

**RAPPORT  
TECHNIQUE  
TECHNICAL  
REPORT**

**CEI  
IEC  
1206**

Première édition  
First edition  
1993-05

---

---

**Ultrasons –  
Ensembles à effet Doppler à ondes entretenues –  
Méthodes d’essai**

**Ultrasonics –  
Continuous-wave Doppler systems –  
Test procedures**

LICENSED TO MECON Limited, - RANCHI/BANGALORE  
FOR INTERNAL USE AT THIS LOCATION ONLY, SUPPLIED BY BOOK SUPPLY BUREAU.



Numéro de référence  
Reference number  
CEI/IEC 1206: 1993

## Numéros des publications

Depuis le 1er janvier 1997, les publications de la CEI sont numérotées à partir de 60000.

## Publications consolidées

Les versions consolidées de certaines publications de la CEI incorporant les amendements sont disponibles. Par exemple, les numéros d'édition 1.0, 1.1 et 1.2 indiquent respectivement la publication de base, la publication de base incorporant l'amendement 1, et la publication de base incorporant les amendements 1 et 2.

## Validité de la présente publication

Le contenu technique des publications de la CEI est constamment revu par la CEI afin qu'il reflète l'état actuel de la technique.

Des renseignements relatifs à la date de reconfirmation de la publication sont disponibles dans le Catalogue de la CEI.

Les renseignements relatifs à des questions à l'étude et des travaux en cours entrepris par le comité technique qui a établi cette publication, ainsi que la liste des publications établies, se trouvent dans les documents ci-dessous:

- «Site web» de la CEI\*
- **Catalogue des publications de la CEI**  
Publié annuellement et mis à jour régulièrement (Catalogue en ligne)\*
- **Bulletin de la CEI**  
Disponible à la fois au «site web» de la CEI\* et comme périodique imprimé

## Terminologie, symboles graphiques et littéraux

En ce qui concerne la terminologie générale, le lecteur se reportera à la CEI 60050: *Vocabulaire Electrotechnique International* (VEI).

Pour les symboles graphiques, les symboles littéraux et les signes d'usage général approuvés par la CEI, le lecteur consultera la CEI 60027: *Symboles littéraux à utiliser en électrotechnique*, la CEI 60417: *Symboles graphiques utilisables sur le matériel. Index, relevé et compilation des feuilles individuelles*, et la CEI 60617: *Symboles graphiques pour schémas*.

\* Voir adresse «site web» sur la page de titre.

## Numbering

As from 1 January 1997 all IEC publications are issued with a designation in the 60000 series.

## Consolidated publications

Consolidated versions of some IEC publications including amendments are available. For example, edition numbers 1.0, 1.1 and 1.2 refer, respectively, to the base publication, the base publication incorporating amendment 1 and the base publication incorporating amendments 1 and 2.

## Validity of this publication

The technical content of IEC publications is kept under constant review by the IEC, thus ensuring that the content reflects current technology.

Information relating to the date of the reconfirmation of the publication is available in the IEC catalogue.

Information on the subjects under consideration and work in progress undertaken by the technical committee which has prepared this publication, as well as the list of publications issued, is to be found at the following IEC sources:

- **IEC web site\***
- **Catalogue of IEC publications**  
Published yearly with regular updates (On-line catalogue)\*
- **IEC Bulletin**  
Available both at the IEC web site\* and as a printed periodical

## Terminology, graphical and letter symbols

For general terminology, readers are referred to IEC 60050: *International Electrotechnical Vocabulary* (IEV).

For graphical symbols, and letter symbols and signs approved by the IEC for general use, readers are referred to publications IEC 60027: *Letter symbols to be used in electrical technology*, IEC 60417: *Graphical symbols for use on equipment. Index, survey and compilation of the single sheets* and IEC 60617: *Graphical symbols for diagrams*.

\* See web site address on title page.

RAPPORT  
TECHNIQUE  
TECHNICAL  
REPORT

CEI  
IEC  
1206

Première édition  
First edition  
1993-05

---

---

**Ultrasons –  
Ensembles à effet Doppler à ondes entretenues –  
Méthodes d'essai**

**Ultrasonics –  
Continuous-wave Doppler systems –  
Test procedures**

© CEI 1993 Droits de reproduction réservés — Copyright — all rights reserved

Aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et les microfilms, sans l'accord écrit de l'éditeur.

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 the publisher.

Bureau Central de la Commission Electrotechnique Internationale 3, rue de Varembe Genève, Suisse

---

---



Commission Electrotechnique Internationale  
International Electrotechnical Commission  
Международная Электротехническая Комиссия

CODE PRIX  
PRICE CODE

V

Pour prix, voir catalogue en vigueur  
For price, see current catalogue

## SOMMAIRE

	Pages
AVANT-PROPOS .....	4
INTRODUCTION.....	8
<b>SECTION 1: GÉNÉRALITÉS</b>	
Articles	
1.1 Domaine d'application .....	10
1.2 Référence normative .....	10
1.3 Définitions .....	10
1.4 Symboles .....	14
<b>SECTION 2: ESSAIS GLOBAUX D'ENSEMBLES COMPLETS</b>	
2.1 Généralités .....	14
2.1.1 Types d'ensembles à effet Doppler à ultrasons .....	14
2.1.2 Cas les plus défavorables .....	14
2.2 Conditions initiales .....	16
2.2.1 Alimentation .....	16
2.2.2 Fréquence d'essai, conditions générales .....	18
2.2.3 Distance de travail .....	18
2.2.4 Niveau de bruit à signal zéro .....	20
2.3 Réponse en fréquence Doppler .....	20
2.3.1 Bande de fréquences de réponse .....	20
2.3.2 Précision de fréquence Doppler .....	22
2.3.3 Fonctionnement à signal large .....	22
2.4 Réponse dans l'espace .....	24
2.4.1 Réponse axiale .....	26
2.4.2 Réponse latérale .....	26
2.5 Fréquence de fonctionnement .....	28
2.5.1 Mesurage acoustique .....	28
2.5.2 Mesurage électrique .....	28
2.6 Séparation en direction du flux .....	28
2.6.1 Séparation des canaux .....	28
2.6.2 Flux simultané .....	30
2.7 Réponse au spectre Doppler .....	30
2.7.1 Circuits à flux volumique .....	32
2.7.2 Suiveurs de fréquence à maximum .....	32
<b>SECTION 3: MONTAGES SPÉCIAUX POUR ESSAI DOPPLER</b>	
3.1 Montages pour essai Doppler .....	32
3.1.1 Montage pour essai Doppler à courroie .....	32
3.1.2 Montage pour essai Doppler à bande .....	36
3.1.3 Montage pour essai Doppler à disque .....	36
3.1.4 Montage pour essai Doppler à piston .....	38
3.1.5 Montage d'essai à petite bille .....	38
3.1.6 Montage pour essai Doppler à flux .....	38
3.1.7 Bac d'eau (ou bloc de gel) .....	40
Annexes	
A Description d'ensembles ultrasonores Doppler à ondes entretenues .....	50
B Justifications .....	58
C Bibliographie .....	62

## CONTENTS

	Page
FOREWORD .....	5
INTRODUCTION .....	9
<b>SECTION 1: GENERAL</b>	
Clause	
1.1 Scope .....	11
1.2 Normative reference .....	11
1.3 Definitions .....	11
1.4 Symbols .....	15
<b>SECTION 2: OVERALL TESTS OF COMPLETE SYSTEMS</b>	
2.1 General considerations .....	15
2.1.1 Types of Doppler ultrasound systems .....	15
2.1.2 Worst case conditions .....	15
2.2 Initial conditions .....	17
2.2.1 Power supply .....	17
2.2.2 Test frequency, general conditions .....	19
2.2.3 Working distance .....	19
2.2.4 Zero-signal noise level .....	21
2.3 Doppler frequency response .....	21
2.3.1 Frequency response range .....	21
2.3.2 Doppler frequency accuracy .....	23
2.3.3 Large-signal performance .....	23
2.4 Spatial response .....	25
2.4.1 Axial response .....	27
2.4.2 Lateral response .....	27
2.5 Operating frequency .....	29
2.5.1 Acoustical measurement .....	29
2.5.2 Electrical measurement .....	29
2.6 Flow direction separation .....	29
2.6.1 Channel separation .....	29
2.6.2 Simultaneous flow .....	31
2.7 Response to Doppler spectrum .....	31
2.7.1 Volume-flow circuits .....	33
2.7.2 Maximum-frequency followers .....	33
<b>SECTION 3: SPECIAL DOPPLER TEST OBJECTS</b>	
3.1 Doppler test objects .....	33
3.1.1 String Doppler test object .....	33
3.1.2 Band Doppler test object .....	37
3.1.3 Disk Doppler test object .....	37
3.1.4 Piston Doppler test object .....	39
3.1.5 Small ball test object .....	39
3.1.6 Flow Doppler test object .....	39
3.1.7 Water tank (or gel block) .....	41
Annexes	
A Description of continuous-wave Doppler ultrasound systems .....	51
B Rationale .....	59
C Bibliography .....	62

## COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

### ULTRASONS – ENSEMBLES À EFFET DOPPLER À ONDES ENTRETENUES – MÉTHODES D'ESSAI

#### AVANT-PROPOS

- 1) La CEI (Commission Electrotechnique Internationale) 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. 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 en ce qui concerne les questions techniques, préparés par les comités d'études où sont représentés tous les Comités nationaux s'intéressant à ces questions, expriment dans la plus grande mesure possible un accord international sur les sujets examinés.
- 3) Ces décisions constituent des recommandations internationales publiées sous forme de normes, de rapports techniques ou de guides et agréées comme telles par les Comités nationaux.
- 4) Dans le but d'encourager l'unification internationale, les Comités nationaux de la CEI s'engagent à appliquer de façon transparente, dans toute la mesure possible, les Normes internationales de la CEI dans leurs normes nationales et régionales. Toute divergence entre la norme de la CEI et la norme nationale ou régionale correspondante doit être indiquée en termes clairs dans cette dernière.

La tâche principale des comités d'études de la CEI est d'élaborer des Normes internationales. Exceptionnellement, un comité d'études peut proposer la publication d'un rapport technique de l'un des types suivants:

- type 1, lorsque, en dépit de maints efforts, l'accord requis ne peut être réalisé en faveur de la publication d'une Norme internationale;
- type 2, lorsque le sujet en question est encore en cours de développement technique ou lorsque, pour une raison quelconque, la possibilité d'un accord pour la publication d'une Norme internationale peut être envisagée pour l'avenir mais pas dans l'immédiat;
- type 3, lorsqu'un comité d'études a réuni des données de nature différente de celles qui sont normalement publiées comme Normes internationales, cela pouvant comprendre, par exemple, des informations sur l'état de la technique.

Les rapports techniques de types 1 et 2 font l'objet d'un nouvel examen trois ans au plus tard après leur publication afin de décider éventuellement de leur transformation en Normes internationales. Les rapports techniques de type 3 ne doivent pas nécessairement être révisés avant que les données qu'ils contiennent ne soient plus jugées valables ou utiles.

La CEI 1206, rapport technique de type 2, a été établie par le comité d'études 87 de la CEI: Ultrasons.

## INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

---

**ULTRASONICS –  
CONTINUOUS-WAVE DOPPLER SYSTEMS –  
TEST PROCEDURES****FOREWORD**

- 1) The IEC (International Electrotechnical Commission) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of the IEC is to promote international cooperation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, the IEC publishes International Standards. 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. The 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 the IEC on technical matters, prepared by technical committees on which all the National Committees having a special interest therein are represented, express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the subjects dealt with.
- 3) They have the form of recommendations for international use published in the form of standards, technical reports or guides and they are accepted by the National Committees in that sense.
- 4) In order to promote international unification, IEC National Committees undertake to apply IEC International Standards transparently to the maximum extent possible in their national and regional standards. Any divergence between the IEC Standard and the corresponding national or regional standard shall be clearly indicated in the latter.

The main task of IEC technical committees is to prepare International Standards. In exceptional circumstances, a technical committee may propose the publication of a technical report of one of the following types:

- type 1, when the required support cannot be obtained for the publication of an International Standard, despite repeated efforts;
- type 2, when the subject is still under technical development or where for any other reason there is the future but not immediate possibility of an agreement on an International Standard;
- type 3, when a technical committee has collected data of a different kind from that which is normally published as an International Standard, for example "state of the art".

Technical reports of types 1 and 2 are subject to review within three years of publication to decide whether they can be transformed into International Standards. Technical reports of type 3 do not necessarily have to be reviewed until the data they provide are considered to be no longer valid or useful.

IEC 1206, which is a technical report of type 2, has been prepared by IEC technical committee 87: Ultrasonics.

Le texte de ce rapport technique est issu des documents suivants:

Projet de comité	Rapport de vote
87(SEC)35	87(SEC)47

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

Le présent document est publié dans la série des rapports techniques de type 2 (conformément au paragraphe G.4.2.2 de la partie 1 des Directives CEI/ISO) comme «norme prospective d'application provisoire» dans le domaine des ultrasons car il est urgent d'avoir des indications sur la meilleure façon d'utiliser les normes dans ce domaine afin de répondre à un besoin déterminé.

Ce document ne doit pas être considéré comme une «Norme internationale». Il est proposé pour une mise en œuvre provisoire, dans le but de recueillir des informations et d'acquérir de l'expérience quant à son application dans la pratique. Il est de règle d'envoyer les observations éventuelles relatives au contenu de ce document au Bureau Central de la CEI.

Il sera procédé à un nouvel examen de ce rapport technique de type 2, trois ans au plus tard après sa publication, avec la faculté d'en prolonger la validité pendant trois autres années, de le transformer en Norme internationale ou de l'annuler.

Les annexes A, B et C sont données uniquement à titre d'information.

The text of this technical report is based on the following documents:

Committee draft	Report on Voting
87(SEC)35	87(SEC)47

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

This document is issued in the type 2 technical report series of publications (according to G.4.2.2 of part 1 of the IEC/ISO Directives) as a "prospective standard for provisional application" in the field of ultrasonics because there is an urgent requirement for guidance on how standards in this field should be used to meet an identified need.

This document is not to be regarded as an "International Standard". It is proposed for provisional application so that information and experience of its use in practice may be gathered. Comments on the content of this document should be sent to the IEC Central Office.

A review of this type 2 technical report will be carried out not later than three years after its publication, with the options of either extension for a further three years or conversion to an International Standard or withdrawal.

Annexes A, B and C are for information only.

## INTRODUCTION

Les ensembles ultrasonores à effet Doppler à ondes entretenues pour la mesure des écoulements, des vitesses d'écoulement ou pour la détection des battements du coeur foetal sont largement utilisés dans la pratique clinique. Les appareils médicaux à ultrasons de ce type mesurent le décalage en fréquence par effet Doppler, qui est le changement de fréquence d'une onde ultrasonore diffusée, ce changement étant provoqué par le mouvement relatif entre le diffuseur et le transducteur ultrasonore. Cette fréquence est proportionnelle à la vitesse observée, qui est la composante de la vitesse d'un diffuseur qui se dirige vers un transducteur ou s'en éloigne.

Ce rapport technique décrit une gamme de méthodes d'essai qu'on peut employer pour déterminer divers paramètres de fonctionnement pour des ensembles ultrasonores à effet Doppler à ondes entretenues. On peut aussi les employer pour des ensembles à effet Doppler en régime pulsé, bien que des essais complémentaires soient alors nécessaires. Les méthodes d'essai reposent sur l'utilisation d'un nombre de mécanismes particuliers tels que courroie, bande, disque, piston et flux pour réaliser des montages pour essai Doppler. Ces méthodes d'essai peuvent être considérées comme relevant d'une des trois catégories suivantes. La première correspond à des essais courants de vérification de la qualité qui peuvent être exécutés par un clinicien ou un technicien pour s'assurer que le système fonctionne correctement et possède une sensibilité convenable. La seconde correspond à des méthodes d'essai plus élaborées, utilisées moins souvent, par exemple lorsqu'on se doute que le système ne fonctionne pas correctement. La troisième couvre des essais qui seraient du ressort du fabricant sur des systèmes complets, par exemple, les conditions de spécification de type pour le fonctionnement.

## INTRODUCTION

Continuous-wave ultrasonic Doppler flowmeters, velocimeters, or foetal heart detectors are widely used in clinical practice. This type of medical ultrasonic equipment measures the Doppler-shift frequency which is the change in frequency of an ultrasound scattered wave caused by relative motion between a scatterer and the ultrasonic transducer. This frequency is proportional to the observed velocity, which is the component of the velocity of a scatterer that is directed towards or away from the transducer.

This technical report describes a range of test methods that may be applied to determine various performance parameters for continuous-wave Doppler ultrasound systems. They may also be applied to pulsed Doppler systems although additional tests would also be required. The test methods are based on the use of a number of specialised devices such as string, band, disk, piston and flow Doppler test objects. These test methods may be considered as falling into one of the following three categories. The first is routine quality control tests that can be carried out by a clinician or a technologist to ensure that the system is working adequately or has adequate sensitivity. The second is more elaborate test methods, conducted less frequently, such as when the system is suspected of not working properly. The third represents tests that would be done by a manufacturer on complete systems, as the basis of type specification of performance.

# ULTRASONS – ENSEMBLES À EFFET DOPPLER À ONDES ENTRETENUES – MÉTHODES D'ESSAI

## SECTION 1: GÉNÉRALITÉS

### 1.1 Domaine d'application

Le présent rapport technique décrit:

- des méthodes d'essai pour mesurer les performances d'ensembles ultrasonores à effet Doppler à ondes entretenues pour la mesure des écoulements, des vitesses d'écoulement ou pour la détection des battements du coeur foetal;
- des montages spéciaux pour effet Doppler pour déterminer des propriétés diverses de fonctionnement d'ensembles ultrasonores à effet Doppler.

Ce rapport technique s'applique à des essais faits:

- sur un ensemble ultrasonore complet à effet Doppler, ensemble qui n'est pas démonté ou débranché;
- sur des ensembles ultrasonores à effet Doppler à ondes entretenues. Les mêmes essais peuvent s'appliquer à des ensembles ultrasonores à effet Doppler qui mesurent la position ainsi que la vitesse d'écoulement, tels que les ensembles à effet Doppler pulsés et modulés en fréquence, bien que des essais complémentaires puissent être alors nécessaires.

La sécurité électrique et la sortie acoustique ne relèvent pas de ce rapport technique.

### 1.2 Référence normative

Le document normatif suivant contient des dispositions qui, par suite de la référence qui y est faite, constituent des dispositions valables pour le présent rapport technique. Au moment de la publication, l'édition indiquée était en vigueur. Tout document normatif est sujet à révision et les parties prenantes aux accords fondés sur le présent rapport technique sont invitées à rechercher la manière d'appliquer l'édition la plus récente du document normatif indiqué ci-après. Les membres de la CEI et de l'ISO possèdent le registre des Normes Internationales en vigueur.

CEI 1102: 1991, *Mesurage et caractérisation des champs ultrasonores à l'aide d'hydrophones dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 15 MHz*

### 1.3 Définitions

Pour les besoins de ce rapport technique les définitions suivantes s'appliquent:

1.3.1 **indicateur en direction; directionnel:** Termes caractérisant un **ensemble ultrasonore à effet Doppler** qui montre si des diffuseurs s'approchent ou s'éloignent du transducteur ultrasonore.

# ULTRASONICS – CONTINUOUS-WAVE DOPPLER SYSTEMS – TEST PROCEDURES

## SECTION 1: GENERAL

### 1.1 Scope

This technical report describes:

- test methods for measuring the performance of continuous-wave ultrasonic Doppler flowmeters, velocimeters, or foetal heart detectors;
- special Doppler test objects for determining various performance properties of Doppler ultrasound systems.

This technical report applies to:

- tests made on an overall Doppler ultrasound system; a system which is not disassembled or disconnected;
- tests made on continuous-wave Doppler ultrasound systems. The same tests can be applied to Doppler ultrasound systems which measure position as well as velocity, such as pulsed and frequency-modulated Doppler systems, although additional tests may then be required.

