayonnement** pour chaque configuration de transducteur soumise à l'essai, et le résultat correspondant peut être différent de celui des équations données dans la présente annexe.

Le domaine d'application de la présente norme comprend des transducteurs de toutes formes et géométries. Cependant, les formules données dans la présente annexe s'appliquent essentiellement aux transducteurs de forme circulaire ou contenant des éléments circulaires individuels. Pour les géométries non circulaires, il convient que les utilisateurs déterminent eux-mêmes la relation correcte qui existe entre la **puissance incidente** et la **force de rayonnement** pour chaque configuration de transducteur soumise à l'essai.

La présente Norme internationale recommande l'utilisation d'une **cible** absorbante et il n'est suggéré aucune formule pour un quelconque type de **cible** réfléchissante.

C.2 Recommandations pour des transducteurs focalisants

C.2.1 Transducteur à un seul segment de forme sphérique

$$P_i = \frac{2Fc}{1 + \cos \gamma} \quad (\text{C.1})$$

où

P_i est la **puissance incidente** acoustique;

F est la **force de rayonnement** agissant sur la **cible** absorbante;

c est la vitesse du son dans l'eau;

γ est le demi-angle de focalisation d'un transducteur focalisant, $\gamma = \arcsin(a/d)$.

C.2.2 Transducteur à zone unique de forme sphérique (transducteur à segment unique de forme sphérique avec un trou central circulaire)

$$P_i = \frac{2Fc}{\cos \gamma_1 + \cos \gamma_2} \quad (\text{C.2})$$

où

γ_1 est un demi-angle focalisant de l'ouverture extérieure du transducteur;

γ_2 est un demi-angle focalisant de l'ouverture du trou intérieur du transducteur;

C.3 Recommandations pour des transducteurs à éléments multiples

C.3.1 Réseau focalisant d'un transducteur circulaire à éléments fonctionnant en piston

Si N éléments identiques de transducteurs plans fonctionnant en piston sont placés sur une surface sphérique commune, il y a intersection de tous les axes de faisceau des éléments au centre de la surface sphérique commune, de façon à construire un réseau focalisant. Lorsque chaque élément a la même puissance acoustique, la puissance acoustique totale P du réseau peut être calculée selon la formule suivante:

$$P_i = corr \times \frac{N F c}{\sum_{j=1}^N \cos \theta_j} \quad (C.3)$$

où

F est la **force de rayonnement** totale agissant sur la **cible** absorbante;

θ_j est l'angle inclus entre l'axe principal de faisceau de l'ensemble du réseau et l'axe de faisceau du $j^{\text{ème}}$ élément de transducteur, c'est-à-dire l'angle incident de l'axe de faisceau du $j^{\text{ème}}$ élément de transducteur par rapport à la **cible** absorbante;

$corr$ est le facteur de correction de l'onde plane compte tenu de la divergence du faisceau d'un transducteur plan simple fonctionnant en piston, c'est-à-dire P_i / cF

$$corr = \frac{1 - J_1(2ka) / ka}{1 - J_0^2(ka) - J_1^2(ka)} \quad (C.4)$$

où

k est le nombre d'onde circulaire;

a est le rayon de transducteur simple;

J est le symbole de la fonction de Bessel;

$J_0()$ représente la fonction de Bessel d'ordre zéro;

$J_1()$ représente la fonction de Bessel de premier ordre.

