

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC**

62464-1

Première édition
First edition
2007-01

**Appareils à résonance magnétique
pour imagerie médicale –**

**Partie 1:
Détermination des principaux paramètres
de qualité d'image**

**Magnetic resonance equipment
for medical imaging –**

**Part 1: Determination of essential image
quality parameters**



Numéro de référence
Reference number
CEI/IEC 62464-1:2007

Numérotation des publications

Depuis le 1er janvier 1997, les publications de la CEI sont numérotées à partir de 60000. Ainsi, la CEI 34-1 devient la CEI 60034-1.

Editions 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.

Informations supplémentaires sur les publications de la CEI

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 cette publication, y compris sa validité, sont disponibles dans le Catalogue des publications de la CEI (voir ci-dessous) en plus des nouvelles éditions, amendements et corrigenda. Des informations sur les sujets à l'étude et l'avancement des travaux entrepris par le comité d'études qui a élaboré cette publication, ainsi que la liste des publications parues, sont également disponibles par l'intermédiaire de:

- **Site web de la CEI (www.iec.ch)**
- **Catalogue des publications de la CEI**

Le catalogue en ligne sur le site web de la CEI (www.iec.ch/searchpub) vous permet de faire des recherches en utilisant de nombreux critères, comprenant des recherches textuelles, par comité d'études ou date de publication. Des informations en ligne sont également disponibles sur les nouvelles publications, les publications remplacées ou retirées, ainsi que sur les corrigenda.

- **IEC Just Published**

Ce résumé des dernières publications parues (www.iec.ch/online_news/justpub) est aussi disponible par courrier électronique. Veuillez prendre contact avec le Service client (voir ci-dessous) pour plus d'informations.

- **Service clients**

Si vous avez des questions au sujet de cette publication ou avez besoin de renseignements supplémentaires, prenez contact avec le Service clients:

Email: custserv@iec.ch
Tél: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00

Publication numbering

As from 1 January 1997 all IEC publications are issued with a designation in the 60000 series. For example, IEC 34-1 is now referred to as IEC 60034-1.

Consolidated editions

The IEC is now publishing consolidated versions of its publications. 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.

Further information on IEC publications

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 this publication, including its validity, is available in the IEC Catalogue of publications (see below) in addition to new editions, amendments and corrigenda. 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 also available from the following:

- **IEC Web Site (www.iec.ch)**
- **Catalogue of IEC publications**

The on-line catalogue on the IEC web site (www.iec.ch/searchpub) enables you to search by a variety of criteria including text searches, technical committees and date of publication. On-line information is also available on recently issued publications, withdrawn and replaced publications, as well as corrigenda.

- **IEC Just Published**

This summary of recently issued publications (www.iec.ch/online_news/justpub) is also available by email. Please contact the Customer Service Centre (see below) for further information.

- **Customer Service Centre**

If you have any questions regarding this publication or need further assistance, please contact the Customer Service Centre:

Email: custserv@iec.ch
Tel: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC**

62464-1

Première édition
First edition
2007-01

**Appareils à résonance magnétique
pour imagerie médicale –**

**Partie 1:
Détermination des principaux paramètres
de qualité d'image**

**Magnetic resonance equipment
for medical imaging –**

**Part 1: Determination of essential image
quality parameters**

© IEC 2007 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.

International Electrotechnical Commission, 3, rue de Varembe, PO Box 131, CH-1211 Geneva 20, Switzerland
Telephone: +41 22 919 02 11 Telefax: +41 22 919 03 00 E-mail: inmail@iec.ch Web: www.iec.ch



Commission Electrotechnique Internationale
International Electrotechnical Commission
Международная Электротехническая Комиссия

CODE PRIX
PRICE CODE **XC**

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

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	6
INTRODUCTION.....	10
1 Domaine d'application	12
2 Références normatives.....	14
3 Termes, définitions et symboles	14
3.1 Termes et définitions	14
3.2 Symboles	22
4 Procédures de détermination des principaux paramètres de l'image	34
4.1 Exigences générales applicables à toutes les procédures	34
4.2 RAPPORT SIGNAL/BRUIT	36
4.3 UNIFORMITE.....	42
4.4 EPAISSEUR DE COUPE en balayage 2D.....	48
4.5 DISTORSION GEOMETRIQUE bidimensionnelle	58
4.6 RESOLUTION SPATIALE.....	66
4.7 ARTEFACTS DE FAUSSE IMAGE	72
5 ESSAI DE CONSTANCE	78
5.1 Objectifs et justifications	78
5.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI.....	80
5.3 Caractéristiques du balayage	80
5.4 Procédure de mesure	80
5.5 Analyse des données, compte rendu des résultats et tolérances	82
Annexe A (normative) Méthodes alternatives	84
Annexe B (informative) Justifications	112
Bibliographie.....	149
Index des termes définis	154
Figure 1 – Insertion d'un DISPOSITIF D'ESSAI homogène dans la BOBINE RF.....	44
Figure 2 – Position du DISPOSITIF D'ESSAI sur la bobine de surface	44
Figure 3 – Profil d'intensité du signal dans la méthode de la plaque inclinée.....	50
Figure 4 – Correction de la rotation du DISPOSITIF D'ESSAI	54
Figure 5 – Exemple de DISPOSITIF D'ESSAI pour un VOLUME DE SPECIFICATION sphérique constitué d'une bonbonne cylindrique en polypropylène (Perspex) dont la paroi interne définit le périmètre de la ROI	60
Figure 6 – Exemple de DISPOSITIF D'ESSAI pour un VOLUME DE SPECIFICATION sphérique constitué d'un certain nombre de fioles réparties sur le périmètre de la ROI	60
Figure 7 – Deux lignes passant par le centre du DISPOSITIF D'ESSAI	62
Figure 8 – Distances à déterminer	64
Figure 9 – Mire périodique	68
Figure 10 – Image de mire périodique et position de la ROI	70

CONTENTS

FOREWORD.....	7
INTRODUCTION.....	11
1 Scope.....	13
2 Normative references	15
3 Terms, definitions and symbols	15
3.1 Terms and definitions	15
3.2 Symbols	23
4 Procedures for the determination of essential image parameters	35
4.1 General requirements for all procedures.....	35
4.2 SIGNAL TO NOISE RATIO	37
4.3 UNIFORMITY.....	43
4.4 SLICE THICKNESS in 2-D scanning	49
4.5 Two-dimensional GEOMETRIC DISTORTION.....	59
4.6 SPATIAL RESOLUTION.....	67
4.7 GHOSTING ARTEFACTS	73
5 CONSTANCY TEST	79
5.1 Objectives and rationale.....	79
5.2 Requirements for the TEST DEVICE.....	81
5.3 Scan characteristics	81
5.4 Measurement procedure.....	81
5.5 Data analysis, reporting of results and tolerances	83
Annex A (normative) Alternative methods	85
Annex B (informative) Rationales.....	113
Bibliography.....	150
Index of defined terms	155
Figure 1 – Insertion of a homogenous TEST DEVICE into the RF COIL	45
Figure 2 – Position of the TEST DEVICE on the surface coil	45
Figure 3 – Signal intensity profile in the inclined slab method	51
Figure 4 – Correcting for rotation of TEST DEVICE	55
Figure 5 – TEST DEVICE example for a spherical SPECIFICATION VOLUME, consisting of a polypropylene carboy (Perspex) cylinder whose internal wall defines the ROI perimeter	61
Figure 6 – TEST DEVICE example for a spherical SPECIFICATION VOLUME, consisting of a number of vials distributed on the ROI perimeter.....	61
Figure 7 – Two lines passing through the centre of the TEST DEVICE	63
Figure 8 – Distances to be determined.....	65
Figure 9 – Periodic pattern.....	69
Figure 10 – Image of periodic pattern and position of ROI.....	71

Figure 11 – DISPOSITIF D'ESSAI (objet circulaire), fausses images (croissants) et REGION D'INTERET (ROI) – boîtes de mesure des valeurs moyennes de signal, de fausses images et de bruit 76

Figure A.1 – DISPOSITIF D'ESSAI avec coin 94

Figure A.2 – Mesure du PROFIL et de l'EPAISSEUR DE COUPE en utilisant le DISPOSITIF D'ESSAI avec coin 96

Figure B.1 – Temps de relaxation T_1 et T_2 en fonction de la concentration de $\text{CuSO}_4 \times 5 \text{H}_2\text{O}$ 116

Figure B.2 – Erreur de centrage 136

Tableau B.1 – Conductivité et propriétés diélectriques du DISPOSITIF D'ESSAI 120

Tableau B.2 – Comparaison des largeurs de bande des fabricants 128

Tableau B.3 – Paramètres d'ajustement de la relaxation pour des concentrations de $\text{Gd}[\text{TMHD}] \leq 4$ parties par millier en masse 130

Figure 11 – TEST DEVICE (circular object), ghosts (crescents), and REGION OF INTEREST (ROI) measurement boxes for mean signal, ghost, and noise measurements	77
Figure A.1 – Wedge TEST DEVICE	95
Figure A.2 – Measurement of SLICE PROFILE and SLICE THICKNESS using wedge TEST DEVICE	97
Figure B.1 – Relaxation times T_1 and T_2 in dependency on the concentration of $\text{CuSO}_4 \times 5 \text{H}_2\text{O}$	117
Figure B.2 – Centring error	137
Table B.1 – TEST DEVICE conductivity and dielectric properties	121
Table B.2 – Comparison of company bandwidths	129
Table B.3 – Relaxation fit parameters for Gd[TMHD] concentrations ≤ 4 parts per thousand by weight	131

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS À RÉSONANCE MAGNÉTIQUE POUR IMAGERIE MÉDICALE –

Partie 1: Détermination des principaux paramètres de qualité d'image

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, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des guides (ci-après dénommés "Publication(s) de la CEI"). Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec la CEI, participent également aux travaux. La CEI collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de la CEI concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de la CEI se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de la CEI. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que la CEI s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; la CEI ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'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. Toutes divergences entre toutes Publications de la CEI et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) La CEI n'a prévu aucune procédure de marquage valant indication d'approbation et n'engage pas sa responsabilité pour les équipements déclarés conformes à une de ses Publications.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à la CEI, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de la CEI, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de la CEI ou de toute autre Publication de la CEI, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de la CEI peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. La CEI ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et de ne pas avoir signalé leur existence.

La Norme internationale CEI 62464-1 a été établie par le sous-comité 62B: Appareils d'imagerie de diagnostic, du comité d'études 62 de la CEI: Equipements électriques dans la pratique médicale.

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
62B/641/FDIS	62B/646/RVD

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

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

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING –**Part 1: Determination of essential image quality parameters**

FOREWORD

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of IEC is to promote international co-operation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as "IEC Publication(s)"). Their preparation is entrusted to technical committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of IEC on technical matters express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the relevant subjects since each technical committee has representation from all interested IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC provides no marking procedure to indicate its approval and cannot be rendered responsible for any equipment declared to be in conformity with an IEC Publication.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

International Standard IEC 62464-1 has been prepared by subcommittee 62B: Diagnostic imaging equipment, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

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

FDIS	Report on voting
62B/641/FDIS	62B/646/RVD

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

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

Dans la présente norme, les caractères d'imprimerie suivants sont utilisés:

- exigences dont la conformité peut être vérifiée par un essai, et définitions: caractères romains;
- explications, conseils, notes, affirmations générales, exceptions: petits caractères;
- modalités d'essai: *caractères italiques*;
- termes définis à l'Article 2 de la Norme générale, dans la présente norme ou dans la CEI 60788: PETITES MAJUSCULES.

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

- soit reconduite;
- soit supprimée;
- remplacée par une version révisée, ou
- amendée.

In this standard, the following print types are used:

- requirements, compliance with which can be tested, and definitions: roman type;
- explanations, advice, notes, general statements and exceptions: smaller roman type;
- test specifications: *italic type*;
- terms defined in clause 2 of the General Standard, in this standard or in IEC 60788:
SMALL CAPITALS

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

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

INTRODUCTION

La présente Norme internationale est rédigée à un moment où les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE sont déjà présents sur le marché depuis plus de 20 ans. On estime que plus de 20 000 scanners sont actuellement opérationnels et que plus de 0,5 milliards de PATIENTS ont fait l'objet d'un examen au scanner. Un certain nombre de normes d'assurance et de contrôle de la qualité ont été élaborées par des comités nationaux afin de répondre aux besoins de traitement quantitatif de performance et de maintenance des systèmes. Par conséquent, il a été considéré nécessaire d'introduire la présente norme CEI en complément à la norme existante sur la sécurité en matière de RESONANCE MAGNETIQUE, car les normes de la CEI ont un caractère véritablement international et que la présente norme CEI constitue une première étape pour analyser et combiner les meilleures pratiques actuellement utilisées et ainsi fournir des lignes directrices quant à la manière de répondre aux diverses questions concernant les essais nécessaires au contrôle de la qualité et à l'assurance de la qualité des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE. La mise à disposition d'un ensemble normalisé de méthodes d'essai réduit, pour les FABRICANTS de systèmes à RESONANCE MAGNETIQUE, la charge de travail nécessaire pour démontrer les caractéristiques de performance des scanners à RESONANCE MAGNETIQUE tels qu'exigés par de nombreux pays différents qui n'ont pas, en outre, à formuler leurs propres exigences en matière d'essais de performance.

Par ailleurs, les scanners à RESONANCE MAGNETIQUE étant présents depuis un certain temps, la présente Norme internationale tente de consolider les méthodes de travail actuelles utilisées pour le contrôle de la qualité des caractéristiques de performance pour ce qui concerne les principaux paramètres de qualité d'image; elle ne prescrit pas d'efforts majeurs en matière de nouveaux développements nécessaires pour que les appareils à RESONANCE MAGNETIQUE établis répondent aux exigences de la présente norme. Cet objectif est atteint par l'introduction de méthodes préférentielles dans le corps du texte de la présente norme, tout en autorisant d'autres méthodes d'essai acceptables, décrites à l'Annexe A de la présente norme. Un certain nombre de méthodes d'essai d'acceptation décrites dans la présente norme ont déjà été fournies précédemment, notamment en tant que normes techniques d'appareils à RESONANCE MAGNETIQUE élaborées par la NEMA; cependant, de nouvelles méthodes ont été développées depuis. La présente norme tente de sélectionner la meilleure méthode en tant que méthode préférentielle, même si pour nombre d'essais spécifiques, de bonnes alternatives sont disponibles et sont par conséquent également acceptables.

De même, au cours des dernières années, chaque FABRICANT a élaboré ses propres dispositifs d'essai ainsi que les procédures d'essai et analyses de données correspondantes pour l'assurance qualité et les ESSAIS DE CONSTANCE. Il a donc été décidé, en ce qui concerne les ESSAIS DE CONSTANCE, de ne pas décrire des méthodes d'essai détaillées mais de prescrire uniquement les paramètres à mesurer ainsi que les conditions essentielles de réalisation de ces mesures dans la norme principale. Cela confère la latitude nécessaire pour tenir compte des nombreuses conceptions particulières d'appareils à RESONANCE MAGNETIQUE (scanners d'extrémités, scanners corps entier, scanners cylindriques contre scanners ouverts, diverses intensités de champ, conception du fantôme d'atténuation, analyse de données); des exemples d'ESSAIS DE CONSTANCE possibles pour les paramètres exigés sont présentés en annexe. Cela permet à l'utilisateur d'employer le plus grand nombre possible d'outils fournis par les FABRICANTS de systèmes à RESONANCE MAGNETIQUE, dans la mesure où cela est nécessaire et utile, tout en restant conforme aux exigences de contrôle de la qualité et d'assurance de la qualité.

INTRODUCTION

This international standard is written at a moment in which MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT is already present in the market place for more than 20 years. It is estimated that more than 20 000 scanners are operational and more than 0,5 billion PATIENTS have been scanned. A number of standards on quality assurance and quality control have been developed by national committees to address the need for quantitative addressing of system performance and system maintenance. It is therefore felt to be necessary to introduce this IEC standard in addition to the existing standard on MAGNETIC RESONANCE (MR) safety, because the IEC standards have a true international character and this IEC standard is the first start to process and combine current best practices together and provide guidance on how to address the various questions on quality control and quality assurance testing of MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT together. Having a standardized set of test methods minimizes the amount of work for the MR MANUFACTURERS to demonstrate the performance characteristics of the MR scanners for many different countries and in addition, these countries do not have to formulate their own requirements for the performance testing.

Since MR scanners have been around for some time, this international standard is an attempt to consolidate the current way of working for the quality control of the performance characteristics concerning essential image quality parameters, and does not introduce major new development efforts for the established MR equipment to fulfil the requirements of this standard. This objective is achieved by introducing preferred methods in the main text of the standard, while allowing acceptable alternative test methods, described in Annex A of the standard. A number of the ACCEPTANCE TEST methods described in the standard have already been described earlier, mainly as NEMA technical MR standards, while new methods have been developed since then. For this standard, it is attempted to select the best method as the preferred method, although for a number of specific tests good alternatives are available and are therefore also acceptable.

Also for the quality assurance tests and the CONSTANCY TESTS, each MANUFACTURER has developed its own test device and related test procedures and data analysis in the past years. For the CONSTANCY TESTS it was therefore decided not to describe detailed test methods but only prescribe the parameters to be measured and essential conditions for these measurements in the main standard. This provides the necessary latitude to account for the many unique MR designs (extremity scanners, whole body scanners, cylindrical versus open scanners, various field strengths, phantom design, data analysis) and examples for possible CONSTANCY TESTS for the required parameters in the annex. This allows the user to use as many of the tools supplied by MR MANUFACTURERS as possible, appropriate and useful and still fulfill the requirements for quality control and quality assurance.

APPAREILS À RÉSONANCE MAGNÉTIQUE POUR IMAGERIE MÉDICALE –

Partie 1: Détermination des principaux paramètres de qualité d'image

1 Domaine d'application

La présente Norme internationale spécifie des procédures de mesure pour la détermination de nombreux paramètres essentiels de la qualité d'image des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE à usage médical. Les procédures de mesure développées dans la présente norme conviennent pour:

- l'évaluation de la qualité dans le cadre de l'ESSAI D'ACCEPTATION;
- l'assurance qualité dans le cadre de l'ESSAI DE CONSTANCE.

En outre, les procédures de mesure spécifiées dans la présente norme peuvent également s'avérer utiles pour des essais de type même s'il ne s'agit pas d'un objectif de la présente norme.

La présente norme ne traite pas:

- des niveaux requis de performance pour l'ESSAI D'ACCEPTATION et l'ESSAI DE CONSTANCE;
- sauf indication contraire, de l'évaluation de la qualité d'image des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE à champ élevé, supérieure à 4 T;
- de la qualité d'image liée à des questions de compatibilité avec la RESONANCE MAGNETIQUE;
- des procédures de diagnostic particulières telles que l'imagerie de flux, de perfusion, de diffusion, de radiothérapie et les applications de thérapie guidée par l'imagerie;
- des essais de type.

Le domaine d'application de la présente norme se limite également à la mesure des caractéristiques de la qualité d'image des DISPOSITIFS D'ESSAI et non des PATIENTS.

Les procédures de mesure spécifiées dans la présente norme s'adressent:

- a) aux FABRICANTS qui peuvent démontrer la conformité de leurs appareils par des méthodes d'essai d'acceptation et de constance telles que décrites dans la présente norme,
- b) aux laboratoires d'essai qui peuvent ainsi confirmer les performances d'APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE au moyen de méthodes décrites dans la présente norme,
- c) aux autorités de réglementation qui peuvent faire référence à la présente norme, et
- d) aux ORGANISMES RESPONSABLES qui souhaitent effectuer des ESSAIS D'ACCEPTATION et DE CONSTANCE sur la base des méthodes décrites dans la présente norme.

Les principaux paramètres de qualité d'image et les méthodologies de mesures définis dans la présente norme sont les suivants:

- le RAPPORT SIGNAL/BRUIT,
- l'UNIFORMITE,
- l'ÉPAISSEUR et le PROFIL DE COUPE,
- la DISTORSION GEOMETRIQUE,
- la RESOLUTION SPATIALE, et
- les fausses images.

MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING –

Part 1: Determination of essential image quality parameters

1 Scope

This international standard specifies measurement procedures for the determination of many essential medical MR EQUIPMENT image quality parameters. Measurement procedures as addressed in this standard are suitable for:

- quality assessment in the ACCEPTANCE TEST;
- quality assurance in the CONSTANCY TEST.

In addition, the measurement procedures specified in this standard may also be useful for type tests, although that is not an objective of this standard.

This standard does not address:

- required levels of performance for ACCEPTANCE TEST and CONSTANCY TEST;
- image quality assessment of high field MR EQUIPMENT greater than 4 T, if not otherwise stated;
- image quality affected by MR-compatibility issues;
- special diagnostic procedures such as flow imaging, perfusion, diffusion, radiotherapy and image-guided therapy applications;
- type tests.

The scope of this standard is also limited to measuring image quality characteristics in TEST DEVICES, not in PATIENT images.

The measurement procedures specified in this standard are directed to:

- a) MANUFACTURERS, who can demonstrate compliance by performing acceptance and constancy methods as described by this standard,
- b) test houses, which can confirm performance of MR EQUIPMENT using methods described in this standard,
- c) regulatory authorities, who can reference this standard, and
- d) RESPONSIBLE ORGANISATIONS who want to perform ACCEPTANCE and CONSTANCY TESTS using methods described in this standard.

The essential image quality parameters and measurement methodologies defined in this standard are:

- SIGNAL-TO-NOISE RATIO,
- UNIFORMITY,
- SLICE THICKNESS and SLICE PROFILE,
- GEOMETRIC DISTORTION,
- SPATIAL RESOLUTION, and
- ghosting.

La présente norme décrit les procédures de mesure préférentielles. D'autres méthodes sont également décrites à l'Annexe A. Les méthodes d'essai préférentielles peuvent être remplacées par des méthodes alternatives. Si nécessaire, d'autres méthodes qui ne sont pas décrites dans la présente norme peuvent être utilisées à condition que ces autres méthodes soient documentées et validées par rapport aux méthodes décrites dans la norme. La validation d'autres méthodes d'essai nécessite une analyse de la sensibilité de l'essai au même paramètre d'intérêt ainsi qu'une analyse de l'insensibilité de l'essai à d'autres paramètres non pertinents; il convient à cet égard de démontrer un niveau de sensibilité similaire ou supérieur à ce même paramètre d'intérêt et un niveau de robustesse similaire ou supérieur aux paramètres non pertinents. Toutes les méthodes doivent produire des résultats quantitatifs.

L'Annexe B justifie le choix de méthodes préférentielles et alternatives ainsi que leurs inconvénients.

La présente norme présente également les exigences d'ESSAIS DE CONSTANCE qui conviennent à des programmes d'assurance qualité des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE pour ce qui concerne les principaux paramètres de qualité d'image. Il n'est pas donné de méthodes préférentielles d'ESSAI DE CONSTANCE afin de préserver la souplesse d'utilisation des procédures automatisées éventuellement existantes; cependant, l'Annexe A suggère des exemples de méthodes d'essai. Il est admis, si nécessaire, d'utiliser d'autres méthodes d'ESSAI DE CONSTANCE non décrites dans la présente norme. Du fait de la diversité des besoins des programmes d'assurance qualité des différents ORGANISMES RESPONSABLES, ces derniers sont encouragés à déterminer la portée nécessaire des essais, de leur qualité et de la sensibilité de l'analyse de données, etc. La présente norme met l'accent sur des outils de mesure automatisés, continuellement reproductibles qui facilitent les analyses de tendance ainsi que des essais fréquents et rapides d'un petit ensemble de paramètres importants, sensibles aux caractéristiques globales de fonctionnement des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE.

2 Références normatives

Les documents de référence suivants sont indispensables pour l'application du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

CEI 60788, *Medical electrical equipment – Glossary of defined terms*

3 Termes, définitions et symboles

3.1 Termes et définitions

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

3.1.1

essai d'acceptation

essai effectué après installation d'un APPAREIL neuf ou lorsque des modifications importantes ont été apportées à un APPAREIL existant afin de vérifier sa conformité aux spécifications contractuelles

[CEI 61223-1, définition 3.2.4, modifiée]

This standard describes the preferred measurement procedures. It also describes alternative methods in Annex A. The preferred test methods may be substituted with the alternative methods. If necessary, other methods not described in this standard may be used, provided these other test methods are documented and validated against the methods described in the standard. Validation of other test methods requires an analysis of test sensitivity to the same parameter of interest and an analysis of the insensitivity of the test to other unrelated parameters and should demonstrate a similar, or better, level of sensitivity to the same parameter of interest and a similar, or better, level of robustness against unrelated parameters. All methods shall produce quantitative results.

The rationale to the preferred and alternate methods, and their pitfalls, are described in Annex B.

This standard also presents requirements for CONSTANCY TESTS suitable for MR EQUIPMENT quality assurance programs concerning essential image quality parameters. There are no preferred CONSTANCY TEST methods, to provide flexibility in using existing automated procedures where available, but suggested examples of test methods are found in Annex A. If necessary, other CONSTANCY TEST methods not described in this standard may be used. Since the needs of RESPONSIBLE ORGANISATIONS' quality assurance programs may vary, RESPONSIBLE ORGANISATIONS are encouraged to determine the necessary scope of tests, quality of the tests, and the sensitivity of the data analysis etc. This standard places an emphasis on consistently repeatable, automated measuring tools that facilitate trend analysis and the frequent quick testing of a small set of important parameters which are sensitive to the overall operating characteristics of the MR EQUIPMENT.

2 Normative references

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

IEC 60788, *Medical electrical equipment – Glossary of defined terms*

3 Terms, definitions and symbols

3.1 Terms and definitions

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

3.1.1

acceptance test

test carried out after new EQUIPMENT has been installed, or major modifications have been made to existing EQUIPMENT, in order to verify compliance with contractual specifications

[IEC 61223-1, definition 3.2.4]

3.1.2

document d'accompagnement

document accompagnant un APPAREIL ELECTROMEDICAL, un SYSTEME ELECTROMEDICAL, un APPAREIL ou un ACCESSOIRE et qui contient des informations pour l'ORGANISME RESPONSABLE ou l'OPERATEUR concernant en particulier la SECURITE DE BASE et les PERFORMANCES ESSENTIELLES

[CEI 60601-1:2005, définition 3.4]

3.1.3

artefact

structure apparente visible dans l'image qui ne représente pas une structure à l'emplacement correspondant dans l'objet et qui n'est pas explicable par la présence de bruit

3.1.4

largeur de bande par pixel

inverse de la durée de la fenêtre d'échantillonnage

NOTE Des valeurs équivalentes peuvent être déclarées en lieu et place de la LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL sur la console de commande.

3.1.5

dispositif d'essai "corps"

DISPOSITIF D'ESSAI représentant le corps du PATIENT

3.1.6

essai de constance

chaque essai d'une série effectué pour:

- s'assurer que les qualités de fonctionnement d'un APPAREIL se trouvent dans les limites des CRITERES ETABLIS; ou
- pouvoir détecter rapidement les changements survenant dans les propriétés des composants de l'APPAREIL

[CEI 61223-1:1993, définition 3.2.6]

3.1.7

dispositif d'essai d'extrémité

DISPOSITIF D'ESSAI représentant les extrémités du PATIENT

3.1.8

champ de vision

FOV

dimension de la surface de l'image demandée par l'OPERATEUR

NOTE A spécifier avec une ou deux mesures linéaires (en mm), si la surface de l'image est respectivement carrée ou rectangulaire.