Electrical safety and acoustic output are not covered in this technical report

### 1.2 Normative reference

The following standard contains provisions which, through reference in this text, constitute provisions of this technical report. At the time of publication, the edition indicated was valid. All standards are subject to revision, and parties to agreements based on this technical report are encouraged to investigate the possibility of applying the most recent editions of the standards indicated below. Members of IEC and ISO maintain registers of currently valid International Standards.

IEC 1102: 1991, *Measurement and characterisation of ultrasonic fields using hydrophones in the frequency range 0,5 MHz to 15 MHz*

### 1.3 Definitions

For the purposes of this technical report, the following definitions apply:

1.3.1 **direction sensing; directional:** Descriptor of a type of **Doppler ultrasound system** which indicates whether scatterers are approaching or receding from the ultrasonic transducer.

1.3.2 **qui décompose les directions; qui sépare les directions:** Termes caractérisant un type d'**ensemble ultrasonore à effet Doppler** dans lequel la **sortie Doppler** apparaît sur différents terminaux de sortie, **canaux de sortie** ou appareils de sortie dépendant de la direction du mouvement du diffuseur par rapport au transducteur.

1.3.3 **fréquence Doppler; décalage en fréquence par effet Doppler:** Changement en fréquence d'une onde ultrasonore diffusée, provoqué par le mouvement relatif du diffuseur et du transducteur. C'est la différence des fréquences de l'onde émise et de l'onde reçue.

1.3.4 **sortie Doppler; sortie en direct; sortie en fréquence Doppler:** Tension à la fréquence ou aux fréquences Doppler qui rend actif l'appareil de sortie.

1.3.5 **connecteur de sortie Doppler:** Connecteur électrique ou élément d'un **ensemble ultrasonore à effet Doppler** sur lequel la **sortie Doppler** est disponible en vue d'une connexion à des **appareils de sortie** externes.

NOTE – Les **ensembles ultrasonores à effet Doppler** ne possèdent pas tous un connecteur matériel sur lequel la **sortie Doppler** est disponible.

1.3.6 **spectre Doppler:** Ensemble de **fréquences Doppler** produites par un **ensemble ultrasonore à effet Doppler**.

1.3.7 **montage pour essai Doppler:** Constructions artificielles utilisées pour les essais des **ensembles ultrasonores à effet Doppler** produisant des réflexions ultrasonores semblables à celles produites par les structures sur lesquelles les **ensembles ultrasonores à effet Doppler** doivent être utilisés.

NOTE – Les **montages pour essai Doppler** sont souvent appelés «fantômes».

1.3.8 **ensemble ultrasonore à effet Doppler; ensemble:** Appareil conçu pour émettre et recevoir des ultrasons, et produire une **sortie Doppler** à partir de la différence des fréquences de l'onde émise et de l'onde reçue.

1.3.9 **non directionnel:** Terme caractérisant un type d'**ensemble ultrasonore à effet Doppler** qui n'est pas **indicateur en direction**.

1.3.10 **vitesse observée:** Composante de la vitesse d'un diffuseur qui se dirige vers les transducteurs ou s'éloigne d'eux.

1.3.11 **fréquence de fonctionnement :** Fréquence ultrasonore ou électrique de fonctionnement d'un transducteur ultrasonore faisant partie d'un **ensemble ultrasonore à effet Doppler**.

1.3.12 **canal de sortie:** Partie d'un **ensemble ultrasonore à effet Doppler** qui, de par sa fonction, représente un aspect particulier de la **sortie Doppler**.

NOTE – Un **ensemble ultrasonore à effet Doppler** peut avoir deux **canaux de sortie**, chacun correspondant au flux dans une direction particulière.

1.3.13 **appareil de sortie:** Tout appareil inclus dans un **ensemble ultrasonore à effet Doppler** ou pouvant lui être relié et qui rend la **sortie Doppler** accessible aux sens humains.

**1.3.2 direction resolving; direction separating:** Descriptor of a type of **Doppler ultrasound system** in which the **Doppler output** appears at different output terminals, **output channels** or **output devices** depending upon the direction of scatterer motion relative to the transducer.

**1.3.3 Doppler frequency; Doppler-shift frequency:** Change in frequency of an ultrasound scattered wave caused by relative motion between the scatterer and the transducer. It is the difference frequency between the transmitted and the received wave.

**1.3.4 Doppler output; direct output; Doppler frequency output:** Voltage at the **Doppler frequency** or at **Doppler frequencies** which activates the **output device**.

**1.3.5 Doppler output connector:** Electrical connector or that part of a **Doppler ultrasound system** at which the **Doppler output** is available for connection to external **output devices**.

NOTE – Not all **Doppler ultrasound systems** have a physical connector at which the **Doppler output** is available.

**1.3.6 Doppler spectrum:** Set of **Doppler frequencies** produced by a **Doppler ultrasound system**.

**1.3.7 Doppler test object:** Artificial structures used in testing **Doppler ultrasound systems**. They produce ultrasonic reflections that are similar to those produced by the structures on which the **Doppler ultrasound systems** are to be used.

NOTE – **Doppler test objects** are often referred to as phantoms.

**1.3.8 Doppler ultrasound system; system:** Equipment designed to transmit and receive ultrasound and to generate a **Doppler output** from the difference in frequency between the transmitted and received waves.

**1.3.9 non-directional:** Descriptor of a type of **Doppler ultrasound system** which is not **direction sensing**.

**1.3.10 observed velocity:** Component of the velocity of a scatterer that is directed towards or away from the transducers.

**1.3.11 operating frequency:** The ultrasonic or electrical frequency of operation of an ultrasonic transducer forming part of a **Doppler ultrasound system**.

**1.3.12 output channel:** Part of a **Doppler ultrasound system** which functionally represents a particular aspect of the **Doppler output**.

NOTE - A **Doppler ultrasound system** may have two **output channels**, each representing a flow in a particular direction.

**1.3.13 output device:** Any device included in a **Doppler ultrasound system** or capable of being connected to it that makes the **Doppler output** accessible to the human senses.

## 1.4 Symboles

- $c$  est la célérité moyenne du son dans un milieu.
- $v$  est la vitesse moyenne du fluide dans un **montage pour essai Doppler** à fluide.
- $\Phi$  est l'angle entre le faisceau sonore et l'axe du tube de la courroie, de la bande ou du disque dans un **montage pour essai Doppler** à fluide, à courroie, à bande ou à disque respectivement.
- $\lambda$  est la longueur d'onde ultrasonore.

## SECTION 2: ESSAIS GLOBAUX D'ENSEMBLES COMPLETS

### 2.1 Généralités

#### 2.1.1 *Types d'ensembles à effet Doppler* à ultrasons

Un facteur très important qui concerne les essais de fonctionnement d'un **ensemble ultrasonore à effet Doppler** est de savoir s'il est **directionnel, non directionnel** ou **séparateur en direction**. **Directionnel** (ou «**indicateur en direction**») **correspond à un type d'ensemble** qui indique si les diffuseurs s'approchent ou s'éloignent du transducteur ultrasonore. Les **ensembles non directionnels** ne donnent pas d'indication sur la direction du mouvement du diffuseur. Les **ensembles qui décomposent** ou **séparent les directions** alimentent en **sortie Doppler** différents **canaux de sortie** suivant la direction du mouvement des diffuseurs. L'annexe A décrit, à titre d'exemple, ces différents types d'ensembles.

#### 2.1.2 *Cas les plus défavorables*

On peut appliquer une méthode d'essai pour déterminer un paramètre particulier de fonctionnement d'un **ensemble**. Souvent plusieurs quantités peuvent avoir une influence sur le fonctionnement global, chacune requérant la mise en oeuvre d'une méthode d'essai propre. Certaines de ces quantités doivent être rendues maximales, d'autres minimales, pour obtenir le meilleur fonctionnement global. En ce qui concerne le fonctionnement global, le tableau 1 donne les cas les plus défavorables pour les quantités clés propres aux **ensembles** vasculaires périphériques ainsi que le numéro d'article correspondant qui décrit une méthode d'essai appropriée. Des modifications au tableau 1 peuvent être nécessaires pour pouvoir l'utiliser pour d'autres applications. Par exemple, si le bruit mesuré en 2.2.4 est rendu maximal, cela peut conduire à un fonctionnement global du cas le plus défavorable, inversement, minimiser le bruit conduira à une performance maximale. La situation pour une réponse dans l'espace, voir l'article 2.4, est discutée dans le justificatif (voir annexe B).

## 1.4 Symbols

$c$  is the average speed of sound in a medium.

$v$  is the average speed of the fluid in a flow **Doppler test object**.

$\Phi$  is the angle between the sound beam and the axis of the tube, string, band or disc in flow, string, band or disc **Doppler test objects** respectively.

$\lambda$  is the ultrasonic wavelength.

## SECTION 2: OVERALL TESTS OF COMPLETE SYSTEMS

### 2.1 General considerations

#### 2.1.1 *Types of Doppler ultrasound systems*

A major factor that affects performance testing of a **Doppler ultrasound system (system)** is whether it can be described as **directional**, **non-directional**, or as **direction resolving**. **Directional** or **direction sensing** refers to a type of **system** which indicates whether scatterers are approaching or receding from the ultrasonic transducer. **Non-directional systems** do not indicate direction of scatterer motion. **Direction resolving**, or **direction separating systems** provide for **Doppler output** to appear at different **output channels** depending upon the direction of scatterer motion. Annex A gives descriptions and examples of these different types of **systems**.

#### 2.1.2 *Worst case conditions*

A test method may be applied to determine a particular performance parameter of a **system**. Often a number of quantities can have a bearing on overall performance, each one of which requires the application of a distinct test method. Some of these quantities need to be maximised and others need to be minimised in order to obtain the best overall performance. Considering overall performance, table 1 gives the worst case conditions for key quantities appropriate to peripheral vascular **systems** and the corresponding clause number which describes a suitable test method. Table 1 may need modification to be appropriate for other uses. As an example, if the noise as measured in 2.2.4 is maximised this will lead to worst case overall performance; conversely, minimising noise will lead to maximised performance. The situation for spatial response (see clause 2.4), is discussed in the rationale (see annex B).

Tableau 1 - Données dans les cas les plus défavorables et numéros des paragraphes correspondants

Le cas le plus défavorable est une valeur minimale pour:		Le cas le plus défavorable est une valeur maximale pour:	
Données	Paragraphe	Données	Paragraphe
La distance de travail	2.2.3	Le niveau de bruit	2.2.4
La réponse à haute fréquence	2.3.1	La réponse à basse fréquence	2.3.1
L'effet d'une cible fixe sur la sensibilité	2.3.3.2	La distorsion	2.3.3.1
La séparation des canaux	2.6.1	L'erreur de flux simultané	2.6.2

## 2.2 Conditions initiales

Ces articles décrivent les conditions communes à tous les essais donnés dans les articles 2.3 à 2.7, ainsi qu'une procédure pour repérer le bon **décalage en fréquence par effet Doppler** et les gammes de distances à utiliser pour ces mesurages.

Lorsqu'un type donné d'**ensemble** peut comporter diverses associations de composants, on doit considérer que chaque association est un **ensemble** différent en ce qui concerne les essais. Par exemple, un **ensemble** peut posséder des options diverses pour les transducteurs. Dans ce cas, pour chaque transducteur avec son appareil de sortie à enregistrement ou à affichage connectés à l'électronique fondamentale, on définira un **ensemble** différent. Pour que les essais soient significatifs, il convient que toutes les valeurs instrumentales, particulièrement les valeurs de volume ou de gain, soient enregistrées au cours de l'essai.

### 2.2.1 Alimentation

Pour s'assurer que les spécifications annoncées sont tenues dans la gamme de tensions d'alimentation, il convient que des essais soient effectués pour les différentes tensions de la ligne d'alimentation et que les valeurs pour des résultats d'essai dans les cas les plus défavorables soient enregistrées. Les tensions du réseau d'alimentation doivent être utilisées à leurs valeurs nominales et à 10 % au-dessus et au-dessous de la tension nominale. Pour les **ensembles** alimentés par le réseau, les valeurs dans les cas les plus défavorables sont celles obtenues après un temps d'échauffement spécifié.

Il convient que les **ensembles** portables alimentés par batterie pesant moins d'un kilogramme soient essayés sans échauffement et seulement pendant un temps suffisant pour effectuer chaque essai en vue de simuler un usage caractéristique. Les **ensembles** plus lourds alimentés par batterie seront essayés dans les mêmes conditions que ceux alimentés par le réseau.

Pour tous les **ensembles** alimentés par batterie, il convient que les résultats soient établis dans le cas le plus défavorable rencontré pendant la durée où la batterie fournit une tension depuis la tension de pleine charge jusqu'à la tension nominale de la batterie déchargée. Tout réglage ou ajustement de l'**ensemble** sera effectué comme prescrit dans

Table 1 – Worst case quantities, and corresponding subclause numbers

Worst case is the minimum value of:		Worst case is the maximum value of:	
Quantities	Subclause	Quantities	Subclause
Working distance	2.2.3	Noise level	2.2.4
High-frequency response	2.3.1	Low-frequency response	2.3.1
Fixed target effect on sensitivity	2.3.3.2	Distortion	2.3.3.1
Channel separation	2.6.1	Simulator flow error	2.6.2

## 2.2 Initial conditions

These clauses describe conditions common to all of the tests given in clauses 2.3 to 2.7, as well as a procedure for locating the appropriate **Doppler-shift frequency** and distance ranges to be used for these measurements.

Where a particular type of **system** may be comprised of various combinations of components, it is intended that each combination should be regarded as a separate **system** for testing purposes. For example, a **system** may have various transducer options. In this case, each transducer and output recording or presentation device connected to the basic electronics will define a different **system**. For tests to be meaningful, all instrument controls, particularly the volume or gain controls, should be recorded during the test.

### 2.2.1 Power supply

To ensure that the stated specifications hold over the range of power supply voltage, tests should be undertaken for the different power line voltages and the worst case test result values reported. The power line voltages are to be used at their nominal values and at 10 % above and below the nominal voltage. For power line operated **systems** the worst case values are those obtained after a specified warm-up time.

Portable battery-operated **systems** weighing less than one kilogram should be tested with no warm-up and only over the time span sufficient to perform each test to simulate typical use. Heavier battery-powered **systems** should be tested under the same conditions as the power line operated **systems**.

For all battery-operated **systems** the results should be the worst case found over the span of battery voltages from the fully charged condition to a nominal end-of-life voltage. Any **system** tuning or adjustment should be done as specified in the instruction supplied to the user. It should be stated whether the nominal life-span of the battery occurs under

la notice fournie à l'utilisateur et il sera indiqué si la durée de vie nominale de la batterie correspond à des conditions d'utilisation continues ou intermittentes. Cela permet au fabricant de choisir la durée de vie désirée de la batterie type pour une utilisation soit intermittente, soit continue.

### 2.2.2 *Fréquence d'essai, conditions générales*

Une **fréquence Doppler** d'essai nominale initiale spécifiée par le fabricant ou sinon une fréquence de 1,0 kHz devrait être obtenue en mettant en oeuvre l'**ensemble** et le transducteur avec un des **montages pour essai Doppler** précisés à l'article 3.1. Le faisceau sonore est dirigé vers la partie mobile qui convient du **montage pour essai Doppler** dont il convient de régler la vitesse de fonctionnement pour produire la **fréquence Doppler** nominale d'essai à la **sortie en fréquence Doppler de l'ensemble**. Il est recommandé d'ajouter un collier au transducteur permettant son déplacement le long de l'axe de sensibilité maximale de l'**ensemble** en essai et perpendiculairement à cet axe. En variante, le **montage pour essai Doppler** peut être mis en mouvement pour obtenir les mêmes déplacements relatifs. Dans les deux cas, il convient que le montage permette de changer l'angle du faisceau sonore émis par le transducteur par rapport au **montage pour essai Doppler**, tout en permettant de faire varier la distance du transducteur et du **montage pour essai Doppler** et que l'ajustement de la distance soit indépendant des ajustements angulaires de manière que la réponse axiale exacte le long du faisceau puisse être mesurée.

Quand cela est opportun et sauf indication contraire, il convient que le **décalage en fréquence par effet Doppler** et la **sortie Doppler** soient observés et mesurés à chacune des sorties fournies avec l'**ensemble** en essai, pour chacun des transducteurs avec lesquels il est destiné à fonctionner. Il est recommandé de prendre les valeurs au **connecteur de sortie Doppler** s'il est accessible. Les **ensembles** comportant une sortie sur un seul canal peuvent généralement être essayés en observant leur indication à la sortie par rapport à des échelles ou marques d'étalonnage sur l'**ensemble**.

Pour les essais qui utilisent les **montages pour essai Doppler** indiqués ci-dessus, on recommande l'utilisation d'un absorbeur équivalent à un tissu, décrit dans ce rapport technique. Il est conçu de manière à être sûr que les niveaux de signal dans l'**ensemble** soient proches de ceux qu'on rencontrera en pratique. On peut effectuer ces essais dans un bac à eau sans absorbeur et faire des corrections tenant compte des effets d'absorption. Dans ce cas, pour obtenir des résultats valables, il est recommandé que les commandes de gain soient mises en des positions qui empêchent un mauvais fonctionnement ou «surcharge» de l'**ensemble** provenant de grands signaux d'écho. La surcharge dans les circuits d'entrée peut se produire, malgré tout, compte tenu de la configuration. Puisque cette manière de procéder peut introduire des erreurs dans le cas de large ouverture ou pour des transducteurs à barrette, elle n'est pas recommandée.

### 2.2.3 *Distance de travail*

Le **montage pour essai Doppler** pour petit vaisseau ou **montage pour essai Doppler** à courroie (voir 3.1.1) convient pour cet essai. On peut enlever l'absorbeur équivalent à un tissu pour des distances de travail inférieures à 1 cm. La position latérale du bloc du transducteur est réglée en considérant la partie mobile du **montage pour essai Doppler** pour petit vaisseau tandis qu'on observe le niveau de signal de la **sortie Doppler** sur le **connecteur de sortie Doppler** choisi. La position qui rend maximale l'amplitude de la **sortie Doppler** est repérée. Ce processus est répété pour une série de distances entre le transducteur et la partie mobile du **montage pour essai Doppler**. L'écartement efficace entre la face du bloc du transducteur (mesuré sur l'axe central du bloc) et l'intersection de l'axe central du bloc du transducteur et de la partie mobile du **montage pour essai Doppler** est la distance de travail.

continuous or intermittent conditions of use. This allows the manufacturer to select the intended normal battery life for either intermittent or continuous use.

### 2.2.2 *Test frequency, general conditions*

An initial nominal test **Doppler frequency** as specified by the manufacturer, or 1,0 kHz if none is specified, should be obtained by operating the **system** and transducer with one of the **Doppler test objects** specified in clause 3.1. The sound beam is directed at the appropriate moving portion of the **Doppler test object**, whose speed of operation should be adjusted to produce the nominal test **Doppler frequency** in the **Doppler frequency output** of the **system**. The transducer should be affixed in a clamp capable of translating the transducer along, and at right angles to, the axis of maximum sensitivity of the **system** under test. Alternatively, the **Doppler test object** can be moved to cause the same relative displacements. In both cases, the mounting should allow the angle of the sound beam emitted by the transducer to be changed relative to the moving portion of the **Doppler test object**, while allowing the separation of the transducer and the **Doppler test object** to be changed. The separation adjustment should be independent of the angular adjustments so that the true axial response along the sound beam can be measured.

Where appropriate, and unless otherwise stated, the **Doppler-shift frequency** and the **Doppler output** should be observed and measured on each of the outputs provided for the **system** being tested, with each of the transducers with which it is expected to work. It is recommended that the readings be taken at the **Doppler output connector** if one is available. The single-channel output **systems** usually can be tested by observing their output indication relative to any calibration scales or marks on the **system**.