La courbe de $corr(ka)$ est illustrée en Figure C.1

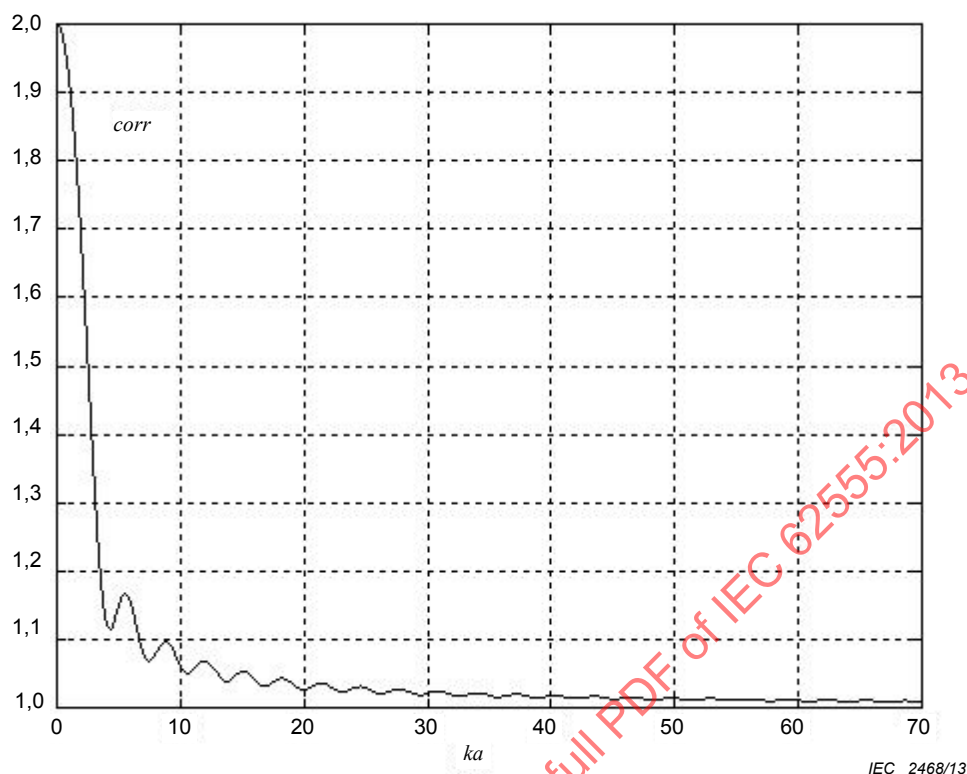


Figure C.1 Facteur de correction d'onde plane pour le champ acoustique d'un transducteur ultrasonore circulaire plan fonctionnant en piston, en fonction du produit du nombre d'onde circulaire et du rayon du transducteur

C.3.2 Réseau focalisant d'un transducteur circulaire à éléments auto-focalisants

Si N éléments identiques d'un transducteur à calotte sphérique focalisé sont placés sur une surface sphérique commune et que toutes les focales du transducteur à éléments sont au centre de la surface sphérique commune, cela signifie qu'ils ont une focale commune et la même longueur focale. Lorsque chaque transducteur émet la même puissance acoustique, la puissance acoustique totale P du réseau peut être calculée selon la formule suivante:

$$P_i = \frac{2N F c}{1 + \cos \gamma} \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (\text{C.5})$$

où

F est la **force de rayonnement** totale agissant sur la **cible** absorbante;

γ est le (demi-)angle de focalisation d'un élément de transducteur auto-focalisant;

θ_j est l'angle inclus entre l'axe principal de faisceau de l'ensemble du réseau et l'axe de faisceau du $j^{\text{ème}}$ élément de transducteur, c'est-à-dire l'angle incident de l'axe de faisceau du $j^{\text{ème}}$ élément de transducteur par rapport à la **cible** absorbante, en degrés ou en radians.

C.4 Recommandations pour des réseaux phasés orientables

Pour le faisceau d'onde plane d'un réseau phasé orientable:

$$P_1 = F c / \cos \varphi \quad (\text{C.6})$$

où

F est la **force de rayonnement** totale agissant sur la **cible** absorbante;

φ est l'angle inscrit entre l'axe du faisceau et la direction de sensibilité de la balance de **forces de rayonnement** en utilisant la **cible** absorbante, par exemple l'angle d'orientation.

Pour un faisceau à focalisation sphérique d'un réseau phasé orientable:

$$P_1 = 2F c / ((1 + \cos \gamma) \cos \varphi) \quad (\text{C.7})$$

γ est le (demi-)angle de focalisation d'un élément de transducteur auto-focalisant.

C.5 Recommandations pour des sources mobiles ou modulées

Il n'est donné aucune recommandation d'ordre général pour les sources mobiles. La réponse d'une **cible de force de rayonnement** à une variation de la puissance ou à une variation de l'angle d'incidence dépend de l'échelle temporelle de la variation par rapport au temps de réponse de la balance (en général 1 s à 3 s). Si l'échelle temporelle de la variation est beaucoup plus courte que le temps de réponse, la force mesurée à l'excitation ou à la désexcitation est proche de la moyenne temporelle de la force. Si l'échelle temporelle de la variation est beaucoup plus longue que le temps de réponse, la force mesurée à l'excitation ou à la désexcitation est proche de la force instantanée au moment de l'excitation ou de la désexcitation.

Dans le cas spécifique d'un faisceau de puissance constante déplacé sur la surface d'une **cible** sans variation de l'angle d'incidence, aucune correction supplémentaire n'est nécessaire tant que la **cible** est suffisamment grande pour intercepter au moins 98 % de l'énergie qui serait interceptée par une **cible** de dimension infinie placée à la même distance.

C.6 Recommandations pour des faisceaux sécants

Pour N faisceaux focalisés se croisant dans le champ dans lequel chacun d'entre eux dispose de son propre angle de focalisation γ_j , de son propre angle d'orientation θ_j et de sa propre puissance acoustique P_j , la **force de rayonnement** totale, F , est donnée par la formule suivante:

$$F = \frac{1}{2c} \sum_j (P_j (1 + \cos \gamma_j) \cos \varphi_j) \quad (\text{C.8})$$

où $j = 1, 2.. N$

F est la **force de rayonnement** totale agissant sur la **cible** absorbante;

φ_j est l'angle inscrit entre l'axe de faisceau du $j^{\text{ème}}$ faisceau et la direction de sensibilité de la RFB (Radiation force balance: balance de forces de rayonnement) en utilisant la **cible** absorbante, par exemple, l'angle d'orientation;

γ_j est le (demi-)angle de focalisation d'un élément de transducteur auto-focalisant.