3.1.9

distorsion géométrique

écart de la position spatiale de la structure sur l'image par rapport à la position prévue de la structure de l'objet réel

3.1.10

artefact de fausse image

ARTEFACT montrant, dans une position incorrecte, une reproduction ou partie de la reproduction d'une structure existante

3.1.11

dispositif d'essai "tête"

DISPOSITIF D'ESSAI représentant la tête du PATIENT

3.1.2

accompanying document

document accompanying ME EQUIPMENT, an ME SYSTEM, EQUIPMENT or an ACCESSORY and containing information for the RESPONSIBLE ORGANIZATION or OPERATOR, particularly regarding BASIC SAFETY and ESSENTIAL PERFORMANCE

[IEC 60601-1:2005, definition 3.4]

3.1.3

artefact

apparent structure visible in the image that does not represent a structure at the corresponding position within the object and that cannot be explained by noise

3.1.4

bandwidth per pixel

reciprocal of the duration of the sampling window

NOTE Instead of BANDWIDTH PER PIXEL, equivalent values may be stated on the control console.

3.1.5

body test device

TEST DEVICE representing the PATIENT'S body

3.1.6

constancy test

each of a series of tests, carried out:

- to ensure that the functional performance of EQUIPMENT meets ESTABLISHED CRITERIA; or
- to enable the early recognition of changes in the properties of components of the EQUIPMENT.

[IEC 61223-1:1993, definition 3.2.6]

3.1.7

extremity test device

TEST DEVICE representing the PATIENT'S extremities

3.1.8

field of view

FOV

size of the imaging area requested by OPERATOR

NOTE To be specified with one or two linear measures (in mm), if imaging area is square or rectangular respectively.

3.1.9

geometric distortion

spatial position deviation of the imaged structure from expected position of real object structure

3.1.10

ghosting artefact

ARTEFACT showing a replica or part of the replica of an existing structure in a wrong position

3.1.11

head test device

TEST DEVICE representing the PATIENT'S head

3.1.12

données d'image

données d'acquisition reconstruites

3.1.13

bruit d'image

fluctuations aléatoires par rapport aux valeurs prévues de signal dans une image donnée

3.1.14

utilisation/objectif prévu(e)

utilisation d'un produit, d'un processus ou service conformément aux spécifications, aux instructions et aux informations fournies par le FABRICANT

[CEI 60601-1:2005, définition 3.44]

3.1.15

isocentre

dans les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE, point zéro des gradients de codage spatial

NOTE En général, cela correspond également à la zone d'homogénéité de champ magnétique la plus élevée.

3.1.16

appareil à résonance magnétique

appareil d'IRM

APPAREIL ELECTROMEDICAL qui est prévu pour des examens par résonance magnétique in vivo d'un patient. L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE comprend toutes les composants matériel et logiciel, du RESEAU D'ALIMENTATION à l'image affichée sur le moniteur. L'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE est un système électromédical programmable (SEMP)

[CEI 60601-2-33:2002, définition 2.2.101]

3.1.17

système à résonance magnétique

système d'IRM

ensemble constitué d'APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE, d'ACCESSOIRES comprenant des moyens d'affichage, de commande, d'approvisionnement en énergie, et la ZONE A ACCES CONTROLE, le cas échéant

[CEI 60601-2-33:2002, définition 2.2.102]

3.1.18

fabricant

personne physique ou légale ayant une responsabilité dans la conception, la fabrication, l'emballage ou l'étiquetage, des APPAREILS ELECTROMEDICAUX, qui assemble un APPAREIL ELECTROMEDICAL ou qui adapte un APPAREIL ELECTROMEDICAL ou un SYSTEME ELECTROMEDICAL, que ces opérations soient réalisées par cette personne ou par délégation de celle-ci à un tiers

[CEI 60601-1:2005, définition 3.55]

3.1.19

opérateur

personne manipulant un APPAREIL

[CEI 60601-1:2005, définition 3.73]

3.1.20

bobine à fréquence radioélectrique

bobine RF

bobine ou sonde utilisée pour transmettre et/ou recevoir des champs électromagnétiques de fréquences radioélectriques

3.1.12**image data**

reconstructed acquisition data

3.1.13**image noise**

random fluctuations from the expected signal values in an image

3.1.14**intended use/intended purpose**

use of a product, process or service in accordance with the specifications, instructions and information provided by the MANUFACTURER

[IEC 60601-1:2005, definition 3.44]

3.1.15**isocentre**

in MR EQUIPMENT null point of the spatially encoding gradients

NOTE Typically, this also corresponds to the region of highest magnet homogeneity.

3.1.16**magnetic resonance equipment****MR equipment**

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT that is intended for in-vivo MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION of a PATIENT. The MR EQUIPMENT comprises all parts in hardware and software from the SUPPLY MAINS to the display monitor. The MR EQUIPMENT is a Programmable Electrical Medical System (PEMS)

[IEC 60601-2-33:2002, definition 2.2.101]

3.1.17**magnetic resonance system****MR system**

ensemble of MR EQUIPMENT, ACCESSORIES including means for display, control, energy supplies, and the CONTROLLED ACCESS AREA, where provided

[IEC 60601-2-33:2002, definition 2.2.102]

3.1.18**manufacturer**

natural or legal person with responsibility for the design, manufacture, packaging, or labelling of ME EQUIPMENT, assembling an ME SYSTEM, or adapting ME EQUIPMENT or an ME SYSTEM, regardless of whether these operations are performed by that person or on that person's behalf by a third party

[IEC 60601-1:2005, definition 3.55]

3.1.19**operator**

person handling EQUIPMENT

[IEC 60601-1:2005, definition 3.73]

3.1.20**radio frequency coil****RF coil**

coil or probe used to transmit and/or receive radio frequency electromagnetic fields

3.1.21

paramètres de reconstruction

dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, ensemble de tous les paramètres qui définissent de manière unique la transformation des signaux numérisés en image

3.1.22

position de référence

point prédéfini dans le VOLUME DE SPECIFICATION

NOTE En général, la POSITION DE REFERENCE repose sur l'axe de symétrie de la bobine et correspond au centre de gravité du VOLUME DE SPECIFICATION.

3.1.23

région d'intérêt

ROI

partie localisée d'une image, qui présente un intérêt particulier à un moment donné

[CEI 61223-2-6, définition 3.3.9]

3.1.24

organisme responsable

entité responsable de l'utilisation et de la maintenance D'UN APPAREIL OU D'UN SYSTEME ELECTROMEDICAL

NOTE 1 L'entité responsable peut être par exemple un hôpital, un clinicien à titre individuel ou une personne sans compétence médicale. Dans les applications utilisées à domicile, le PATIENT, l'OPERATEUR et l'ORGANISME RESPONSABLE peuvent être une seule et même personne.

NOTE 2 Les domaine de l'enseignement et de la formation sont inclus dans "utilisation."

[CEI 60601-1:2005, définition 3.101]

3.1.25

rapport signal/bruit

RSB

quotient du niveau de signal par le niveau de bruit

3.1.26

profil de coupe

dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, tracé de l'intensité du signal de résonance magnétique perpendiculaire au plan balayé par le scanner

3.1.27

épaisseur de coupe

dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, LARGEUR A MI-HAUTEUR (LMH) du PROFIL DE COUPE

3.1.28

résolution spatiale

dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, moitié de l'inverse de la fréquence spatiale la plus élevée lorsque l'amplitude de la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (FTM) passe un seuil requis

3.1.29

zone de spécification

dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, intersection du VOLUME DE SPECIFICATION et du plan de l'image

3.1.21**reconstruction parameters**

in MR EQUIPMENT ensemble of all parameters that uniquely define the transform of the digitized signals to an image

3.1.22**reference position**

predefined point within the SPECIFICATION VOLUME

NOTE Normally the REFERENCE POSITION lies on the symmetry axis of the coil and corresponds to the centre of gravity of the SPECIFICATION VOLUME.

3.1.23**region of interest****ROI**

localized part of an image, which is of particular interest at a given time

[IEC 61223-2-6, definition 3.3.9]

3.1.24**responsible organisation**

entity accountable for the use and maintenance of an ME EQUIPMENT or an ME SYSTEM

NOTE 1 The accountable entity can be, for example, a hospital, an individual clinician or a layperson. In home use applications, the PATIENT, OPERATOR and RESPONSIBLE ORGANIZATION can be one and the same person.

NOTE 2 Education and training is included in "use."

[IEC 60601-1:2005, definition 3.101]

3.1.25**signal to noise ratio****SNR**

the quotient of the signal level divided by the noise level

3.1.26**slice profile**

in MR EQUIPMENT, plot of the MAGNETIC RESONANCE signal intensity perpendicular to the scanned slice

3.1.27**slice thickness**

in MR EQUIPMENT, FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM (FWHM) of the SLICE PROFILE

3.1.28**spatial resolution**

in MR EQUIPMENT, one half of the inverse of the highest spatial frequency where the magnitude of the MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF) exceeds a required threshold

3.1.29**specification area**

in MR EQUIPMENT the intersection of the SPECIFICATION VOLUME and the image plane

3.1.30

volume de spécification

dans un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, volume d'image dans lequel un FABRICANT garantit les spécifications de performance de l'image

NOTE Des images ou des parties d'images hors de ce volume ne satisferont pas nécessairement aux spécifications de performance mais pourront encore être utiles à des fins de diagnostic.

3.1.31

dispositif d'essai

objet utilisé à des fins d'essai d'imagerie

3.1.32

uniformité

constance spatiale de l'intensité de l'image d'un DISPOSITIF D'ESSAI homogène à l'exclusion de l'effet de bruit ou d'un ensemble fini de données (ARTEFACT de troncature)

3.2 Symboles

Pour les besoins du présent document, les symboles suivants s'appliquent.

3.2.1

a

largeur des plaques

3.2.2

AAD

écart absolu moyen des valeurs de pixel du signal

3.2.3

b

longueur des plaques

3.2.4

|b(y)|

image en amplitude d'une fonction périodique de boîte

3.2.5

b_0 , b_1 , b_2 , et b_3

constantes d'ajustement de courbe

3.2.6

B_0

champ magnétique statique

3.2.7

B_1

champ magnétique de fréquence radioélectrique

3.2.8

BW

LARGEUR DE BANDE

3.2.9

BWpix

LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL

3.1.30**specification volume**

in MR EQUIPMENT, imaging volume within which a MANUFACTURER guarantees image performance specifications

NOTE Images or portions of images outside this volume will not necessarily meet performance specifications, but can still be useful for diagnostic purposes.

3.1.31**test device**

object for imaging test purposes

3.1.32**uniformity**

spatial constancy of intensity in the image of a homogeneous TEST DEVICE excluding the effect of noise or finite data collection (truncation ARTEFACT)

3.2 Symbols

For the purposes of this document, the following symbols apply.

3.2.1**a**

width of the plates

3.2.2**AAD**

average absolute deviation of pixel signal values

3.2.3**b**

length of plates

3.2.4 **$|b(y)|$**

magnitude image of a periodic box function

3.2.5 **$b_0, b_1, b_2, \text{ and } b_3$**

curve fit constants

3.2.6 **B_0**

static magnetic field

3.2.7 **B_1**

radio frequency magnetic field

3.2.8**BW**

BANDWIDTH

3.2.9**BWpix**

BANDWIDTH PER PIXEL

3.2.10

BWim

LARGEUR DE BANDE de l'image

3.2.11

BWGE

LARGEUR DE BANDE définie par GE

3.2.12

BWSiemens

LARGEUR DE BANDE définie par Siemens

3.2.13

C

valeur moyenne de pixel du signal d'une ROI au centre de l'image

3.2.14

d_p

distance entre plaques adjacentes

3.2.15

d

diamètre du DISPOSITIF D'ESSAI

3.2.16

d^m

diamètre du DISPOSITIF D'ESSAI sphérique mesuré dans l'image

3.2.17

$D(X_i)$

PROFIL DE COUPE étiré

3.2.18

ESF(x)

fonction de distribution du bord

3.2.19

$F(v)$

transformée de Fourier d'une fonction de boîte

3.2.20

FT{}

transformée de Fourier

3.2.21

LMH

largeur à mi-hauteur

3.2.22

$g(x)$

fonction périodique de boîte

3.2.23

$G(t)$

gradient de champ magnétique B_0

3.2.10**BW_{im}**

Bandwidth of the image

3.2.11**BW_{GE}**

bandwidth defined by GE

3.2.12**BW_{Siemens}**

bandwidth defined by Siemens

3.2.13**C**

mean pixel signal value of a ROI in the centre of the image

3.2.14 **d_p**

distance between adjacent plates

3.2.15 **d**

TEST DEVICE diameter

3.2.16 **d^m**

diameter of the spherical TEST DEVICE measured in the image

3.2.17 **$D(X_i)$**

stretched SLICE PROFILE

3.2.18**ESF(x)**

edge spread function

3.2.19 **$F(\nu)$**

Fourier transform of a box function

3.2.20**FT{}**

Fourier transform

3.2.21**FWHM**

full width half maximum

3.2.22 **$g(x)$**

periodic box function

3.2.23 **$G(t)$**

B_0 -field gradient

3.2.24

$G_{rd, ph, sel}$

gradient de champ magnétique B_0 respectivement dans les sens de lecture, de codage en phase et de sélection de coupe

3.2.25

I_G

intensité de signal de fausse image

3.2.26

I_N

niveau de bruit

3.2.27

L

périodicité des plaques

3.2.28

$LSF(x)$

fonction de distribution linéaire

3.2.29

$m(\nu)$

modulation à la fréquence spatiale ν

3.2.30

$FTM(\nu)$

fonction de transfert de modulation

3.2.31

n

nombre de plaques

3.2.32

N

nombre total de pixels dans la ROI

3.2.33

N_d

nombre de distances radiales mesurées

3.2.34

N_{tot}

nombre de pixels dans la ROI de l'histogramme dont la valeur de pixel est supérieure à T

3.2.35

NU

non-uniformité

3.2.36

P

épaisseur de plaque parallèle à la coupe

3.2.37

R

rayon du DISPOSITIF D'ESSAI

3.2.24 **$G_{rd, ph, sel}$** B_0 -field gradient in read, phase-encoding and slice-selection direction**3.2.25** **I_G**

intensity of ghost signal

3.2.26 **I_N**

noise level

3.2.27 **L**

periodicity of plates

3.2.28 **$LSF(x)$**

line spread function

3.2.29 **$m(v)$** modulation at the spatial frequency v **3.2.30** **$MTF(v)$**

modulation transfer function

3.2.31 **n**

number of plates

3.2.32 **N**

the total number of pixels in the ROI

3.2.33 **N_d**

number of radial measured distances

3.2.34 **N_{tot}** number of pixels within the histogram ROI which have a pixel value larger than T **3.2.35** **NU**

non-uniformity

3.2.36 **P**

slab thickness parallel to the slice

3.2.37 **R**

TEST DEVICE radius

3.2.38

RD

DISTORSION GEOMETRIQUE relative

3.2.39

r_{max}

DISTORSION GEOMETRIQUE maximale

3.2.40

\bar{r}

valeur moyenne de *N* distances radiales mesurées

3.2.41

\bar{r}

distance du pixel au centre magnétique

3.2.42

s

côtés du trapèze

3.2.43

S

valeur moyenne de pixel du signal

3.2.44

S_i

valeur individuelle de pixel du signal

3.2.45

S(X_j)

valeur de pixel du signal à l'emplacement *X_j*

3.2.46

S_{echo}

intensités de signaux pour l'"écho normal"

3.2.47

S_{stim.echo}

intensités de signaux pour l'"écho stimulé"

3.2.48

SD

écart type des valeurs de pixel du signal

3.2.49

T

valeur de seuil

3.2.50

T₁

temps de relaxation longitudinal

3.2.51

T₂

temps de relaxation transversal

3.2.38***RD***

relative GEOMETRIC DISTORTION

3.2.39***r_{max}***

maximum GEOMETRIC DISTORTION

3.2.40 **\bar{r}** mean value of the *N* radial measured distances**3.2.41** **\bar{r}**

distance of the pixel from the magnet centre

3.2.42***s***

sides of trapezoid

3.2.43***S***

mean pixel signal value

3.2.44***S_i***

individual pixel signal value

3.2.45***S(X_j)***pixel signal value at location *X_j***3.2.46*****S_{echo}***

signal intensities for the 'regular echo'

3.2.47***S_{stim.echo}***

signal intensities for the 'stimulated echo'

3.2.48***SD***

standard deviation of pixel signal values

3.2.49***T***

threshold value

3.2.50***T₁***

longitudinal relaxation time

3.2.51***T₂***

transversal relaxation time

3.2.52

T_E
temps d'écho

3.2.53

T_R
temps de répétition

3.2.54

T_{RF}
durée d'une impulsion de fréquence radioélectrique (impulsion RF)

3.2.55

U
UNIFORMITE

3.2.56

V
seuil utilisé pour le codage de couleurs

3.2.57

$w(x,y,z)$
fonction de pondération relative de l'intensité du signal au point (x,y,z)

3.2.58

w_i
EPAISSEUR DE COUPE mesurée en i

3.2.59

w_d
coefficient de pondération permettant d'éliminer l'effet de différenciation discrète

3.2.60

WFS
séparation eau-graisse

3.2.61

X_i
emplacement

3.2.62

α
angle de bascule

3.2.63

α_s
angle d'inclinaison de la plaque

3.2.64

γ
rapport gyromagnétique

3.2.65

δ
DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle

3.2.52 T_E

echo time

3.2.53 T_R

repetition time

3.2.54 T_{RF}

duration of RF-pulse

3.2.55 U

UNIFORMITY

3.2.56 V

threshold used for colour coding

3.2.57 $w(x,y,z)$

relative weighting function of the signal intensity at the location (x,y,z)

3.2.58 w_i SLICE THICKNESS measured at measurement i **3.2.59** w_d

weighting factor to remove the effect of discrete differentiation

3.2.60**WFS**

water-fat shift

3.2.61 X_i

location

3.2.62 α

flip angle

3.2.63 α_s

slab inclination angle

3.2.64 γ

gyromagnetic ratio

3.2.65 δ

scale GEOMETRIC DISTORTION

3.2.66

δ'

distorsion géométrique d'échelle efficace

3.2.67

$\Delta_i(P)$

erreur géométrique due au choix de points de mesure qui ne sont pas précisément sur le périmètre de la ROI

3.2.68

$\Delta_i(\varepsilon)$

erreur géométrique due à l'erreur de centrage

3.2.69

$\Delta_i(\delta)$

contribution de la distorsion géométrique à l'erreur géométrique

3.2.70

$\Delta B_0(\vec{r})$

inhomogénéité du champ statique à l'emplacement du pixel

3.2.71

Δf

différence de fréquence

3.2.72

$\Delta G(\vec{r})$

erreur de linéarité du gradient de champ magnétique B_0 à l'emplacement du pixel

3.2.73

$\Delta r(\vec{r})$

décalage géométrique du pixel

3.2.74

ΔT

temps de retard

3.2.75

Δx

taille du pixel dans la dimension x

3.2.76

Δy

taille du pixel dans la dimension y

3.2.77

ε

erreur de centrage

3.2.78

θ

angle de rotation du DISPOSITIF D'ESSAI autour de l'axe y

3.2.66 δ'

effective scale geometric distortion

3.2.67 $\Delta_i(P)$

geometric error caused by choosing the measurement points not precisely on the ROI perimeter

3.2.68 $\Delta_i(\varepsilon)$

geometric error caused by centring error

3.2.69 $\Delta_i(\delta)$

geometric error contribution of the geometric distortion

3.2.70 $\Delta B_0(\vec{r})$

static field inhomogeneity at the location of the pixel

3.2.71 Δf

frequency difference

3.2.72 $\Delta G(\vec{r})$ B_0 -field gradient linearity error at the location of the pixel**3.2.73** $\Delta r(\vec{r})$

geometrical shift of the pixel

3.2.74 ΔT

time delay

3.2.75 Δx

pixel size in x dimension

3.2.76 Δy

pixel size in y dimension

3.2.77 ε

centering error

3.2.78 θ

angle of rotation of the TEST DEVICE about the y axis

3.2.79

θ_r

angle entre r et l'axe x

3.2.80

σ_δ

DISTORSION GEOMETRIQUE d'aberration

3.2.81

ν

fréquence spatiale

3.2.82

ν_c

fréquence de coupure

3.2.83

ν_N

fréquence de Nyquist

3.2.84

ϕ

phase constante des signaux

4 Procédures de détermination des principaux paramètres de l'image

4.1 Exigences générales applicables à toutes les procédures

4.1.1 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être constitué d'un volume (par exemple bonbonne en polypropylène, Perspex) de forme et de taille appropriées pour pouvoir s'adapter dans la bobine de réception soumise à l'essai. Il doit être rempli d'un matériau générateur de signaux A RESONANCE MAGNETIQUE (par exemple de l'eau ou de l'huile de silicone) ayant une constante diélectrique et une conductivité suffisamment faibles pour réduire les phénomènes d'ondes stationnaires.

Les propriétés de RESONANCE MAGNETIQUE spécifiques du matériau générateur de signaux (densité de spin ρ , T_1 , T_2) doivent être similaires à celles du corps d'un PATIENT. (Valeurs types: $T_1 < 1\ 200$ ms, $T_2 > 50$ ms, densité de spin $\rho = \rho_{H2O} \pm 20$ %). Cela peut être obtenu en dopant de l'eau pure avec des modificateurs du temps de relaxation appropriés (ions paramagnétiques). Il est suggéré d'utiliser des valeurs similaires à celles du corps du PATIENT et d'éviter les valeurs extrêmes. La température du DISPOSITIF D'ESSAI doit être de $22\ ^\circ\text{C} \pm 4\ ^\circ\text{C}$.

Le cas échéant, les exceptions à ces exigences sont précisées.

4.1.2 Exigences applicables à la reconstruction de l'image

Toutes les images doivent être traitées au moyen de l'algorithme normalisé de reconstruction de diagnostic clinique de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE. Sauf spécification contraire, tous les filtres qui peuvent être sélectionnés par l'OPERATEUR doivent être désactivés. Les filtres incluent, par exemple, des fonctions de correction de la distorsion, de lissage et d'accentuation des bordures. Si cela n'est pas possible, identifier dans les résultats tous les filtres restants. Les images analysées doivent être substantiellement exemptes d'ARTEFACTS d'image.

3.2.79 θ_r

angle between r and x-axis

3.2.80 σ_δ

aberration GEOMETRIC DISTORTION

3.2.81 ν

spatial frequency

3.2.82 ν_c

cut off frequency

3.2.83 ν_N

Nyquist frequency

3.2.84 ϕ

constant phase of the signals

4 Procedures for the determination of essential image parameters**4.1 General requirements for all procedures****4.1.1 Requirements for the TEST DEVICE**

The TEST DEVICE shall consist of a volume (e.g. polypropylene carboy, Perspex) of appropriate shape and size to fit inside the receive coil to be tested. It shall be filled with a MR signal-producing material, (e.g. water, or silicon oil) with a sufficiently small dielectric constant and conductivity to reduce standing wave phenomena.

The MR specific properties of the signal-producing material (spin density ρ , T_1 , T_2) shall be similar to that of a PATIENT's body. (Typical values: $T_1 < 1\ 200$ ms, $T_2 > 50$ ms, Spin density $\rho = \rho_{H_2O} \pm 20\%$). This can be achieved by doping pure water with appropriate relaxation modifiers (paramagnetic ions). It is suggested to use values similar to the PATIENT's body and avoid extreme values. The TEST DEVICE temperature shall be $22\ ^\circ\text{C} \pm 4\ ^\circ\text{C}$.

Exceptions to these requirements are specified where necessary.

4.1.2 Requirements for image reconstruction

All images shall be processed with the MR EQUIPMENT's standard clinical reconstruction algorithm. All such filters that can be selected by the OPERATOR shall be disabled unless otherwise specified. Filters include distortion corrections, smoothing and edge enhancement, for example. If this is not possible, identify all remaining filters in the results. The images to be analysed shall be substantially free of image ARTEFACTS.

Le cas échéant, les exceptions à ces exigences sont précisées.

4.1.3 Exigences applicables au balayage

Sauf spécification contraire, toutes les acquisitions d'image doivent être précédées par l'étalonnage normalisé de prébalayage clinique.

4.2 RAPPORT SIGNAL/BRUIT

4.2.1 Objectifs et justifications

Le RSB de l'image est un paramètre lié à l'utilité clinique de l'IRM ainsi qu'un moyen de mesure sensible des performances du matériel. L'expérience montre que les variations d'étalonnage du système, de gain, de réglage du gain et de la bobine, de protection contre les fréquences radioélectriques ou autres paramètres similaires se traduisent en général par une modification du RSB de l'image.

Un autre objectif des essais de mesure du RSB, de l'ÉPAISSEUR DE COUPE et de la RESOLUTION SPATIALE est d'utiliser la même séquence et des paramètres identiques - à quelques exceptions près spécifiques au nombre de signaux moyennés - pour contrôler le rapport étroit existant entre les résultats de ces trois essais.

4.2.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Pour effectuer une approximation des performances de BRUIT D'IMAGE qui seraient en général rencontrées en situation clinique, la bobine réceptrice concernée doit être électriquement chargée pour représenter au mieux un être humain d'un poids de 50 kg à 90 kg. Le chargement peut être réalisé par des DISPOSITIFS D'ESSAI ou autres moyens reproductibles. Vérifier expérimentalement que l'application de la charge est similaire à celle d'un corps humain de 50 kg à 90 kg correctement positionné pour une exploration clinique. La charge est considérée équivalente si les paramètres électriques suivants correspondent aux erreurs indiquées.

- Largeur de bande 3 dB de la bobine: $\pm 15 \%$
- Impédance de la bobine: $\pm 20 \%$ en amplitude, $\pm 20^\circ$ en phase
- Décalage de la fréquence centrale de la bobine: $\pm 1 \%$ de la fréquence centrale

D'autres méthodes alternatives ou supplémentaires (puissance totale de FREQUENCE RADIOELECTRIQUE nécessaire pour obtenir un certain angle de bascule, etc.) peuvent être utilisées pour vérifier que la charge correspond au corps d'un être humain de 50 kg à 90 kg.

Le DISPOSITIF D'ESSAI "CORPS" qui contient le matériau générateur de signaux peut être de forme cylindrique, sphérique ou ellipsoïdale. La superficie minimale de la section transversale s'inscrit dans un cercle de 200 mm de diamètre.

Le DISPOSITIF D'ESSAI "TETE" qui contient le matériau générateur de signaux peut être de forme cylindrique, sphérique ou ellipsoïdale. La superficie minimale de la section transversale s'inscrit dans un cercle de 150 mm de diamètre.

Le DISPOSITIF D'ESSAI D'EXTREMITE qui contient le matériau générateur de signaux peut prendre n'importe quelle forme. La superficie minimale de la section transversale sera égale à 85 % de la ZONE DE SPECIFICATION.

4.2.3 Paramètres de balayage

Il convient d'utiliser la séquence suivante:

- séquence 2D d'écho de spin et de coupe uniques centrée à ± 30 mm sur l'ISOCENTRE,
- plan de balayage: transversal, sagittal, frontal (tour à tour),

Exceptions to these requirements are specified where necessary.

4.1.3 Requirements for scanning

All image acquisitions shall be preceded by the standard clinical prescan calibration, unless otherwise specified.

4.2 SIGNAL TO NOISE RATIO

4.2.1 Objectives and rationale

Image SNR is a parameter that relates to clinical usefulness of MRI and also is a sensitive measure of hardware performance. Experience has shown that variations in system calibration, gain, coil tuning, RF shielding, or other similar parameters are usually demonstrated by a corresponding change in image SNR.

It is also a further objective of the SNR, SLICE THICKNESS and SPATIAL RESOLUTION tests to use the identical sequence and parameters, with some specific exceptions for the number of averages, to control the close relationship between the results of these three tests.

4.2.2 Requirements for the TEST DEVICE

In order to approximate the IMAGE NOISE performance that would be typically encountered in a clinical situation, the receive coil of interest shall be electrically loaded to approximate a 50 kg – 90 kg human. Loading may be accomplished by TEST DEVICES or other reproducible means. Experimentally verify that the loading is similar to a 50 kg – 90 kg human properly positioned for clinical scanning. The load is considered to be equivalent if the following electrical parameters match within the stated errors.