In the tests that use **Doppler test objects**, as illustrated above, the use of a tissue-equivalent absorber is recommended and described in this technical report. This is done to be sure that the signal levels in the **system** are close to those that will be encountered in practice. It is possible to make these tests in a water bath without absorber and to make corrections for the effects of absorption. In this case, to obtain valid results the gain controls should be set at positions that prevent malfunction, or "overloading" of the **system** from the large echo signals. Overloading in the input circuits can still occur, however, depending on the design. Since this procedure may introduce errors in the case of large aperture, or array transducers, it is not recommended.

### 2.2.3 *Working distance*

The small vessel **Doppler test object** or string **Doppler test object** (see 3.1.1) is convenient for this test. The tissue-equivalent absorber may be removed only for working distances less than 1 cm. The lateral position of the transducer assembly is adjusted with respect to the moving portion of the small vessel **Doppler test object** while observing the signal level of the **Doppler output** on the selected **Doppler output connector**. The position which maximises the magnitude of the **Doppler output** is located. This process is repeated over a range of separations between the transducer and the moving portion of the **Doppler test object**. The effective spacing between the face of the transducer assembly (measured on the centre line axis of the assembly) and the intersection of the centre line axis of the transducer assembly and the moving portion of the **Doppler test object** is the working distance.

Si l'**ensemble** comporte un circuit de commande automatique de gain, la **sortie Doppler** peut être relativement constante pour une large gamme de distances. Il convient que la distance de travail soit prise comme étant le centre approximatif de cette zone plate.

#### 2.2.4 Niveau de bruit à signal zéro

Pour s'y référer ensuite, il convient que le niveau des composants produisant du bruit qui se trouvent au **connecteur de sortie Doppler** quand la partie mobile (courroie) du **montage pour essai Doppler** est arrêtée soit mesuré en utilisant un appareil mesurant la puissance efficace vraie, ou visuellement sur chaque **appareil de sortie**. L'expérimentateur s'assurera que des réflexions parasites dans le **montage pour essai Doppler** n'influencent pas cet essai (voir 3.1.7). Il est recommandé que la bande passante de l'appareil de mesure de la puissance s'étende sur toute la bande de fréquence mesurée pour la réponse de la **sortie Doppler** particulière soumise à l'essai (voir 2.3.1).

### 2.3 Réponse en fréquence Doppler

Les essais de réponse en fréquence peuvent se faire en utilisant un **montage pour essai Doppler** approprié à l'usage clinique projeté de l'**ensemble** placé à la distance de travail normalisée.

La réponse et l'exactitude sont de préférence vérifiées par des essais dans les **montages pour essai Doppler** pour petit vaisseau ou à courroie puisque ceux-ci produisent une **fréquence Doppler** unique qui est facilement mesurée, même visuellement sur des analyseurs de spectre. Il convient que des réglages de commande ou des gammes de l'**ensemble** destinés au diagnostic des occlusions artérielles soient utilisés pour des essais avec ce **montage pour essai Doppler**. Les configurations de l'**ensemble** conçues pour le diagnostic veineux peuvent être essayées en utilisant des **montages pour essai Doppler** pour grand vaisseau ou à bande. Le **montage pour essai Doppler** à disque sera réservé à l'essai de distorsion décrit en 2.3.3.1.

#### 2.3.1 Bande de fréquences de réponse

La vitesse de la partie mobile (ou du fluide) dans le **montage pour essai Doppler** est modifiée pour produire une bande de **fréquences Doppler**. La moyenne dans le temps de la **sortie Doppler** est mesurée comme une fonction de la **fréquence Doppler** ou de la vitesse de mouvement, en utilisant un voltmètre affichant une valeur efficace ou moyenne et un fréquencemètre ou tout autre appareil affichant une vitesse. Si la **sortie Doppler** a une valeur maximale, les fréquences de réponse en basse et haute fréquences sont obtenues à partir des fréquences pour lesquelles la tension de sortie vaut 0,707 fois sa valeur maximale, quoique d'autres limites puissent être utilisées à condition de le signaler. Il convient d'appliquer la même procédure dans le cas de courbes de réponse à crêtes multiples où les valeurs minimales entre les maxima valent au moins 0,707 fois la tension au maximum le plus élevé.

Si la courbe de réponse est à crêtes multiples (comme ce sera en général le cas quand on réalise des essais de sortie avec haut-parleur) alors la valeur la plus petite trouvée entre les crêtes sera prise comme définissant le niveau de signal détectable minimal. Une ligne horizontale sur le graphique à ce niveau de signal coupera alors la courbe de réponse en fréquence à ce minimum et en deux autres points. Ces deux autres points sont les valeurs de réponse à basse et haute fréquences qu'il convient de présenter comme le résultat de l'essai, en précisant le niveau de ce minimum par rapport à la valeur la plus haute.

If the **system** includes an automatic gain control circuit, the **Doppler output** may be relatively constant over a large range of distances. The working distance should be taken as the approximate centre of this flat region.

#### 2.2.4 *Zero-signal noise level*

For future reference, the level of the noise components which are found at the **Doppler output connector** when the moving portion (string) of the **Doppler test object** is stopped should be measured using a true-r.m.s. responding power meter, or visually on each **output device**. The observer should be sure that stray reflections within the **Doppler test object** do not influence this test (see 3.1.7). The passband of the power meter should extend over the full frequency range measured for the response of the particular **Doppler output** being tested (see 2.3.1).

### 2.3 Doppler frequency response

Frequency response tests may be made by using a **Doppler test object** appropriate for the intended clinical use of the **system** positioned at the standard working distance.

Response and accuracy are preferably tested with the small vessel or string **Doppler test object** since these produce a single **Doppler frequency** which is readily measured, even visually on spectrum analyzers. **System** control settings or ranges intended for arterial occlusive diagnosis should be used for tests with this **Doppler test object**. **System** configurations designed for venous diagnosis may be tested using the large vessel or band **Doppler test object**. The disk **Doppler test object** should be reserved for the distortion test specified in 2.3.3.1.

#### 2.3.1 *Frequency response range*

The speed of the moving member (or fluid) in the **Doppler test object** is changed to produce a range of **Doppler frequencies**. The time-average **Doppler output** is measured as a function of **Doppler frequency** or speed of movement, using an r.m.s. or average responding voltmeter and a frequency counter, or other speed-indicating device. If the **Doppler output** has one maximum value, the low-frequency response frequency and the high-frequency response frequency are found from those frequencies at which the output voltage is 0,707 times its maximum value, although other limits may be used if so declared. This same procedure should apply in the case of multiple-peaked response curves where the minimum values between the maxima are not less than 0,707 times the voltage at the greatest maximum.

If the response curve is multiple-peaked (as it generally will be when using loudspeaker output tests) then the smallest value found between the peaks should be taken as defining the minimum detectable signal level. A horizontal line on the graph at this signal level will then intersect the frequency response curve at this minimum and two other points. These two other points are the low- and high-frequency response values and should be quoted as the result of the test, qualified by a statement of the level of this minimum relative to the highest value.

### 2.3.2 Précision de fréquence Doppler

Le **décalage en fréquence par effet Doppler** (ou toute indication étalonnée en unités de fréquence) est tracé en fonction de la vitesse de la partie mobile du **montage pour essai Doppler** qu'il convient de varier de zéro à une vitesse qui correspond aux valeurs de réponse à haute fréquence trouvées au cours de l'essai précédent (voir 2.3.1).

Cet essai sera répété en différents endroits entre les zones spatiales minimale et maximale (voir 2.4.1).

En chaque endroit, une représentation graphique de la fréquence vraie par rapport à la **fréquence Doppler** de sortie indiquée et une droite ajustée par la méthode des moindres carrés passant par l'origine sont préparées. Partant des résultats d'essai à différentes distances, la déviation maximale du **décalage en fréquence par effet Doppler** à la sortie par rapport à la droite ajustée sera considérée comme la précision en fréquence et donnée comme pourcentage du **décalage en fréquence par effet Doppler** maximal trouvé à la sortie.

### 2.3.3 Fonctionnement à signal large

Les signaux larges, particulièrement ceux à plusieurs fréquences, peuvent provoquer des erreurs dans les indications des récepteurs du système de communication qui sont comparables aux récepteurs Doppler à ultrasons. Les essais dans cette section cherchent l'ampleur de ces effets pour des signaux parasites qui sont aux environs du niveau maximal qu'on pourrait rencontrer en pratique.

#### 2.3.3.1 Distorsion et linéarité

Il convient que le signal le plus large possible provenant de sang en mouvement soit simulé en utilisant le **montage pour essai Doppler** à disque (voir 3.1.3) à la distance de travail normalisée sans aucun matériau absorbant équivalent à un tissu entre le transducteur et le disque. L'axe du faisceau sonore sera placé à une distance correspondant à la distance de travail déterminée en appliquant la procédure donnée en 2.2.3.

On doit mesurer la distorsion de sortie et la considérer comme un pourcentage de la **sortie en fréquence Doppler**. Ce mesurage à la sortie sera fait avec un analyseur de spectre ou avec des filtres de gain connu à la **fréquence Doppler** fondamentale et à ses harmoniques d'ordre inférieur.

La **sortie en fréquence Doppler** est la valeur efficace du niveau du signal à la fréquence fondamentale et la sortie avec distorsion est la somme des valeurs efficaces du signal de sortie à toutes les autres fréquences importantes. La limite supérieure en fréquence pour cette somme est toute fréquence au-dessus du troisième harmonique qui fournit une valeur efficace en niveau supérieure à 10 % de la somme de toutes les fréquences inférieures, le fondamental exclu.

#### 2.3.3.2 Effet de cible fixe sur la sensibilité

L'effet de cibles solides fixes sur l'amplitude de la **sortie Doppler** peut être déterminé en utilisant le **montage pour essai Doppler** pour petit vaisseau ou à courroie (voir 3.1.1) avec, en place, un matériau équivalent au tissu et un espace entre transducteur et courroie correspondant à la distance de travail déterminée comme indiqué en 2.2.3. Il convient de régler la vitesse de la courroie mobile pour donner un **décalage en fréquence par effet Doppler** qui soit la moyenne géométrique des fréquences de réponse à haute et basse fréquences mesurées comme indiqué en 2.3.1.

### 2.3.2 *Doppler frequency accuracy*

The **Doppler shift frequency** (or any indication that is calibrated in units of frequency) is plotted as a function of the velocity of the moving member of the **Doppler test object**. The speed of the moving member should be varied from zero to a speed which produces the high-frequency response values found in the previous test (see 2.3.1).

This test should be repeated at different locations between the minimum and maximum spatial ranges (see 2.4.1).

For each location, a plot of true frequency versus the indicated output **Doppler shift frequency** and a least squares fitted straight line through the origin are prepared. From the test results at different distances, the maximum deviation of the output **Doppler shift frequency** from the straight line fit should be reported as the frequency accuracy, and given as a percentage of the maximum output **Doppler shift frequency** found.

### 2.3.3 *Large-signal performance*

Large signals, particularly those at different frequencies, can cause errors in the indication of communication system receivers that are similar to ultrasound Doppler receivers. The tests in this section look for the magnitude of these effects for interfering signals that are about the maximum level that would be encountered in practice.

#### 2.3.3.1 *Distortion and linearity*

The largest possible signal from moving blood should be simulated by using the disk **Doppler test object** (see 3.1.3) at the standard working distance with no tissue equivalent absorbing material between the transducer and the disk. The axis of the sound beam should be placed at a distance corresponding to the working distance determined using the procedure given in 2.2.3.

The output distortion is to be measured and reported as a percentage of the fundamental **Doppler frequency output**. This output measurement is to be made with a spectrum analyzer or with filters of known gain at the fundamental **Doppler frequency** and its low order harmonics.

**Doppler frequency output** is the r.m.s. value of the signal level at the fundamental frequency and distortion output is the sum of the r.m.s. values of the output signal at all other significant frequencies. The upper limit of frequency for this sum is any frequency above the third harmonic that contributes an r.m.s. level greater than 10 % of the sum of all lower frequencies, excluding the fundamental.

#### 2.3.3.2 *Fixed target effect on sensitivity*

The effect of strong, fixed targets on the amplitude of the **Doppler output** can be determined by using the small vessel or string **Doppler test object** (see 3.1.1) with tissue equivalent material in place and a transducer-to-string spacing corresponding to the working distance determined in accordance with 2.2.3. The speed of the moving string should be adjusted to give a **Doppler-shift frequency** which is the geometric mean of the high- and low-frequency response frequencies measured according to 2.3.1.

La variation dans la **sortie Doppler** provenant de l'**appareil de sortie** après évaluation sera consignée comme étant la variation en décibels observée quand une cible à forte réflexion est placée pour intersecter toute la zone de réponse latérale (voir 2.4.2) de la sonde Doppler à la distance de travail. La cible réfléchissante sera placée aussi près que possible de la courroie mobile et orientée pour produire l'écho maximal de la cible fixe (généralement à angle droit de l'axe de sensibilité de la sonde). Notez qu'il convient de déterminer la surface de la cible et la position réelle de l'axe en appliquant la méthode donnée en l'article 2.4. On répétera cet essai si la cible était trop petite. On fera varier la position angulaire de la cible fixe à forte réflexion autour de la normale à l'axe de symétrie de la sonde tout en observant la **sortie Doppler**. La variation maximale trouvée de la **sortie Doppler**, lorsqu'on fait bouger méthodiquement la cible fixe, sera prise en compte pour cette section.

Il est recommandé que le réflecteur à grande amplitude soit une pièce de métal ou de mélange métal-résine de 3 cm d'épaisseur, ayant une réflectivité de plus de 3 dB de celle d'un réflecteur parfait. Cette réflectivité peut être déterminée par le calcul si la vitesse du son et la densité du matériau réfléchissant sont connues et sont associées à celles de l'eau.

### 2.3.3.3 *Distorsion d'intermodulation*

La distorsion d'intermodulation est déterminée en mesurant la sortie erronée avec deux cibles mobiles, chaque cible produisant des **fréquences Doppler** différentes. Cette sortie erronée se produit à des fréquences égales à la somme et à la différence des différentes **fréquences Doppler**.

On doit disposer d'un **montage pour essai Doppler** à deux éléments mobiles, soit des courroies, soit des rubans, ou à fluide circulant. La vitesse de l'élément produisant la sortie «désirée» doit être maintenue constante à une valeur qui produit la fréquence nominale d'essai à la **sortie Doppler**. Il convient que le second élément mobile produise un niveau de signal égal à celui produit par une paroi de vaisseau sanguin, c'est-à-dire environ 30 dB au-dessus du niveau produit par un **montage pour essai Doppler** à disque équivalent au sang, à la distance de travail. Le second élément fonctionnera à une vitesse produisant une **fréquence Doppler** de 0,1 fois la fréquence nominale d'essai.

Le niveau efficace total de sortie pour les fréquences somme et différence sera noté comme un pourcentage de la sortie efficace à la **fréquence Doppler** «désirée».

## 2.4 Réponse dans l'espace

On peut déterminer la sensibilité relative de l'**ensemble ultrasonore à effet Doppler** aux agents de diffusion en différents points de l'espace par ces moyens. On n'utilise que l'amplitude de la **sortie Doppler** pour ces essais. Un **montage pour essai Doppler** à courroie est souvent adéquat pour essayer les **ensembles** destinés à être utilisés comme mesureurs de flux vasculaire périphériques. Ces **montages pour essai Doppler** produisent une **sortie Doppler** à bande étroite qu'il est plus facile de mesurer qu'une **sortie Doppler** à large bande qu'on obtient quand on utilise un **montage pour essai Doppler** à flux. Il convient d'utiliser un **montage pour essai Doppler** à courroie qui simule la force de dispersion provenant d'un vaisseau de taille spécifiée et de consigner cette taille comme faisant partie des résultats de la réponse dans l'espace. Une spécification similaire concernant la taille du vaisseau pour un **montage pour essai Doppler** est généralement nécessaire pour expliquer les pertes sur la paroi de la tubulure ou la réflectivité du fluide utilisé.

The change in the **Doppler output** from the **output device** being evaluated should be reported in terms of the decibel change observed when a highly reflecting target is placed to intersect the full region of lateral response (see 2.4.2) of the Doppler probe at the working distance. The reflecting target should be placed as close as practicable to the moving string and oriented to produce the maximum fixed target echo (generally at right angles to the axis of sensitivity of the probe). Note that the area of the target and actual axis position should be determined by the procedures given in clause 2.4. This test should be repeated if the target was too small. The angular position of the fixed, highly reflecting target should be varied about the position of perpendicularity to the axis of probe symmetry while observing the **Doppler output**. The maximum change in **Doppler output** encountered while systematically moving the fixed target should be reported for this section.

The high amplitude reflector should be a 3 cm thick piece of metal or metal-resin mixture, having a reflectivity not more than 3 dB below a perfect reflector. This reflectivity may be determined by calculation if the speed of sound and the density of the reflector material are known and are combined with those of water.

#### 2.3.3.3 *Intermodulation distortion*

Intermodulation distortion is determined by measuring the spurious output with two moving targets, each target producing different **Doppler frequencies**. This spurious output will occur at frequencies equal to the sum and the difference of the different **Doppler frequencies**.

A **Doppler test object** is required with two moving members, either strings, bands, or flows. The speed of the member producing the "desired" output is to be held constant at a value that produces the nominal test frequency in the **Doppler output**. The second moving member should produce a signal level equal to that produced by a blood-vessel wall. That is, about 30 dB above the level produced by a blood equivalent disk **Doppler test object** at the working distance. The second member should operate at a speed that produces a **Doppler frequency** of 0,1 times the nominal test frequency.

The total r.m.s. output level at the sum and difference frequencies should be reported as a percentage of the r.m.s. output at the "desired" **Doppler frequency**.

## 2.4 Spatial response

The relative sensitivity of the **Doppler ultrasound system** to scatterers at different points in space can be determined by these procedures. Only the amplitude of the **Doppler output** is used for these tests. A string **Doppler test object** is often suitable to test **systems** intended for use as peripheral vascular flowmeters. These **Doppler test objects** produce a narrow-band **Doppler output** which is easier to measure than the wideband **Doppler output** that results from using a flow **Doppler test object**. A string **Doppler test object** should be used which simulates the scattering strength from a vessel of specified size, and this size should be reported as part of the spatial response results. A similar specification for vessel size for a flow **Doppler test object** is usually necessary to account for losses in the wall of the tubing, or for the reflectivity of the fluid used.

Le **montage pour essai Doppler** à piston mobile convient pour l'essai des **ensembles** qu'on a la possibilité d'utiliser pour la détection du coeur foetal. Pour essayer des **ensembles** cardiaques à haute résolution, un piston mobile de 1 mm de diamètre ou une cible à bille de même taille peut être utilisé.

Lorsqu'on se réfère, dans cette section, à la mobilité du transducteur, on doit comprendre que les positions relatives du transducteur et de l'élément mobile du **montage pour essai Doppler** doivent être changées.

#### 2.4.1 Réponse axiale

Cet essai précise l'étendue en profondeur dans un tissu à partir de laquelle un petit signal est détectable.

Au départ, le transducteur est placé à la distance de travail déterminée comme indiqué en 2.2.3 en utilisant le **montage pour essai Doppler** à courroie et à la **fréquence Doppler** nominale spécifiée par le fabricant, ou 1,0 kHz en l'absence de précision de sa part. Il convient de déterminer la réponse axiale en changeant la distance entre le transducteur Doppler et la courroie mobile, tout en maintenant fixe la position du matériau atténuateur équivalent à un tissu.

La réponse axiale est déterminée en traçant le graphique du niveau moyen de signal dans le temps de la **sortie Doppler** en fonction de la distance. Les distances minimales et maximales sont celles pour lesquelles la **sortie Doppler** est 3 dB au-dessus du niveau de bruit déterminé comme en 2.2.4 pour la sortie en tension. L'étendue en réponse axiale pour tout convertisseur fréquence/tension sera évaluée pour le nombre de décibels au-dessus du niveau de bruit spécifié par le fabricant comme étant nécessaire pour la précision spécifiée.