De manière générale, la puissance totale $\sum_j P_j$ ne peut pas être calculée à partir de la force totale. Cependant, si la fraction b_j de la puissance totale est connue pour chaque faisceau, la **puissance incidente** totale, $\sum_j b_j P$, peut être calculée de la manière suivante:

$$P_i = 2F c \sum_j \left(\frac{1}{b_j (1 + \cos \gamma_j) \cos \varphi_j} \right) \quad (\text{C.9})$$

C.7 Recommandations pour des transducteurs non focalisants

Pour un transducteur non focalisant à élément unique:

$$P_i = c \quad F \frac{1 - J_1(2ka)/ka}{1 - J_0^2(ka) - J_1^2(ka)} \quad (\text{C.10})$$

dont une approximation peut être obtenue par

$$P_i = c \quad F \left[1 + \frac{0,6531}{2ka} \left(1 + \frac{1,407}{(ka)^{2/3}} \right) \right] \quad (\text{C.11})$$

C.8 Autres géométries

Il n'est pas fourni actuellement d'informations concernant les autres géométries (par exemple, tir cylindrique vers l'intérieur ou vers l'extérieur).

Annexe D (informative)

Méthode de la dilatation

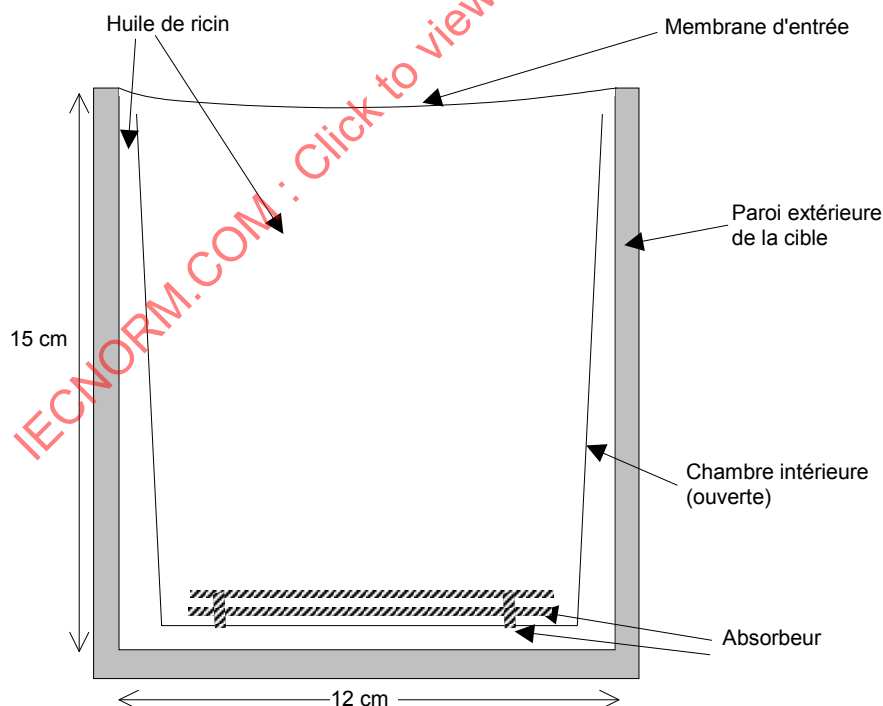
D.1 Généralités

Les principes de la méthode de la dilatation, les sources d'incertitude ainsi qu'un exemple de **cible de dilatation** sont décrits par Shaw [6] et résumés dans la présente annexe. Un autre document [7] discute des mesurages à des fréquences allant jusqu'à 10 MHz et traite en détail de la détermination de la **sensibilité à la flottabilité** par chauffage électrique et la compensation des effets de la perte thermique par la membrane d'entrée, également décrite dans la présente Annexe.

D.2 Principes

La Figure D.1 illustre une représentation schématique d'un exemple de **cible de dilatation**. Dans cet exemple, le transducteur et la **cible** remplie d'huile sont immergés dans un bain d'eau et le transducteur est dirigé vers la membrane d'entrée de la **cible**. La **cible** est suspendue à une balance et positionnée de manière à intercepter l'ensemble du champ ultrasonore généré par le transducteur.

NOTE Bien qu'elle ne soit pas utilisée en [6] ou [7], il est recommandé de configurer la disposition expérimentale, de sorte qu'elle permette l'insertion d'une feuille contre les courants près de la **cible**.



IEC 2469/13

Figure D.1 – Diagramme schématique d'une cible de dilatation

Un exemple de séquence poids/temps est illustré en Figure D.2 pour une **puissance incidente** d'environ 15 W: les ultrasons sont absorbés, donnant lieu à une **force de rayonnement** instantanée et à un échauffement progressif de l'huile de ricin. L'échauffement entraîne une augmentation du volume ou de la pression interne et la **cible** comporte une fine