- Coil 3 dB bandwidth: $\pm 15\%$
- Coil impedance: $\pm 20\%$ magnitude, $\pm 20^\circ$ phase
- Coil centre frequency shift: $\pm 1\%$ of centre frequency

Alternatively, or additionally, other methods (total RF power needed to achieve a certain flip angle, etc.) can be used to verify the compliance of the loading with a 50 kg – 90 kg human.

The BODY TEST DEVICE containing the signal-producing material can be a cylinder, sphere or an ellipsoid. The minimum cross sectional area is a 200 mm diameter circle.

The HEAD TEST DEVICE containing the signal-producing material can be a cylinder, sphere or an ellipsoid. The minimum cross sectional area is a 150 mm diameter circle.

The EXTREMITY TEST DEVICE containing the signal-producing material can assume any shape. The minimum cross sectional area will be 85 % of the SPECIFICATION AREA.

4.2.3 Scan parameters

The following sequence should be used:

- 2D single spin echo, single slice sequence centred at ISOCENTRE +/- 30 mm,
- scan plane: transverse, sagittal, coronal (in turn),

- $T_R = 1\ 000\ \text{ms}$ ou $\geq 3\ T_1$ du matériau générateur de signaux en prenant la plus grande valeur,
- $T_E = 30\ \text{ms}$ ou $\leq 1/3\ T_2$ du matériau générateur de signaux en prenant la valeur la plus faible,
- largeur de bande par pixel (100 ± 3) Hz,
- CHAMP DE VISION de 250 mm pour la bobine "tête",
- CHAMP DE VISION de 440 mm pour la bobine "corps",
- CHAMP DE VISION de 250 mm pour la bobine "tête", CHAMP DE VISION de 440 mm pour la bobine "corps"; pour toutes les autres bobines, le CHAMP DE VISION ne doit pas dépasser 110 % de la dimension la plus grande de la BOBINE RF dans le plan de l'image,
- matrice de 256×256 ,
- EPAISSEUR DE COUPE de 5 mm, et
- aucun moyennage des signaux n'est autorisé.

Utiliser la même séquence et des PARAMETRES DE RECONSTRUCTION identiques pour les mesures de l'EPAISSEUR DE COUPE et de la RESOLUTION SPATIALE, sauf que le moyennage des signaux est autorisé.

4.2.4 Procédure de mesure

La mise en place du DISPOSITIF D'ESSAI dans la BOBINE RF doit simuler la procédure de diagnostic type.

Attendre une durée suffisante (par exemple 15 min pour un grand DISPOSITIF D'ESSAI) après mise en place du DISPOSITIF D'ESSAI avant d'effectuer le balayage et ce, afin d'éviter les ARTEFACTS de turbulence. La coupe balayée doit passer par la POSITION DE REFERENCE pour donner la ZONE DE SPECIFICATION la plus grande possible, de préférence le long ou perpendiculairement à l'axe de symétrie de la bobine.

Effectuer deux balayages séquentiels (image 1 et image 2) de la coupe, dans un délai inférieur à 5 min entre la fin du premier balayage et le début du second. Aucun réglage ou étalonnage ne doit être effectué entre les balayages. Vérifier la RESOLUTION SPATIALE et l'EPAISSEUR DE COUPE pour la séquence de détermination du RSB. Utiliser les méthodes décrites en 4.4 et 4.6 de la présente norme.

NOTE Cette vérification confirme que l'EPAISSEUR DE COUPE nominale et la RESOLUTION SPATIALE ont été réalisées.

4.2.5 Analyse des données et tolérances

La REGION D'INTERET (ROI) doit être une zone centrée à géométrie régulière, couvrant au moins 85 % de la surface de l'image du volume générateur de signaux du DISPOSITIF D'ESSAI.

Etape 1: Déterminer la valeur moyenne de pixel dans la ROI de l'image 1. Le nombre résultant (moins toute valeur de référence de décalage du pixel) doit être appelé le signal d'image, S.

Etape 2: Calculer, pixel par pixel, une image à différence signée (image 3) de la manière suivante:

$$\text{image 3} = \text{image 1} - \text{image 2}.$$

Le processus de soustraction doit éviter les erreurs résultant de la génération de valeurs de pixel qui dépassent les valeurs minimales (ou maximales) admises sur l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE particulier (c'est-à-dire les valeurs négatives).

Etape 3: Transférer la ROI utilisée pour mesurer S au cours de l'étape 1 au même emplacement dans l'image 3 et calculer l'écart type (SD) de la ROI. Diviser l'écart type (SD) par la racine carrée de deux, en éliminant l'amplification du bruit du processus de soustraction de l'image, pour obtenir le BRUIT D'IMAGE.

- $T_R = 1\ 000\ \text{ms}$ or $\geq 3 T_1$ of the signal-producing material whichever is larger,
- $T_E = 30\ \text{ms}$ or $\leq 1/3 T_2$ of the signal-producing material whichever is smaller,
- pixel bandwidth (100 ± 3) Hz,
- FIELD OF VIEW 250 mm for head coil,
- FIELD OF VIEW 440 mm for body coil,
- FIELD OF VIEW of 250 mm for the head coil, FIELD OF VIEW of 440 mm for the body coil, for all other coils FIELD OF VIEW shall not exceed 110 % of the largest RF COIL dimension in the image plane,
- matrix 256×256 ,
- SLICE THICKNESS 5 mm, and
- no signal averaging is permitted.

Use the identical sequence and RECONSTRUCTION PARAMETERS for SLICE THICKNESS and SPATIAL RESOLUTION measurements, apart signal averaging is permitted.

4.2.4 Measurement procedure

The placement of the TEST DEVICE in the RF COIL shall simulate the typical diagnostic procedure.

Wait appropriate time (e.g. 15 min for a large TEST DEVICE) after positioning the TEST DEVICE before scanning to prevent swirling ARTEFACTS. The scanned slice shall be set through the REFERENCE POSITION to give the largest SPECIFICATION AREA; preferably along or perpendicular to a symmetry axis of the coil.

Execute two sequential scans (image 1 and image 2) of the slice with less than 5 min from the end of the first scan to the beginning of the second. No adjustment or calibration shall be performed between the scans. Verify the SPATIAL RESOLUTION and SLICE THICKNESS for the sequence in SNR determination. Use the methods described in 4.4 and 4.6 of this standard.

NOTE This verification confirms that the nominal SLICE THICKNESS and SPATIAL RESOLUTION were realised.

4.2.5 Data analysis and tolerances

The REGION OF INTEREST (ROI) has to be a centred, regular geometric area enclosing at least 85 % of the area of the image of the signal-producing volume of the TEST DEVICE.

Step 1: Determine the mean pixel value within the ROI in image 1. The resulting number (minus any baseline pixel offset value) shall be called the image signal, S .

Step 2: Calculate a pixel by pixel signed difference image (image 3) as follows:
image 3 = image 1 - image 2.

The subtraction process shall avoid errors resulting from the generation of pixel values that exceed the minimum (or maximum) pixel values allowed on the particular MR EQUIPMENT (i.e. negative values).

Step 3: Transfer the ROI used to measure S in step 1 to the same location in image 3 and compute the ROI standard deviation (SD). Divide SD by the square root of two, eliminating the noise amplification of the image subtraction process, to give the IMAGE NOISE.

Etape 4: Calculer le RSB en tant que:

$$RSB = \frac{S}{\left(\frac{SD}{\sqrt{2}}\right)} \quad (1)$$

4.2.6 Compte rendu de résultats

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

Paramètre	Dimension
RSB	
EPAISSEUR DE COUPE (résultat de la mesure effectuée conformément à 4.4)	mm
RESOLUTION SPATIALE (résultat de la mesure effectuée conformément à 4.6)	mm
Orientation du plan de balayage	
Sens du codage en fréquence/phase	
ZONE DE SPECIFICATION – taille et forme	mm ²
Dimensions de la bobine	mm
Nom et type de bobine	
Superficie de la section transversale du DISPOSITIF D'ESSAI – taille et forme	mm ²
ROI – taille et forme	mm ²
POSITION DE REFERENCE	
Taille de la matrice d'acquisition des données	
CHAMP DE VISION	mm ²
Dimensions nominales du voxel (Δx , Δy , EPAISSEUR DE COUPE sélectionnée)	mm
EPAISSEUR DE COUPE (mesurée)	mm
RESOLUTION SPATIALE (mesurée)	mm
Description du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	
T_1 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
T_2 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
Type et concentration en sel du DISPOSITIF D'ESSAI	g/l
LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL	Hz/pixel
Temps de répétition de la séquence (T_R)	ms
Temps de retard d'écho (T_E)	ms
Nombre de signaux moyennés	
Séquence d'impulsion d'écho de spin ou d'écho de gradient	
Filtre utilisé (éventuellement)	
Les résultats doivent être accompagnés d'une estimation des erreurs de mesure.	

Enumérer tous les PARAMETRES DE RECONSTRUCTION sélectionnés et fournir d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

Step 4. Calculate *SNR* as:

$$SNR = \frac{S}{\left(\frac{SD}{\sqrt{2}}\right)} \quad (1)$$

4.2.6 Reporting of results

The report shall contain the following:

Parameter	Dimension
SNR	
SLICE THICKNESS (result of measurement according to 4.4)	mm
SPATIAL RESOLUTION (result of measurement according to 4.6)	mm
Scan plane orientation	
Direction of frequency/phase encoding	
SPECIFICATION AREA - size and shape	mm ²
Coil dimensions	mm
Coil name and type	
Cross-sectional area of TEST DEVICE - size and shape	mm ²
ROI - size and shape	mm ²
REFERENCE POSITION	
Data acquisition matrix size	
FIELD OF VIEW	mm ²
Nominal voxel dimension (Δx , Δy , selected SLICE THICKNESS)	mm
SLICE THICKNESS (measured)	mm
SPATIAL RESOLUTION (measured)	mm
TEST DEVICE filler material description	
TEST DEVICE filler T_1	ms
TEST DEVICE filler T_2	ms
TEST DEVICE salt type and concentration	g/l
BANDWIDTH PER PIXEL	Hz/pixel
Sequence repetition time (T_R)	ms
Echo delay time (T_E)	ms
Number of averages	
Pulse sequence spin echo or gradient echo	
Filter used (if any)	
The results shall be accompanied by an estimate of the measurement errors.	

List all RECONSTRUCTION PARAMETERS selected and provide other relevant information that ensures repeatability.

4.3 UNIFORMITE

4.3.1 Objectifs et justifications

Le présent paragraphe introduit une procédure de mesure permettant de calculer un facteur de qualité de l'UNIFORMITE qui convient à toutes les bobines de RESONANCE MAGNETIQUE. Il est possible en conséquence de caractériser les non-uniformités à de faibles fréquences spatiales typiques des images IRM. Les mesures sont effectuées sur un volume représentatif de la région utilisée pour des études cliniques types.

4.3.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Un DISPOSITIF D'ESSAI homogène doit être utilisé pour la caractérisation de l'UNIFORMITE de la bobine. Il peut varier en fonction du type de bobine.

Les dimensions et la forme du DISPOSITIF D'ESSAI doivent au moins comprendre la ZONE DE SPECIFICATION de la bobine particulière.

Il n'est pas nécessaire de tenir compte de l'application d'une charge à la BOBINE RF pour la conception du DISPOSITIF D'ESSAI car cette charge n'affecte pas la mesure de l'UNIFORMITE.

4.3.3 Paramètres de balayage

Il convient d'utiliser la séquence suivante:

- séquence 2D d'écho de spin et de coupe uniques centrée à ± 30 mm sur l'ISOCENTRE,
- plan de balayage: transversal, sagittal, frontal (tour à tour),
- $T_R = 1\ 000$ ms ou $\geq 3 T_1$ du matériau générateur de signaux en prenant la plus grande valeur,
- $T_E = 30$ ms ou $\leq 1/3 T_2$ du matériau générateur de signaux en prenant la valeur la plus faible,
- largeur de bande par pixel (100 ± 3) Hz,
- CHAMP DE VISION de 250 mm pour la bobine "tête",
- CHAMP DE VISION de 440 mm pour la bobine "corps",
- CHAMP DE VISION de 250 mm pour la bobine "tête", CHAMP DE VISION de 440 mm pour la bobine "corps"; pour toutes les autres bobines, le CHAMP DE VISION ne doit pas dépasser 110 % de la dimension la plus grande de la BOBINE RF dans le plan de l'image,
- matrice de 256×256 ,
- épaisseur de coupe de 5 mm, et
- moyennage des signaux autorisé.

4.3.4 Procédure de mesure

La mise en place du DISPOSITIF D'ESSAI dans la BOBINE RF appropriée (Figures 1 et 2) doit simuler la procédure de diagnostic type.

Attendre une durée suffisante (par exemple 15 min pour un grand DISPOSITIF D'ESSAI) après mise en place du DISPOSITIF D'ESSAI avant d'effectuer le balayage, et ce, afin d'éviter les ARTEFACTS de turbulence. Le PLAN DE L'IMAGE doit passer par la POSITION DE REFERENCE pour donner la ZONE DE SPECIFICATION la plus grande possible, de préférence le long ou perpendiculairement à l'axe de symétrie de la bobine.

4.3 UNIFORMITY

4.3.1 Objectives and rationale

This subclause presents a measurement procedure for computing a UNIFORMITY figure of merit that is suitable for all MR coils. As a result the low spatial frequency non-uniformities typical for MRI images can be characterized. The measurements are made over a volume that is representative of the region used for typical clinical studies.

4.3.2 Requirements for the TEST DEVICE

For coil UNIFORMITY characterisation a homogeneous TEST DEVICE shall be used. This may differ per coil type.

TEST DEVICE dimensions and shape shall include, at a minimum, the SPECIFICATION AREA for that coil.

RF COIL loading need not be considered in the design of the TEST DEVICE since RF COIL loading will not affect the UNIFORMITY measurement.

4.3.3 Scan parameters

The following sequence should be used:

- 2D single spin echo, single slice sequence centred at ISOCENTRE +/- 30 mm
- scan plane: transverse, sagittal, coronal (in turn)
- $T_R = 1\ 000\ \text{ms}$ or $\geq 3 T_1$ of the signal-producing material whichever is larger,
- $T_E = 30\ \text{ms}$ or $\leq 1/3 T_2$ of the signal-producing material whichever is smaller,
- pixel bandwidth (100 ± 3) Hz,
- FIELD OF VIEW 250 mm for head coil,
- FIELD OF VIEW 440 mm for body coil,
- FIELD OF VIEW of 250 mm for the head coil, FIELD OF VIEW of 440 mm for the body coil, for all other coils FIELD OF VIEW shall not exceed 110 % of the largest RF COIL dimension in the image plane,
- matrix 256×256 ,
- SLICE THICKNESS 5 mm, and
- signal averaging is permitted.

4.3.4 Measurement procedure

The placement of the TEST DEVICE in the appropriate RF COIL (Figures 1 and 2) shall simulate the typical diagnostic procedure.

Wait appropriate time (e.g. 15 min for a large TEST DEVICE) after positioning the TEST DEVICE before scanning to prevent swirling ARTEFACTS. The IMAGE PLANE shall be set through the REFERENCE POSITION to give the largest SPECIFICATION AREA, preferably along or perpendicular to a symmetry axis of the coil.

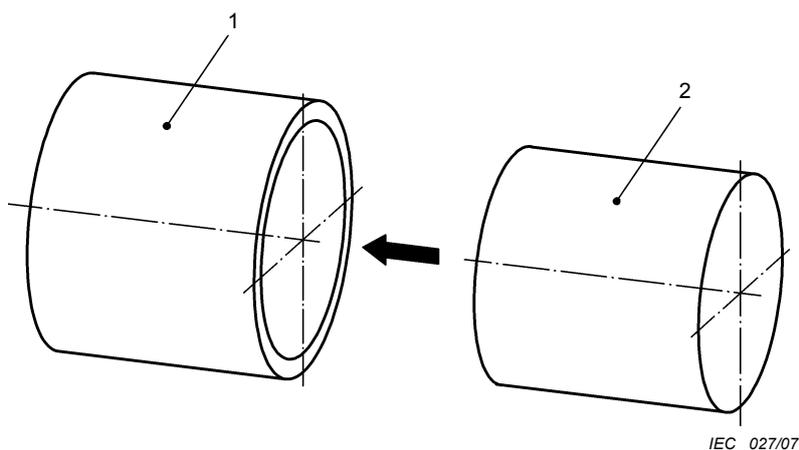
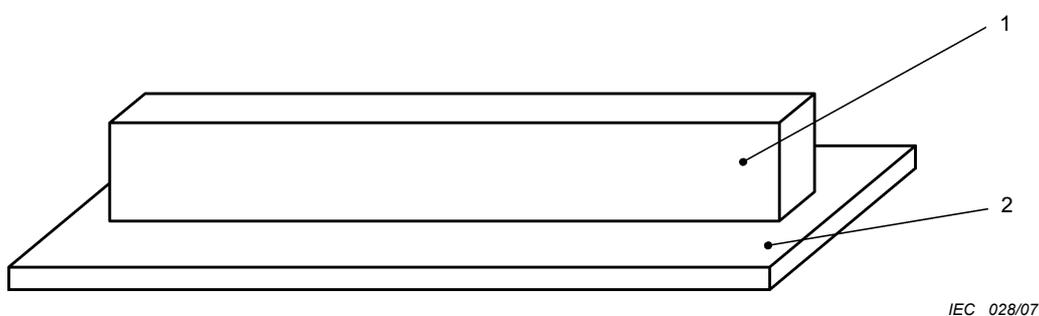


Figure 1 – Insertion d'un DISPOSITIF D'ESSAI homogène dans la BOBINE RF



Composants

- 1 DISPOSITIF D'ESSAI
- 2 Bobine

Figure 2 – Position du DISPOSITIF D'ESSAI sur la bobine de surface

Pour des bobines de volume, une image doit être obtenue à partir de chaque plan, transversal, frontal et sagittal, et trois images par bobine sont ainsi enregistrées.

4.3.5 Analyse des données et tolérances

L'écart absolu moyen du signal dans une ROI est défini comme étant:

$$AAD = \sum_{i=1}^N (|S_i - S|) / N \tag{2}$$

où

- S_i est la valeur individuelle de pixel dans la ROI ;
- S est la moyenne de tous les pixels dans la ROI ;
- $|S_i - S|$ est l'écart absolu pour le pixel i , et
- N est le nombre total de pixels dans la ROI.

Pour chaque bobine à évaluer, l'UNIFORMITE doit être calculée en plaçant une ROI dans le DISPOSITIF D'ESSAI pour chaque image.

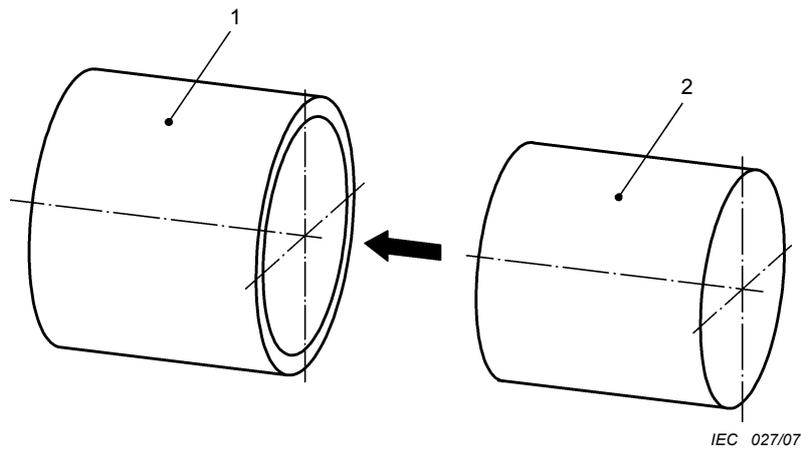
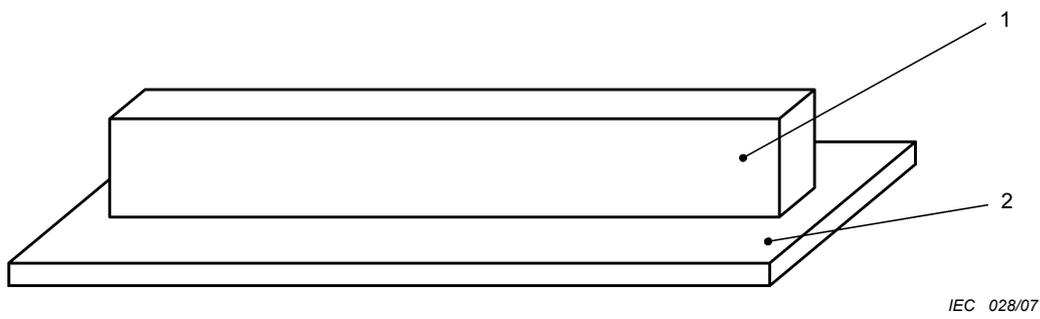


Figure 1 – Insertion of a homogenous TEST DEVICE into the RF coil



Components

- 1 TEST DEVICE
- 2 Coil

Figure 2 – Position of the TEST DEVICE on the surface coil

For volume coils one image shall be obtained from each plane, i.e. transverse, coronal and sagittal, thus recording three images per coil.

4.3.5 Data analysis and tolerances

The average absolute deviation of the signal in a ROI is defined as

$$AAD = \frac{\sum_{i=1}^N (|S_i - S|)}{N} \quad (2)$$

where

S_i is the individual pixel value in the ROI,

S is the mean of all pixels in the ROI,

$|S_i - S|$ is the absolute deviation for pixel i , and

N is the total number of pixels in the ROI.

For each coil to be assessed, the UNIFORMITY shall be calculated by placing one ROI in the TEST DEVICE area for each image.

- a) Tracer une ROI de manière à couvrir 85 % du volume générateur de signaux dans la ZONE DE SPECIFICATION. La zone génératrice de signaux doit être supérieure à la ZONE DE SPECIFICATION pour éviter les ARTEFACTS.
- b) Calculer le signal moyen et l'AAD à partir de la ROI.
- c) Calculer la mesure de l'UNIFORMITE U :

$$U = 1 - \frac{AAD}{S} \tag{3}$$

où U est la mesure de l'UNIFORMITE.

Le fait de diviser par la moyenne de la région de signaux S du DISPOSITIF D'ESSAI normalise la puissance de sortie pour chaque bobine. Enregistrer U pour tous les plans évalués.

En revanche, la non-uniformité (NU) est définie comme:

$$NU = 1 - U \tag{4}$$

4.3.6 Compte rendu de résultats

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

Paramètre	Dimension
UNIFORMITE U ou non-uniformité NU	
Orientation du plan de balayage	
Sens du codage en fréquence/phase	
ZONE DE SPECIFICATION – taille et forme	mm ²
Dimensions de la bobine	mm
Nom et type de bobine	
Superficie de la section transversale du DISPOSITIF D'ESSAI – taille et forme	mm ²
ROI – taille et forme	mm ²
POSITION DE REFERENCE	
Taille de la matrice d'acquisition des données	
CHAMP DE VISION	mm ²
Dimensions nominales du voxel ($\Delta x, \Delta y$, EPAISSEUR DE COUPE sélectionnée)	mm
EPAISSEUR DE COUPE (mesurée)	mm
RESOLUTION SPATIALE (mesurée)	mm
Description du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	
T_1 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
T_2 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
Type et concentration en sel du DISPOSITIF D'ESSAI	g/l
LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL	Hz/pixel
Temps de répétition de la séquence (T_R)	ms
Temps de retard d'écho (T_E)	ms
Nombre de signaux moyennés	
Séquence d'impulsion d'écho de spin ou d'écho de gradient	
Filtre utilisé (éventuellement)	
Les résultats doivent être accompagnés d'une estimation des erreurs de mesure.	

- a) Draw a ROI to include 85 % of the signal-producing volume within the SPECIFICATION AREA. The signal-producing area shall exceed the SPECIFICATION AREA to avoid ARTEFACTS.
- b) Calculate the mean signal and AAD from ROI.
- c) Compute the UNIFORMITY measure U :

$$U = 1 - \frac{AAD}{S} \quad (3)$$

where U is the measure for UNIFORMITY

Dividing by the mean of the TEST DEVICE signal region S normalises the output for each coil. Record U for all assessed planes.

Alternatively, non-uniformity (NU) is defined as:

$$NU = 1 - U \quad (4)$$

4.3.6 Reporting of results

The report shall contain the following:

Parameter	Dimension
UNIFORMITY U or non-uniformity NU	
Scan plane orientation	
Direction of frequency/phase encoding	
SPECIFICATION AREA - size and shape	mm ²
Coil dimensions	mm
Coil name and type	
Cross-sectional area of TEST DEVICE - size and shape	mm ²
ROI - size and shape	mm ²
REFERENCE POSITION	
Data acquisition matrix size	
FIELD OF VIEW	mm ²
Nominal voxel dimension (Δx , Δy , selected SLICE THICKNESS)	mm
SLICE THICKNESS (measured)	mm
SPATIAL RESOLUTION (measured)	mm
TEST DEVICE filler material description	
TEST DEVICE filler T_1	ms
TEST DEVICE filler T_2	ms
TEST DEVICE salt type and concentration	g/l
BANDWIDTH PER PIXEL	Hz/pixel
Sequence repetition time (T_R)	ms
Echo delay time (T_E)	ms
Number of averages	
Pulse sequence spin echo or gradient echo	
Filter used (if any)	
The results shall be accompanied by an estimate of the measurement errors.	

Enumérer tous les PARAMETRES DE RECONSTRUCTION sélectionnés et fournir d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

4.4 EPAISSEUR DE COUPE en balayage 2D

4.4.1 Objectifs et justifications

Le présent paragraphe décrit une méthode de mesure de l'EPAISSEUR et du PROFIL DE COUPE en imagerie bidimensionnelle. L'EPAISSEUR DE COUPE est déterminée en mesurant le profil d'intensité du signal sur une mince plaque inclinée de matériau générateur de signaux (la méthode dite de la "plaque chauffante"). Il est prévu une méthode pour corriger les erreurs de rotation dues à l'éventuel basculement du DISPOSITIF D'ESSAI.

Cette méthode exige également que le PROFIL DE COUPE étiré soit tracé avec les résultats finaux.

Un autre objectif des essais de mesure du RSB, de l'EPAISSEUR DE COUPE et de la RESOLUTION SPATIALE est d'utiliser la même séquence et des paramètres identiques - à quelques exceptions près spécifiques au nombre de signaux moyennés - pour contrôler le rapport étroit existant entre les résultats de ces trois essais.

L'EPAISSEUR DE COUPE étant tributaire de la forme de l'impulsion de fréquence radioélectrique, du séquençement et du gain de transmission, de l'homogénéité du champ RF, du choix du gradient et d'autres paramètres, elle est considérée comme étant une mesure déterminante pour le réglage correct d'un système IRM et de sa qualité d'image.

4.4.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Le DISPOSITIF D'ESSAI est constitué de deux minces plaques inclinées et en opposition de matériau générateur de signaux à RESONANCE MAGNETIQUE, contenues dans un matériau inactif du point de vue de la RESONANCE MAGNETIQUE. Les surfaces inclinées des deux plaques forment un angle, α_s , avec l'un des deux axes de l'image (amplitude de l'angle $\alpha_s = 8^\circ$ à 12°). La plaque inclinée produit un profil trapézoïdal d'intensité du signal (voir la Figure 3; on notera qu'une seule des plaques inclinées en opposition est visible). Les côtés du trapèze, s , deviennent plus grands par rapport à la largeur LMH du profil mesuré au fur et à mesure que l'épaisseur de la plaque, p , augmente. Pour s'assurer que le rapport $LMH/\tan \alpha_s$ est d'au moins 5:

$$p \leq LMH / 5$$

Pour obtenir des résultats fiables, le RSB du PROFIL DE COUPE doit être supérieur à 20 (par exemple: moyennage du signal à la partie supérieure du plateau par rapport à l'écart type bien retiré du plateau et non le RSB de l'image). En général, le RSB qui résulte d'une seule acquisition sera trop faible. Le RSB peut être amélioré en utilisant plusieurs acquisitions (ce qui augmente le temps de mesure) ou en calculant la moyenne des PROFILS DE COUPE dans des rangées adjacentes, perpendiculaires au sens d'inclinaison de la surface s'il n'y a pas rotation du DISPOSITIF D'ESSAI.