#### 2.4.2 Réponse latérale

Cet essai précise la distance latérale dans le tissu à travers lequel les diffuseurs provoquant un signal donné peuvent être localisés. C'est aussi un essai concernant la possibilité de séparer des signaux provenant de deux vaisseaux adjacents. Il convient d'effectuer l'essai en déplaçant le transducteur perpendiculairement à l'axe de sensibilité maximale dans les directions pour lesquelles on s'attend à une fonction de réponse latérale large et aussi dans celles où cette fonction peut être étroite. Si on réalise un graphique de la sensibilité latérale en utilisant une cible à petite bille, les distances en réponse latérale ainsi que la surface de réponse peuvent être notées.

La réponse latérale est mesurée en retournant la sonde et la partie mobile du **montage pour essai Doppler** par rapport aux positions utilisées dans l'essai spécifié en 2.4.1. En démarrant à la distance de travail, le transducteur est déplacé dans une direction perpendiculaire à l'axe de sensibilité du transducteur et un graphique de la **sortie Doppler** est réalisé en fonction de ce déplacement. La précision latérale ou la largeur de faisceau est la distance entre les points pour lesquels la fonction de réponse latérale est supérieure au niveau de -3 dB. Si on trouve des crêtes accessoires dont l'amplitude est moins de 3 dB au-dessous de la crête primaire, alors la distance totale qui englobe toutes les crêtes de ce genre est la réponse latérale.

The moving piston **Doppler test object** is suitable for testing those **systems** that may be used for foetal heart detection. For testing high resolution cardiac **systems**, a 1 mm diameter moving piston, or a ball target of similar size can be used.

Where this section refers to moving the transducer, it is to be understood that the relative positions of transducer and the moving member of the **Doppler test object** are to be changed.

#### 2.4.1 *Axial response*

This test specifies the depth range in tissue over which a small signal is detectable.

Initially, the transducer is set at the working distance determined in accordance with 2.2.3 using the string **Doppler test object** and at the nominal **Doppler frequency** specified by the manufacturer, or 1,0 kHz if none is specified by the manufacturer. The axial response should be determined by changing the spacing between the Doppler transducer and the moving string, maintaining the position of the attenuating tissue equivalent material fixed.

The axial response is determined by plotting the time average signal level of the **Doppler output** as a function of the spacing. The minimum and maximum ranges are specified as the ranges at which the **Doppler output** is 3 dB above the noise level as found in 2.2.4, for the voltage output. The axial response range for any frequency-to-voltage converter should be determined for the number of decibels above the noise level specified by the manufacturer as necessary for the specified accuracy.

#### 2.4.2 *Lateral response*

This test specifies the lateral distance in tissue over which scatterers giving rise to a given signal can be localised. It is also a test of the ability to separate signals from two adjacent vessels. The test should be made by moving the transducer perpendicular to the axis of maximum sensitivity in those directions in which the lateral response function is expected to be wide, and also in the directions where it should be narrow. If a point-by-point plot of lateral sensitivity is made using a small ball target both the lateral response distances and the area of response can be stated.

The lateral response is measured by returning the probe and the moving portion of the **Doppler test object** to those initially used in the test specified in 2.4.1. Starting at the working distance, the transducer is moved in a direction perpendicular to the transducer sensitivity axis and a plot of the **Doppler output** is made as a function of this displacement. The lateral resolution or beam width is the distance between the points at which the lateral response function is greater than the -3 dB level. If subsidiary peaks are found whose amplitude is less than 3 dB below the primary peak, then the total range which encompasses all such peaks is the lateral response.

## 2.5 Fréquence de fonctionnement

La **fréquence de fonctionnement** ou la gamme dans laquelle on peut régler la **fréquence de fonctionnement** peut être déterminée de manière acoustique ou électrique.

NOTE – Pour des **ensembles ultrasonores à effet Doppler** à onde entretenue, la fréquence de l'onde ultrasonore produite par le transducteur et mesurée à la surface du transducteur ou à proximité de celle-ci en utilisant un hydrophone est généralement identique à la fréquence de l'excitation électrique du transducteur.

### 2.5.1 Mesurage acoustique

On peut mesurer la **fréquence de fonctionnement** ultrasonore dans un récipient en utilisant un hydrophone à large bande (voir CEI 1102) relié à un amplificateur et à un analyseur de spectre à radiofréquence, ou à un compteur de fréquence.

### 2.5.2 Mesurage électrique

On peut mesurer la fréquence de fonctionnement électrique en enroulant du fil autour de la sonde Doppler, en amplifiant le signal reçu de la bobine ainsi réalisée et en lisant la fréquence sur un analyseur de spectre ou un compteur comme en 2.5.1.

## 2.6 Séparation en direction du flux

Les essais dans cette section s'appliquent seulement aux **ensembles indicateurs en direction** ou **qui décomposent les directions**. On doit essayer ces **ensembles** suivant les procédures des paragraphes précédents en utilisant les essais applicables à un simple canal sur les deux sorties séparées des directions de flux. Un essai complet nécessite une caractérisation des deux sorties: sorties «avant» et «arrière» (voir figure A.2 ). Il convient que les valeurs dans les cas les moins favorables, comme indiqué dans le tableau 1, soient enregistrées comme résultat unique.

On doit faire les essais de séparation à la distance de travail comme indiqué en 2.2.3, avec le transducteur placé dans un **montage pour essai Doppler** approprié avec un absorbeur équivalent à un tissu et avec des absorbeurs de réflexion parasite en place. Pour ces essais, on peut inverser la direction du mouvement de la partie mobile par tout moyen qui ne change pas les positions relatives des éléments.

Les essais faits en utilisant des **montages pour essai Doppler** qui comprennent des matériaux atténuateurs équivalents à un tissu, comme décrit ici, sont réputés représentatifs des résultats trouvés au cours d'une mise en oeuvre normale. On peut trouver des résultats très différents pour des signaux qui saturent l'**ensemble**, tels qu'on peut en rencontrer quand on n'utilise pas de matériau atténuateur. De tels essais peuvent être effectués et notés si le niveau de signal auquel se rapporte l'essai est également donné.

### 2.6.1 Séparation des canaux

La valeur de séparation est obtenue en mesurant la tension en provenance du canal correspondant à la direction de la courroie, aussi bien qu'en provenance du canal opposé. Par exemple, si la courroie s'éloigne du transducteur, alors la tension à la borne de sortie «en éloignement» sera mesurée et considérée comme la tension désirée; la tension à la borne de sortie «en rapprochement» apportant des erreurs dans l'**ensemble**, est une tension de sortie non désirée. La séparation doit être évaluée en décibels à vingt fois le logarithme du rapport de la tension de sortie désirée à celle non désirée. La séparation est mesurée pour chaque direction du mouvement de la courroie pour la gamme des

## 2.5 Operating frequency

**Operating frequency** or the range over which the **operating frequency** is adjustable, may be determined either acoustically or electrically.

NOTE - For continuous-wave **Doppler ultrasound systems**, the frequency of the ultrasonic wave generated by the transducer and measured at or near the face of the transducer using a hydrophone is usually identical to the frequency of the electrical excitation of the transducer.

### 2.5.1 Acoustical measurement

The ultrasound **operating frequency** may be measured in a tank by the use of a wide-band hydrophone (see IEC 1102) connected to an amplifier and radio-frequency spectrum analyzer, or frequency counter.

### 2.5.2 Electrical measurement

The electrical **operating frequency** may be measured by winding turns of wire around the Doppler probe, amplifying the received signal from the coil, and reading the frequency on a spectrum analyzer or counter as in 2.5.1.

## 2.6 Flow direction separation

The tests in this section apply only to **direction-sensing** or **direction-resolving systems**. These **systems** are to be tested under the procedures of the previous clauses using the equivalent single-channel tests on the two separate flow direction outputs. A complete test requires specification of both outputs: "forward" and "reverse" outputs (see figure A.2). The least-favourable case values, as specified in table 1, should be reported as a single set.

Separation tests are to be done at the working distance measured according to 2.2.3, with the transducer mounted on an appropriate **Doppler test object** with the tissue equivalent absorber and stray reflection absorbers in place. For these tests the direction of motion of the moving part may be reversed by any means that leaves the relative positions of the parts unchanged.

Tests made using the **Doppler test objects** that contain tissue equivalent attenuating material, as described here, are intended to be representative of the results found during normal operation. Very different results may be found for signals that overload the **system**, such as may be encountered when attenuating material is not used. Such tests can be conducted and reported if the signal level to which the test pertains is also given.

### 2.6.1 Channel separation

The separation value is obtained by measuring the voltage from the channel corresponding to the string direction, as well as from the opposite channel. For example, if the string is moving away from the transducer, then the voltage at the "away" output terminal is to be measured and regarded as the desired voltage; that at the "toward" output terminal representing errors within the **system** is the undesired output voltage. Separation is to be quoted in decibels as twenty times the logarithm of the ratio of the desired output to the undesired output voltage. Separation is measured for each direction of string motion throughout the range of string speeds which correspond to the frequencies between the

vitesses de la courroie qui correspondent aux fréquences entre la réponse à basse fréquence et celle à haute fréquence trouvées en 2.3.1. Il convient d'enregistrer la valeur minimale du rapport de séparation pour l'un ou l'autre canal à n'importe quelle fréquence comme valeur de la séparation.

Puisque l'amplitude de sortie ne peut actuellement être mesurée avec précision pour les sorties à visualisation de spectre, une reproduction de la visualisation correspondant à la valeur minimale du rapport de séparation sera faite. Elle montrera à la fois les réponses désirées et non désirées. Ces dernières sont souvent appelées images «fantômes» ou «miroirs».

### 2.6.2 Flux simultané

L'indication de sortie des **ensembles indicateurs en direction** qui ne sont pas des **ensembles décomposant les directions** devrait être zéro si on mesure des flux équivalents dans des directions opposées. C'est une vérification de la symétrie de la réponse de **sortie Doppler** aux environs de la fréquence zéro. Pour ces **ensembles**, l'essai de précision du 2.3.2 est insuffisant pour indiquer la réponse à des flux simultanés dans deux directions en raison d'un effet possible d'erreurs de phase dues à une connexion croisée des canaux.

L'indication de la **sortie en fréquence Doppler** des **ensembles qui décomposent les directions**, lors de l'observation d'un flux dans une direction, ne devrait pas être influencée quand arrive le flux dans l'autre direction. Cette méthode d'essai devrait aussi être sensible à cet effet.

Un **montage pour essai Doppler** est nécessaire, dans lequel le déplacement des deux parties mobiles se fait dans des directions différentes mais proches l'une de l'autre. Elles doivent être toutes deux dans la région sensible du champ du transducteur, au moins de façon à fournir des **sorties Doppler** d'égale amplitude quand elles fonctionnent séparément. Sans cela, l'équilibrage dépendrait de facteurs critiques de positionnement.

L'indication de sortie de la **fréquence Doppler** des **ensembles indicateurs en direction** devrait être zéro. La valeur réelle, exprimée en pourcentage à partir de la sortie, obtenue lorsqu'une seule des parties mobiles est arrêtée, est le déséquilibre. Il convient d'enregistrer la valeur maximale trouvée pour les vitesses de la partie mobile du **montage pour essai Doppler** qui produit les **fréquences Doppler** dans la gamme trouvée en utilisant la manière de faire donnée en 2.3.1.

On observe d'abord une **sortie en fréquence Doppler** pour les **ensembles qui décomposent les directions** avec seulement la partie appropriée en mouvement et ensuite avec les deux parties se déplaçant à la même vitesse. Il convient que le changement dans la **fréquence Doppler** indiquée soit noté en pourcentage du résultat avec une partie en mouvement. La valeur maximale en pourcentage trouvée pour les vitesses des parties en mouvement qui produisent les fréquences dans la gamme trouvée en 2.3.1 sera enregistrée.

## 2.7 Réponse au spectre Doppler

Les sorties dérivées qui tirent des informations du **spectre Doppler** résultant des vitesses différentes du flux sanguin dans un vaisseau donné doivent être essayées en utilisant le **montage pour essai Doppler** à flux (ou le générateur à flux volumique) décrit en 3.1.6.

low-frequency response and the high-frequency response found in 2.3.1. The minimum value of the separation ratio for either channel at any frequency should be reported as the separation.

Since the output amplitude presently cannot be measured accurately for spectrum display outputs, a hard copy print of the display corresponding to the minimum value of the separation ratio should be made. It will show both desired and undesired responses. The latter is often referred to as the "ghost" or "mirror" image.

### 2.6.2 *Simultaneous flow*

The output indication of **direction sensing systems** that are not **direction resolving** should be zero if measuring equal flows in opposite directions. This is a test of the symmetry of the **Doppler output** response about zero frequency. For these **systems**, the accuracy test of 2.3.2 is not sufficient to indicate the response to simultaneous flows in two directions because of the possible effect of the phase errors in cross-connecting the channels.

The **Doppler frequency output** indication of **direction resolving systems**, when observing a flow in one direction, should not be influenced when flow in the other direction occurs. This test method should also be sensitive to this effect.

A **Doppler test object** is required that has the two moving members travelling in different directions but close together. They must both be within the sensitive region of the transducer field, at least to give equal amplitude **Doppler outputs** when operated separately. Otherwise, the balance would depend on critical details of positioning.

The **Doppler frequency** output indication of the **directional sensing systems** should be zero. The actual value, expressed as a percentage down from the output obtained when only one of the moving members is stopped, is the unbalance. The maximum value found for the speeds of the moving member of the **Doppler test object** that produce **Doppler frequencies** within the range found using the procedure given in 2.3.1 should be recorded.

A **Doppler frequency output** for **direction resolving systems** is observed first with only the appropriate member moving, and then with both members moving at the same speed. The change in indicated **Doppler frequency** should be reported as a percentage of the indication with one member moving. The maximum percentage value found for moving member speeds that produce frequencies within the range found in 2.3.1 should be recorded.

## 2.7 Response to Doppler spectrum

Derived outputs which obtain information from the **Doppler spectrum** resulting from different velocities of blood flow within a given blood-vessel are to be tested using the flow **Doppler test object** (or volume-flow generator) described in 3.1.6. This **Doppler test**

Ce **montage pour essai Doppler** fournit un courant de flux à l'intérieur du tube qui est à monter comme la courroie ou la bande dans les **montages pour essai Doppler** décrits en 3.1.1 et 3.1.2. Les essais sont à faire à la distance de travail.

### 2.7.1 *Circuits à flux volumique*

Il convient d'essayer les **ensembles** destinés à des mesurages absolus et relatifs de flux volumique en utilisant comme norme le flux volumique déterminé par une série d'«arrêts et coups de piston» ou à partir d'appareil de mesure de flux correctement calibré. L'essai utilisera le **montage pour essai Doppler** à flux décrit en 3.1.6.

Il convient que la gamme de diamètres intérieurs de vaisseaux sanguins pour laquelle l'**ensemble** est conçu soit fixée et que des essais soient faits avec des sections d'essai des tubes dans le réservoir d'eau qui couvrent la même gamme.

Les essais couvriront la gamme d'angles compris entre l'axe de sensibilité de l'**ensemble** et l'axe du vaisseau de 30° à 60° et une gamme de **fréquences Doppler** couvrant la gamme trouvée au cours des essais spécifiés en 2.3.1. Les résultats peuvent être interprétés comme la déviation maximale entre la sortie mesurée et une droite ajustée aux données par la méthode des moindres carrés.

### 2.7.2 *Suiveurs de fréquence à maximum*

Il convient que les circuits dérivateurs de la fréquence maximale du **spectre Doppler** soient essayés en utilisant le **montage pour essai Doppler** à flux et un liquide à viscosité égale à celle du sang. L'indication maximale de **fréquence Doppler** fournie par l'**ensemble** en essai est à comparer avec la **fréquence Doppler** maximale qui serait produite de manière théorique à partir d'un profil parabolique de flux. Avec un flux parabolique, la vitesse du flux de crête est égale à deux fois la vitesse moyenne du flux observée dans le **montage pour essai Doppler**. La vitesse moyenne du flux est obtenue en divisant la vitesse de flux volumique par la surface du tube en essai. La **fréquence Doppler** théorique maximale est tirée de la formule

$$\text{fréquence Doppler maximale} = (4 v/\lambda) \cos \Phi$$

où

- $\lambda$  est la longueur d'onde de l'ultrason dans le fluide à l'intérieur du tube;
- $\Phi$  est l'angle entre le faisceau sonore et la section droite du tube;
- $v$  est la vitesse moyenne du fluide.

## SECTION 3: MONTAGES SPÉCIAUX POUR ESSAI DOPPLER

### 3.1 **Montages pour essai Doppler**

Les **montages pour essai Doppler** figurant de 3.1.1 à 3.1.6 sont décrits selon les caractéristiques de performances actuelles avec des suggestions de modification. On espère que les normes futures spécifieront la réalisation de ces appareils avec plus de détails.

#### 3.1.1 *Montage pour essai Doppler à courroie*

Le **montage pour essai Doppler** à courroie, présenté en figure 1, possède une partie cylindrique mobile dont les petites rugosités de surface se comportent comme des sources de «diffuseurs» mobiles. Une telle cible Doppler produit une seule **fréquence Doppler**

**object** provides a flow stream inside a tube which is to be mounted as is the string or band in the **Doppler test objects** described in 3.1.1 and 3.1.2. The tests are to be made at the working distance.

### 2.7.1 *Volume-flow circuits*

**Systems** intended for relative and absolute volume-flow measurements should be tested by using as a standard the volume-flow determined by "stopwatch and bucket" collection or from a flowmeter so calibrated. The test will use the flow **Doppler test object** described in 3.1.6.

The range of blood-vessel inner diameters for which the **system** is designed should be stated and tests made with test sections of tubing in the water tank which cover this same range.

The tests should cover the range of angles between the **system** sensitivity axis and the centre line of the vessel from 30° to 60°, and a range of **Doppler frequencies** covering the range found in the tests specified in 2.3.1. Results may be reported as the maximum deviation between the measured output and a straight line fitted to the data by the least squares method.

### 2.7.2 *Maximum-frequency followers*

Circuits which derive the maximum frequency of the **Doppler spectrum** should be tested using the flow **Doppler test object** and a liquid with viscosity equal to that of blood. The maximum **Doppler frequency** indication produced by the **system** under test is to be compared with the maximum **Doppler frequency** which would be generated theoretically from a parabolic flow profile. In parabolic flow, the peak-flow velocity is equal to twice the average flow velocity observed in the **Doppler test object**. Average-flow velocity is obtained by dividing the volume-flow rate by the area of the test tubing. Theoretical maximum **Doppler frequency** is derived from the formula:

$$\text{maximum Doppler frequency} = (4v/\lambda) \cos \Phi$$

where

- $\lambda$  is the wavelength of the ultrasound in the fluid material within the tubing;
- $\Phi$  is the angle between the sound beam and the tubing section;
- $v$  is the average speed of the fluid.

## SECTION 3: SPECIAL DOPPLER TEST OBJECTS

### 3.1 **Doppler test objects**

The special **Doppler test objects** described in 3.1.1 to 3.1.6 are specified in terms of some of their performance characteristics at present, with tentative constructions suggested. It is expected that future standards will specify the construction of these devices in more detail.

#### 3.1.1 *String Doppler test object*

The string **Doppler test object**, shown in figure 1, has a moving cylindrical member whose small surface roughness acts as the source of moving "scatterers". Such a Doppler target generates a single **Doppler frequency** rather than the spectral characteristic of a

plutôt que la caractéristique spectrale d'un liquide s'écoulant ou d'une bille en vibration et est aussi une cible petite et pratique pour la simulation reproductible de très petits vaisseaux sanguins. Voir [1]\*.