List all RECONSTRUCTION PARAMETERS selected and provide other relevant information that ensures repeatability.

4.4 SLICE THICKNESS in 2-D scanning

4.4.1 Objectives and rationale

This subclause describes a method for measuring the SLICE THICKNESS and SLICE PROFILE for 2D imaging. SLICE THICKNESS is determined by measurement of the signal intensity profile over a thin inclined slab of signal-producing material (the so-called “hot plate” method). A method is provided to correct for rotational errors caused by any tilting of the TEST DEVICE.

This method also requires the stretched SLICE PROFILE to be plotted with the final results.

It is also a further objective of the SNR, SLICE THICKNESS and SPATIAL RESOLUTION tests to use the identical sequence and parameters, with some specific exceptions for the number of averages, to control the close relationship between the results of these three tests.

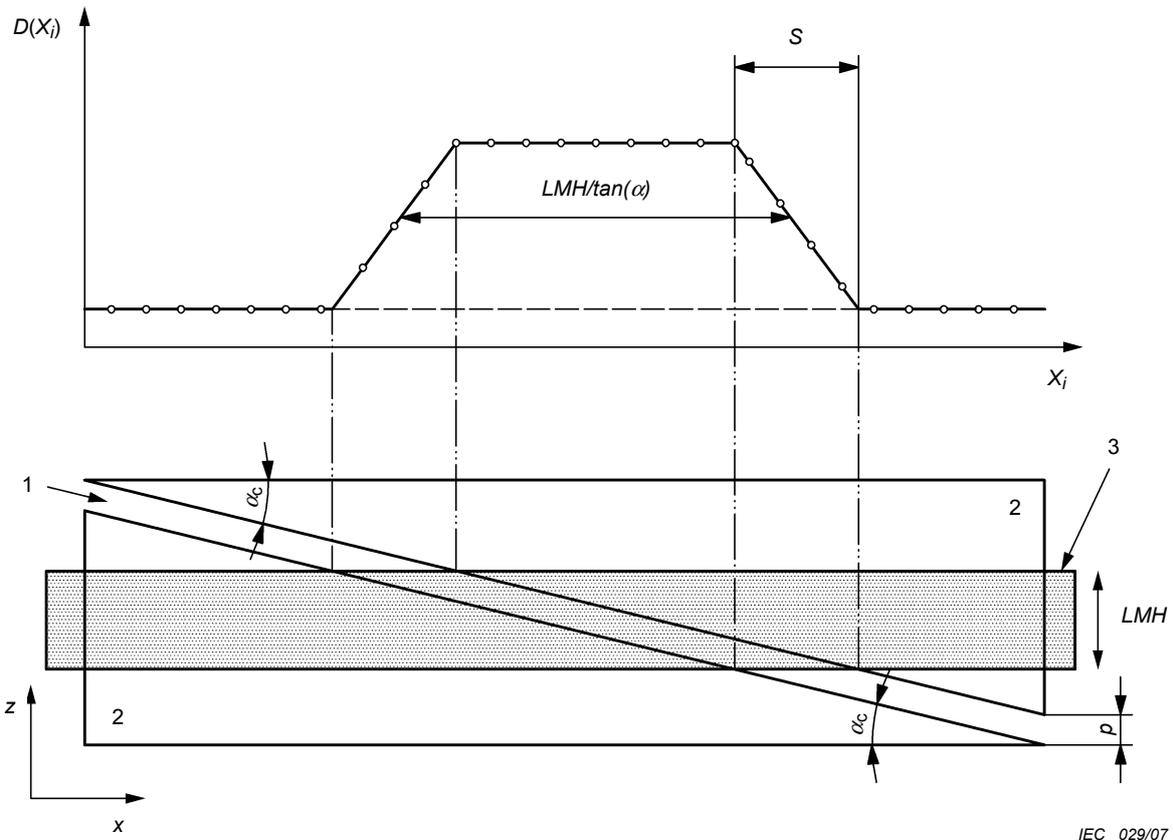
Since the SLICE THICKNESS depends on the RF pulse shape, sequencing and transmit gain, RF field homogeneity, gradient selection and other parameters, the SLICE THICKNESS is a significant measure of the proper adjustment of an MRI system and its image quality.

4.4.2 Requirements for the TEST DEVICE

The TEST DEVICE consists of two thin opposed inclined slabs of MR signal-producing material enclosed by MR-inactive material. The inclined surfaces of both slabs form an angle, α_s , with one of the axes of the image (range for $\alpha_s = 8^\circ - 12^\circ$). The inclined slab produces a trapezoidal signal intensity profile (see Figure 3; note that only one of the opposed inclined slabs is shown). The sides of the trapezoid, s , become larger with respect to the FWHM of the measured profile as the thickness of the slab, p , is increased. To ensure that the ratio of $FWHM/\tan \alpha_s$ to s is at least 5:

$$p \leq FWHM / 5$$

To obtain reliable results the SNR of the SLICE PROFILE shall be greater than 20 (e.g. average signal at the top of the plateau vs. standard deviation well removed from the plateau - not the SNR of image). In general, the SNR resulting from a single acquisition will be too low. The SNR can be improved by using multiple acquisitions (which increases measurement time) or by averaging the SLICE PROFILES in adjacent rows perpendicular to the direction of the surface inclination if the TEST DEVICE is not rotated.



Légende

- 1 Coupe dans le plan x-y
- 2 Fantôme rapporté
- 3 Plaque génératrice de signaux

NOTE Pour une meilleure visibilité, la seconde plaque en opposition a été retirée de l'image.

Figure 3 – Profil d'intensité du signal dans la méthode de la plaque inclinée

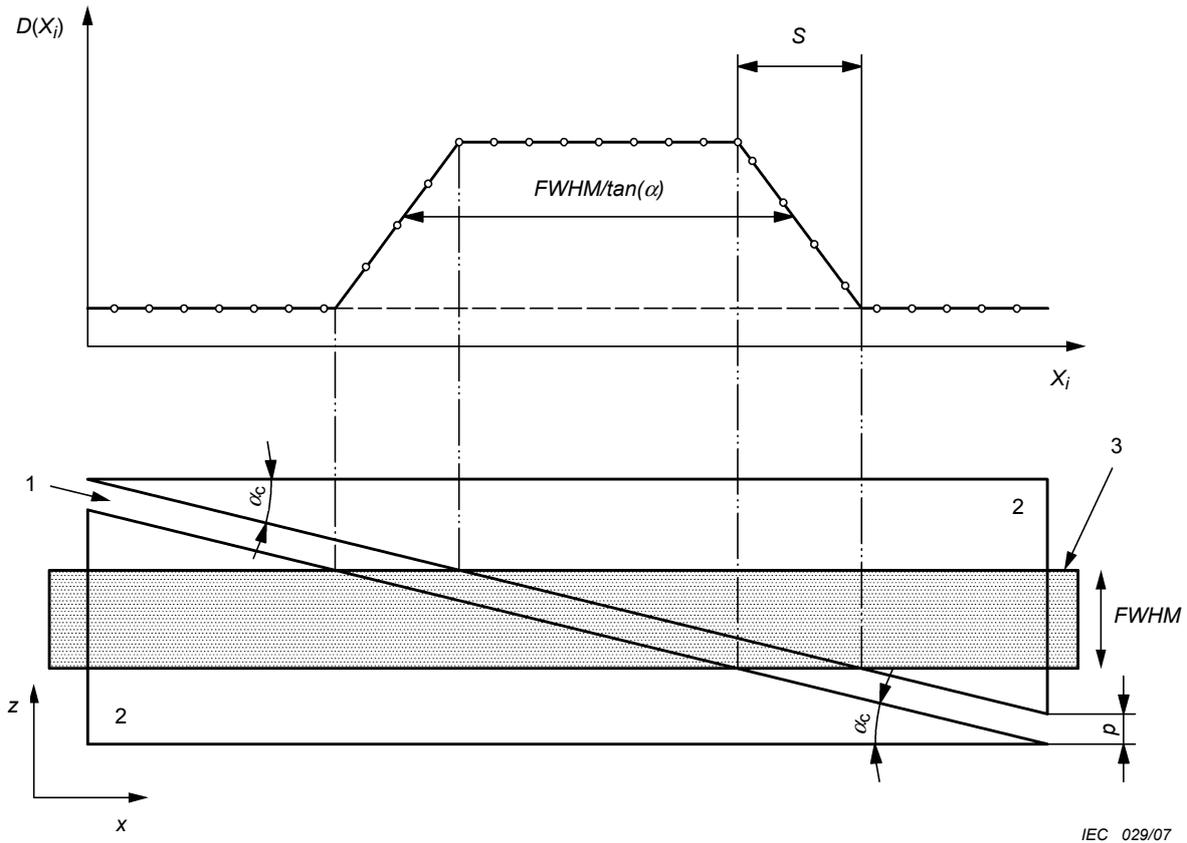
Il n'est pas nécessaire de tenir compte de l'application d'une charge à la BOBINE RF pour la conception du DISPOSITIF D'ESSAI car cette charge n'affectera pas la mesure du PROFIL et de l'ÉPAISSEUR DE COUPE.

4.4.3 Paramètres de balayage

Le PROFIL et l'ÉPAISSEUR DE COUPE mesurés dépendent du type de séquence d'impulsions, de la forme d'impulsion de fréquence radioélectrique et du temps de relaxation T_1 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI.

Il convient d'utiliser la séquence suivante:

- séquence 2D d'écho de spin et de coupe uniques centrée à ± 30 mm sur l'ISOCENTRE,
- plan de balayage: transversal, sagittal, frontal (tour à tour),
- $T_R = 1\ 000$ ms ou $\geq 3 T_1$ du matériau générateur de signaux en prenant la plus grande valeur,
- $T_E = 30$ ms ou $\leq 1/3 T_2$ du matériau générateur de signaux en prenant la valeur la plus faible,
- largeur de bande par pixel (100 ± 3) Hz,

**Key**

- 1 Slice in x-y plane
- 2 Phantom insert
- 3 Signal-producing slab

NOTE The opposing second slab has been removed from the image for clarity purposes.

Figure 3 – Signal intensity profile in the inclined slab method

RF COIL loading need not be considered in the design of the TEST DEVICE since RF COIL loading will not affect the SLICE PROFILE and SLICE THICKNESS measurement.

4.4.3 Scan parameters

The measured SLICE PROFILE and SLICE THICKNESS depend on the type of pulse sequence, the shape of the RF pulse and T_1 , relaxation time of the TEST DEVICE filler.

The following sequence should be used:

- 2D single spin echo, single slice sequence centred at ISOCENTRE +/- 30 mm,
- scan plane: transverse, sagittal, coronal (in turn),
- $T_R = 1\ 000\ \text{ms}$ or $\geq 3\ T_1$ of the signal-producing material whichever is larger,
- $T_E = 30\ \text{ms}$ or $\leq 1/3\ T_2$ of the signal-producing material whichever is smaller,
- pixel bandwidth $(100 \pm 3)\ \text{Hz}$,

- matrice de 256×256 ,
- épaisseur de coupe de 5 mm,
- le CHAMP DE VISION et la matrice doivent être choisis pour que l'image de l'ÉPAISSEUR DE COUPE couvre une zone d'au moins 20 pixels, ce qui signifie que la taille du pixel doit être $< \text{à } LMH / (20 \tan \alpha_s)$ et
- moyennage des signaux autorisé.

Il est admis de choisir une ÉPAISSEUR DE COUPE de 3 mm à condition que le CHAMP DE VISION et la matrice soient également choisis pour que l'image de l'ÉPAISSEUR DE COUPE couvre une zone d'au moins 20 pixels, ce qui signifie que la taille du pixel doit être $< \text{à } LMH / 20 \tan(\alpha_c)$.

L'utilisation d'un angle de DISPOSITIF D'ESSAI $\alpha_s = 11,3^\circ$ signifie que le FOV maximal est de 320 mm pour l'épaisseur de coupe de 5 mm et de 190 mm pour l'épaisseur de coupe de 3 mm, en utilisant une matrice de 256×256 pixels.

Une même séquence (mais sans moyennage) et des PARAMETRES DE RECONSTRUCTION identiques doivent être utilisés pour déterminer le RSB et la RESOLUTION SPATIALE.

4.4.4 Procédure de mesure

Les balayages doivent être effectués dans les plans transversal, sagittal et frontal. Les mesures doivent être prises pour s'assurer que le DISPOSITIF D'ESSAI est aligné sur la coupe de l'imagerie. L'alignement peut être vérifié en comparant l'ÉPAISSEUR DE COUPE mesurée aux plaques inclinées en opposition. La différence d'ÉPAISSEUR DE COUPE obtenue avec les plaques en opposition doit être inférieure à 10 %.

4.4.5 Analyse des données et tolérances

Pour la méthode des plaques inclinées, tracer les intensités de pixel dans le sens de l'inclinaison superficielle de la plaque, x . L'intensité de pixel au point X_i est appelée $S(X_i)$. La LMH de $S(X_i)$ est déterminée par interpolation linéaire. L'ÉPAISSEUR DE COUPE est ensuite calculée comme étant le produit de la LMH du profil étiré, $S(X_i)$, et $\tan(\alpha_s)$.

Il existe différentes sources potentielles d'erreurs de mesure:

- RSB inapproprié;
- interpolation pour la détermination de la LMH;
- dimensions de pixels;
- erreur d'angle des plaques;
- rotation du DISPOSITIF D'ESSAI autour des axes x et z ;
- non-uniformité de l'image.

Des erreurs sont induites par certaines rotations du DISPOSITIF D'ESSAI: la rotation du DISPOSITIF D'ESSAI autour de l'axe z (voir la Figure 4) entraîne une rotation de l'image de la plaque. Cela rend plus difficile le moyennage du signal dans des rangées adjacentes de l'axe y . La rotation du DISPOSITIF D'ESSAI autour de l'axe x produit un problème similaire. Cependant, l'erreur la plus importante est due à une rotation du DISPOSITIF D'ESSAI autour de l'axe y car elle entraîne un décalage de l'angle d'inclinaison, α_s , de la plaque. Par exemple, pour une plaque de 1:5, α_s est égal à $11,3^\circ$, et une rotation d'un seul degré génère une erreur de 9 % pour l'angle α et l'ÉPAISSEUR DE COUPE.

- matrix 256×256 ,
- SLICE THICKNESS 5 mm,
- FIELD OF VIEW and matrix shall be chosen such that the SLICE THICKNESS is imaged over a region that is at least 20 pixels, i.e. the pixel size shall be $< FWHM / (20 \tan \alpha_s)$ and
- signal averaging is permitted.

A SLICE THICKNESS of 3 mm may be chosen provided that FIELD OF VIEW and matrix are chosen such that the SLICE THICKNESS is imaged over a region that is at least 20 pixels, i.e. the pixel size shall be $< FWHM / 20 \tan(\alpha_c)$.

Using a TEST DEVICE with $\alpha_s = 11,3^\circ$ this means that the maximum FOV is 320 mm for the 5 mm slice and 190 mm for the 3 mm slice using a 256×256 pixel matrix.

The identical sequence (but using no averages) and RECONSTRUCTION PARAMETERS shall be used to determine SNR and SPATIAL RESOLUTION.

4.4.4 Measurement procedure

Scans shall be performed in the transverse, sagittal and coronal planes. Means shall be taken to ensure that the TEST DEVICE is aligned with the imaging slice. Alignment can be verified by comparing the SLICE THICKNESS measured with the opposed inclined slabs. The difference in SLICE THICKNESS obtained with the opposed slabs shall be less than 10 %.

4.4.5 Data analysis and tolerances

For the inclined slab method, plot the pixel intensities in the direction of the surface inclination of the slab, x . The pixel intensity at location X_i is denoted by $S(X_i)$. The FWHM of $S(X_i)$ is determined by linear interpolation. The SLICE THICKNESS is then calculated as the product of the FWHM of the stretched profile, $S(X_i)$, and $\tan(\alpha_s)$.

Potential sources of error in the measurements include:

- inadequate SNR;
- interpolation to determine the FWHM;
- pixel dimensions;
- error in slab angle;
- rotation of the TEST DEVICE around the x - and z -axis;
- image non-uniformity.

Certain rotations of the TEST DEVICE will introduce errors: Rotation of the TEST DEVICE around the z axis (see Figure 4) causes a rotation of the image of the slab. This makes it difficult to average the signal in adjacent rows in the y direction. Rotation of the TEST DEVICE around the x axis causes a similar problem. However, the largest error is caused by a rotation of the TEST DEVICE about the y axis, because it causes a shift in the angle of inclination, α_s , of the slab. For example, for a 1:5 slab α_s is $11,3^\circ$, and a rotation of only 1° produces a 9 % error in α and the SLICE THICKNESS.

L'angle de rotation du DISPOSITIF D'ESSAI autour de l'axe y , θ , peut être calculé à partir des deux EPAISSEURS DE COUPE w_1 et w_2 , mesurées avec deux plaques en opposition, à l'aide de l'équation suivante:

$$\theta = \sin^{-1} [(w_2 - w_1)/(w_2 + w_1) \sin(2\alpha_s)]/2 \tag{5}$$

L'EPAISSEUR DE COUPE corrigée est alors calculée à partir de l'équation suivante:

$$LMH = w_1 \tan(\alpha + \theta) \tag{6}$$

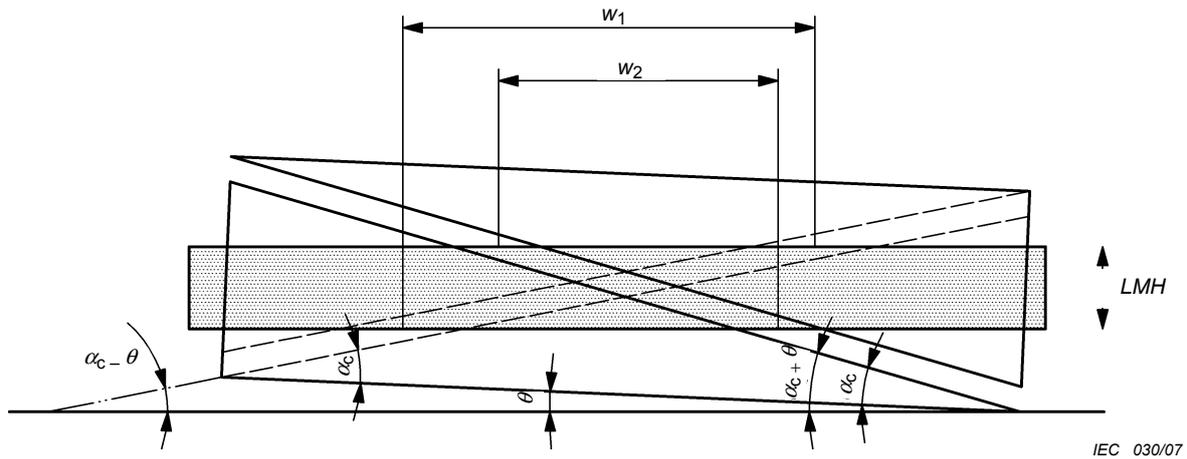


Figure 4 – Correction de la rotation du DISPOSITIF D'ESSAI

Les lignes en pointillés montrent l'emplacement de la plaque en opposition.

Il est également possible d'obtenir une approximation du résultat correct en prenant le rapport des valeurs extrêmes:

$$LMH = [w_1 w_2]^{1/2} \tan(\alpha_s) \tag{7}$$

Pour le cas de $\alpha_s = 11,3^\circ$ et $\theta = 2^\circ$, avec une EPAISSEUR DE COUPE de 3 mm, le rapport des valeurs extrêmes donne une valeur de 3,05 mm et le moyennage donne une valeur de 3,10 mm. Si par contre, $\theta = 4^\circ$, le rapport des valeurs extrêmes donne une EPAISSEUR DE COUPE de 3,20 mm et le moyennage donne une valeur de 3,44 mm.

The angle of rotation of the TEST DEVICE about the y axis, θ , can be computed from the two measured SLICE THICKNESSES, w_1 , and w_2 , measured with two opposed slabs using the following equation:

$$\theta = \sin^{-1} [(w_2 - w_1)/(w_2 + w_1) \sin(2\alpha_s)]/2 \quad (5)$$

The corrected SLICE THICKNESS is then computed from the following equation:

$$FWHM = w_1 \tan(\alpha + \theta) \quad (6)$$

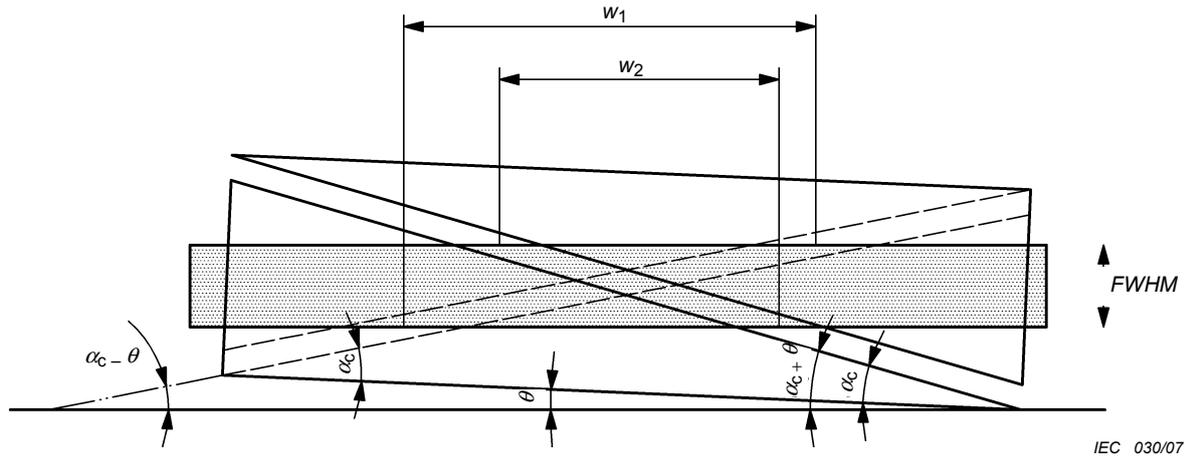


Figure 4 – Correcting for rotation of TEST DEVICE

The dotted lines show the location of the opposing slab.

An approximation to the correct result can also be obtained by taking the geometric mean:

$$FWHM = [w_1 w_2]^{1/2} \tan(\alpha_s) \quad (7)$$

For the case of $\alpha_s = 11,3^\circ$ and $\theta = 2^\circ$ and a 3 mm SLICE THICKNESS, the geometric mean gives a value of 3,05 mm and the average gives a value of 3,10 mm. If instead, $\theta = 4^\circ$, the geometric mean gives a SLICE THICKNESS of 3,20 mm and the average gives a value of 3,44 mm.

4.4.6 Compte rendu de résultats

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

Paramètre	Dimension
EPAISSEUR DE COUPE mesurée (LMH)	mm
Largeur au quart de la hauteur	mm
Epaisseur de plaque du DISPOSITIF D'ESSAI	mm
Alpha	degré
Tracés du profil d'intensité du signal pour ces mesures	
BOBINES RF utilisées pour la transmission	
Orientation du plan de balayage	
Sens du codage en fréquence/phase	
ZONE DE SPECIFICATION – taille et forme	mm ²
Dimensions de la bobine	mm
Nom et type de bobine	
Superficie de la section transversale du DISPOSITIF D'ESSAI – taille et forme	mm ²
ROI – taille et forme	mm ²
POSITION DE REFERENCE	
Taille de la matrice d'acquisition des données	
CHAMP DE VISION	mm ²
Dimensions nominales du voxel (Δx , Δy , EPAISSEUR DE COUPE sélectionnée)	mm
EPAISSEUR DE COUPE (mesurée)	mm
RESOLUTION SPATIALE (mesurée)	mm
Description du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	
T_1 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
T_2 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
Type et concentration en sel du DISPOSITIF D'ESSAI	g/l
LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL	Hz/pixel
Temps de répétition de la séquence (T_R)	ms
Temps de retard d'écho (T_E)	ms
Nombre de signaux moyennés	
Séquence d'impulsion d'écho de spin ou d'écho de gradient	
Filtre utilisé (éventuellement)	
Les résultats doivent être accompagnés d'une estimation des erreurs de mesure.	

Enumérer tous les PARAMETRES DE RECONSTRUCTION sélectionnés et fournir d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

4.4.6 Reporting of results

The report shall contain the following:

Parameter	Dimension
Measured SLICE THICKNESS (FWHM)	mm
Full width at 25 % maximum	mm
Slab thickness of TEST DEVICE	mm
Alpha	degree
Plots of the signal intensity profile for these measurements	
RF COILS used for transmission	
Scan plane orientation	
Direction of frequency/phase encoding	
SPECIFICATION AREA - size and shape	mm ²
Coil dimensions	mm
Coil name and type	
Cross-sectional area of TEST DEVICE - size and shape	mm ²
ROI - size and shape	mm ²
REFERENCE POSITION	
Data acquisition matrix size	
FIELD OF VIEW	mm ²
Nominal voxel dimension (Δx , Δy , selected SLICE THICKNESS)	mm
SLICE THICKNESS (measured)	mm
SPATIAL RESOLUTION (measured)	mm
TEST DEVICE filler material description	
TEST DEVICE filler T_1	ms
TEST DEVICE filler T_2	ms
TEST DEVICE salt type and concentration	g/l
BANDWIDTH PER PIXEL	Hz/pixel
Sequence repetition time (T_R)	ms
Echo delay time (T_E)	ms
Number of averages	
Pulse sequence spin echo or gradient echo	
Filter used (if any)	
The results shall be accompanied by an estimate of the measurement errors.	

List all RECONSTRUCTION PARAMETERS selected and provide other relevant information that ensures repeatability.

4.5 DISTORSION GEOMETRIQUE bidimensionnelle

4.5.1 Objectifs et justifications

Le présent paragraphe présente une méthode de mesure et de compte rendu de la DISTORSION GEOMETRIQUE bidimensionnelle. La DISTORSION GEOMETRIQUE bidimensionnelle est mesurée comme suit:

- DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle: la différence entre la valeur moyenne de N distances radiales mesurées dans une image et le rayon réel du DISPOSITIF D'ESSAI;
- DISTORSION GEOMETRIQUE d'aberration: l'écart type de la distribution des N_d distances radiales mesurées;
- DISTORSION GEOMETRIQUE maximale: la différence maximale entre la valeur des distances radiales mesurées dans une image et le rayon réel du DISPOSITIF D'ESSAI.

Il est admis d'effectuer cet essai avec ou sans filtre de correction de distorsion du gradient.

4.5.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être conçu de façon à ce que la DISTORSION GEOMETRIQUE puisse être mesurée sur le périmètre d'une ROI couvrant au moins 85 % de la ZONE DE SPECIFICATION.

Le périmètre de la ROI doit s'inscrire dans un cercle pour un VOLUME DE SPECIFICATION sphérique et dans une ellipse pour un VOLUME DE SPECIFICATION elliptique. Le DISPOSITIF D'ESSAI peut être soit un cylindre soit une sphère lorsque la limite liquide/paroi définit la position du point de mesure (Figures 5 et 6). Le DISPOSITIF D'ESSAI peut également utiliser une série d'orifices, de broches, de fioles ou autres objets de forme régulière bien définie, équidistants sur le périmètre de la ROI avec une séparation angulaire maximale de $22,5^\circ$ (Figure 6). Il convient également de placer une broche ou autre structure au centre géométrique du DISPOSITIF D'ESSAI. Il convient que le diamètre de la broche soit de 1 mm à 2 mm afin de réduire au minimum l'erreur d'identification du centre de référence pour toutes les mesures radiales. S'il n'y a pas de broche centrale, le centre du DISPOSITIF D'ESSAI peut être défini par des méthodes géométriques dans l'image. Pour un VOLUME DE SPECIFICATION elliptique, deux broches sont nécessaires, chacune d'entre elles étant placée aux centres de l'ellipse.

Le DISPOSITIF D'ESSAI doit avoir une épaisseur au moins égale au double de l'EPAISSEUR DE COUPE utilisée dans la mesure afin de réduire les effets de courbure de la coupe.

Il n'est pas nécessaire de tenir compte de l'application d'une charge à la BOBINE RF pour la conception du DISPOSITIF D'ESSAI étant donné que la charge de la BOBINE RF n'affectera pas la mesure de la DISTORSION GEOMETRIQUE.

Les Figures 5 et 6 donnent des exemples de DISPOSITIFS D'ESSAI pour un VOLUME DE SPECIFICATION sphérique. Ils sont constitués d'une bonbonne cylindrique en polypropylène (Perspex) (Figure 5) dont la paroi interne définit le périmètre de la ROI ou d'un certain nombre de fioles (Figure 6) réparties sur le périmètre de la ROI.

4.5 Two-dimensional GEOMETRIC DISTORTION

4.5.1 Objectives and rationale

This subclause presents a method for measuring and reporting two-dimensional GEOMETRIC DISTORTION. Two-dimensional GEOMETRIC DISTORTION is measured as follows:

- scale GEOMETRIC DISTORTION: the difference between the mean value of N radial measured distances in an image and the actual TEST DEVICE radius;
- aberration GEOMETRIC DISTORTION: the standard deviation of the N_d radial measured distances distribution;
- maximum GEOMETRIC DISTORTION: the maximum difference between the value of radial measured distances in an image and the actual TEST DEVICE radius.

This test may be performed with or without gradient distortion correction filters.

4.5.2 Requirements for the TEST DEVICE

The TEST DEVICE shall be designed so that GEOMETRIC DISTORTION can be measured over the perimeter of a ROI enclosing at least 85 % of the SPECIFICATION AREA.

The perimeter of the ROI shall be a circle for a spherical SPECIFICATION VOLUME and an ellipse for an elliptical SPECIFICATION VOLUME. The TEST DEVICE may be either a cylinder or sphere, where the liquid/wall boundary defines measurement point position (Figures 5 and 6). The TEST DEVICE may also use a series of equally spaced holes, pins, vials or other well defined regular objects on the perimeter, with a maximum angular separation of $22,5^\circ$ (Figure 6). A pin, or other structure, should also be positioned at the geometric centre of the TEST DEVICE. The pin diameter should be 1 mm - 2 mm in order to minimize the error in identifying the reference centre for all radial measurements. If there is no central pin, the centre of the TEST DEVICE may be defined by geometrical methods within the image. For an elliptical SPECIFICATION VOLUME two pins are necessary, each of them positioned in the ellipse foci.

The TEST DEVICE shall be at least twice as thick as the SLICE THICKNESS used in the measurement to minimize the influence of slice curvature.

RF COIL loading need not be considered in the design of the TEST DEVICE since RF COIL loading will not affect the GEOMETRIC DISTORTION measurement.

Examples of TEST DEVICES for a spherical SPECIFICATION VOLUME are shown in Figures 5 and 6. They consist of a polypropylene carboy (Perspex) cylinder (Figure 5) whose internal wall defines the ROI perimeter or a number of vials (Figure 6) distributed on the ROI perimeter.

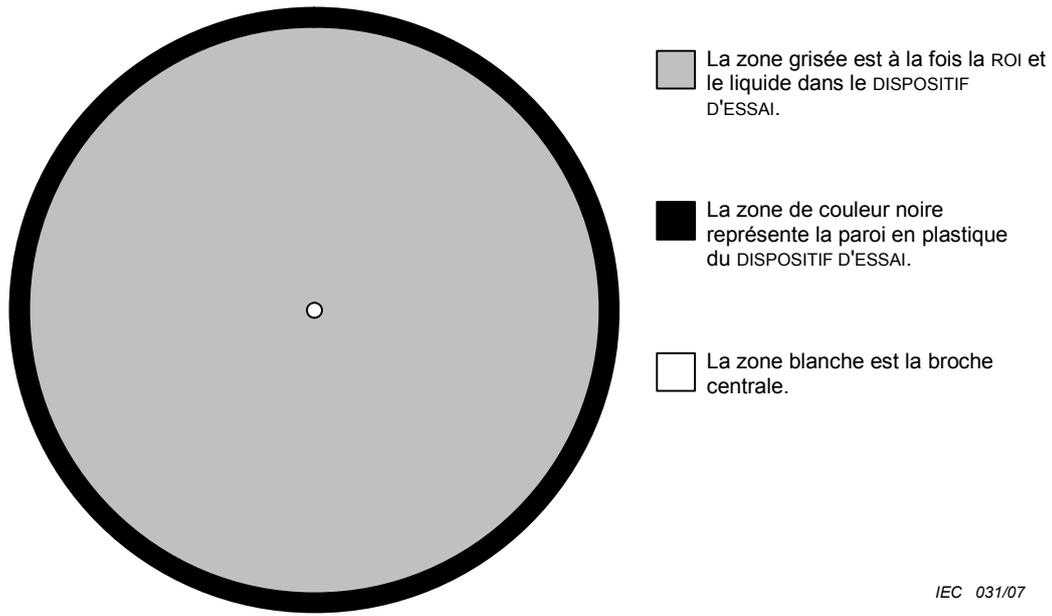


Figure 5 – Exemple de DISPOSITIF D'ESSAI pour un VOLUME DE SPECIFICATION sphérique constitué d'une bonbonne cylindrique en polypropylène (Perspex) dont la paroi interne définit le périmètre de la ROI

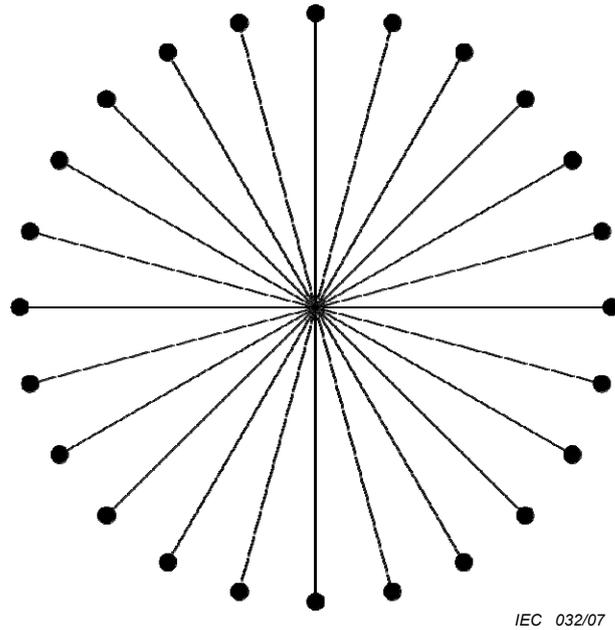


Figure 6 – Exemple de DISPOSITIF D'ESSAI pour un VOLUME DE SPECIFICATION sphérique constitué d'un certain nombre de fibres réparties sur le périmètre de la ROI

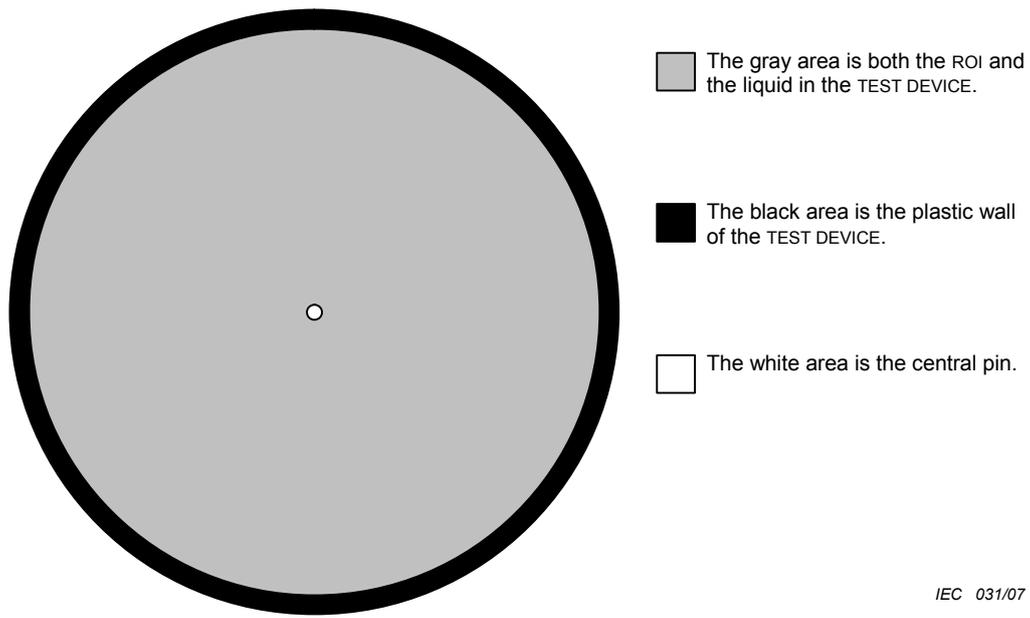


Figure 5 – TEST DEVICE example for a spherical SPECIFICATION VOLUME, consisting of a polypropylene carboy (Perspex) cylinder whose internal wall defines the ROI perimeter

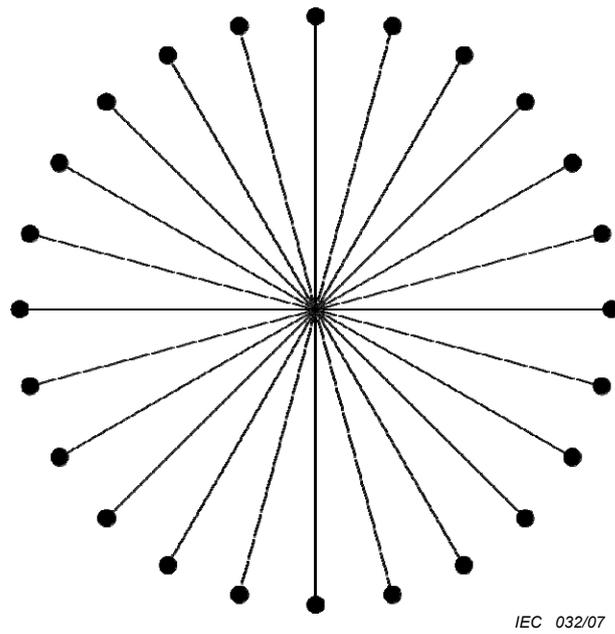


Figure 6 – TEST DEVICE example for a spherical SPECIFICATION VOLUME, consisting of a number of vials distributed on the ROI perimeter

4.5.3 Paramètres de balayage

Il convient d'utiliser la séquence suivante:

- séquence 2D d'écho de spin et de coupe uniques centrée à ± 30 mm sur l'ISOCENTRE,
- plan de balayage: transversal, sagittal, frontal (tour à tour),
- $T_R = 1\ 000$ ms ou $\geq 3 T_1$ du matériau générateur de signaux en prenant la plus grande valeur,
- $T_E = 30$ ms ou $\leq 1/3 T_2$ du matériau générateur de signaux en prenant la valeur la plus faible,
- largeur de bande par pixel (100 ± 3) Hz,
- la taille de la matrice et le CHAMP DE VISION (FOV) doivent être choisis de façon à ce que les deux dimensions de pixel soient égales et ≤ 1 mm afin de réduire les erreurs dues à de grandes tailles de pixel,
- épaisseur de coupe de 5 mm,
- moyennage des signaux autorisé, et
- le filtre de DISTORSION GEOMETRIQUE est autorisé pour cet essai.

Le filtre de DISTORSION GEOMETRIQUE est uniquement autorisé pour cet essai. Tous les autres filtres sélectionnables par l'OPERATEUR doivent être désactivés. Si cela n'est pas possible, identifier dans les résultats tous les filtres restants.

4.5.4 Procédure de mesure

Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être placé au centre de l'ISOCENTRE de l'aimant, dans les trois directions orthogonales (Figure 7): transversale, sagittale, frontale (tour à tour).

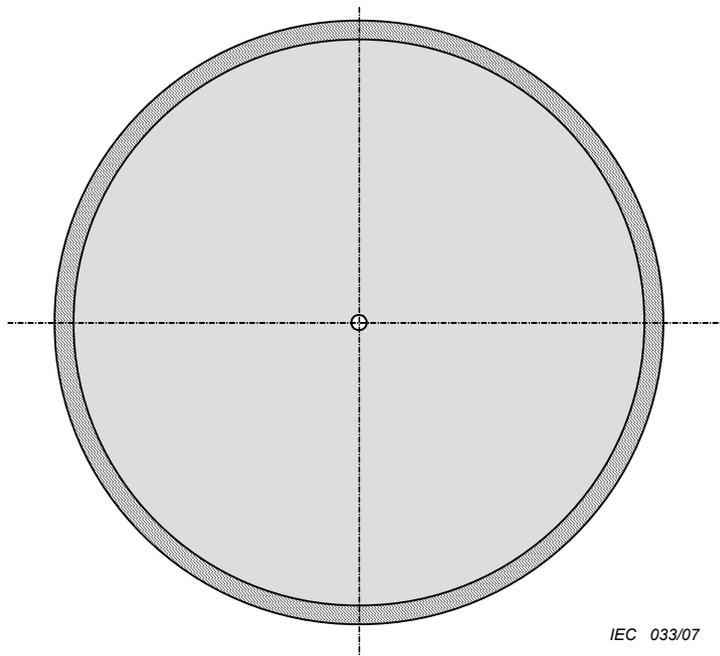


Figure 7 – Deux lignes passant par le centre du DISPOSITIF D'ESSAI

La distance entre le centre géométrique et un point du périmètre de la ROI doit être mesurée. La mesure doit être répétée pour N points uniformément répartis sur le périmètre de la ROI. L'angle entre des paires de distances radiales adjacentes mesurées doit être inférieur ou égal à $22,5^\circ$ (Figure 8).

4.5.3 Scan parameters

The following sequence should be used:

- 2D single spin echo, single slice sequence centred at ISOCENTRE +/- 30 mm,
- scan plane: transverse, sagittal, coronal (in turn),
- $T_R = 1\ 000\ \text{ms}$ or $\geq 3 T_1$ of the signal-producing material whichever is larger,
- $T_E = 30\ \text{ms}$ or $\leq 1/3 T_2$ of the signal-producing material whichever is smaller,
- pixel bandwidth (100 ± 3) Hz,
- matrix size and FIELD OF VIEW (FOV) shall be selected such, that both pixel dimensions are equal and $\leq 1\ \text{mm}$ in order to minimise errors due to large pixel size,
- SLICE THICKNESS 5 mm,
- signal averaging is permitted, and
- the GEOMETRIC DISTORTION filter is permitted for this test.

The GEOMETRIC DISTORTION filter is permitted for only this test. All other OPERATOR selectable filters shall be disabled. If this is not possible, identify all remaining filters in the results.

4.5.4 Measurement procedure

The TEST DEVICE shall be positioned with the centre at the ISOCENTRE of the magnet in the three orthogonal orientations (Figure 7): transverse, sagittal, coronal (in turn).

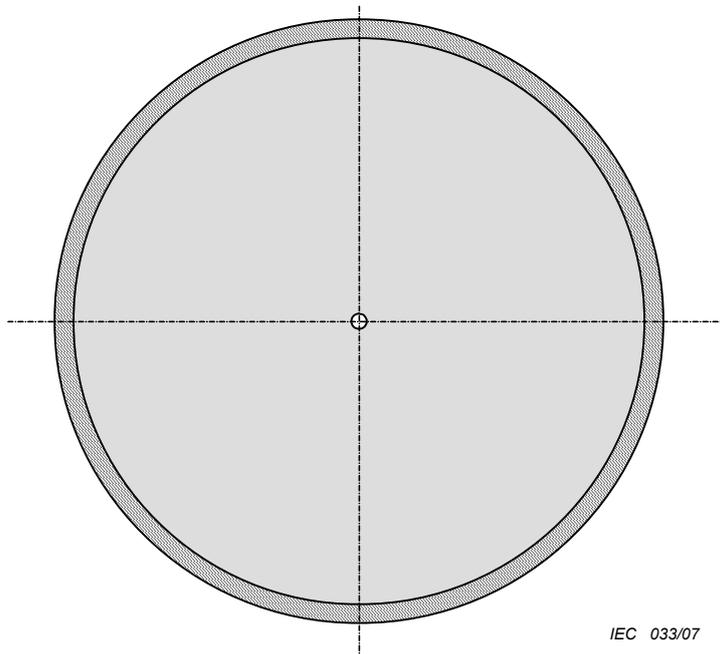


Figure 7 – Two lines passing through the centre of the TEST DEVICE

The distance between the geometric centre and one point on the perimeter of the ROI shall be measured. The measurement shall be repeated for N points that are situated uniformly on the ROI perimeter. The angle between pairs of adjacent radial measured distances shall be less than or equal to $22,5^\circ$ (Figure 8).

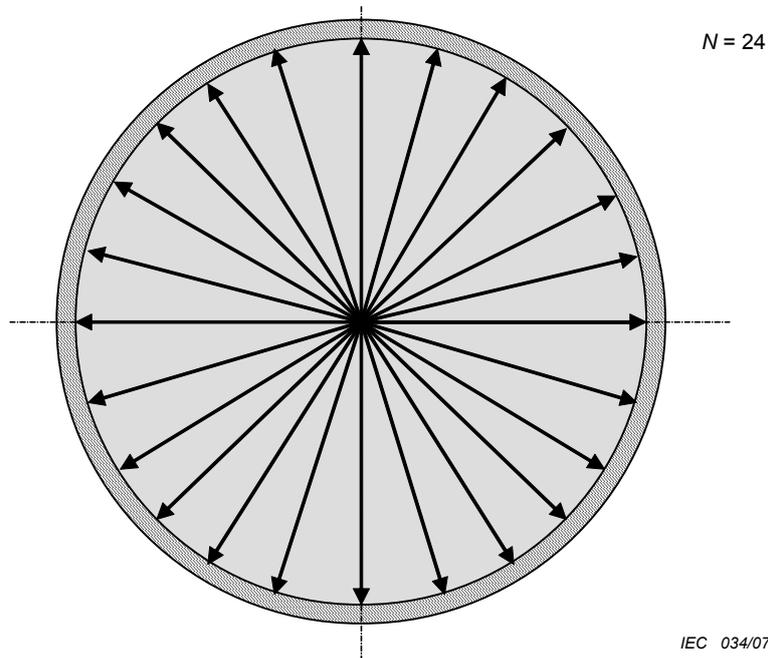


Figure 8 – Distances à déterminer

4.5.5 Analyse des données et tolérances

Calculer la DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle comme étant la différence entre la valeur moyenne \bar{r} de N_d distances radiales mesurées dans chaque image acquise et le rayon réel R du DISPOSITIF D'ESSAI, de la manière suivante:

$$\delta = 1 - \frac{\bar{r}}{R} \tag{8}$$

Calculer la DISTORSION GEOMETRIQUE d'aberration comme étant l'écart type de la distribution des N_d distances radiales mesurées de la manière suivante:

$$\sigma_\delta = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} (r_i - \bar{r})^2}{N_d - 1}} \tag{9}$$

Calculer la DISTORSION GEOMETRIQUE maximale de la manière suivante:

$$r_{\max} = \max(r_j) \tag{10}$$

La DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle et la DISTORSION GEOMETRIQUE d'aberration fournissent des informations complémentaires. Lorsque $\delta = 0$ et $\sigma_\delta \neq 0$, il y a des modulations du rayon ou des DISTORSIONS GEOMETRIQUES. Lorsque $\delta \neq 0$ et $\sigma_\delta = 0$, il y a des variations d'échelle.

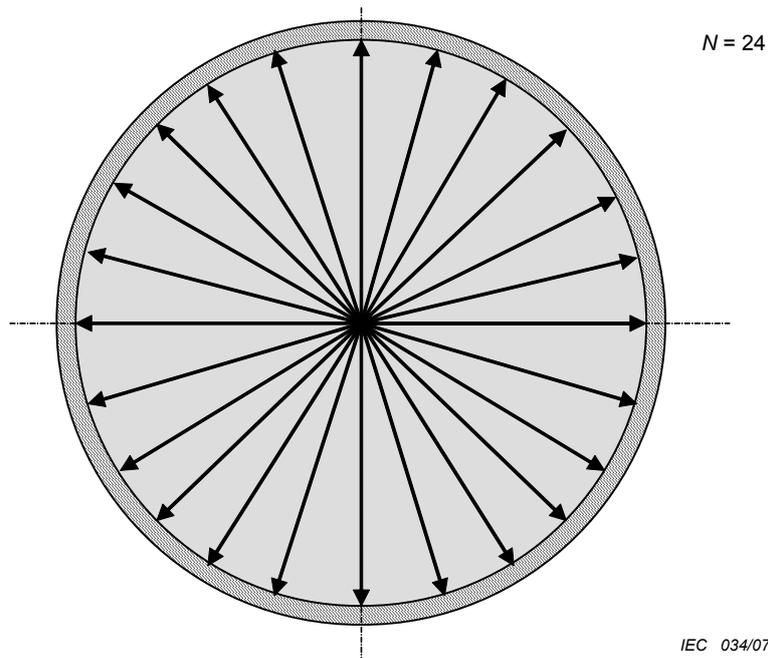


Figure 8 – Distances to be determined

4.5.5 Data analysis and tolerances

Calculate the scale GEOMETRIC DISTORTION as the difference between the mean value \bar{r} of the N_d radial measured distances in each acquired image and the actual TEST DEVICE radius R , as follows:

$$\delta = 1 - \frac{\bar{r}}{R} \quad (8)$$

Calculate the aberration GEOMETRIC DISTORTION as the standard deviation of the N_d radial measured distances distribution, as follows:

$$\sigma_\delta = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} (r_i - \bar{r})^2}{N_d - 1}} \quad (9)$$

Calculate the maximum GEOMETRIC DISTORTION as follows:

$$r_{\max} = \max(r_i) \quad (10)$$

The scale GEOMETRIC DISTORTION and the aberration GEOMETRIC DISTORTION give complementary information. When $\delta = 0$ and $\sigma_\delta \neq 0$, there are radius modulations or GEOMETRIC DISTORTIONS. When $\delta \neq 0$ and $\sigma_\delta = 0$, there are scale variations.

4.5.6 Compte rendu de résultats

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

Paramètre	Dimension
DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle	
DISTORSION GEOMETRIQUE d'aberration	
DISTORSION GEOMETRIQUE maximale	
Dimensions et tolérances du DISPOSITIF D'ESSAI (dessin)	degré
Orientation du plan de balayage	
Correctifs des non-linéarités du gradient (correction de la distorsion)	oui/non
Sens du codage en fréquence/phase	
ZONE DE SPECIFICATION – taille et forme	mm ²
Dimensions de la bobine	mm
Nom et type de bobine	
Superficie de la section transversale du DISPOSITIF D'ESSAI – taille et forme	mm ²
ROI – taille et forme	mm ²
POSITION DE REFERENCE	
Taille de la matrice d'acquisition des données	
CHAMP DE VISION	mm ²
Dimensions nominales du voxel (Δx , Δy , EPAISSEUR DE COUPE sélectionnée)	mm
EPAISSEUR DE COUPE (mesurée)	mm
RESOLUTION SPATIALE (mesurée)	mm
Description du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	
T_1 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
T_2 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
Type et concentration en sel du DISPOSITIF D'ESSAI	g/l
LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL	Hz/pixel
Temps de répétition de la séquence (T_R)	ms
Temps de retard d'écho (T_E)	ms
Nombre de signaux moyennés	
Séquence d'impulsion d'écho de spin ou d'écho de gradient	
Filtre utilisé (éventuellement)	
Les résultats doivent être accompagnés d'une estimation des erreurs de mesure.	

Enumérer tous les PARAMETRES DE RECONSTRUCTION sélectionnés et fournir d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

4.6 RESOLUTION SPATIALE

4.6.1 Objectifs et justifications

Le présent paragraphe introduit une méthode de mesure de la RESOLUTION SPATIALE au moyen d'un DISPOSITIF D'ESSAI de conception spéciale.

La présente norme détermine si une RESOLUTION SPATIALE spécifiée a été réalisée en mesurant la modulation d'une mire périodique.

4.5.6 Reporting of results

The report shall contain the following:

Parameter	Dimension
Scale GEOMETRIC DISTORTION	
Aberration GEOMETRIC DISTORTION	
Maximum GEOMETRIC DISTORTION	
TEST DEVICE dimension (drawing) and tolerances	degree
Scan plane orientation	
Corrections for gradient non-linearities (distortion correction)	yes/no
Direction of frequency/phase encoding	
SPECIFICATION AREA - size and shape	mm ²
Coil dimensions	mm
Coil name and type	
Cross-sectional area of TEST DEVICE - size and shape	mm ²
ROI - size and shape	mm ²
REFERENCE POSITION	
Data acquisition matrix size	
FIELD OF VIEW	mm ²
Nominal voxel dimension (Δx , Δy , selected SLICE THICKNESS)	mm
SLICE THICKNESS (measured)	mm
SPATIAL RESOLUTION (measured)	mm
TEST DEVICE filler material description	
TEST DEVICE filler T_1	ms
TEST DEVICE filler T_2	ms
TEST DEVICE salt type and concentration	g/l
BANDWIDTH PER PIXEL	Hz/pixel
Sequence repetition time (T_R)	ms
Echo delay time (T_E)	ms
Number of averages	
Pulse sequence spin echo or gradient echo	
Filter used (if any)	
The results shall be accompanied by an estimate of the measurement errors.	

List all RECONSTRUCTION PARAMETERS selected and provide other relevant information that ensures repeatability.

4.6 SPATIAL RESOLUTION

4.6.1 Objectives and rationale

This section presents a method for measuring the SPATIAL RESOLUTION using a special designed TEST DEVICE.

This standard determines whether a specified SPATIAL RESOLUTION has been achieved by measuring the modulation of a periodic pattern.

Un autre objectif des essais de mesure du RSB, de l'ÉPAISSEUR DE COUPE et de la RESOLUTION SPATIALE est d'utiliser la même séquence et des paramètres identiques - à quelques exceptions près spécifiques au nombre de signaux moyennés - pour contrôler le rapport étroit existant entre les résultats de ces trois essais.

4.6.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Comme illustré à la Figure 9, le DISPOSITIF D'ESSAI comporte une mire périodique. La mire est constituée de $n \geq 10$ plaques parallèles de périodicité L . La distance entre plaques adjacentes est d_p , l'épaisseur des plaques est $(L-d_p)$ et le rapport d_p / L va de 0,61 à 0,70. Les plaques, qui ne produisent aucun signal de RESONANCE MAGNETIQUE, sont entourées de matériau générateur de signaux de RESONANCE MAGNETIQUE. La largeur des plaques (a) doit être égale à au moins deux fois l'ÉPAISSEUR DE COUPE et la longueur des plaques (b) doit être égale à au moins 10 fois L . Un tel DISPOSITIF D'ESSAI produira n paires de lignes, avec 1 paire de lignes par L .