Ce modèle de **montage pour essai Doppler** peut consister en une courroie passant sur trois ou quatre poulies entraînées par un moteur, réversible de préférence, avec un tachymètre associé. La vitesse de la courroie est réglée sur la vitesse connue du moteur et d'après le diamètre des poulies ou par des moyens équivalents.

La courroie passe dans le faisceau sonore comme indiqué sur le montage présenté dans la partie inférieure de la figure 1.

Le dessin présenté au bas de la figure 1 est celui du plan défini par la partie active de la courroie mobile et par l'axe du faisceau sonore. Le transducteur est déplacé le long de la partie diagonale d'un bloc de matériau équivalent au tissu du **montage pour essai Doppler**. Il convient que ce matériau ait un coefficient d'atténuation équivalent au coefficient moyen d'atténuation pour un tissu humain mou, 0,5 à 1 dB cm<sup>-1</sup> MHz<sup>-1</sup>. L'atténuation sera vérifiée périodiquement suivant les recommandations du fabricant en utilisant la méthode suivante:

Disposer un réservoir rempli d'eau de manière que le morceau de matériau à essayer puisse être inséré entre les transducteurs ultrasonores émetteur et récepteur couplés au point de vue acoustique à travers l'eau. Le transducteur récepteur peut être un hydrophone. Sa sortie est reliée à un dispositif de mesure du signal, un oscilloscope par exemple. Le transducteur émetteur est piloté par les rafales sonores répétitives à la fréquence concernée.

Ajouter le morceau en essai et noter la variation du niveau du signal électrique de sortie du transducteur récepteur. Cette variation (en dB) est l'atténuation du morceau. La réponse linéaire du dispositif de mesure est prise en compte. Celle-ci peut être vérifiée en insérant un morceau identique supplémentaire et en s'assurant que la variation à la sortie est dans les limites de 0,3 dB de celle ci-dessus.

La perte ou atténuation d'insertion  $B_a$  en dB du morceau du matériau équivalent à un tissu est calculée à partir de la variation du niveau du signal de sortie par:

$$B_a = 20 \log_{10} \left[ \frac{V_{\text{sortie}}(0)}{V_{\text{sortie}}(1)} \right]$$

où

$V_{\text{sortie}}(0)$  est le niveau du signal de sortie sans atténuateur,

$V_{\text{sortie}}(1)$  est le niveau du signal de sortie avec atténuateur.

Il convient que le faisceau sonore après qu'il a passé à travers le matériau et frappé la courroie soit fortement absorbé pour empêcher les échos provenant des parois. Il est recommandé aussi d'enlever le matériau équivalent à un tissu et de substituer un réflecteur efficace pour réaliser l'essai à cible fixe décrit en 2.3.3.2.

\* Les chiffres entre crochets renvoient à la bibliographie donnée dans l'annexe C.

flowing liquid or vibrating ball, and also is a small and practical target for reproducibly simulating very small blood-vessels. See [1]\*.

This type of **Doppler test object** may consist of a string passing over three or four pulleys driven by a motor, preferably reversing, with an attached tachometer. String velocity is calculated from the known motor speed and pulley diameter, or equivalent means.

The string is mounted in the sound beam according to the arrangement shown in the lower half of figure 1.

The sketch at the bottom of figure 1 is of the plane defined by the active part of the moving string and by the axis of the sound beam. The transducer is moved along the diagonal member of a block of tissue equivalent **Doppler test object** material. This material should have an attenuation coefficient equivalent to the average attenuation coefficient for human soft tissue, 0,5 to 1 dB cm<sup>-1</sup> MHz<sup>-1</sup>. The attenuation should be checked at intervals recommended by the manufacturer using the following procedure:

Set up a test tank filled with water such that the block of material to be tested can be inserted between ultrasonic transmitting and receiving transducers acoustically coupled through the water. The receiving transducer may be a hydrophone. The output of the receiving transducer is connected to a signal measurement system such as an oscilloscope. The transmitting transducer is driven by repetitive tone bursts at the frequency of interest.

Add the block under test and note the change in level of the electrical signal output of the receiving transducer. This change (in dB) is the attenuation of the block. Linear operation of the measurement system is assumed. This may be verified by inserting an additional identical block and checking that the change in output is within 0,3 dB of that above.

The insertion loss or attenuation,  $B_a$  in dB, of the block of tissue equivalent material is determined from the output signal level change as given by:

$$B_a = 20 \log_{10} \left[ \frac{V_{out}(0)}{V_{out}(1)} \right]$$

where

$V_{out}(0)$  is the output signal level without the block;

$V_{out}(1)$  is the output signal level with the block.

The sound beam, after passing through the material and striking the string, should be strongly absorbed to prevent echoes from the walls. Provision should also be made for removing the tissue equivalent material and for substituting a strong reflector for performing the fixed-target rejection test specified in 2.3.3.2.

\* The figures in square brackets refer to the bibliography in annex C.

L'espace ou la distance entre la courroie et le matériau équivalent à un tissu peut être agrandi en utilisant un second bloc de matériau équivalent à un tissu comme indiqué dans la partie inférieure de la figure 1. Le deuxième bloc, s'il occupe la moitié de l'espace entre le coin et la courroie, aura un coefficient d'atténuation égal à deux fois celui du premier bloc. On recommande un espacement de 1 cm pour un second bloc de 0,5 cm d'épaisseur. En ce cas, la portée peut être calculée à partir de la formule donnée à la figure 1 dont les grandeurs sont définies sur la figure. Une valeur de l'angle  $\Phi$  égale à  $30^\circ$  ou moins est recommandée car elle donne un **décalage en fréquence par effet Doppler** convenable sans atténuer sélectivement un bord du faisceau sonore par rapport à l'autre et elle permet aussi un espacement convenable pour le réflecteur à cible fixe.

La vibration de la courroie, vraisemblablement dans le plan des poulies, pose problème pour les **montages pour essai Doppler**. La vibration peut introduire des harmoniques plus basses et une extension du spectre, dégradant de ce fait sa qualité en tant que **montage pour essai Doppler** à fréquence unique. Cet inconvénient pourrait être éliminé en utilisant plusieurs poulies à guide, en supprimant les vibrations du moteur, en augmentant la viscosité du liquide du réservoir, ou en changeant la tension de la courroie. Le matériau de la courroie fait encore l'objet de recherches. Les matériaux recommandés sont la soie chirurgicale, le cordon d'emballage, le nylon à un seul filament ou tout autre ligne de pêche, le tube plastique, les courroies en caoutchouc de petit diamètre pour magnétophones portatifs ou de grands joints toniques. Le problème principal est d'avoir une courroie sans noeud qui produit un fort signal éphémère. On peut utiliser une très longue courroie pour des informations prises tandis que le noeud est en dehors du faisceau sonore.

Lors de l'utilisation d'un **montage pour essai Doppler** à courroie pour simuler les petits vaisseaux sanguins, il est recommandé que la force de diffusion choisie soit la même que celle d'un petit vaisseau sanguin. La taille du vaisseau sanguin choisi sera inscrite sur l'étiquette du **montage pour essai Doppler**.

### 3.1.2 *Montage pour essai Doppler à bande*

Ce **montage pour essai Doppler** est identique à celui à courroie mobile, avec cette différence qu'on utilise une bande de largeur constante au lieu d'une courroie. Il est conçu pour produire un seul **décalage en fréquence par effet Doppler** mais à partir d'une surface de diffusion qui est aussi large que les plus larges artères ou veines habituellement rencontrées. On recommande une largeur de 1,5 cm. La disposition générale du **montage pour essai Doppler** à bande dans une configuration à trois poulies est la même que celui du montage à courroie indiqué en figure 1. Les conditions de montage du transducteur et les mises au point sont les mêmes que celles données pour le montage à courroie. Il convient que l'amplitude des vibrations de la bande soit cependant bien inférieure à celle de la courroie.

### 3.1.3 *Montage pour essai Doppler à disque*

Un **montage pour essai Doppler** comprenant un matériau approprié assurant une diffusion analogue à celle du sang est indiqué à la figure 2. Le but du **montage pour essai Doppler** à disque est de simuler un vaisseau plus large que le faisceau sonore de l'émetteur et de fournir ainsi un pouvoir maximal de rétrodiffusion décalée par effet Doppler. Il convient que le matériau du disque ait le même pouvoir de réflexion dans la zone de 1 MHz à 10 MHz qu'une plaque de 3 cm d'épaisseur de sang humain entier. Le transducteur pourrait être placé par rapport à ce **montage pour essai Doppler** comme indiqué sur la figure 2, avec les mêmes conditions de montage que celles recommandées en 3.1.1 pour le montage à courroie. Il est recommandé que le faisceau sonore incident

The space or distance between the string and the tissue equivalent material may be enlarged by use of a second block of tissue equivalent material as shown in the lower half of figure 1. The second material, if it occupies half the space between the wedge and the string, should have an attenuation coefficient equal to twice that of the first material. A spacing of 1 cm with a 0,5 cm thick block of the second material is suggested. In this case, the range can be calculated from the equation given in figure 1, where the quantities are defined in the figure. A value of angle  $\Phi$  equal to  $30^\circ$  or less, is recommended as giving an adequate **Doppler-shift frequency** without selectively attenuating one edge of the sound beam relative to the other, and also allowing adequate space for the fixed-target reflector.

A problem with string **Doppler test objects** is vibration of the string, probably in the plane of the pulleys. Vibration can introduce lower harmonics and spectral spreading, thereby degrading its quality as a single frequency **Doppler test object**. This problem might be cured by providing more than one guide pulley, isolating motor vibrations, increasing the viscosity of the tank liquid, or changing the free-running length of the string. The material for the string is still open for investigation. Suggested materials include surgical silk, packing cord, monofilament nylon or other fishing line, silastic tubing, small-diameter rubber drive belts for portable tape recorders, or large "O" rings. A principal problem is obtaining a string without a knot that produces a large transient signal. A very long string can be used with data taken while the knot is out of the sound beam.

To use a string **Doppler test object** to simulate small blood vessels, the scattering strength should be chosen to be the same as a small blood vessel. The size of blood vessel chosen should be stated on the label of the **Doppler test object**.

### 3.1.2 *Band Doppler test object*

This **Doppler test object** is identical to the moving string **Doppler test object** except that a band of finite width is used instead of a string. It is designed to produce a single **Doppler-shift frequency**, but from a scattering surface which is as wide as the widest commonly encountered arteries or veins. A width of 1,5 cm is suggested. The general arrangement of the band **Doppler test object** in a three pulley drive situation is the same as the string **Doppler test object** as shown in figure 1. The requirements for the transducer mounting and adjustments are the same as given for the string **Doppler test object**. The amplitude of band vibrations, however, should be very much less than that for the string.

### 3.1.3 *Disk Doppler test object*

A **Doppler test object** consisting of an appropriate blood-equivalent scattering material is shown in figure 2. The purpose of the disk **Doppler test object** is to simulate a vessel which is wider than the transmitter sound beam and thus to produce the maximum strength of Doppler-shifted backscattering. The material for the disk should have the same reflection strength in the 1 MHz to 10 MHz region as does a 3 cm thick slab of whole human blood. The transducer could be positioned relative to this **Doppler test object** as shown in figure 2, with the same mounting considerations as outlined in 3.1.1 for the string **Doppler test object**. The entire incident sound beam should intersect the disk and not extend beyond the disk edge. To maintain a narrow spectrum, the total width of the sound

total frappe le disque et ne s'étende pas au-delà du bord du disque. Pour maintenir un spectre étroit, la largeur totale du faisceau sonore sera inférieure à 10 % environ de la distance radiale mesurée entre l'axe de rotation du disque et le centre du faisceau sonore.

#### 3.1.4 Montage pour essai Doppler à piston

Le **montage pour essai Doppler à piston** est conçu pour reproduire les mouvements en arrière et en avant d'enveloppes telles que celles des vaisseaux sanguins ou d'un coeur en pulsation et est indiqué schématiquement en figure 2 [2]. Il est recommandé que le pouvoir de réflexion et la longueur du déplacement du piston soient choisis pour se rapprocher de la structure prise en compte. Le déplacement du piston du **montage pour essai Doppler** est déterminé à partir des dimensions du système pilote ou par mesure directe du déplacement. Les pulsations peuvent se produire à raison de  $1 \text{ s}^{-1}$  à  $2 \text{ s}^{-1}$  et n'ont pas besoin d'être exactement sinusoïdales.

#### 3.1.5 Montage d'essai à petite bille

Il existe un autre modèle de **montage pour essai Doppler** qui utilise une cible oscillante, celui à petite bille. Il comporte une petite bille fortement réfléchissante, généralement de 1 mm de diamètre, mise en vibration avec une petite amplitude ( $1 \mu\text{m}$ ) par un haut-parleur. Les signaux renvoyés en écho par la sphère en vibration seront modulés en phase par rapport au signal de référence de l'**ensemble ultrasonore à effet Doppler**. Cette modulation de phase sera détectée comme une **fréquence Doppler** égale à la fréquence du haut-parleur. La **sortie Doppler** détectée sera maximale lorsque le signal reçu de la sphère sera déphasé de  $90^\circ$  par rapport au signal de référence interne de l'**ensemble ultrasonore à effet Doppler**. En déplaçant la sphère de manière à rencontrer plusieurs fois la configuration du déphasage de  $90^\circ$ , le volume sensible de l'**ensemble ultrasonore à effet Doppler** peut être déterminé à partir de l'enveloppe de ces maximums (voir [3]).

En raison de la nature complexe de la diffusion à partir de petites cibles sphériques et en particulier de sa variation avec la fréquence, le **montage pour essai Doppler à petite bille** n'est pas recommandé dans les **ensembles ultrasonores à effet Doppler** pulsés ou les **ensembles à petite largeur de faisceau** (de l'ordre de 1 mm ou moins) tant que ses limites de performance n'auront pas été évaluées.

#### 3.1.6 Montage pour essai Doppler à flux

Le **montage pour essai Doppler à flux** est conçu pour produire un spectre de **fréquences Doppler** comme celles produites par le sang dans un vaisseau sanguin réel. Comme le profil du flux dans les vaisseaux à l'intérieur du corps n'est pas parabolique et varie tout au long du cycle cardiaque, il est très difficile de le simuler dans un **montage pour essai Doppler**. Le compromis habituel vise à réaliser un profil parabolique puisqu'il est reproductible.

Il convient que la partie du **montage pour essai Doppler** utilisé pour les essais soit placée dans la cuve à eau dans la même position relative par rapport au transducteur que les autres **montages pour essai Doppler**. Le **montage pour essai Doppler** indiqué en figure 3 comprend une pompe, un réservoir et une cuve de décantation fournissant une alimentation par gravité au circuit de flux. Les particules solides et les bulles d'air sont éliminées par un filtre, si besoin est, et le flux est dirigé par un conduit droit à parois rigides à travers le tube d'essai dans le bac à eau. Cette section sera assez longue pour établir un profil de flux parabolique suivant le fluide conseillé. Le fluide peut être recueilli dans un bassin pour remise en circulation par une pompe. La sortie sera munie d'un robinet d'arrêt à plusieurs voies conduisant à un récipient gradué. L'étalonnage du flux en

beam should be less than about 10 % of the radial distance measured between the axis of rotation of the disk and the centre of the sound beam.

#### 3.1.4 *Piston Doppler test object*

The piston **Doppler test object** is designed to duplicate the back-and-forth motions of surfaces such as those of blood-vessels or of the pulsating heart, and is shown schematically in figure 2 [2]. The reflection strength and range of motion of the piston material should be chosen to approximate that of the structure of interest. The displacement of the piston of the **Doppler test object** is calculated from the dimensions of the driving system or by direct measurement of displacement. The pulsations can be at the rate of  $1 \text{ s}^{-1}$  to  $2 \text{ s}^{-1}$  and need not be accurately sinusoidal.

#### 3.1.5 *Small ball test object*

Another type of **Doppler test object** which utilises an oscillating target is the small ball **Doppler test object**. This consists of a strongly reflecting small ball with a diameter of typically 1 mm which is made to vibrate with small amplitude ( $1 \mu\text{m}$ ) by a loudspeaker. The echo-signals returned by the vibrating sphere will be modulated in phase with respect to the reference signal of the **Doppler ultrasound system**. This phase modulation will be detected as a **Doppler frequency** which equals the frequency of the loudspeaker. The detected **Doppler output** will be at a maximum when the signal received from the sphere is  $90^\circ$  out of phase with respect to the internal reference signal of the **Doppler ultrasound system**. By moving the sphere in such a way that the condition of  $90^\circ$  out of phase is met a number of times, the sensitive volume of the **Doppler ultrasound system** can be deduced from the envelope of these maxima (see [3]).

As a consequence of the complex nature of the scatter from small sphere targets, and in particular its variation with frequency, the small ball **Doppler test object** is not recommended for use in pulsed **Doppler ultrasound systems** or **systems** with narrow (comparable to or less than 1 mm) beam widths until its performance limits have been evaluated.

#### 3.1.6 *Flow Doppler test object*

The flow **Doppler test object** is designed to produce a spectrum of **Doppler frequencies** as produced by blood in a natural blood-vessel. Since the flow profile in vessels within the body is not parabolic and varies throughout the cardiac cycle, it is very difficult to simulate in a **Doppler test object**. The usual compromise is to aim to achieve a parabolic profile since it is reproducible.

The part of the flow **Doppler test object** which is used for the tests should be mounted in the water tank in the same relative position with respect to the transducer as for the other **Doppler test objects**. The **Doppler test object**, shown in figure 3, includes a pump, reservoir and settling tank providing a gravity head for the flow system. Particulate matter and air bubbles are removed by a filter, if necessary, and flow is conducted through a straight, non-expanding flow section through the test tubing in the water bath. This section should be long enough to establish a parabolic flow profile with the recommended fluid. The fluid may be collected in a sump for recirculation by a pump. The outlet should be provided with a switchable stopcock leading to a graduated vessel. Volume-flow calibration is accomplished by collecting and measuring the volume of fluid passed by the system

volume est réalisé en recueillant et mesurant le volume de fluide passé par l'appareil pour un intervalle de temps fixé. Si possible, une sonde électromagnétique pour flux ou tout autre appareil de mesure du flux peut compléter le montage pour fournir des mesures dynamiques du flux pour un ajout ultérieur de générateurs de flux à pulsation, ou pour une utilisation plus aisée.

Il est recommandé que la pompe et le tube soient soigneusement choisis pour éviter la cavitation du liquide. Cette apparition de bulles peut survenir lorsque la vitesse de la pompe est trop élevée ou à cause de la présence d'une section du tube à surface de section droite croissante dans la direction du flux. Les perturbations de flux dues aux raccords de tube devraient aussi être réduites au minimum.

#### 3.1.6.1 *Fluide*

Il est recommandé que le fluide simulant le sang soit de l'eau ou une matière ayant approximativement l'impédance acoustique du sang, contenant des diffuseurs à particules, le tout ayant le pouvoir de dispersion du sang humain complet. Les diffuseurs proposés sont les grains de polystyrène, les émulsions d'huile de paraffine (minérale), les grains de Séphadex dans de l'eau ou les particules d'amidon. De la glycérine est ajoutée pour obtenir la viscosité du sang. Le fluide peut être dégazé comme indiqué en 3.1.7.

#### 3.1.6.2 *Tube d'essai*

Il est recommandé que le tube ait un diamètre intérieur connu et uniforme et que les parois induisent une atténuation et une distortion minimales du faisceau par suite de l'atténuation, de la réfraction et des réflexions à l'angle critique. Ces effets provoquent une perte des composantes de basse fréquence dans le **spectre Doppler**.

Un matériau de paroi proposé est le tube pour dialyse (cellophane) ou un tube du même genre à diamètre suffisamment petit. Une vitesse du son dans la paroi inférieure à celle dans le fluide ou un montage dans lequel le fluide passe à travers un trou dans un bloc de matériau équivalent à un tissu réduit au minimum ou évite la réfraction du faisceau sonore qui provoque autrement la perte des basses fréquences dans le **spectre Doppler**.