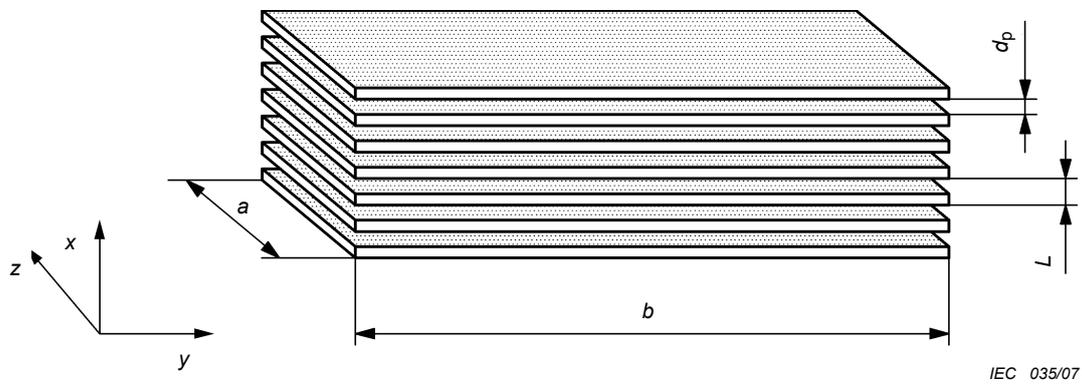


Figure 9 – Mire périodique

Il n'est pas nécessaire de tenir compte de l'application d'une charge à la BOBINE RF pour la conception du DISPOSITIF D'ESSAI car cette charge n'affecte pas la mesure de la RESOLUTION SPATIALE.

4.6.3 Paramètres de balayage

On doit utiliser une bobine RF la plus uniforme possible.

Il convient d'utiliser la séquence suivante:

- séquence 2D d'écho de spin et de coupe uniques centrée à ± 30 mm sur l'ISOCENTRE,
- plan de balayage: transversal, sagittal, frontal (tour à tour),
- $T_R = 1\ 000$ ms ou $\geq 3 T_1$ du matériau générateur de signaux en prenant la plus grande valeur,
- $T_E = 30$ ms ou $\leq 1/3 T_2$ du matériau générateur de signaux en prenant la valeur la plus faible,
- la dimension du pixel et le CHAMP DE VISION (taille du pixel $\Delta x = \text{CHAMP DE VISION} / \text{taille de la matrice}$) sont régis par les exigences suivantes:

$$4\Delta x > L,$$

- largeur de bande par pixel (100 ± 3) Hz,
- épaisseur de coupe de 5 mm, et
- moyennage des signaux autorisé.

It is also a further objective of the SNR, SLICE THICKNESS and SPATIAL RESOLUTION tests to use the identical sequence and parameters, with some specific exceptions for the number of averages, to control the close relationship between the results of these three tests.

4.6.2 Requirements for the TEST DEVICE

The TEST DEVICE contains a periodic pattern, as illustrated in Figure 9. This pattern consists of $n \geq 10$ parallel plates of periodicity L . The distance between adjacent plates is d_p , the thickness of the plates is $(L - d_p)$ and the ratio d_p / L ranges between 0,61 and 0,70. The plates, which do not produce any MR signal, are surrounded by MR signal-producing material. The width of the plates (a) shall be at least twice the SLICE THICKNESS and the length of the plates (b) shall be at least 10 times L . Such TEST DEVICE will produce n linepairs with 1 linepair/ L .

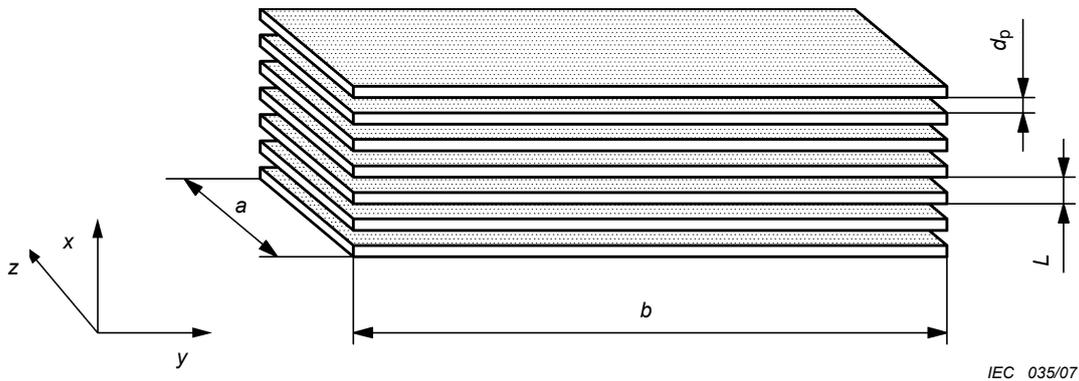


Figure 9 – Periodic pattern

RF COIL loading need not be considered in the design of the TEST DEVICE since RF COIL loading will not affect the SPATIAL RESOLUTION measurement.

4.6.3 Scan parameters

The most uniform RF COIL shall be used.

The following sequence should be used:

- 2D single spin echo, single slice sequence centred at ISOCENTRE +/- 30 mm,
- scan plane: transverse, sagittal, coronal (in turn),
- $T_R = 1\ 000$ ms or $\geq 3 T_1$ of the signal-producing material whichever is larger,
- $T_E = 30$ ms or $\leq 1/3 T_2$ of the signal-producing material whichever is smaller,
- pixel dimension and FIELD OF VIEW (pixel size $\Delta x = \text{FIELD OF VIEW}/\text{matrix size}$) are controlled by the following requirements:

$$4\Delta x > L,$$

- pixel bandwidth (100 ± 3) Hz,
- SLICE THICKNESS 5 mm, and
- signal averaging is permitted.

Une même séquence et des PARAMETRES DE RECONSTRUCTION identiques doivent être utilisés pour déterminer le RSB (moyennage des signaux non autorisé) et l'EPAISSEUR DE COUPE.

4.6.4 Procédure de mesure

Le plan de balayage doit être parallèle au plan xy du DISPOSITIF D'ESSAI. Il convient de positionner le plan de balayage au milieu des plaques dans l'axe z (de coupe). L'axe long du DISPOSITIF D'ESSAI doit former un angle de 10° à 15° avec l'axe y de l'image comme illustré à la Figure 10. La mire permet de déterminer la résolution uniquement sur l'axe x de l'image. Par conséquent, il faut acquérir l'image de deux structures périodiques perpendiculaires afin d'évaluer la RESOLUTION SPATIALE dans les deux dimensions.

Il convient que le RSB minimal soit d'au moins 50. Augmenter le nombre de signaux moyennés de la séquence jusqu'à la mesure du RSB, telle que déterminée en 4.2 pour la procédure de mesure du RSB, afin d'obtenir le RSB cible.

4.6.5 Analyse des données et tolérances

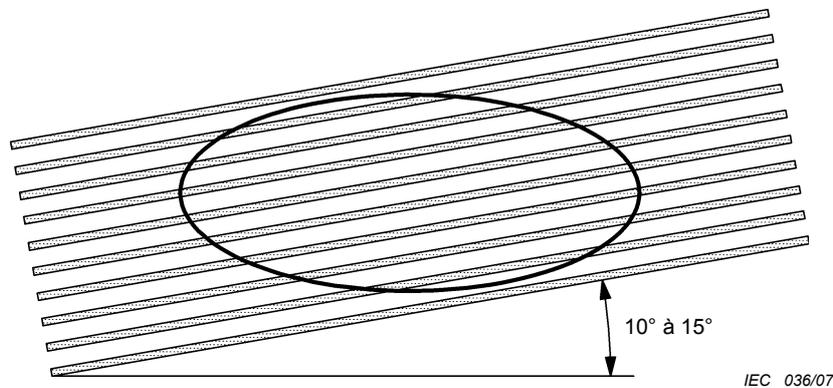


Figure 10 – Image de mire périodique et position de la ROI

Une ROI elliptique est choisie sur la mire périodique. S'il n'est pas possible d'avoir des ROI elliptiques, utiliser une ROI de forme ronde, rectangulaire ou carrée. Il convient que la ROI soit aussi grande que possible mais elle ne doit pas toucher les deux plaques extérieures du DISPOSITIF D'ESSAI dans l'axe y et elle doit couvrir au maximum 90 % de la longueur du DISPOSITIF D'ESSAI, comme illustré à la Figure 9. La moyenne (S) et l'écart type (SD) de tous les pixels dans la ROI sont déterminés. La modulation $m(\nu)$ à la fréquence spatiale $\nu = 1/L$ est calculée en utilisant l'écart type (SD) et la valeur moyenne:

$$m(\nu = 1/L) = \frac{SD}{S} \tag{11}$$

Si le facteur de modulation $m \geq 0,56$, la résolution cible a été atteinte.

4.6.6 Compte rendu de résultats

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

The identical sequence and RECONSTRUCTION PARAMETERS shall be used to determine SNR (signal averaging not permitted) and SLICE THICKNESS.

4.6.4 Measurement procedure

The scan plane shall be set parallel to the *xy*-plane of the TEST DEVICE. The scan plane should be positioned in the middle of the plates in *z* (slice) direction. The long axis of the TEST DEVICE shall form an angle of 10° to 15° with the *y* axis of the image, as shown in Figure 10. The pattern allows the determination of the resolution only along the *x* axis of the image. Therefore two perpendicular periodic structures have to be imaged in order to evaluate the SPATIAL RESOLUTION in both dimensions.

The minimum SNR should be at least 50. Increase the number of averages of the sequence until the SNR measurement, as determined in 4.2 SNR procedure, to reach the target SNR.

4.6.5 Data analysis and tolerances

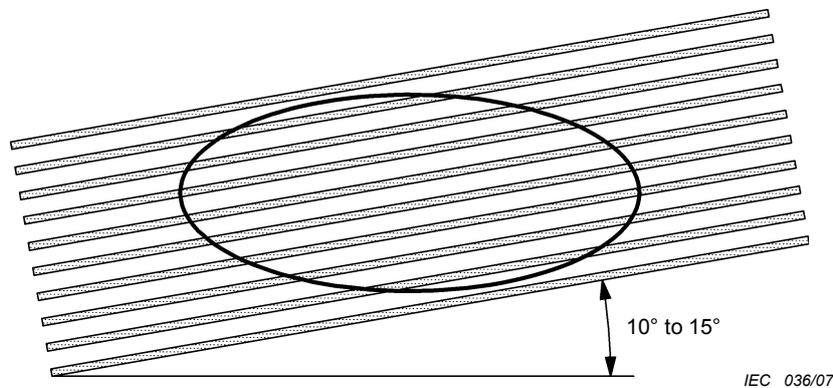


Figure 10 – Image of periodic pattern and position of ROI

An elliptical ROI is chosen on the periodic pattern. If elliptical ROIs are not possible, use a round, rectangular or square ROI. The ROI should be as large as possible, but shall not touch the outer two plates of the TEST DEVICE in the *y* direction and cover no more than 90 % of the length of the TEST DEVICE, as shown in Figure 9. The mean (*S*) and the standard deviation (*SD*) of all pixels in the ROI are determined. The modulation $m(\nu)$ at the spatial frequency $\nu = 1/L$ is calculated by using the standard deviation (*SD*) and the mean value:

$$m(\nu = 1/L) = \frac{SD}{S} \quad (11)$$

If the modulation factor $m \geq 0,56$, then the target resolution has been realized.

4.6.6 Reporting of results

The report shall contain the following:

Paramètre	Dimension
$m(\nu = 1/L)$	
Structure résolue (c'est-à-dire $m \geq 0,56$)	oui/non
Fréquence spatiale $\nu = 1/L = 1/L$	mm^{-1}
Orientation du plan de balayage	
Sens du codage en fréquence/phase	
ZONE DE SPECIFICATION – taille et forme	mm^2
Dimensions de la bobine	mm
Nom et type de bobine	
Superficie de la section transversale du DISPOSITIF D'ESSAI – taille et forme	mm^2
ROI – taille et forme	mm^2
POSITION DE REFERENCE	
Taille de la matrice d'acquisition des données	
CHAMP DE VISION	mm^2
Dimensions nominales du voxel ($\Delta x, \Delta y$, EPAISSEUR DE COUPE sélectionnée)	mm
EPAISSEUR DE COUPE (mesurée)	mm
RESOLUTION SPATIALE (mesurée)	mm
Description du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	
T_1 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
T_2 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
Type et concentration en sel du DISPOSITIF D'ESSAI	g/l
LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL	Hz/pixel
Temps de répétition de la séquence (T_R)	ms
Temps de retard d'écho (T_E)	ms
Nombre de signaux moyennés	
Séquence d'impulsion d'écho de spin ou d'écho de gradient	
Filtre utilisé (éventuellement)	
Les résultats doivent être accompagnés d'une estimation des erreurs de mesure.	

Enumérer tous les PARAMETRES DE RECONSTRUCTION sélectionnés et fournir d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

4.7 ARTEFACTS DE FAUSSE IMAGE

4.7.1 Objectifs et justifications

La présente norme mesure l'amplitude du signal de fausses images et la compare à l'amplitude moyenne des signaux ainsi qu'au plancher de bruit du système.

4.7.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Les dimensions du DISPOSITIF D'ESSAI ne doivent pas remplir plus de 50 % du FOV de l'image.

Parameter	Dimension
$m(\nu = 1/L)$	
Structure resolved (i.e. $m \geq 0.56$)	yes / No
Spatial frequency $\nu = 1/L = 1/L$	mm^{-1}
Scan plane orientation	
Direction of frequency/phase encoding	
SPECIFICATION AREA - size and shape	mm^2
Coil dimensions	mm
Coil name and type	
Cross-sectional area of TEST DEVICE - size and shape	mm^2
ROI - size and shape	mm^2
REFERENCE POSITION	
Data acquisition matrix size	
FIELD OF VIEW	mm^2
Nominal voxel dimension ($\Delta x, \Delta y$, selected SLICE THICKNESS)	mm
SLICE THICKNESS (measured)	mm
SPATIAL RESOLUTION (measured)	mm
TEST DEVICE filler material description	
TEST DEVICE filler T_1	ms
TEST DEVICE filler T_2	ms
TEST DEVICE salt type and concentration	g/l
BANDWIDTH PER PIXEL	Hz/pixel
Sequence repetition time (T_R)	ms
Echo delay time (T_E)	ms
Number of averages	
Pulse sequence spin echo or gradient echo	
Filter used (if any)	
The results shall be accompanied by an estimate of the measurement errors.	

List all RECONSTRUCTION PARAMETERS selected and provide other relevant information that ensures repeatability.

4.7 GHOSTING ARTEFACTS

4.7.1 Objectives and rational

This standard measures signal ghost amplitude and compares it to the average signal amplitude and the system noise floor.

4.7.2 Requirements for the TEST DEVICE

The TEST DEVICE dimensions shall not fill more than 50 % of the image FOV.

4.7.3 Paramètres de balayage

Il convient d'utiliser la séquence suivante:

- séquence 2D d'écho de gradient et de coupe uniques centrée à ± 30 mm sur l'ISOCENTRE,
- plan de balayage: transversal (sens de codage en fréquence: antéro-postérieur), sagittal (sens de codage en fréquence: supéro-inférieur), frontal (sens de codage en fréquence: gauche/droite), (tour à tour)
- $T_R = 603$ ms,
- $T_E = 25$ ms,
- angle de bascule = 30°
- CHAMP DE VISION de 250 mm pour la bobine "tête",
- CHAMP DE VISION de 440 mm pour la bobine "corps",
- CHAMP DE VISION de 250 mm pour la bobine "tête", CHAMP DE VISION de 440 mm pour la bobine "corps"; pour toutes les autres bobines, le CHAMP DE VISION ne doit pas dépasser 110 % de la dimension la plus grande de la bobine RF dans le plan de l'image,
- largeur de bande par pixel (100 ± 3) Hz,
- épaisseur de coupe de 10 mm, et
- moyennage des signaux autorisé.

Pour garantir des résultats précis, le RSB minimal tel que déterminé par les méthodes décrites en 4.2, doit être ≥ 100 . Si nécessaire, ajuster l'ÉPAISSEUR DE COUPE et d'autres paramètres de séquence d'impulsions, à l'exclusion du nombre de signaux moyennés, pour obtenir des niveaux de RSB ≥ 100 .

4.7.4 Procédure de mesure

La mise en place du DISPOSITIF D'ESSAI dans la BOBINE RF appropriée doit simuler la procédure de diagnostic type.

Attendre une durée suffisante (par exemple 15 min pour un grand DISPOSITIF D'ESSAI) après mise en place du DISPOSITIF D'ESSAI avant d'effectuer le balayage, et ce, afin d'éviter les ARTEFACTS de turbulence. Le PLAN DE L'IMAGE doit passer par la POSITION DE REFERENCE pour donner la ZONE DE SPECIFICATION la plus grande possible, de préférence le long ou perpendiculairement à l'axe de symétrie de la bobine.

Utiliser la méthode d'application de la charge spécifiée en 4.2 (RSB).

4.7.5 Analyse des données et tolérances

Trois mesures sont nécessaires pour caractériser des niveaux de fausses images:

- le niveau de signal de la fausse image la plus importante, dans une ROI carrée de 25 pixels (5×5 pixels);
- le niveau moyen du signal contenu dans le DISPOSITIF D'ESSAI pour une ROI d'au moins 25 pixels;
- l'écart type de bruit dans une zone d'arrière plan d'au moins 25 pixels, correctement retirée du DISPOSITIF D'ESSAI et toutes les fausses images dans le sens de lecture.

Pour trouver la fausse image la plus importante, régler la largeur de la fenêtre à un et modifier le niveau de la fenêtre jusqu'au moment où la fausse image la plus brillante apparaît. Cette fausse image sera située au-delà de la zone du DISPOSITIF D'ESSAI dans le sens de codage en phase. Mesurer et enregistrer le signal de fausse image le plus fort de 25 pixels, I_G .

4.7.3 Scan parameters

The following sequence should be used:

- 2D single gradient echo, single slice sequence centred at ISOCENTRE +/- 30 mm,
- scan plane: transverse (frequency encoding direction: anterior/posterior), sagittal (frequency encoding direction: superior/inferior), coronal (frequency encoding direction: left/right), (in turn)scan,
- $T_R = 603$ ms.
- $T_E = 25$ ms,
- flip angle = 30°
- FIELD OF VIEW 250 mm for head coil,
- FIELD OF VIEW 440 mm for body coil,
- FIELD OF VIEW of 250 mm for the head coil, FIELD OF VIEW of 440 mm for the body coil, for all other coils FIELD OF VIEW shall not exceed 110 % of the largest RF COIL dimension in the image plane,
- pixel bandwidth (100 ± 3) Hz,
- SLICE THICKNESS 10 mm, and
- signal averaging is permitted.

To ensure accurate results, the minimum SNR, as determined in 4.2 methods, must be ≥ 100 . If necessary, adjust SLICE THICKNESS and other pulse sequence parameters, excluding the number of averages, to achieve SNR levels ≥ 100 .

4.7.4 Measurement procedure

The placement of the TEST DEVICE in the appropriate RF COIL shall simulate the typical diagnostic procedure.

Wait appropriate time (e.g. 15 min for a large TEST DEVICE) after positioning the TEST DEVICE before scanning to prevent swirling ARTEFACTS. The IMAGE PLANE shall be set through the REFERENCE POSITION to give the largest SPECIFICATION AREA; preferably along or perpendicular to a symmetry axis of the coil.

Use the loading methodology specified in 4.2 (SNR).

4.7.5 Data analysis and tolerances

Three measurements are required to characterize ghosting levels:

- the ghost signal level, in the strongest ghost, in a square 25 pixel ROI (5×5 pixels);
- the average signal level within the TEST DEVICE in an ROI of at least 25 pixels;
- the noise standard deviation in a background region of at least 25 pixels, well removed from the TEST DEVICE and all ghosts in the read direction.

To find the strongest ghost, set the window width to one and change the window level until the brightest ghost just appears. This ghost will be in the region beyond the TEST DEVICE area in the phase-encoding direction. Measure and record the strongest 25 pixel ghost signal, I_G .

L'écart type de bruit est déterminé dans une zone au-delà de la région du DISPOSITIF D'ESSAI et dans le sens du codage en fréquence. (Figure 11). Mesurer l'écart type dans une ROI d'au moins 25 pixels et calculer I_N :

$$I_N = \text{écart type} / 0,655 \tag{12}$$

où le facteur 0,655 rectifie le bruit par le processus de reconstruction de l'image en amplitude pour des bobines à un seul canal. Pour des bobines à plusieurs canaux, il est nécessaire d'utiliser d'autres facteurs de correction en fonction de la reconstruction [3]¹⁾.

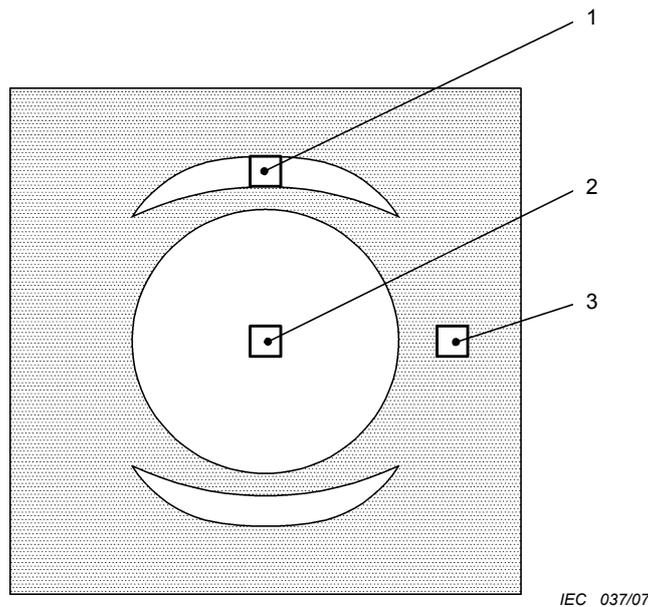
Mesurer également le niveau moyen du signal (S) dans le DISPOSITIF D'ESSAI en utilisant une ROI d'au moins 25 pixels.

Calculer le rapport fausse image/signal = I_G / S .

Calculer le rapport fausse image/bruit = I_G / I_N .

Calculer le RAPPORT SIGNAL/BRUIT = S / I_N .

Etant donné que le rapport RSB minimal pour cette expérience est 100, aucune correction du bruit n'est requise pour le niveau de signal de fausse image.



Légende

- 1 ROI pour les mesures de fausses images
- 2 ROI pour les mesures des valeurs moyennes du signal
- 3 ROI pour les mesures du bruit

Figure 11 – DISPOSITIF D'ESSAI et boîtes de mesures des REGIONS D'INTERET (ROI) pour les mesures du signal, de la fausse image et du bruit

4.7.6 Compte rendu de résultats

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

1) Les chiffres entre crochets se réfèrent à la Bibliographie.

The noise standard deviation is determined in a region beyond the TEST DEVICE area in the frequency-encoding direction. (Figure 11). Measure the standard deviation within an ROI of at least 25 pixels and compute I_N :

$$I_N = \text{standard deviation}/0,655 \quad (12)$$

where the 0,655 factor corrects for the rectification of noise by the magnitude image reconstruction process for single channel coils. For multi channel coils other correction factors depending on the reconstruction are necessary [3]¹⁾.

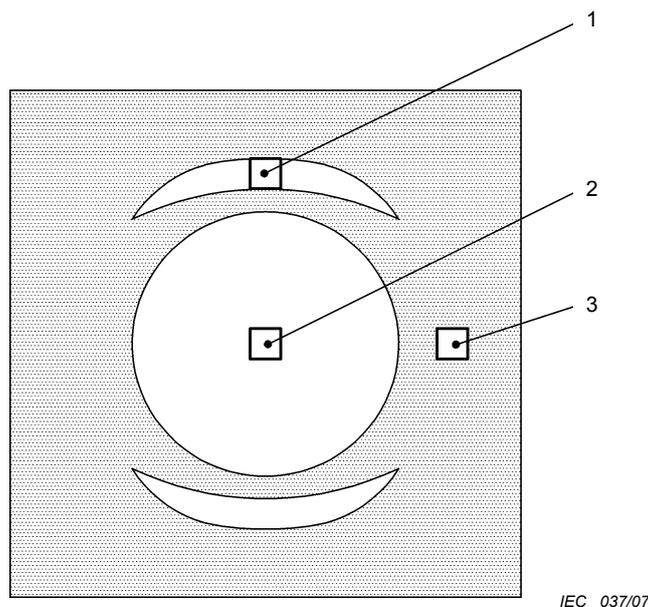
Also measure the average signal level (S) within the TEST DEVICE using a ROI of at least 25 pixels.

Calculate the ghost to signal ratio = I_G / S .

Calculate the ghost to noise ratio = I_G / I_N .

Calculate the SIGNAL TO NOISE RATIO = S / I_N .

Since the minimum SNR for this experiment is 100, no noise correction is required for the ghost signal level.



Key

- 1 ROI for ghost measurements
- 2 ROI for mean signal measurements
- 3 ROI for noise measurements

Figure 11 – TEST DEVICE and REGION OF INTEREST (ROI) measurement boxes for signal, ghost, and noise measurements

4.7.6 Reporting of results

The report shall contain the following:

1) Figures in square brackets refer to the Bibliography.

Paramètre	Dimension
Niveau moyen du signal, <i>S</i>	
Niveau moyen de fausse image, <i>G</i>	
Niveau de bruit, <i>B</i>	
<i>G/S</i>	
<i>G/B</i>	
<i>S/B</i>	
Orientation du plan de balayage	
Sens du codage en fréquence/phase	
ZONE DE SPECIFICATION – taille et forme	mm ²
Dimensions de la bobine	mm
Nom et type de bobine	
Superficie de la section transversale du DISPOSITIF D'ESSAI – taille et forme	mm ²
ROI – taille et forme	mm ²
POSITION DE REFERENCE	
Taille de la matrice d'acquisition des données	
CHAMP DE VISION	mm ²
Dimensions nominales du voxel (Δx , Δy , EPAISSEUR DE COUPE sélectionnée)	mm
EPAISSEUR DE COUPE (mesurée)	mm
RESOLUTION SPATIALE (mesurée)	mm
Description du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	
T_1 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
T_2 du matériau de remplissage du DISPOSITIF D'ESSAI	ms
Type et concentration en sel du DISPOSITIF D'ESSAI	g/l
LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL	Hz/pixel
Temps de répétition de la séquence (T_R)	ms
Temps de retard d'écho (T_E)	ms
Nombre de signaux moyennés	
Séquence d'impulsion d'écho de spin ou d'écho de gradient	
Filtre utilisé (éventuellement)	
Les résultats doivent être accompagnés d'une estimation des erreurs de mesure.	

Enumérer tous les PARAMETRES DE RECONSTRUCTION sélectionnés et fournir d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

5 ESSAI DE CONSTANCE

5.1 Objectifs et justifications

Le présent article décrit les exigences minimales pour un ensemble de mesures d'ESSAIS DE CONSTANCE à utiliser dans le cadre de programmes d'assurance qualité concernant les principaux paramètres de qualité d'image appropriés pour les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE.

Parameter	Dimension
Mean signal level, S	
Mean ghost level, G	
Noise level, N	
G/S	
G/N	
S/N	
Scan plane orientation	
Direction of frequency/phase encoding	
SPECIFICATION AREA - size and shape	mm ²
Coil dimensions	mm
Coil name and type	
Cross-sectional area of TEST DEVICE - size and shape	mm ²
ROI - size and shape	mm ²
REFERENCE POSITION	
Data acquisition matrix size	
FIELD OF VIEW	mm ²
Nominal voxel dimension (Δx , Δy , selected SLICE THICKNESS)	mm
SLICE THICKNESS (measured)	mm
SPATIAL RESOLUTION (measured)	mm
TEST DEVICE filler material description	
TEST DEVICE filler T_1	ms
TEST DEVICE filler T_2	ms
TEST DEVICE salt type and concentration	g/l
BANDWIDTH PER PIXEL	Hz/pixel
Sequence repetition time (T_R)	ms
Echo delay time (T_E)	ms
Number of averages	
Pulse sequence spin echo or gradient echo	
Filter used (if any)	
The results shall be accompanied by an estimate of the measurement errors.	