Il convient d'essayer les matériaux de paroi en observant la **sortie Doppler** sur un analyseur de spectre. Le niveau devrait être constant aux fréquences au-dessus de la fréquence de coupure la plus basse dans l'**ensemble ultrasonore à effet Doppler** utilisé quand on peut garantir que le fluide a un flux laminaire et quand le faisceau sonore remplit le tube.

#### 3.1.7 *Bac d'eau (ou bloc de gel)*

Il est recommandé que les essais utilisant les **montages pour essai Doppler** décrits de 3.1.1 à 3.1.6 soient conduits avec les faces du transducteur et les **montages pour essai Doppler** dans un bac d'eau maintenue à la température spécifiée pour ce montage. Ce paragraphe s'appliquera aussi aux **montages pour essai Doppler** dans lesquels l'eau est remplacée par un bloc de gel équivalent à un tissu avec des trous à la place du tube. Le bac sera bordé d'un matériau acoustique suffisamment absorbant de sorte que les essais soient indépendants de la position du transducteur et du **montage pour essai Doppler** dans la partie centrale du réservoir. Un essai simple pour détecter la présence de réflexions parasites dues aux parois ou à la surface, ou de bulles, consiste à déplacer le faisceau sonore d'une quantité nécessaire pour simplement supprimer la **sortie Doppler** provoquée par le **montage pour essai Doppler**, tout en observant sur un appareil analyseur de spectre en sortie. On maintient en fonctionnement la commande du moteur,

over a timed interval. If practicable, an electromagnetic flow probe or other flowmeter may be attached to the system to provide dynamic flow indications for later addition of pulsatile flow generators, or for more convenient use.

The pump and tubing should be carefully chosen to avoid cavitation of the liquid. Such bubble generation can occur with too high a pump speed or from the presence of any tubing section which has an increasing cross-sectional area in the direction of flow. Flow disturbances from tubing connectors should also be minimised.

#### 3.1.6.1 *Fluid*

The blood-simulating fluid should consist of water or a material of approximately the acoustic impedance of blood containing particulate scatterers, the whole having the scattering strength of whole human blood. Suggested scatterers are polystyrene beads, paraffin (mineral) oil emulsion, Sephadex beads in water, or starch particles. Glycerine is added to reach the viscosity of blood. The fluid may be degassed as specified in 3.1.7.

#### 3.1.6.2 *Test tubing*

The tubing should have a known and uniform inside diameter. The walls should introduce minimal beam attenuation, and beam distortion as a result of attenuation, refraction and critical angle reflections. These effects lead to a loss of low-frequency components in the **Doppler spectrum**.

A suggested wall material is dialysis (cellophane) or similar tubing in sufficiently small diameters. A sound speed in the wall less than that in the fluid, or a construction with the fluid passing through a hole in a block of tissue equivalent material minimises or avoids refraction of the sound beam which otherwise causes loss of low frequencies in the **Doppler spectrum**.

Any wall material should be tested by observing the **Doppler output** on a spectrum analyzer. The level should be constant at frequencies above the lower cut-off frequency in the **Doppler ultrasound system** used when the fluid can be guaranteed to have laminar flow and the sound beam fills the tubing.

#### 3.1.7 *Water tank (or gel block)*

Tests using the **Doppler test objects** described in 3.1.1 to 3.1.6 should be conducted with the transducer surfaces and **Doppler test objects** in a water tank maintained at the temperature specified for the **Doppler test object**. This section will also apply to **Doppler test objects** in which the water is replaced by a block of tissue equivalent gel, with holes in place of tubing. The tank should be lined with sufficient acoustic absorbing material so that the tests are independent of position of the transducer and **Doppler test object** in the central region of the tank. A simple test for the presence of stray tank wall or surface reflections, or bubbles, is to move the sound beam the minimum amount necessary to just eliminate the **Doppler output** caused by the **Doppler test object**, while observing them on a spectrum analyzer **output device**. The motor drive, pumps or vibrator are to be kept running. The remainder of the **Doppler output** will be caused by motion induced by these driving devices, and will exceed the noise level determined in accordance with 2.2.4 if

les pompes ou le vibreur. Le reste de la **sortie Doppler** aura pour origine le mouvement induit par ces appareils de commande et dépassera le niveau de bruit déterminé comme indiqué en 2.2.4, s'il existe des réflexions. Un essai supplémentaire consiste à exciter la surface de l'eau ou la garniture du bac par une demi-longueur d'onde ou plus et d'observer l'indication de sortie totale pour voir si elle indique un changement notable. Cet essai peut s'appliquer aux **montages pour essai Doppler** insérés dans un bloc de gel si les surfaces externes sont à l'air libre.

On explore mieux des **montages pour essai Doppler** à bloc solide pour les réflexions internes avec un appareil de diagnostic à écho pulsé. Ces réflexions doivent être plus faibles que la réflexion provenant du vaisseau sanguin simulé pour l'essai des mesureurs de flux à onde entretenue.

On peut dégazer l'eau en la chauffant jusqu'à ébullition, puis en la laissant refroidir à la température du local, ou en faisant le vide tout en remuant le fluide. Il convient que le remplissage ultérieur du bac d'essai soit fait sans entraîner ni piéger des bulles d'air. Cette façon de procéder sera mise en oeuvre chaque semaine ou lorsque le niveau de bruit s'accroît.

reflections exist. An additional test is to move the water surface or tank liner by one half-wavelength or more and observe the total output indication to see if it experiences a significant change. This test can be applied to test **Doppler test objects** embedded in a block of gel if the surfaces are exposed.

Solid block **Doppler test objects** are best explored for internal reflections with a pulse-echo diagnostic system. These reflections must be weaker than the reflection from the simulated blood-vessel for testing continuous-wave flowmeters.

Water can be degassed by raising its temperature to boiling, followed by cooling to room temperature, or by applying a vacuum while shaking the fluid. Subsequent transfer to the test tank should be made without entraining or trapping air bubbles. The procedure should be repeated weekly or when the system noise level increases.

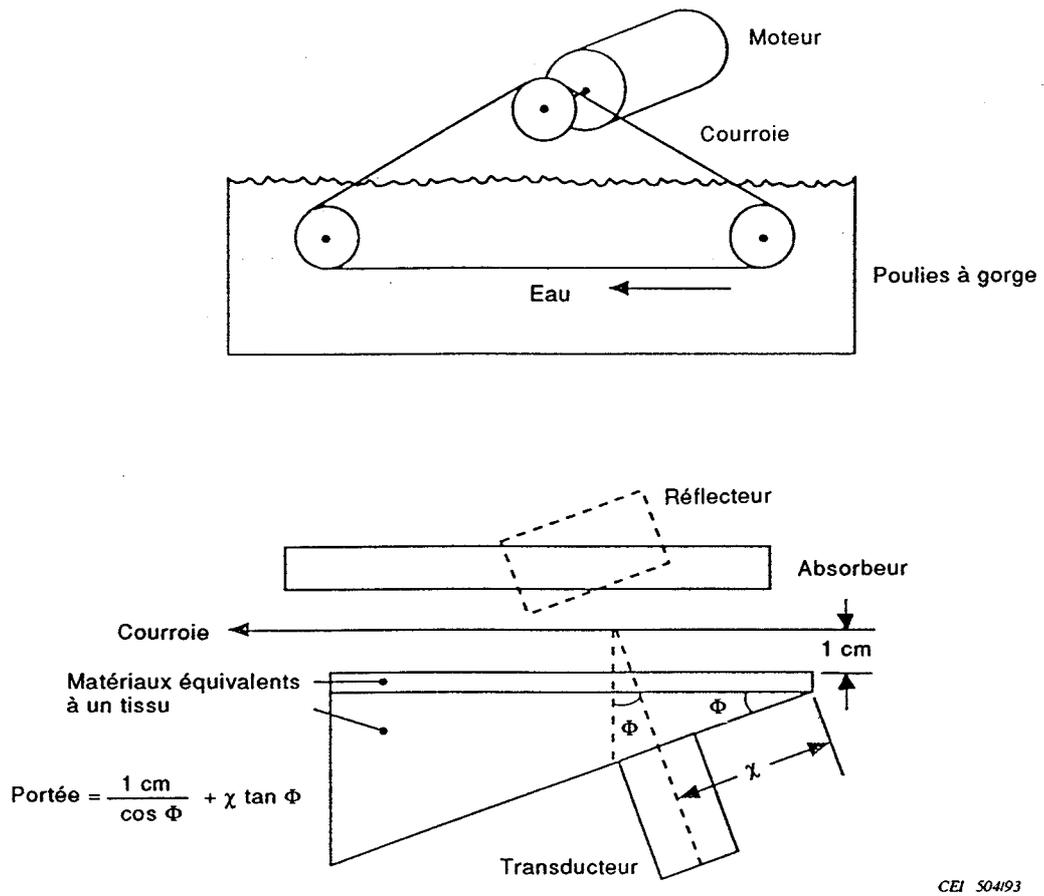


Figure 1 – Diagramme schématique d'un montage pour essai Doppler à courroie

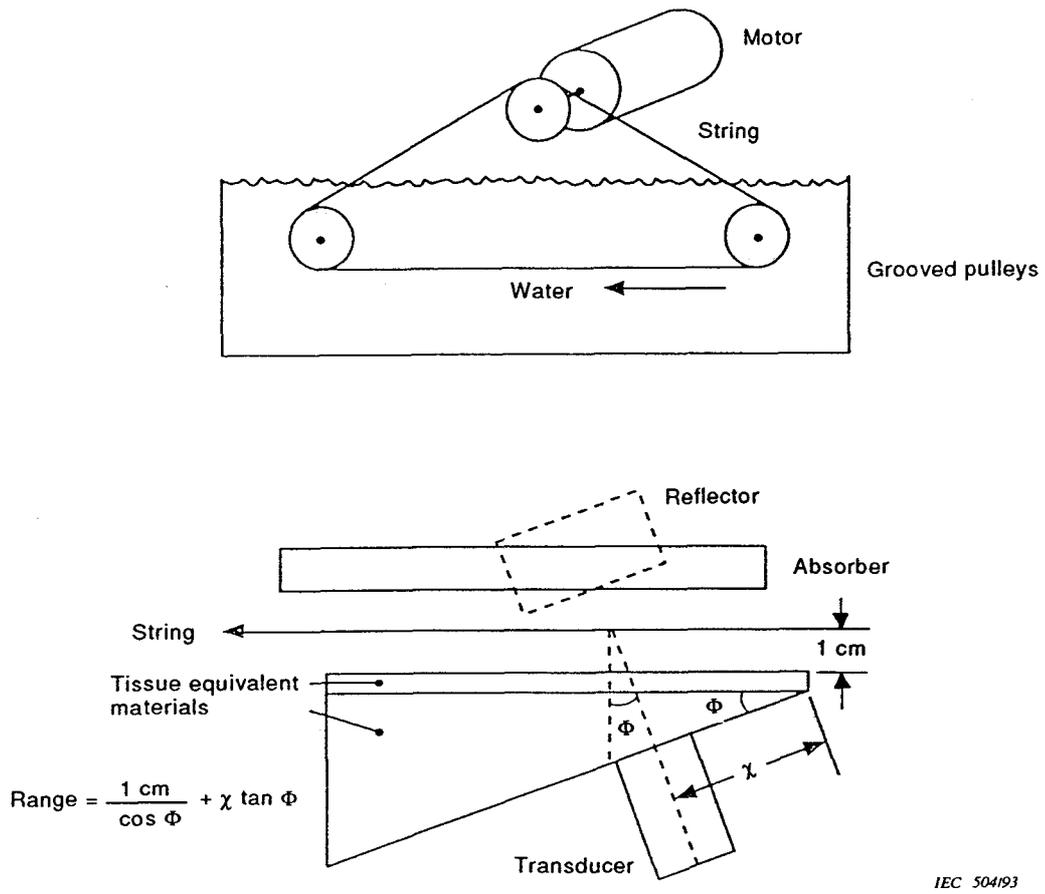
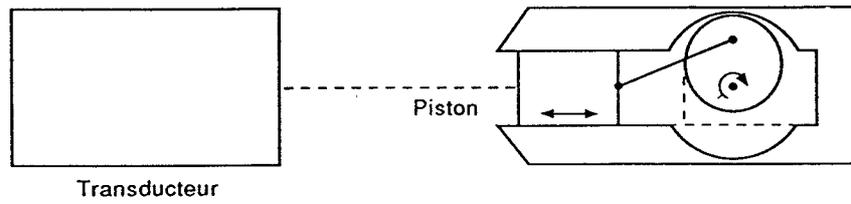
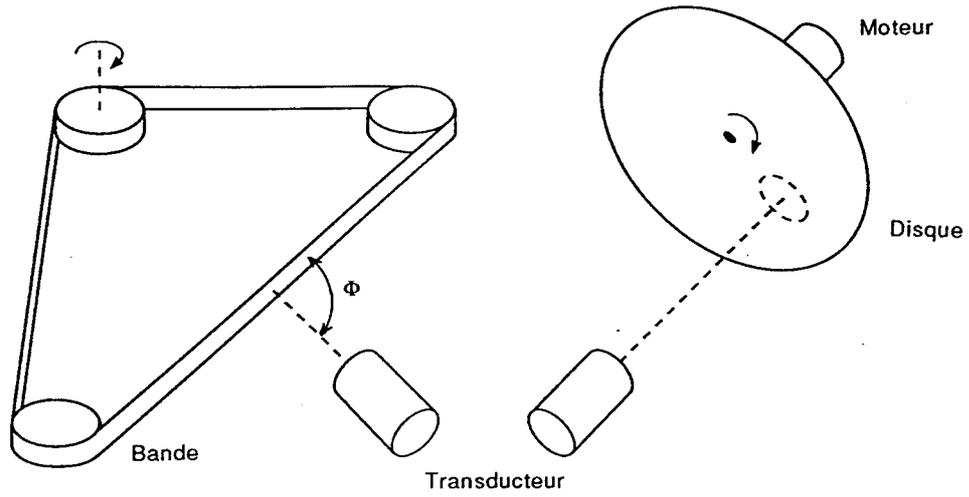
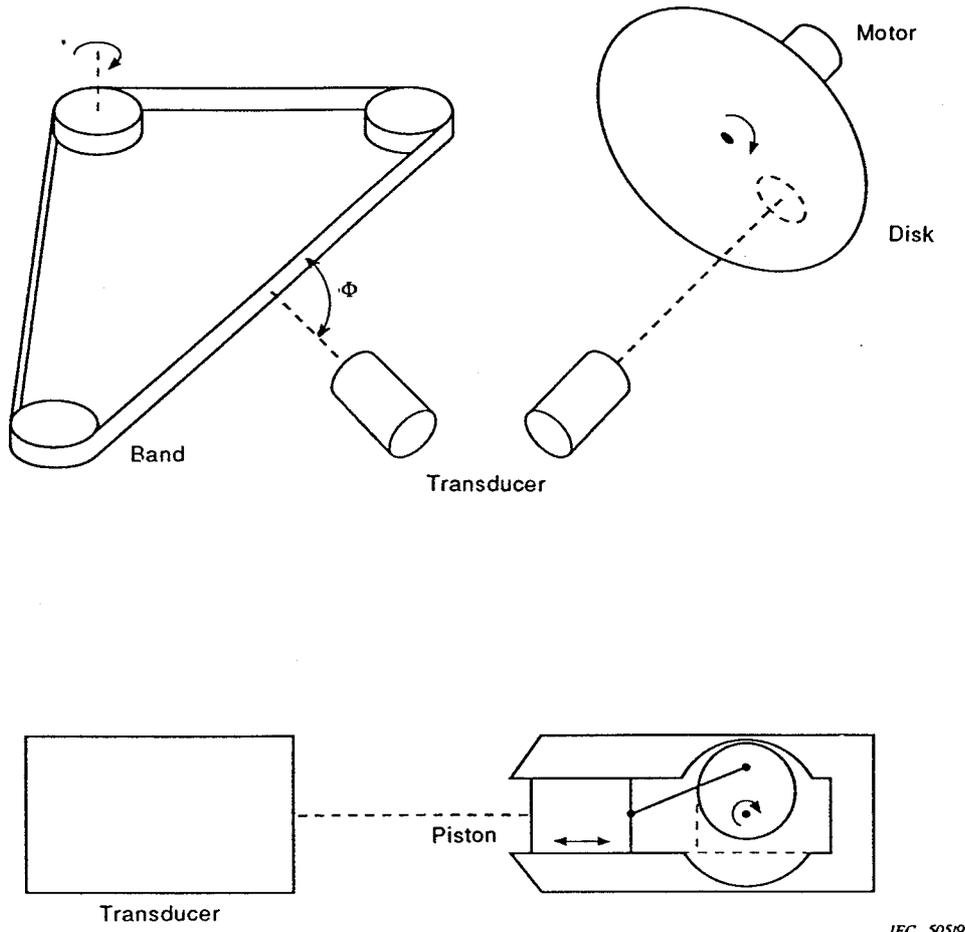


Figure 1 – Schematic diagram of a string Doppler test object



CEI 505/93

Figure 2 - Diagramme schématique d'un montage pour essai Doppler à bande, à disque et à piston



IEC 505/93

Figure 2 – Schematic diagram of band, disc and piston Doppler test objects

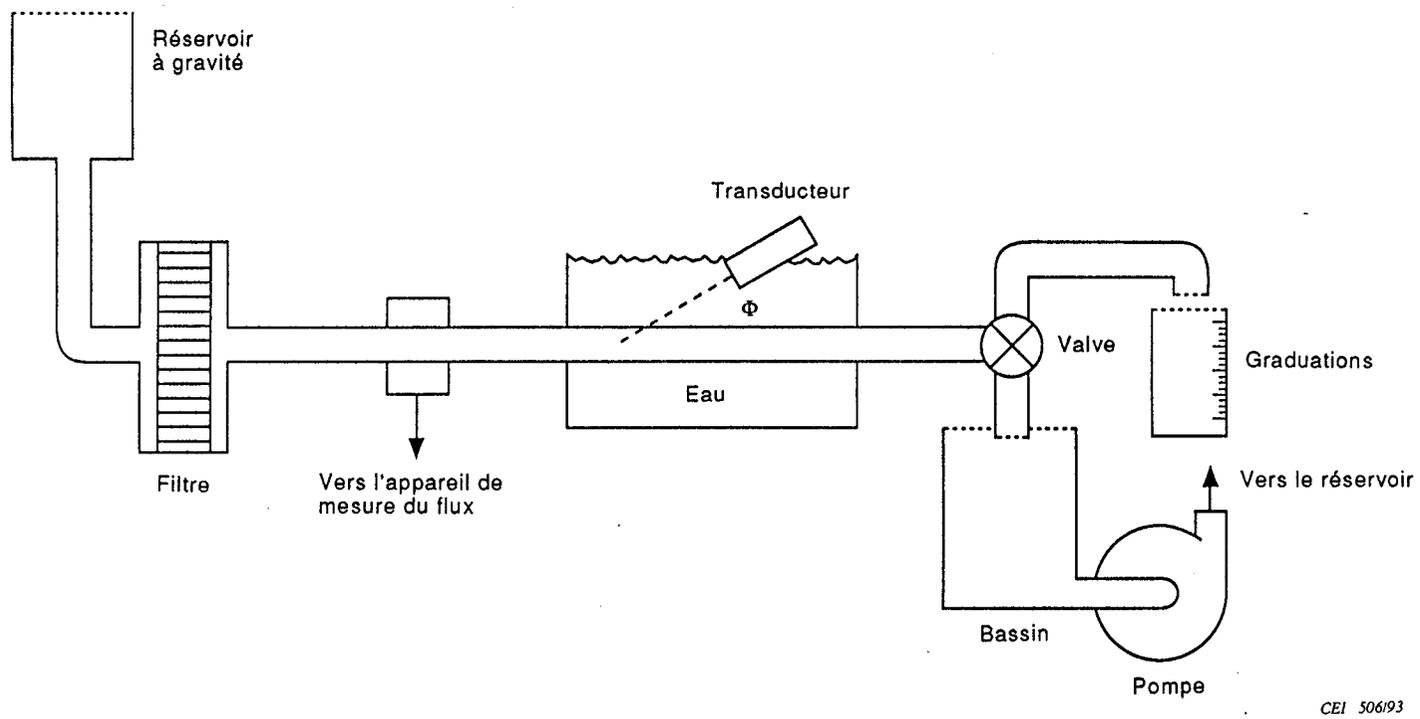


Figure 3 – Diagramme schématique d'un montage pour essai Doppler à flux avec retour à pompe