List all RECONSTRUCTION PARAMETERS selected and provide other relevant information that ensures repeatability.

5 CONSTANCY TEST

5.1 Objectives and rationale

This clause describes the minimum requirements for a measurement set of CONSTANCY TESTS, to be used within a quality assurance program concerning essential image quality parameters, suitable for MR EQUIPMENT.

Les ESSAIS DE CONSTANCE vérifient l'état général de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE par une série d'opérations rapides, simples, sensibles, robustes et efficaces. Le but de ces essais n'est pas nécessairement de diagnostiquer un problème mais de vérifier que la machine fonctionne correctement. Lorsque ces essais détectent une dégradation des performances, des essais de diagnostic supplémentaires peuvent être réalisés par le technicien d'entretien pour isoler le problème et y remédier. Le but de ces mesures n'est pas d'effectuer un ESSAI D'ACCEPTATION, de ré-homologuer l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE ou de forcément diagnostiquer le problème. Leur but est de s'assurer que la machine continue à fonctionner à peu près au même niveau que celui qu'avait l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE au moment de son acceptation. Il est important que les mesures soient effectuées périodiquement et de manière cohérente pour pouvoir surveiller les tendances.

Il est à noter qu'il n'y a pas d'essai spécifique de l'homogénéité magnétique (par exemple la détermination de la présence d'objets ferromagnétiques dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE). Cette "omission" est justifiée par le fait qu'il n'était pas possible de définir une technique simple et rapide de mappage de la séquence ou du champ de phase qui satisfasse aux conditions limites (des ESSAIS DE CONSTANCE utiles sont rapides, simples, sensibles, robustes et efficaces).

Le but est de proposer un ensemble minimal de procédures de mesure pour des ESSAIS DE CONSTANCE qui constituent un programme périodique d'assurance qualité (programme AQ) qui convient aux APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE. Cet exposé fournit un exemple de programme d'AQ pour les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE qui est exhaustif, rapide et conforme aux exigences définies dans la présente norme. Les procédures de mesure présentées ci-après permettent d'utiliser des algorithmes automatisés et rapides qui analysent les images de manière cohérente et répétable.

5.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Etant donné que la description porte uniquement sur les concepts et exigences des ESSAIS DE CONSTANCE, aucun DISPOSITIF D'ESSAI spécifique n'est défini. En conséquence, le DISPOSITIF D'ESSAI fourni par le FABRICANT ou tout autre DISPOSITIF D'ESSAI peut être utilisé s'il est adapté aux essais requis et aux protocoles correspondants. Si le DISPOSITIF D'ESSAI du FABRICANT est utilisé, les fonctions automatisées fournies par le FABRICANT peuvent être utilisées, simplifiant ainsi le fonctionnement et le compte rendu des données. Les fonctions automatisées du FABRICANT sont souvent optimisées pour l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et peuvent donner lieu à un essai plus sensible.

Le cas échéant, les essais peuvent être appliqués à d'autres DISPOSITIFS D'ESSAI.

5.3 Caractéristiques du balayage

Il n'est défini aucune séquence spécifique mais il est recommandé d'achever l'ensemble des essais requis qui comprennent 3 à 4 balayages, sur une durée d'environ 5 min à 10 min.

5.4 Procédure de mesure

De nos jours, différentes méthodes et algorithmes sont communément utilisés pour les divers ESSAIS DE CONSTANCE normalisés (également ceux qui sont contenus dans la présente norme). Par exemple, de nombreuses méthodologies d'essai sont des versions améliorées d'autres normes. Il est important d'utiliser des algorithmes rapides et automatisés qui, dans toute la mesure du possible, analysent des images utilisées en AQ de manière cohérente et répétable. L'Annexe A donne un ensemble de procédures de mesure utilisables.

L'ESSAI DE CONSTANCE exige, le cas échéant, la série d'essais suivante:

- Paramètre exigences d'essai recommandées
- Fréquence centrale
- Etalonnage RF

CONSTANCY TESTS check the general condition of the MR EQUIPMENT with a series of quick, simple, sensitive, robust and effective tests. The intent of such tests is not necessarily to diagnose what the problem is, but to verify that the machine is performing properly. Once a performance degradation has been detected by these tests, extra diagnostic tests can be run by the service engineer to isolate and correct the problem. It is not the intent of these measurements to perform an ACCEPTANCE TEST, re-accredit the MR EQUIPMENT or necessarily diagnose the problem. The intent is to ensure that the machine is continuing to perform at approximately the same level as when the MR EQUIPMENT was accepted. It is important that the measurements be implemented periodically and consistently so that trends can be monitored.

Note that there is no specific test of magnet homogeneity (e.g., to determine whether ferromagnetic objects are present in the MR EQUIPMENT). The only reason for this 'omission' is the fact that no simple fast sequence or phase field mapping technique could be defined which fulfils the boundary conditions (useful CONSTANCY TESTS are quick, simple, sensitive, robust and effective).

The purpose is to propose a minimum set of measurement procedures for CONSTANCY TESTS that form a periodic quality assurance program (QA program) which is suitable for MR EQUIPMENT. In this rationale an example of a comprehensive and fast QA program for MR EQUIPMENT is described which fulfils the requirements within this standard. The measurement procedures presented in the following allow the use of fast automated algorithms which analyse the images in a consistent, repeatable fashion.

5.2 Requirements for the TEST DEVICE

Since only concepts and requirements for CONSTANCY TESTS are described, no specific TEST DEVICE definition is given. Consequently, the TEST DEVICE provided by the MANUFACTURER or any other TEST DEVICE may be used if it is suitable for the required tests and the related protocols. If the MANUFACTURER'S TEST DEVICE is used, the automated features provided by the MANUFACTURER can be used, simplifying operation and data reporting. The MANUFACTURER'S automated features are often optimised for the MR EQUIPMENT and may result in a more sensitive test.

The tests may be applied as appropriate, to other sized TEST DEVICES.

5.3 Scan characteristics

No specific sequences are defined, but it should be possible to complete all of the required tests with 3-4 scans in approximately 5 min – 10 min.

5.4 Measurement procedure

Different methods and algorithms for the various standard CONSTANCY TESTS (even included in this standard) are in common use today. For example, many of the test methodologies are enhanced versions of other standards. It is important to use fast, automated algorithms, which analyse the QA images in a consistent, repeatable fashion, where possible. A possible set of measurement procedures is given in Annex A.

The CONSTANCY TEST requires the following series of tests, where applicable:

- Parameter recommended test requirements
- Centre frequency
- RF calibration

- Précision géométrique taille du DISPOSITIF D'ESSAI
- Rapport signal / bruit (RSB) RSB maximal,
- Niveau de fausse image RSB minimal, limite de T_R

Certains ensembles magnétiques ne nécessitent pas un essai de la fréquence centrale car le champ est toujours amené à une fréquence de fonctionnement spécifique pendant l'étalonnage de prébalayage. Par conséquent, pour ces systèmes, l'enregistrement de la fréquence centrale est inutile. Il est également admis que les essais partagent un seul balayage. Par exemple, la mesure du RSB peut également être associée à un essai de fausses images et à une partie de l'essai de précision géométrique. De même, si la séquence de fausses images définie en 4.7.3 est utilisée deux fois dans les sens orthogonaux, il est possible de générer suffisamment de données pour mesurer le RSB deux fois, les fausses images deux fois et la précision géométrique sur chaque axe au moins une fois, au cours d'une durée totale de balayage d'environ 5 min.

Les procédures de mesure des paramètres énumérés peuvent varier pour chaque type d'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et peuvent être fondées sur les méthodes décrites dans la présente norme. Il est important d'utiliser des algorithmes rapides et automatisés qui, dans toute la mesure du possible, analysent les images utilisées en AQ de manière cohérente et répétable. Par ailleurs, il n'est défini aucune méthode d'essai spécifique et par conséquent cet article ne recommande aucune méthode particulière. D'autres procédures de mesure convenant aux ESSAIS DE CONSTANCE sont fournies à l'Article A.5.

5.5 Analyse des données, compte rendu des résultats et tolérances

De manière générale, il convient d'effectuer les ESSAIS DE CONSTANCE peu de temps après l'installation de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et d'utiliser les résultats de ce premier essai comme référentiel pour une analyse de tendance ultérieure.

Les résultats des mesures doivent être automatiquement consignés, pour une analyse des données plus efficace. Il convient que ces résultats soient exprimés numériquement et non selon des critères d'acceptation ("réussite/échec"). Des résultats numériques peuvent permettre à l'utilisateur d'observer les tendances et de diagnostiquer l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE de manière proactive avant dégradation des résultats d'essai d'AQ.

- Geometric accuracy size of the TEST DEVICE
- SIGNAL TO NOISE RATIO (SNR) maximum SNR,
- Ghosting level minimum SNR, T_R limitation

Some magnet units do not require a centre frequency test because the field is always brought to a specific operation frequency during pre-scan calibration. Therefore, recording centre frequency is unnecessary for such systems. Tests may also share a single scan. For instance, the SNR measurement may be combined with a ghosting test and a part of the geometric accuracy test. For example, if the ghosting sequence defined in 4.7.3 is used twice, in orthogonal directions, it is possible to generate enough data to measure SNR twice, ghosting twice and geometric accuracy along each axis at least once within a total scan time of approximately 5 min.

The measurement procedures for the parameters listed may vary for each type of MR EQUIPMENT and may be based on the procedures described in this standard. It is important to use fast, automated algorithms, which analyse the QA images in a consistent, repeatable fashion, whenever possible. Therefore, no specific test methodologies are defined and consequently no recommended methods are listed in this clause. Alternative measurement procedures suitable for CONSTANCY TESTS are provided in Clause A.5.

5.5 Data analysis, reporting of results and tolerances

Typically, shortly after installation of the MR EQUIPMENT the CONSTANCY TESTS should be performed and the results of this first test can be used as base reference values for subsequent trend analysis.

The results of the measurements shall be logged automatically, for more effective data analysis. The output of the tests should be expressed numerically and not in acceptance (“pass/fail”) criteria. Numeric results may permit the user to observe trends and proactively diagnose the MR EQUIPMENT before QA tests start to fail.

Annexe A (normative)

Méthodes alternatives

A.1 Concernant le Paragraphe 4.2: RSB

Le présent article introduit deux méthodes alternatives de mesure du RSB dans les DISPOSITIFS D'ESSAI.

A.1.1 Méthode alternative: mesures du RSB utilisant une méthode alternative de détermination du bruit

A.1.1.1 Objectifs et justifications

Le présent paragraphe présente une méthode de mesure du RAPPORT SIGNAL / BRUIT dans les DISPOSITIFS D'ESSAI sur la base d'une méthode de mesure du bruit autre que celle décrite en 4.2. Une image de mesure de bruit avec un T_R minimal est acquise par balayage, le DISPOSITIF D'ESSAI étant en position initiale mais sans excitation RF. Le T_R peut être réduit au minimum sans que cela n'affecte les résultats du bruit mesuré.

Cette autre méthode est plus rapide que celle décrite à l'Article 4 et ainsi elle est potentiellement moins sensible à d'éventuels problèmes de dérive du système qui génèrent des erreurs de signaux significatives dans l'image "différences d'images". Cependant, la méthode alternative est plus sensible aux ARTEFACTS de bruit de fond subtils qui peuvent ne pas être visibles.

L'utilisateur est supposé corrélérer de manière étroite les mesures du RSB et les mesures de résolution et d'ÉPAISSEUR DE COUPE telles que décrites à l'Article 4.

Cette méthode ne peut être utilisée si le logiciel standard de reconstruction de l'image clinique supprime ou altère de quelque autre manière les caractéristiques des zones de bruit de fond de l'image. De manière générale, cette méthode ne peut être utilisée qu'avec des plans de balayage - et de reconstruction - qui donnent des images dont le niveau de bruit est uniquement fonction du contenu de l'image et non directement de la position de l'image.

A.1.1.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Les exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI sont identiques aux exigences générales données à l'Article 4 et aux exigences spécifiques données en 4.2.2.

A.1.1.3 Paramètres de balayage

Les paramètres de balayage pour la mesure du bruit sont identiques à ceux exigés en 4.2, à l'exception du fait que le T_R peut être réduit au minimum tout en restant cohérent avec les autres exigences (par exemple largeur de bande, taille de la matrice, etc.). Les paramètres de balayage pour la mesure du bruit, à l'exception du T_R , doivent également correspondre aux exigences d'ÉPAISSEUR DE COUPE et d'acquisition de la résolution telles que spécifiées à l'Article 4.

Lors de l'acquisition de l'image du bruit, la sortie de l'amplificateur RF doit être interrompue ou supprimée de toute autre manière. S'assurer que l'atténuation (ou la commande de gain) du récepteur et l'éventuelle mise à l'échelle de reconstruction de l'image sont identiques à celles de l'image de signaux (premier balayage).

Annex A (normative)

Alternative methods

A.1 Pertaining to 4.2: SNR

This clause presents two alternative methods for measuring the SNR in TEST DEVICES.

A.1.1 Alternative method: SNR measurements using alternative noise determination

A.1.1.1 Objectives and rationale

This subclause presents a method for measuring the SIGNAL TO NOISE RATIO in TEST DEVICES where the noise is measured differently than the method described in 4.2. A minimum T_R noise scan image is acquired with the TEST DEVICE in its original position but with no RF excitation. T_R can be reduced to a minimum without any effect on the results on the measured noise.

This alternate method is faster than the method described in Clause 4, and thus possibly less sensitive to any system drift issues that produce significant signal patches in the “differences of images” image. However, the alternate method is more sensitive to subtle background noise ARTEFACTS that may not be visible.

The user is still expected to closely correlate the SNR measurements with the resolution and SLICE THICKNESS measurements, as discussed in Clause 4.

This method cannot be used if the standard clinical image reconstruction software suppresses or otherwise alters the characteristics of image background noise regions. In general, this method can only be used with scan- and reconstruction-schemes that result in images wherein the noise level is only a function of the image content but not directly of image position.

A.1.1.2 Requirements for the TEST DEVICE

The requirements for the TEST DEVICE are identical to the general requirements noted in Clause 4 and the specific requirements noted in 4.2.2.

A.1.1.3 Scan parameters

The scan parameters for the noise scan are identical to the requirements specified in 4.2, with the exception that T_R can be reduced to the minimum consistent with all the other requirements (e.g. bandwidth, matrix size etc.). The scan parameters for the noise scan, excluding TR, must also match the SLICE THICKNESS and resolution acquisition requirements, as specified in Clause 4.

Shut off or otherwise suppress the output from the RF amplifier while acquiring the noise image. Ensure that the receiver attenuation (or gain control) and any scaling of the image reconstruction are identical to that of the signal image (first scan).

Les images doivent également être reconstruites conformément aux lignes directrices spécifiées en 4.2.

A.1.1.4 Procédure de mesure

La procédure de mesure sera identique à celle décrite en 4.2.

A.1.1.5 Analyse des données et tolérances

On doit utiliser la même méthode d'analyse que celle décrite en 4.2 sauf en ce qui concerne les étapes 2 à 5, qui seront remplacées par les suivantes.

- Etape 2: sans objet.
- Etape 3: mesurer l'écart type, *SD*, des valeurs de pixel dans la ROI sur l'image de bruit en amplitude (second balayage).
- Etape 4: effectuer une estimation du BRUIT D'IMAGE.
 - Pour les images en amplitude à un seul canal, utiliser [1]:

$$I_N = \frac{SD}{\sqrt{(4 - \pi) / 2}} \approx \frac{SD}{0,655}$$

- Pour une image réelle, $I_N = SD$.
- S'il est utilisé des images en amplitude provenant de bobines en réseau à *n*-canaux, le facteur de correction qui convient aux *n*-canaux doit être utilisé [2].

- Etape 5: le RSB est:

$$RSB = \frac{S}{I_N}$$

A.1.1.6 Compte rendu de résultats

Le compte rendu de résultats doit satisfaire aux exigences de 4.2.6.

A.1.1.7 Références bibliographiques

Des informations sur les mesures du RSB et la détermination du bruit peuvent être trouvées dans les publications d'Henkelman [1]) ainsi que de Constantinides et al.[2]

A.1.2 Méthode alternative: RSB d'une "image unique"

A.1.2.1 Objectifs et justifications

La mesure d'une seule image est acquise, le DISPOSITIF D'ESSAI étant en position initiale. L'avantage de cette méthode est qu'elle nécessite l'acquisition d'une seule image. Cette méthode alternative est par conséquent plus rapide que celle décrite à l'Article 4 et moins sensible à d'éventuels problèmes de dérive du système qui génèrent des erreurs de signaux significatives dans l'image "différences d'images". Cependant, la méthode alternative est plus sensible à une détermination correcte du bruit de fond de l'image.

A.1.2.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Voir 4.2.2.

The images shall also be reconstructed following the general guidelines specified in 4.2.

A.1.1.4 Measurement procedure

The measurement procedure will be identical to the procedure described in 4.2.

A.1.1.5 Data analysis and tolerances

The same method of analysis as described in 4.2 shall be used, but steps 2 to 5 will be substituted as follows.

- Step 2: not applicable.
- Step 3: measure the standard deviation, SD, of the pixel values within the ROI on the magnitude noise image (second scan).
- Step 4: estimate the IMAGE NOISE.
 - For single-channel magnitude images, use [1]:

$$I_N = \frac{SD}{\sqrt{(4 - \pi) / 2}} \approx \frac{SD}{0,655}$$
 - For a real image, $I_N = SD$.
 - If magnitude images from n-channel array coils is used, the appropriate correction factor for the n-channels must be used [2].
- Step 5: the SNR is:

$$SNR = \frac{S}{I_N} .$$

A.1.1.6 Reporting of results

The reporting of results shall match the requirements of 4.2.6.

A.1.1.7 References

Information on SNR measurements and noise determination can be found in Henkelman [1] and Constantinides *et al.* [2].

A.1.2 Alternative Method: SNR ‘single image’

A.1.2.1 Objective and rationale

A single image measurement is acquired with the TEST DEVICE in its original position. The advantage of this method is that only one image acquisition must be performed. This alternative method is therefore faster than the method described in Clause 4, and less sensitive to any system drift issues that produce significant signal patches in the ‘difference of images’ image. However, the alternative method is more sensitive to correct noise determination in the background of the image.

A.1.2.2 Requirements for the TEST DEVICE

See 4.2.2.

A.1.2.3 Paramètres de balayage

Voir 4.2.3.

A.1.2.4 Procédure de mesure

Voir 4.2.4, à l'exclusion du fait qu'un seul balayage est effectué.

A.1.2.5 Analyse des données et tolérances

Voir A.1.1.5, en remplaçant l'étape 3) par ce qui suit:

Etape 3) Déterminer l'écart type, SD, des valeurs de pixels dans la ROI de l'image, en choisissant une partie de l'arrière-plan exempte de fausses images. S'il est évalué une image en amplitude pour des bobines à un seul canal, le BRUIT DE L'IMAGE est:

$$I_N = \frac{SD}{\sqrt{(4 - \pi) / 2}} \approx \frac{SD}{0,655}$$

Autrement, si une image réelle est évaluée: $I_N = SD$

Il convient que le lecteur soit conscient du fait que cette méthode alternative – comme indiqué ci-dessus – est uniquement valable pour des bobines à un seul canal. Cette formule simple n'est pas valable pour des bobines de réception multiple utilisées pour l'acquisition simultanée de signaux RMN dans des systèmes phasés en réseau. Cette méthode alternative est valable pour les bobines à canal unique et à canaux multiples lorsque les éléments des signaux ont été combinés de manière linéaire. Elle n'est pas valable pour des bobines à plusieurs canaux lorsque des méthodes de combinaison plus élaborées (comme par exemple la résultante quadratique) sont utilisées.

Le résultat de chaque mesure dépend des conditions d'environnement, des paramètres des fantômes, de l'étalonnage du système, etc.

A.2 Concernant le Paragraphe 4.3 : UNIFORMITE

L'UNIFORMITE peut être mesurée de diverses manières. Il est fourni une méthode alternative de mesure de l'UNIFORMITE.

A.2.1 Objectifs et justifications

Les exigences applicables au dispositif d'essai, aux paramètres de balayage et à la procédure de mesure, telles que décrites dans la présente norme, peuvent être utilisées pour analyser les données d'une manière spécifique; celle-ci est appelée méthode du contour. De nombreux types différents de BOBINES RF sont utilisés pour la détection des signaux: bobines linéaires, bobines de volume, et bobines à combinaison (c'est-à-dire en réseau phasé). Tous les types de bobine sont devenus très utiles pour optimiser l'imagerie médicale utilisée dans la large gamme d'applications cliniques de la RESONANCE MAGNETIQUE. Cependant, les BOBINES RF ne détectent pas le même niveau de signal RM sur l'ensemble de leurs zones ou volumes de couverture. Cette variation de détection du niveau de signal peut être caractérisée par le terme "uniformité du signal". Cette procédure de mesure fournit une valeur pratique de l'UNIFORMITE permettant de comparer les performances de détection de bobines différentes.

A.2.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Voir 4.3.2 de la présente norme.

A.1.2.3 Scan parameters

See 4.2.3.

A.1.2.4 Measurement procedure

See 4.2.4, apart from the fact that only one scan is executed.

A.1.2.5 Data analysis and tolerances

See clause A.1.1.5, but replace step #3) by

Step #3) Determine the standard deviation, SD, of the pixel values within the ROI on the image, determined in a ghost free part of the background of the image. If a single coil magnitude image is evaluated, the IMAGE NOISE is:

$$I_N = \frac{SD}{\sqrt{(4 - \pi) / 2}} \approx \frac{SD}{0,655}$$

Otherwise, if a real image is evaluated: $I_N = SD$

The reader should be aware that this alternative method – as stated above – is only valid for single channel coils. In using multiple receiver coils for simultaneous acquisition of NMR signals in phased array systems this simple formula is not valid. This alternative method is valid for single-channel coils and to multi-channel coils where the elements of the signals have been linearly combined. It is not valid for multi-channel coils when using more elaborate (e.g., root-sum-squares) combination methods

The result of each measurement is dependent on environmental conditions, phantom parameters, system calibration.

A.2 Pertaining to 4.3: UNIFORMITY

UNIFORMITY can be measured in a variety of ways. An alternate method for UNIFORMITY measurements is given.

A.2.1 Objectives and rationale

The requirements for the TEST DEVICE, scan parameters and measurement procedure as described in the standard can be used to analyse the data in a specific way, also referred to as the contour method. Since many different types of RF COILS are used for signal detection: linear coils, volume coils, and combination coils (i.e. phased array). All coil types have become very useful to optimize imaging within the diverse range of clinical applications for MR. However RF COILS do not detect the same level of MR signal throughout its coverage area or volume. This variation of signal level detection can be characterized by the term 'signal uniformity'. This measurement procedure provides a practical figure of UNIFORMITY, for comparing one coil's detection performance against another coil.

A.2.2 Requirements for the TEST DEVICE

See clause 4.3.2 of the standard

A.2.3 Paramètres de balayage

Voir 4.3.3 de la présente norme.

A.2.4 Procédure de mesure

Voir 4.3.4 de la présente norme.

A.2.5 Analyse des données et tolérances

Pour réduire les effets du bruit sur les mesures, il doit être possible de convoluer l'image au moyen d'une fonction de filtre passe-bas à neuf points.

Il est créé une carte codée à échelle de gris au moyen de la procédure suivante.

- a) Choisir au centre de l'image une REGION D'INTERET (ROI) qui comporte un nombre suffisant de pixels pour obtenir la précision statistique souhaitée (par exemple 400 pixels pour obtenir une précision de 5 %), et déterminer sa valeur moyenne. Si la ROI se trouve dans une zone présentant des caractéristiques de signaux anormaux (par exemple au centre d'une intensité élevée de signaux due à une résonance diélectrique), utiliser la moyenne de la ROI (S).
- b) Examiner le signal de chaque pixel sur l'ensemble de l'image et attribuer un niveau de gris à chaque pixel en fonction de la différence d'amplitude du signal par rapport à la valeur moyenne au centre de la ROI. Il doit être attribué un niveau de gris neutre aux pixels dont les amplitudes de signal varient de moins de V % par rapport à la valeur moyenne. Il doit être attribué le niveau de gris suivant le plus clair dans la gamme aux pixels dont les signaux sont de plus de V % supérieurs mais de moins de $2 V$ % supérieurs par rapport à la valeur moyenne. Il doit être attribué le niveau de gris suivant le plus sombre dans la gamme aux pixels dont les signaux sont de plus de V % inférieurs mais de moins de $2 V$ % inférieurs par rapport à la valeur moyenne. La couleur blanche est attribuée aux pixels dont l'amplitude de signal est de $2 V$ % supérieure par rapport à la valeur moyenne et la couleur noire aux pixels dont l'amplitude de signal est de plus de $2 V$ % inférieure par rapport à la valeur moyenne. Les valeurs utilisées dans la pratique pour V sont 10 (bobines de volume) ou 20 (bobines à usage particulier).
- c) La procédure indiquée donne une représentation de la non-uniformité de l'image comportant cinq niveaux de gris s'inscrivant dans les gammes suivantes par rapport à la valeur moyenne:
 - Valeur du signal la plus faible à $- 2 V$ %
 - $- 2 V$ % à $- V$ %
 - $- V$ % à $+ V$ %
 - $+ V$ % à $+ 2 V$ %
 - $+ 2 V$ % jusqu'à la valeur de signal la plus élevée.

Ces cinq bandes de dimension inégale permettent de visualiser l'emplacement et la structure des non-uniformités sans montrer la structure complexe qui se trouve immédiatement autour des éléments de bobine.

- d) Afficher sur le moniteur les images codées en échelle de gris. Etant donné qu'il est difficile de spécifier la forme du tracé du contour, un calcul par histogramme est effectué pour pouvoir spécifier l'UNIFORMITE du champ plan. Le calcul par histogramme est mené de la manière suivante.
 - Une ROI (région d'intérêt) pour le calcul par histogramme est définie de la manière suivante:
la taille et la forme dépendent du type de bobine.
 - Le nombre de pixels dans la ROI de l'histogramme qui aura une valeur de pixel supérieure à T , c'est-à-dire les pixels qui ne sont pas noirs, est déterminé par: N_{tot} . La valeur de seuil T est d'environ 10 fois le niveau de bruit de fond.

A.2.3 Scan parameters

See 4.3.3 of the standard

A.2.4 Measurement procedure

See 4.3.4 of the standard

A.2.5 Data analysis and tolerances

To help minimize the effects of noise on the measurements, it shall be permitted to convolve the image with a nine-point low pass filter function.

A grey scale coded map is created by the following procedure.

- a) Select a REGION OF INTEREST (ROI) on the centre of the image that encloses a sufficient number of pixels to yield the desired statistical precision (e.g. 400 pixels to provide 5 % precision), and determine its mean value. If the ROI is in a region with anomalous signal characteristics (e.g. centre of high signal intensity caused by dielectric resonance) use the mean of the ROI (S).
- b) Examine the signal from each pixel in the entire image and assign a grey level to each pixel according to the magnitude by which the signal differs from the mean value at the centre ROI. Pixels with signal magnitudes differing by less than V % from the mean value shall be assigned a neutral grey level. Pixels whose signal are more than V % greater than the mean value, but less than $2V$ % greater, shall be assigned the next lighter grey level. Pixels, whose signals are more than V % smaller than the mean value but less than $2V$ % smaller, shall be assigned the next darker grey level. Pixels with signal more than $2V$ % greater than the mean value shall be white, and pixels with signals more than $2V$ % smaller than the mean value shall be black. Practical values for V are 10 (for volume coils) or 20 (for special purpose coils).
- c) The indicated procedure produces a five grey-level representation of the image non-uniformity with the following ranges relative to the mean value:
 - lowest signal value to $-2V$ %;
 - $-2V$ % through $-V$ %;
 - $-V$ % through $+V$ %;
 - $+V$ % through $+2V$ %;
 - $+2V$ % through the highest signal value.