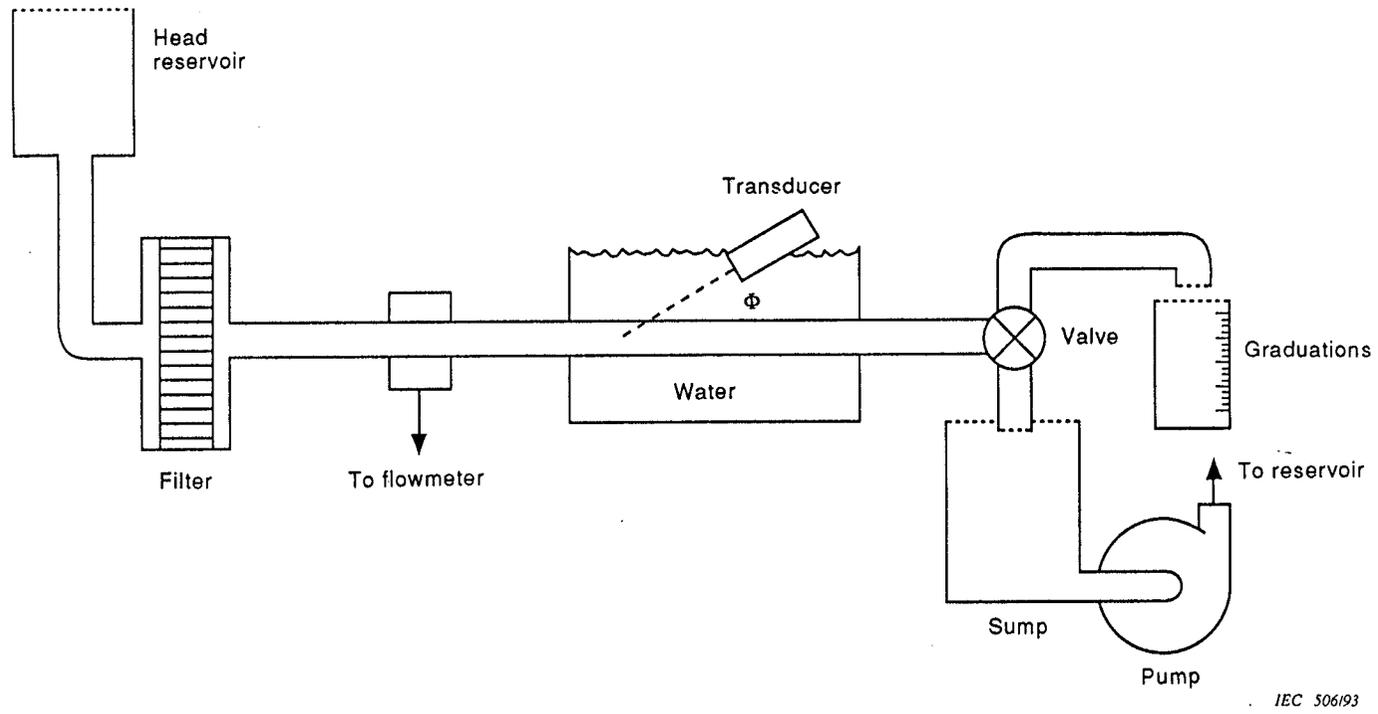


Figure 3 – Schematic diagram of a flow Doppler test object with pump return

## Annexe A (informative)

### Description d'ensembles ultrasonores Doppler à ondes entretenues

#### A.1 Ensemble à canal unique

La figure A.1 montre la disposition des éléments d'un **ensemble ultrasonore à effet Doppler** à canal unique. Si la tension de référence pour le détecteur (comme indiqué au haut de la figure A.1) provient du transmetteur, l'**ensemble est non directionnel**. Si on utilise l'oscillateur de décalage, (ce qui est une possibilité), alors l'**ensemble sera directionnel**. Dans ce cas, la **sortie en fréquence Doppler** aura une forte composante due à la différence de fréquence entre le transmetteur et l'oscillateur de décalage pour les signaux stationnaires du diffuseur, et on doit utiliser un filtre sélectif pour ôter cette composante. La **sortie en fréquence Doppler** n'aura une fréquence différente de celle de l'oscillateur de décalage que pour les diffuseurs mobiles. Le sens de cette différence de fréquence dépendra de la direction du mouvement du diffuseur et de la fréquence de l'oscillateur de décalage.

Plusieurs **appareils de sortie** sont indiqués sur la figure A.1. On utilise un amplificateur audio et un haut-parleur interne, et parfois externe, dans presque tous les montages. On peut aussi mettre en place des sorties audio pour casques ou comme transducteurs magnétiques de tuyaux qui conduisent le son à l'oreille de l'utilisateur, par exemple, les stéthoscopes médicaux classiques.

On peut aussi disposer un **connecteur de sortie Doppler** (figure A.1) pour connecter à l'extérieur des circuits optionnels ou additionnels pour traitement ou enregistrement de signal. La **sortie Doppler** comprendra en général un spectre qui correspond aux nombreuses **fréquences Doppler** produites par les diffuseurs se déplaçant à différentes vitesses.

Les **ensembles ultrasonores à effet Doppler** utilisés pour la détection des mouvements de coeur foetal et d'autres diffuseurs à vitesse basse, qui amènent des décalages Doppler qui sont à des fréquences trop basses pour être perçues par une oreille humaine normale, peuvent être reliés à un convertisseur fréquence-tension et, par combinaison avec un oscillateur modulé, fournir à l'oreille une sortie dans la gamme de fréquences d'une bonne audition humaine. Les sorties audio décrites ci-dessus sont parfois disponibles dans ce modèle **d'appareil**.

Le convertisseur fréquence-tension (figure A.1) est utilisé pour dériver une tension proportionnelle à la vitesse relative de flux; cette tension peut être enregistrée sur un traceur de graphique à bande en vue de reproduire l'onde de la vitesse de flux du courant sanguin.

On peut aussi représenter ou enregistrer les fréquences réelles présentes dans le spectre de la **sortie Doppler** en fonction du temps au moyen d'un analyseur de spectre et d'un enregistreur rapide. Il existe de nombreux modèles d'analyseurs de ce genre, comprenant histogrammes à intervalle de temps, transformées en Z, transformées de Fourier numériques ou rapides, filtres à compression de temps et parallèles.

## Annex A (informative)

### Description of continuous-wave Doppler ultrasound systems

#### A.1 Single-channel system

Figure A.1 shows the arrangement of components of a single-channel **Doppler ultrasound system**. If the reference voltage for the detector (shown at the top of figure A.1) is obtained from the transmitter, the **system** is **non-directional**. If the offset oscillator is used, then the **system** will be **directional**. In this case, the **Doppler frequency output** will have a strong component at the frequency corresponding to the difference between those of the transmitter and offset oscillator for stationary scatterer signals, and a notch filter must be used to remove this component. The **Doppler frequency output** will have a frequency differing from that of the offset oscillator only for moving scatterers. The direction of this frequency difference will depend on the direction of scatterer motion and on the offset oscillator frequency.

Several **output devices** are illustrated in figure A.1. An audio amplifier and internal, and possibly external, speaker are used in almost all systems. Audio outputs may also be provided for headphones or as magnetic drivers of tubing which conduct the sound to the ear of the listener; for example, conventional medical stethoscopes.

A **Doppler output connector** (figure A.1) may be provided for external connection of optional or additional signal-processing or recording circuits. The **Doppler output** will generally consist of a spectrum, that is many **Doppler frequencies** produced by scatterers moving at different speeds.

**Doppler ultrasound systems** used for detection of foetal heart motion and other low-velocity scatterers, which lead to Doppler shifts which are less than the frequencies of normal human hearing, may use a frequency-to-voltage converter and modulated oscillator combination to deliver to the ear an output within the frequency range of good human hearing. The previously described audio outputs are sometimes available in this type of **system**.

The frequency-to-voltage converter (figure A.1) is used to derive a voltage proportional to relative flow velocity; this voltage can be recorded on a strip-chart recorder for reproducing the flow velocity waveform of the bloodstream.

The actual frequencies present in the spectrum of the **Doppler output** can also be presented or recorded as a function of time through use of a spectrum analyzer and fast recorder. There are many types of such analyzers, including time-interval histogram, "chirp" Z transform, digital Fourier transform, fast Fourier transform, time compression and parallel filter.

## A.2 Appareil à deux canaux

La figure A.2, dans sa partie supérieure, montre le diagramme à bloc d'un récepteur Doppler à deux canaux qui réalise la détection en direction par utilisation des techniques de phasage ou de la bande latérale unique. Dans cet **ensemble**, le signal ultrasonore de retour décalé par effet Doppler est détecté par deux canaux dont les détecteurs sont pilotés par la fréquence du transmetteur traitée à travers un réseau à décalage de phase dont les sorties sont à 90° l'une de l'autre. Les deux canaux d'information sur la différence de fréquence peuvent être appelés **canaux de sortie** «A» et «B» ou bien canaux en quadrature. L'une ou l'autre de ces lignes de sortie peut être reliée à l'**appareil de sortie** séparé à canal unique indiqué sur la figure A.1. Une telle connexion est fréquemment faite pour disposer d'un canal d'écoute.

Beaucoup d'**appareils de sortie** utilisés avec des **ensembles ultrasonores à effet Doppler directionnels** nécessitent deux signaux d'entrée en quadrature comme indiqué au haut de la figure A.2. Il en est ainsi pour la plupart des appareils de conversion fréquence-tension tels que les circuits à fréquence moyenne ou les traceurs de fréquence maximale. La sortie de ces circuits est une tension à forme d'onde de basse fréquence sur un traceur de graphique à bande. La polarité de cette forme d'onde de tension indique la direction du flux. Des analyseurs de spectre directionnels, comme ceux qui utilisent la transformée de Fourier rapide, par exemple, sont aussi reliés aux sorties «A» et «B», (figure A.2), puisque ces analyseurs nécessitent des entrées en quadrature.

La figure A.2 montre également comment des convertisseurs de phase à large bande sont utilisés pour produire des sorties à spectre directionnel. Les sorties de ces circuits présentent, entre elles, des différences de phases de 90°, si la différence de phase à l'entrée est nulle. Les spectres des **sorties en fréquence Doppler** provenant des diffuseurs proches du transducteur sont présents seulement à la sortie «avant» et ceux provenant des diffuseurs agissant en direction opposée seulement à la sortie «arrière». Chaque **sortie en fréquence Doppler directionnelle** peut être connectée à un **appareil de sortie** à canal unique individuel comme indiqué à la figure A.1.

Un analyseur de spectre non directionnel peut effectuer une analyse directionnelle en utilisant un oscillateur à décalage à basse fréquence comme indiqué au bas de la figure A.2. Avec ce circuit, la fréquence zéro de la vitesse de diffusion, qui est la ligne de base de l'affichage, est décalée à la fréquence de l'oscillateur à basse fréquence. Les fréquences plus hautes, qui correspondent aux diffuseurs en approche, apparaîtront donc au-dessus de la nouvelle ligne de base et les fréquences plus basses, représentant les diffuseurs en éloignement, apparaîtront au-dessous.

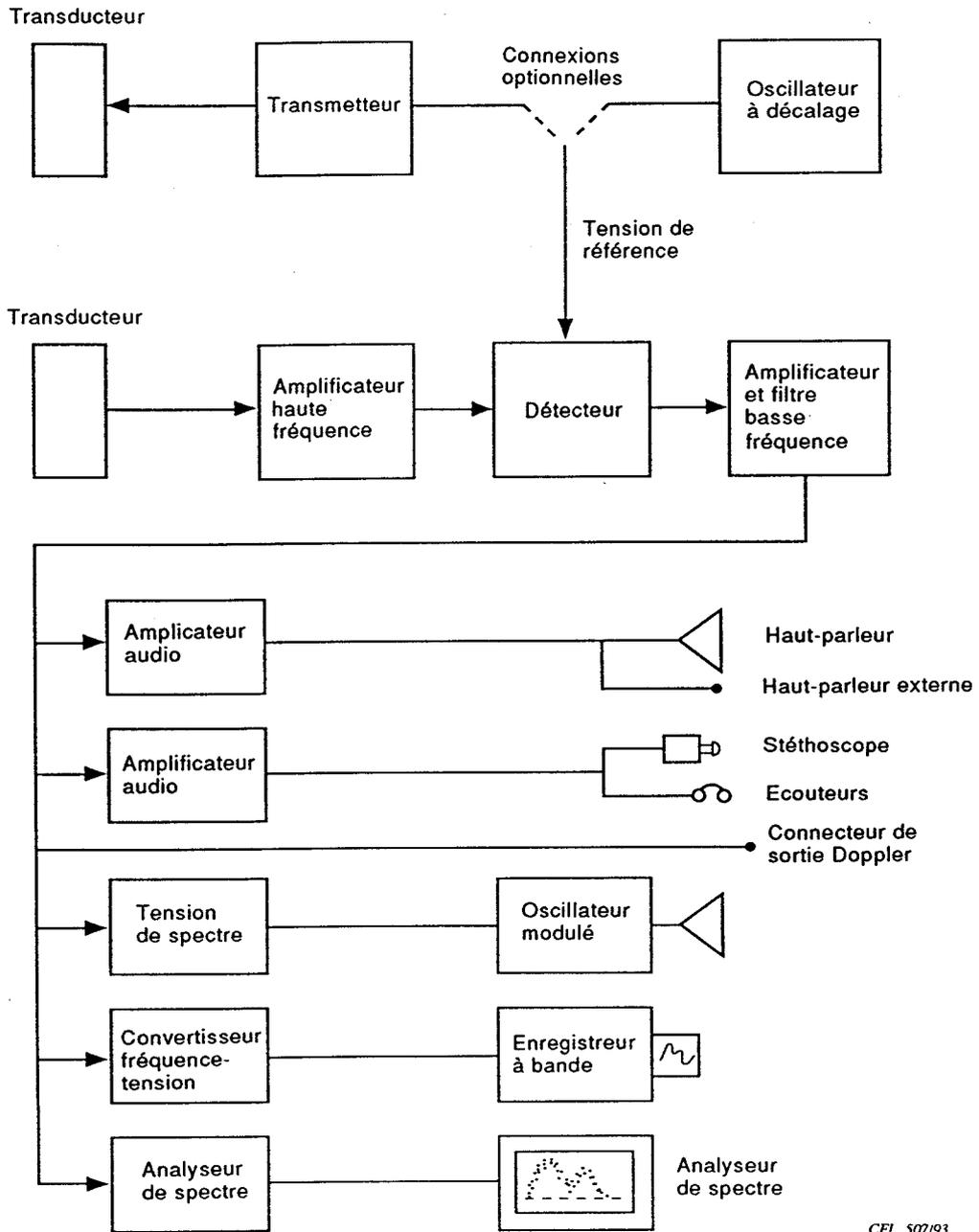
## A.2 Two-channel system

Figure A.2, at the top, shows the block diagram of a two-channel Doppler receiver which achieves directional detection through the use of phasing, or single sideband, techniques. In this **system**, the returned Doppler-shifted ultrasound signal is detected in two channels whose detectors are driven by the transmitter frequency processed through a phase-shift network whose outputs are 90° apart. The two channels of difference-frequency information can be referred to as the "A" and "B" **output channels**, or alternatively, the quadrature channels. Either one of these output lines can be connected to the separate single-channel **output devices** shown in figure A.1. Such connection is frequently done to provide a listening channel.

Many **output devices** used with **directional Doppler ultrasound systems** require as inputs both quadrature signals shown at the top of figure A.2. This includes most of the frequency-to-voltage conversion devices such as, for example, mean frequency circuits or maximum frequency followers. The output of these circuits is a low-frequency waveform voltage for a strip chart recorder. The polarity of this voltage waveform indicates the direction of flow. Directional spectrum analyzers, such as those using the fast Fourier transform technique, for example, are also connected at the A and B outputs, figure A.2, since these analyzers require quadrature inputs.

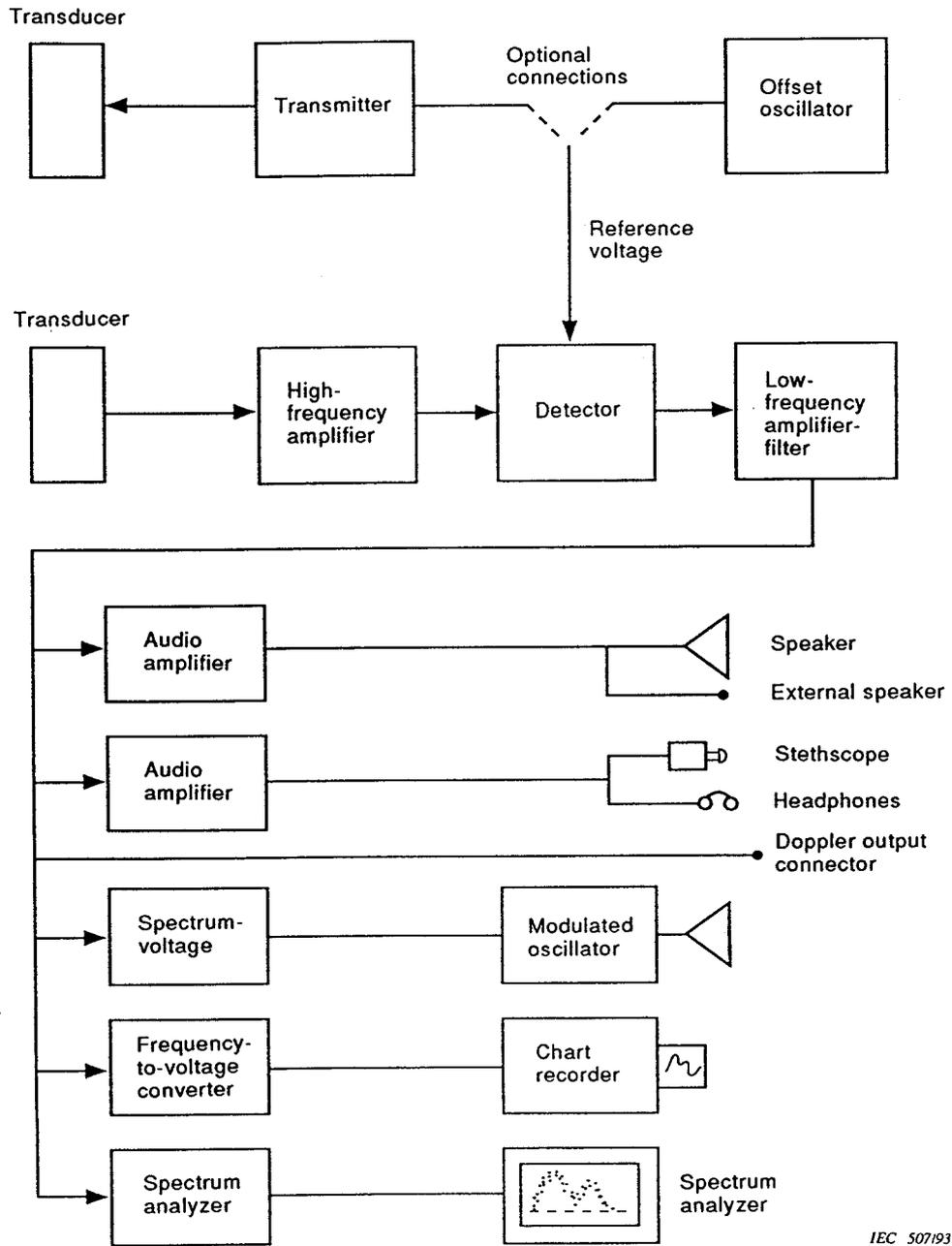
Figure A.2 also shows how wideband phase shifters are used to produce directional spectrum outputs. The outputs of these circuits differ in phase by 90° from each other, if the input phase difference is zero. The spectrum of **Doppler frequency outputs** from scatterers approaching the transducer are present only in the "forward" output and those from scatterers proceeding in the opposite direction only in the "reverse" output. Each separate **directional Doppler frequency output** may be connected to an individual single channel **output device** as shown in figure A.1.

A **non-directional** spectrum analyzer can do directional analysis by using a low frequency offset oscillator as shown at the bottom right of figure A.2. With this circuit the zero scatterer-velocity frequency, which is the baseline of the display, is offset to the frequency of the low-frequency oscillator. Higher frequencies, which correspond to approaching scatterers, thus will appear above the new baseline, and lower frequencies will appear below to represent receding scatterers.



CEI 507/93

Figure A.1 – Exemple d'ensemble ultrasonore à effet Doppler directionnel à canal unique



IEC 507193

Figure A.1 – Example of single-channel directional Doppler ultrasound system

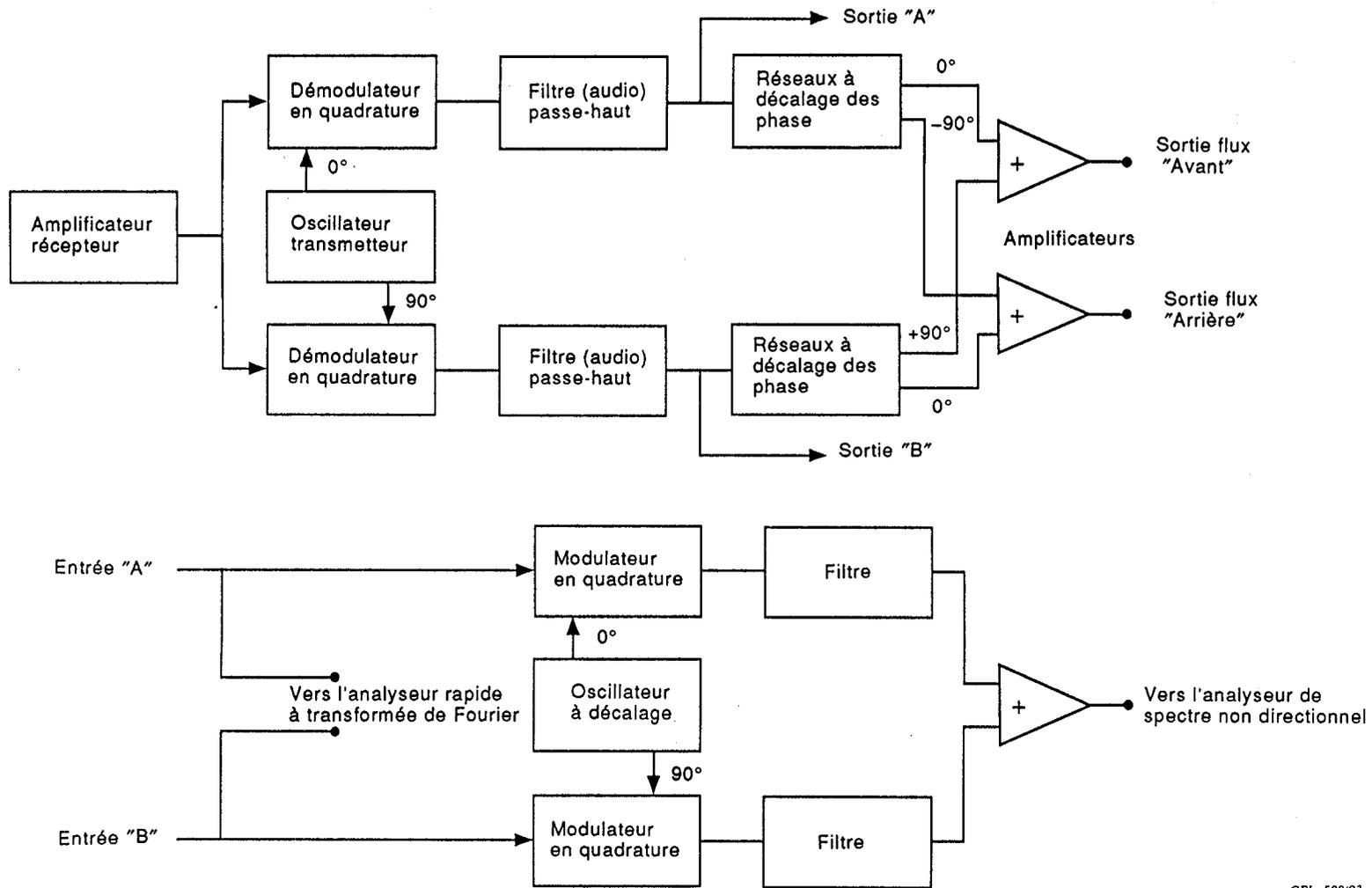


Figure A.2 – Exemple de récepteur Doppler directionnel et de traitement de signal

CEI 508/93

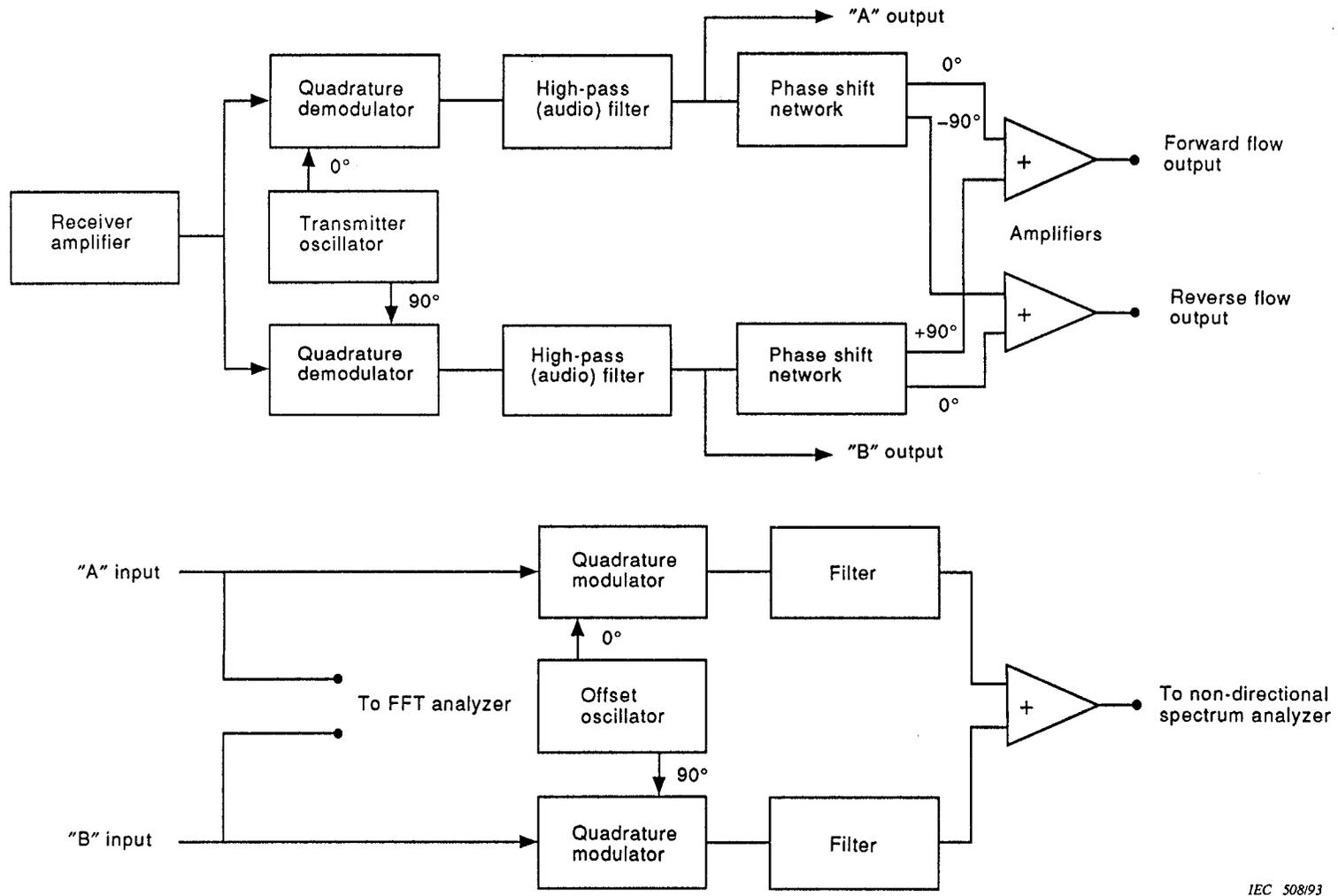


Figure A.2 – Example of directional Doppler receiver and signal processing

## Annexe B (informative)

### Justifications

Les essais décrits dans ce rapport technique sont destinés à déterminer les caractéristiques de performance importantes d'**ensembles ultrasonores à effet Doppler**.

Ce rapport technique décrit trois catégories d'essais:

- essais courants de vérification de la qualité réalisés par un clinicien ou un technicien pour s'assurer que l'**ensemble** fonctionne correctement ou possède la sensibilité requise. Les rapports fournissant les résultats de ces essais se présenteraient de manière à être significatifs pour l'utilisateur médical final. Par exemple, les distances jusqu'à un vaisseau sanguin donné pour lesquelles la sensibilité requise est obtenue, seraient exprimées en centimètres de tissu moyen.
- essais de nature plus complexe et plus élaborée. Ces essais seraient effectués moins fréquemment, ainsi lorsqu'on pressent que l'**ensemble** ne fonctionne pas correctement. Les résultats seraient enregistrés de manière à pouvoir être comparés aux spécifications des fabricants.
- essais entrepris par un fabricant sur des **ensembles** complets et servant de base pour les essais de type. Egalement utilisés, sur la base de contrôles par échantillonnage, pour déterminer si le déroulement d'une production donnée répond aux spécifications.

Les motifs pour effectuer les essais spécifiés dans ce rapport technique sont exposés brièvement ci-dessous.

Au départ, l'**ensemble** à essayer est disposé de manière à repérer en fonctionnement la ou les régions les plus sensibles. Ces conditions initiales sont discutées à l'article 2.2, et en 2.2.2 et 2.2.3. Il est vraisemblable que les gammes de tension d'alimentation sont en pratique celles indiquées en 2.2.1. Une mesure de référence de niveau de bruit à utiliser souvent dans les autres essais est indiquée en 2.2.4.

Les essais de réponse en fréquence de l'article 2.3 et de 2.3.1 déterminent la possibilité de détecter le flux à grande vitesse (pour la sténose, par exemple) ou le flux à basse vitesse (comme dans le cas d'occlusion presque complète et dans les veines). La précision de la fréquence indiquée par les **appareils de sortie** est vérifiée comme indiqué en 2.3.2. Comme les signaux larges sont réputés provoquer des problèmes dans les récepteurs de communication assimilés à ces récepteurs Doppler, on propose en 2.3.3 plusieurs essais à signaux larges qui pourraient présenter de l'intérêt pour ceux qui conçoivent des **ensembles**.

Les essais de réponse spatiale donnés à l'article 2.4 et en 2.4.1 et 2.4.2 sont destinés à vérifier la capacité du système à détecter des structures proches du transducteur telles que veines ou artères sous-cutanées, et aussi des structures plus lointaines telles que vaisseaux profonds dans des patients de forte taille. L'utilisation de transducteurs transmetteurs et récepteurs distincts dans des **ensembles** à onde entretenue pose, en général, des limites précises pour leurs portées respectives, comme cela se produit pour la focalisation de transducteurs dans les **ensembles** pulsés.

## Annex B (informative)

### Rationale

The tests described in this technical report are intended to determine important performance characteristics of **Doppler ultrasound systems**.

This technical report describes three categories of tests:

- tests appropriate to routine quality control carried out by a clinician or a technologist to ensure that the **system** is working adequately or has adequate sensitivity. Reports on these tests would present results in a form which would be significant to the ultimate medical user. For example, the distances to a specified blood-vessel over which adequate sensitivity is obtained would be expressed as centimetres of average tissue.
- tests of a more complex and elaborate nature. These tests would be conducted less frequently, such as when the **system** is suspected of not working properly. Results would be reported in a form which can be compared to the manufacturers' specifications.
- tests undertaken by a manufacturer on complete **systems** as the basis of type tests. Also, on a sampling inspection basis, undertaken to determine whether a given production run meets specifications.

The reasons for performing these tests specified in this technical report are stated briefly below.

Initially, the **system** being tested is set up in such a way as to ensure that it is operating and that the most sensitive region or regions have been located. These initial conditions are discussed in 2.2.2 and 2.2.3. Power-supply voltage ranges that can be expected in use are outlined in 2.2.1. A reference noise-level measurement for use in several of the other tests is outlined in 2.2.4.

The frequency response tests specified in clause 2.3 and 2.3.1 determine the detectability of high velocity flow (through stenosis, for example) and of low-velocity flow (as in near-complete occlusion and in veins). The accuracy of the frequency indicated by **output devices** is tested as described in 2.3.2. Since large signals are known to cause problems in communication receivers similar to these Doppler receivers, several large-signal tests are suggested in 2.3.3 that could be of interest to **system** developers.

The spatial response tests given in clause 2.4, 2.4.1 and 2.4.2 test the ability of the device to detect structures that are close to the transducer, such as subcutaneous veins and arteries, and also more distant structures such as deep vessels in large patients. The use of separate transmitting and receiving transducers in continuous-wave **systems** usually sets definite limits to both these ranges, as do transducers focusing in pulsed **systems**.

Les limites à une réponse spatiale, connues par ces essais, devraient être utiles pour des essais de réception des sondes de transducteur, mais les critères sont liés à l'application. En général, il est recommandé que la zone de réponse spatiale soit large. Dans des applications spécifiques, cependant, on peut désirer limiter les régions spatiales dont on veut des signaux, afin d'exclure les signaux parasites. Les essais donnés en 2.4.2 précisent la largeur de la surface sensible. Des surfaces étroites favorisent la séparation du flux provenant de vaisseaux adjacents mais rendent plus difficile le positionnement de la sonde et demandent plus de temps pour trouver un vaisseau. Certaines applications telles que la surveillance foetale nécessitent une très large surface sensible.

L'article 2.5 donne d'autres façons de déterminer la **fréquence de fonctionnement**, afin de s'assurer d'abord que cette fréquence est dans les limites spécifiées pour les sondes associées.

**Les ensembles qui décomposent les directions** exigent des essais sur les deux sorties comme décrit à l'article 2.6. Les essais de base sont les mêmes que ceux figurant dans les articles 2.1 à 2.5, avec cette différence qu'ils sont faits séparément sur chaque sortie. Ces ensembles directionnels exigent aussi des essais concernant les circuits décomposant ou séparant les directions du flux dans les cas où les essais précédents ne suffisent pas. Des erreurs peuvent résulter du manque de précision de la phase dans les oscillateurs ou dans les circuits de traitement du signal indiqués en figure A.2. Ces essais complémentaires sont discutés en 2.6.1 pour l'analyse du spectre ou les appareils à affichage à la sortie quand ceux-ci font partie de l'ensemble. Les circuits convertisseurs fréquence-tension de la figure A.2 nécessitent que les essais soient faits avec des flux simultanés de directions opposées (voir 2.6.2). Cette situation est courante puisque artères et veines sont souvent côte à côte. La turbulence locale peut engendrer des signaux Doppler bidirectionnels simultanés, même en l'absence de flux résultant.

La distribution des vitesses des diffuseurs dans les vaisseaux sanguins provoque la création d'un groupe de fréquences, le **spectre Doppler**. Un traitement approprié de ce spectre est important pour déterminer le flux en volume et pour mesurer certains paramètres de ce spectre. Des essais de précision sont décrits en 2.7.1 et 2.7.2. La mesure de la fréquence maximale est considérée séparément en 2.7.2 mais d'autres mesures de l'amplitude spectrale et de la largeur en fréquence peuvent aussi se faire avec des moyens du même genre.

La section 3 montre la construction et l'application de plusieurs types de **montages pour essai Doppler** dont on peut avoir besoin. Certains peuvent mieux convenir que d'autres pour certains essais. Ces **montages pour essai Doppler** doivent faire l'objet de normes distinctes qui préciseront leur construction et leur fonctionnement.

The limits to spatial response revealed by these tests could be useful in acceptance testing of transducer probes, but the criteria depend upon the application. Generally, the region of spatial response should be large. In special applications, however, it may be desirable to limit the spatial regions from which signals are wanted, to exclude interfering signals. Tests given in 2.4.2 determine the width of the sensitive area. Narrow areas aid in separating flow from adjacent vessels, but make probe positioning more critical and searching for a vessel more time-consuming. In some applications, such as foetal monitoring, a very wide sensitive area is needed.

Clause 2.5 gives alternative ways of determining the **operating frequency**, primarily to be sure it is within specification for the attached probes.

**Direction resolving systems** require tests on two outputs as described in clause 2.6. The basic tests are the same as those listed above and in clauses 2.1 to 2.5, except that they are made on each output separately. These directional systems also require tests on the adequacy of their flow **direction resolving** or **separating** circuits in situations where the previous tests do not suffice. Errors can result from lack of phase accuracy in the oscillators or signal handling circuits shown in figure A.2. These additional tests are discussed in 2.6.1 for spectrum analysis or display **output devices** when these are part of the system. Frequency-to-voltage converter circuits, figure A.2, require testing with simultaneous flows in opposite directions (see 2.6.2). This situation is common since arteries and veins are often side by side. Local turbulence may cause simultaneous bidirectional Doppler signals even in cases of no net flow.

The distribution of scatterer velocities in blood vessels leads to the generation of a group of frequencies, the **Doppler spectrum**. Accurate processing of the spectrum is important in determining volume flow and in some spectrum parameter measurements. Tests for accuracy are described in 2.7.1 and 2.7.2. The measurement of maximum frequency is considered alone by 2.7.2, but other spectral amplitude and frequency width measures could also be determined by similar means.

Section 3 outlines the construction and application of several types of **Doppler test objects** which may be needed. Some of these are expected to be more suitable for some tests than others. These **Doppler test objects** are intended to be the subject of separate standards that would specify their construction or performance in detail.

**Annexe C / Annex C**  
(informative)

**Bibliographie / Bibliography**

- [1] Walker A. R., Philips D.-J., Powers J. E., *Evaluating Doppler devices using a moving string test target*, J. Clin. Ultrasound 10, N° 6, 25-30 (1982).
  - [2] Reuter R., Trier H. G., Lepper R. D., *Ansprechempfindlichkeit und Schallfeldgeometrie von Ultraschall-Doppler-Geräten*, Ultraschalldiagnostik in der Medizin, Drei-Länder-Treffen Davos (1979).
  - [3] Hoeks A .P. G., Ruissen C. J., Hick P., Reneman R. S., *Methods to evaluate the sample volume of pulsed Doppler systems*, Ultrasound in Med. and Biol. 10, 427-435 (1984).
-

LICENSED TO MECON Limited, - RANCHI/BANGALORE  
FOR INTERNAL USE AT THIS LOCATION ONLY, SUPPLIED BY BOOK SUPPLY BUREAU.

---

**ICS 17.140.50**

---