These five unequally sized bands visualize the location and structure of non-uniformities without showing the complex structure immediately surrounding the coil elements.

- d) Display the grey scale coded images on the monitor. Because the shape of a contour plot can hardly be specified, a histogram calculation is performed to be able to specify floodfield UNIFORMITY. The histogram calculation proceeds as follows:
 - A ROI (region of interest) for histogram calculation is defined: size and shape depends on the coil type.
 - The number of pixels within the histogram ROI which have a pixel value larger than T , i.e. pixels which are not black, is determined: N_{tot} . The threshold value T is approximately 10 times the background noise level.

- Pour chaque valeur de gris, le rapport, en pourcentage, est calculé de la manière suivante:
rapport = <nombre de pixels ayant une certaine valeur de gris> / Ntot.
- Les pourcentages sont utilisés pour spécifier l'UNIFORMITE de champ plan.

A.2.6 Compte rendu de résultats

Les rapports doivent au minimum contenir les informations suivantes (outre celles du rapport indiqué en 4.2.6)

Paramètre	Dimension
Compte de pixels T à C-2V,	%
Compte de pixels C-2V à C-V,	%
Compte de pixels C-V à C+V,	%
Compte de pixels C+V à C+2V,	%
Compte de pixels C+2V à MAX	%

A.3 Concernant le Paragraphe 4.4: EPAISSEUR DE COUPE en balayage 2D

A.3.1 Généralités

La méthode des plaques inclinées est plus simple que la méthode du coin incliné car elle est applicable à la plupart des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE utilisant une fonction qui donne un tracé de l'intensité du signal sur une ligne spécifiée. Cependant, une coupe rectangulaire idéale produira une forme trapézoïdale plutôt qu'un profil d'intensité de signal rectangulaire (voir la Figure 3). Plus la plaque est épaisse par rapport à la coupe et plus les côtés du trapèze seront longs par rapport au plateau. Plus l'épaisseur de la plaque est proche de l'épaisseur de la coupe et plus le profil mesuré d'intensité de la coupe a une forme triangulaire. Si on utilise des plaques plus minces pour pallier cet effet, la réduction d'intensité du signal produit par la plaque est moindre et le bruit à prendre en compte devient plus conséquent. L'EPAISSEUR DE PLAQUE appropriée peut être choisie sur la base de l'épaisseur de coupe à mesurer. Si cela n'est pas possible, plusieurs acquisitions peuvent être nécessaires pour augmenter le rapport contraste/bruit.

A.3.2 Méthode alternative: EPAISSEUR DE COUPE et PROFIL DE COUPE en balayage 2D: méthode du coin

A.3.2.1 Objectifs et justifications

Le présent paragraphe décrit une méthode de mesure de l'EPAISSEUR et du PROFIL DE COUPE à partir d'images 2D au moyen d'un coin de matériau inactif du point de vue de la RESONANCE MAGNETIQUE.

La méthode alternative est plus simple car elle est applicable à la plupart des APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE utilisant une fonction qui donne un tracé de l'intensité du signal sur une ligne spécifiée. Elle est également plus souple car il n'y a aucune restriction quant à l'EPAISSEUR DE COUPE mesurable. Cependant, la méthode alternative nécessite un logiciel permettant d'effectuer une différenciation numérique du profil d'intensité du signal et ce type de produit n'existe pas dans les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE pour application clinique. Par ailleurs, la différenciation numérique amplifie les niveaux de bruit et les non-uniformités des signaux génèrent des variations du référentiel.

- For every grey value the percentage ratio is calculated:
percentage ratio = <number of pixels with a certain grey value> / *N*_{tot}.
- The percentage ratios are used to specify the floodfield UNIFORMITY.

A.2.6 Reporting of results

The reports shall contain the following as a minimum (in addition to the report given in 4.2.6)

Parameter	Dimension
Pixel count <i>T</i> to <i>C-2V</i> ,	%
Pixel count <i>C-2V</i> to <i>C-V</i> ,	%
Pixel count <i>C-V</i> to <i>C+V</i> ,	%
Pixel count <i>C+V</i> to <i>C+2V</i> ,	%
Pixel count <i>C+2V</i> to MAX	%

A.3 Pertaining to 4.4: SLICE THICKNESS in 2-D scanning

A.3.1 General

The inclined slab method is simpler than the inclined wedge method, because it can be done on most MR EQUIPMENT using a feature that provides a plot of signal intensity along a specified line. However, an ideal rectangular slice will produce a trapezoidal rather than a rectangular signal intensity profile (see Figure 3). The thicker the slab relative to the slice, the longer the sides of the trapezoid relative to the plateau. As the thickness of the slab approaches the thickness of the slice, the measured slice intensity profile approaches triangular. If the slab is made thinner to reduce this effect, the reduction in signal intensity produced by the slab becomes less, and noise becomes a more important consideration. An appropriate slab thickness may be chosen based on the SLICE THICKNESS to be measured. If this is not possible multiple acquisitions may be needed to increase the contrast to noise ratio.

A.3.2 Alternative method: SLICE THICKNESS and SLICE PROFILE in 2-D scanning: wedge method

A.3.2.1 Objectives and rationale

This subclause describes a method for measuring the SLICE THICKNESS and SLICE PROFILE from 2D images using a wedge of MR-inactive material.

The alternate method is simpler, because it can be done on most MR EQUIPMENT using a feature that provides a plot of signal intensity along a specified line. It is also more flexible as there is no restriction on the SLICE THICKNESS that can be measured. However, the alternate method requires software for numerical differentiation of the signal intensity profile and is not found on clinical MR EQUIPMENT. Additionally, the numerical differentiation amplifies noise levels and signal non-uniformities produce baseline variations.

A.3.2.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Le DISPOSITIF D'ESSAI est constitué de matériau générateur de signaux dans lequel sont montés deux coins en opposition en matériau non générateur de signaux (voir la Figure A.1). Les surfaces inclinées des deux coins forment avec le plan de balayage un angle, α , de 5° à 15°. L'axe perpendiculaire à la coupe est appelé z, l'axe d'inclinaison des coins est appelé x et y est perpendiculaire à x.

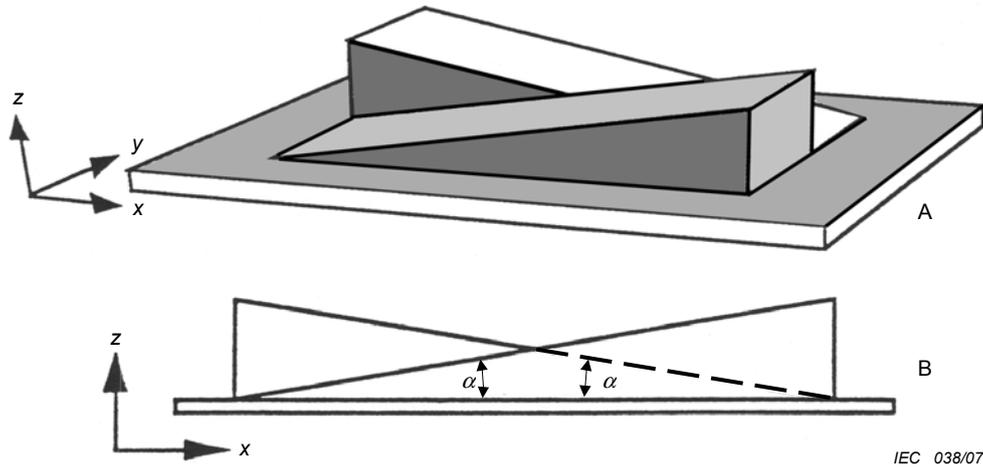


Figure A.1 – DISPOSITIF D'ESSAI avec coin

A.3.2.3 Paramètres de balayage

Les paramètres de balayage doivent satisfaire aux exigences de 4.4.

A.3.2.4 Procédure de mesure

La procédure de mesure doit correspondre à la méthode fournie en 4.4.

A.3.2.5 Analyse des données et tolérances

Pour la méthode avec coin, tracer les intensités de pixel dans l'axe x d'inclinaison du coin (voir Figure A.2). L'intensité de pixel au point X_i est appelée $S(X_i)$. Plusieurs rangées de pixels peuvent être moyennées pour améliorer le RSB. Le PROFIL DE COUPE étiré, $D(X_i)$, est calculé par différenciation numérique du tracé d'intensité des signaux par rapport à la distance. Cela est obtenu en calculant la différence d'intensité du signal entre pixels voisins et en divisant le résultat par la distance entre ces pixels:

$$D(X_i) = [S(X_i) - S(X_{i-1})]/(X_i - X_{i-1})$$

La LMH de $D(X_i)$ est déterminée par interpolation linéaire. L'ÉPAISSEUR DE COUPE est ensuite calculée comme étant le produit de la LMH du profil étiré, $D(X_i)$, et $\tan(\alpha)$.

A.3.2.2 Requirements for the TEST DEVICE

The TEST DEVICE consists of signal-producing material in which two opposing wedges of non-signal-producing material are mounted (see Figure A.1). The inclined surfaces of both wedges form an angle, α of 5° to 15°, with the scan plane. The direction perpendicular to the slice is denoted by z , the direction of wedge inclination is denoted by x , and y is perpendicular to x .

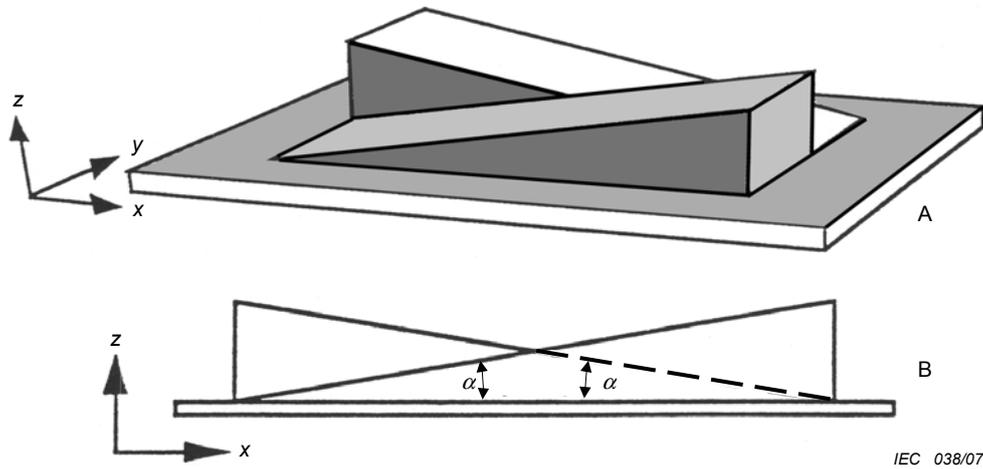


Figure A.1 – Wedge TEST DEVICE

A.3.2.3 Scan parameters

The scan parameters shall match the requirements of 4.4.

A.3.2.4 Measurement procedure

The measurement procedure shall match the method provided in 4.4.

A.3.2.5 Data analysis and tolerances

For the wedge method, plot the pixel intensities in the direction of the inclination of the wedge, x (see Figure A.2). The pixel intensity at location X_i is denoted by $S(X_i)$. Several rows of pixels may be averaged to improve the SNR. The stretched SLICE PROFILE, $D(X_i)$, is computed by numerical differentiation of the signal intensity plot with respect to distance. This is done by computing the signal intensity difference between neighbouring pixels and dividing by the distance between them, i.e.

$$D(X_i) = [S(X_i) - S(X_{i-1})]/(X_i - X_{i-1})$$

The FWHM of $D(X_i)$ is determined by linear interpolation. The SLICE THICKNESS is then calculated as the product of the FWHM of the stretched profile, $D(X_i)$, and $\tan(\alpha)$.

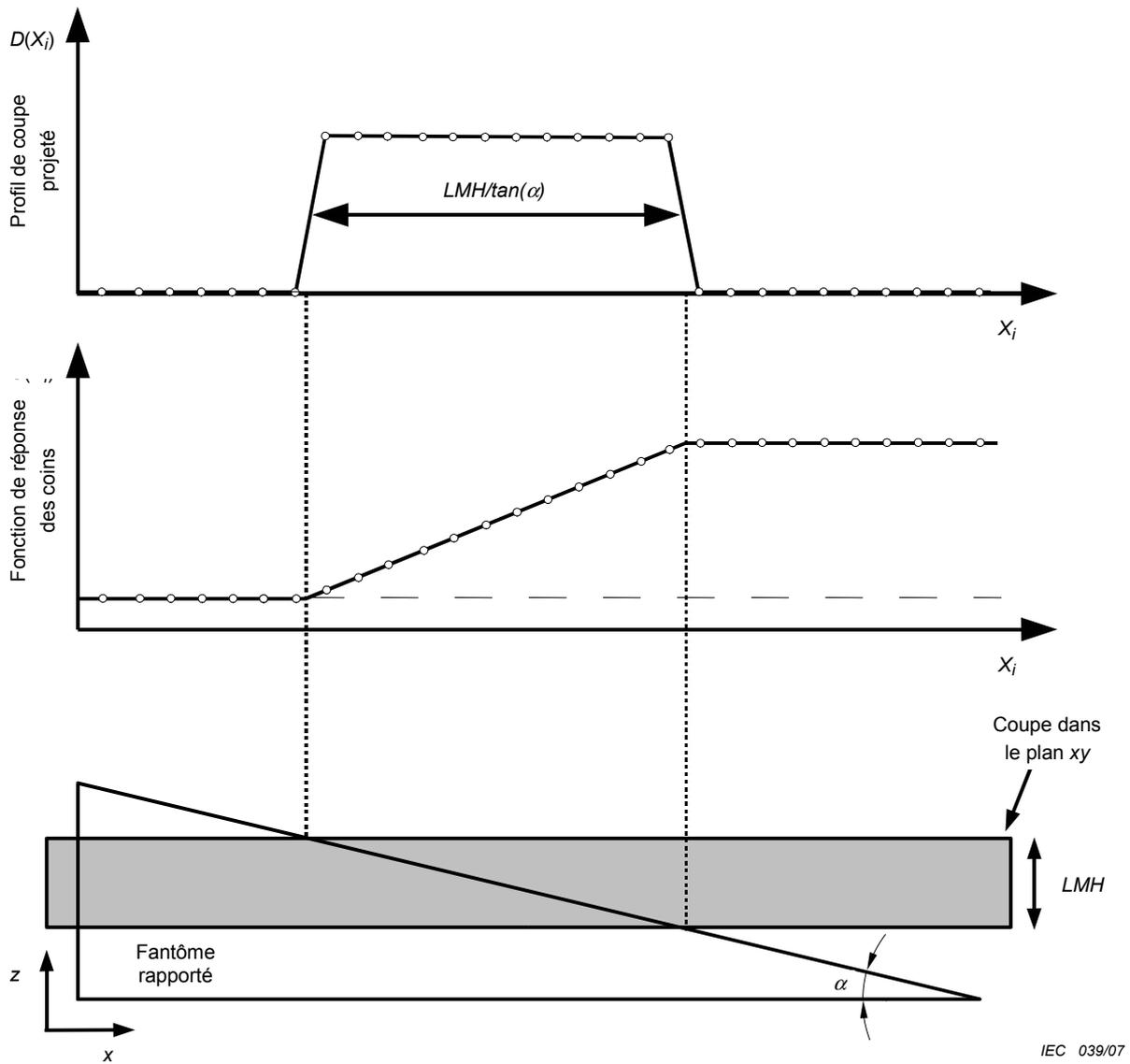


Figure A.2 – Mesure du PROFIL et de l'ÉPAISSEUR DE COUPE en utilisant le DISPOSITIF D'ESSAI avec coin

Étant donné que cette méthode utilise la dérivée du profil et que celle-ci augmente le niveau de bruit dans le profil, les exigences de RSB de l'image doivent être supérieures à celles spécifiées en 4.4. Le fait d'augmenter le nombre de signaux moyennés de l'acquisition est une solution qui prend du temps. Le RSB peut également être amélioré en moyennant plusieurs PROFILS DE COUPE dans des rangées adjacentes, perpendiculaires à l'axe de l'inclinaison de la surface s'il n'y a pas rotation du DISPOSITIF D'ESSAI. S'assurer que les bords des profils particuliers sont précisément alignés sur un point commun avant d'effectuer le moyennage. Autrement, les sources d'erreur décrites en 4.4 sont également valables pour cette méthode alternative.

En outre, l'utilisation de la dérivée introduira des non-uniformités de l'image dans le profil en tant que variations du référentiel qui peuvent générer des erreurs de détermination de la LMH de coupe.

A.3.2.6 Compte rendu de résultats

Le compte rendu de résultats doit satisfaire aux exigences de 4.4.

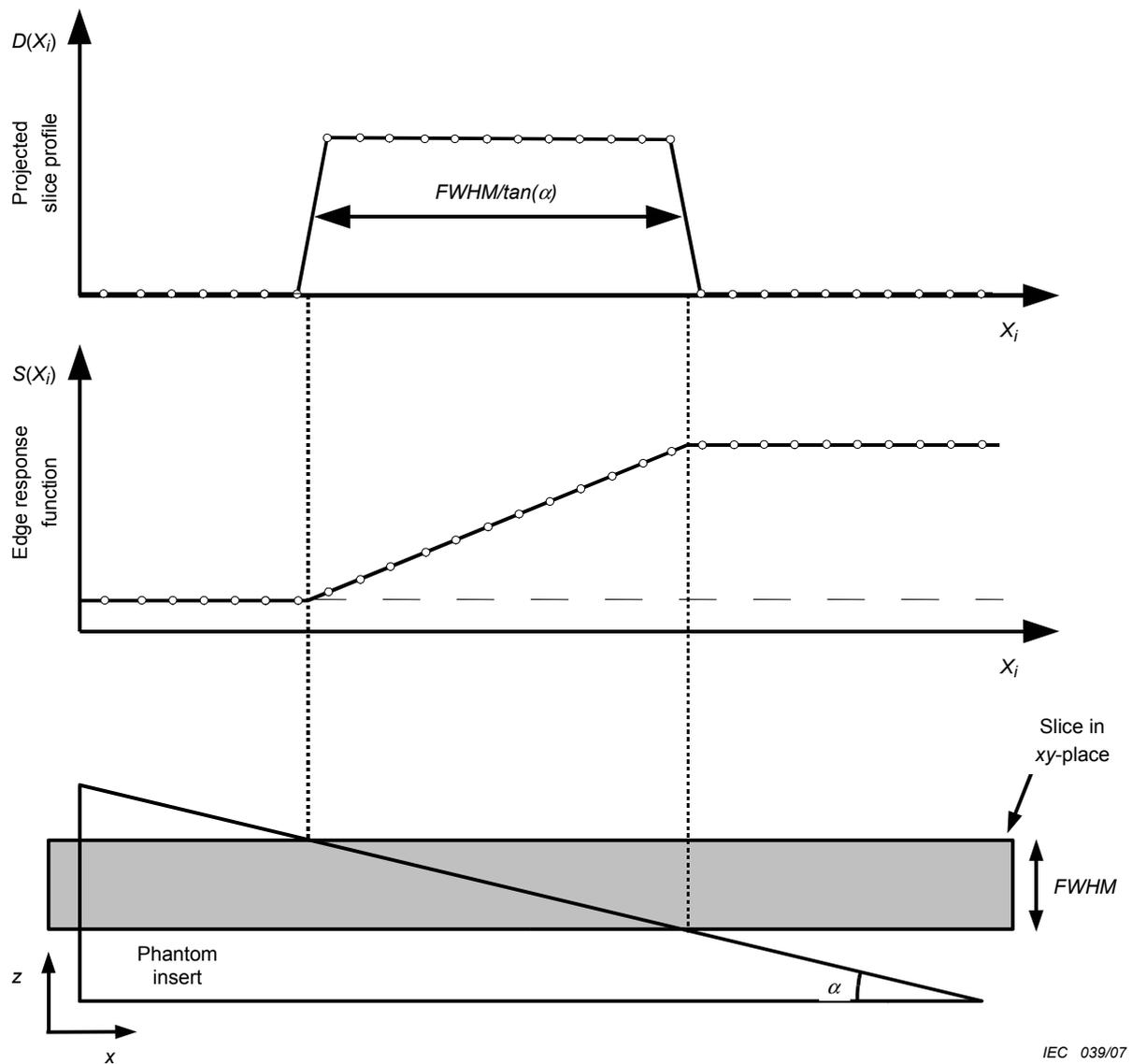


Figure A.2 – Measurement of SLICE PROFILE and SLICE THICKNESS using wedge TEST DEVICE

Since this method takes the derivative of the profile, and the derivative operation increases the noise level in the profile, the image SNR requirements need to be higher than those specified in 4.4. Increasing the number of averages of the acquisition is a time-consuming solution. The SNR can also be improved by averaging together several SLICE PROFILES in adjacent rows perpendicular to the direction of the surface inclination if the TEST DEVICE is not rotated. Ensure that the edges of the individual profiles are accurately aligned to a common point before averaging. Otherwise, the sources of error described in 4.4 are also valid for this alternate method.

In addition, the derivative operation will cause image non-uniformities to be introduced into the profile as baseline variations that may introduce errors in the determination of slice FWHM.

A.3.2.6 Reporting of results

The reporting of results shall match the requirements of 4.4.

A.4 Concernant le Paragraphe 4.6: RESOLUTION SPATIALE

A.4.1 Méthode alternative: Détermination de la fonction de transfert de modulation totale

A.4.1.1 Objectifs et justifications

La méthode d'analyse de la résolution spécifiée à l'Article 4 donne des résultats utiles en utilisant des mesures statistiques de la REGION D'INTERET normalisée et des formules simples; elle exige cependant un DISPOSITIF D'ESSAI unique. En revanche, la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION totale $FTM(\nu)$ peut être mesurée à partir de la fonction de distribution du bord $ESF(x)$ produite par un simple DISPOSITIF D'ESSAI. Cependant, le calcul de la FTM totale est un processus compliqué qui nécessite une image au domaine complexe pour éviter l'utilisation d'images en amplitude non linéaire.

La fonction de TRANSFERT DE MODULATION totale doit être déterminée conformément à [3].

A.4.1.2 Exigences applicables au DISPOSITIF D'ESSAI

Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être constitué de deux zones de contraste différent. Cela peut être obtenu au moyen d'un bloc inactif en termes de RESONANCE MAGNETIQUE, entouré par du matériau générateur de signaux ou vice versa. Le bord du bloc inactif du point de vue de la RESONANCE MAGNETIQUE et l'alignement par rapport au plan de balayage doivent assurer une transition abrupte entre les volumes actifs et inactifs du point de vue de la RESONANCE MAGNETIQUE. Le bord doit être aligné parallèlement à axe de l'image.

A.4.1.3 Paramètres de balayage

Les paramètres de balayage doivent satisfaire aux exigences de 4.6. et la taille des pixels Δx doit être adaptée en conséquence, de manière à pouvoir vérifier la RESOLUTION SPATIALE choisie en 4.6.

Les images à analyser doivent être substantiellement exemptes d'ARTEFACTS et contenir les parties réelle et imaginaire.

Une même séquence et des PARAMETRES DE RECONSTRUCTION identiques doivent être utilisés pour déterminer le RSB (moyennage des signaux non autorisé) et l'EPAISSEUR DE COUPE.

A.4.1.4 Procédure de mesure

La fonction de distribution linéaire $LSF(x)$ est obtenue par une différenciation complexe (discrète) du profil discret moyenné obtenu (fonction de distribution du bord, $ESF(x_j)$):

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \rightarrow \frac{ESF(x_j) - ESF(x_{j-1})}{x_j - x_{j-1}}$$

La FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION est la transformée de Fourier normalisée de la fonction LSF:

$$FTM(\nu) = w_d(\nu) / w_d(0) \frac{|FT\{LSF(x)\}|}{|FT\{LSF(x)\}_{\nu=0}|}$$

La réponse en fréquence de la dérivée discrète est retirée par le facteur de pondération

A.4 Pertaining to 4.6: SPATIAL RESOLUTION

A.4.1 Alternative method: determination of the full modulation transfer function

A.4.1.1 Objectives and rationale

The resolution analysis method specified in Clause 4 provides useful results using standard REGION OF INTEREST statistical measures and simple formulas, but requires a unique TEST DEVICE. Alternatively the full MODULATION TRANSFER FUNCTION $MTF(\nu)$ can be measured from the edge spread function $ESF(x)$ produced by a simple TEST DEVICE. However, computing the full MTF is an involved process that requires a complex domain image to avoid the nonlinear magnitude image operation.

The full MODULATION TRANSFER function shall be determined according to [3].

A.4.1.2 Requirements for the TEST DEVICE

The TEST DEVICE shall consist of two areas with different contrast. This can be achieved by a MR inactive block surrounded by signal-producing material, or vice versa. The edge of the MR inactive block and the alignment with respect to the scan plane shall ensure a sharp transition between the MR active and inactive volume. The edge shall be aligned parallel to one axis of the image.

A.4.1.3 Scan parameters

The scan parameters shall match the requirements of 4.6, whereas the pixel size Δx has to be chosen accordingly to verify the SPATIAL RESOLUTION chosen in 4.6.

The images to be analysed shall be substantially free of image ARTEFACTS and shall contain the real and imaginary part.

The identical sequence and RECONSTRUCTION PARAMETERS, shall be used to determine SNR (signal averaging not permitted) and SLICE THICKNESS.

A.4.1.4 Measurement procedure

The line spread function $LSF(x)$ is obtained by complex (discrete) differentiation of the obtained averaged discrete profile (edge spread function, $ESF(x_j)$):

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \rightarrow \frac{ESF(x_j) - ESF(x_{j-1})}{x_j - x_{j-1}}$$

The MODULATION TRANSFER FUNCTION is the normalized Fourier transform of the LSF function:

$$MTF(\nu) = w_d(\nu) / w_d(0) \frac{|FT\{LSF(x)\}_\nu|}{|FT\{LSF(x)\}_{\nu=0}|}$$

The frequency response of the discrete derivative is removed by the weighting factor

$$w_d(\nu) = 1 / \text{sinc}(\pi\nu / (2\nu_N)),$$

où $\nu_N = \frac{1}{2\Delta x}$ est la fréquence de Nyquist du système d'échantillonnage.

Le résultat de cette opération est une FTM bilatère. A partir de cette FTM bilatère, on obtient une FTM unilatère = moyenne (FTM positive, FTM négative).

Etant donné que le processus de différenciation amplifie le bruit, il devient nécessaire de moyennner de nombreux profils voisins afin d'obtenir un RSB approprié. Le moyennage peut être effectué avant ou après différenciation. L'alignement des profils est critique (à au moins 1/10ème de pixel), autrement la FTM présentera une dégradation anormale de la résolution.

A.4.1.5 Compte rendu de résultats

La FTM dans la plage concernée $0 \leq \nu \leq 1,5 \cdot \nu_c$ doit être présentée graphiquement et la fréquence de coupure ν_l déterminée au point où la FTM unilatère approche une valeur de 0,8.

Avant de calculer la FTM, s'assurer que les gradients sont correctement étalonnés. Lors du calcul de la FTM, il est important que le champ de vision nominal et le CHAMP DE VISION réel correspondent, de façon à ce que la taille réelle du pixel soit connue avec précision; dans le cas contraire, l'échelle de l'axe des fréquences spatiales de la FTM sera incorrecte. Les rapports doivent au minimum contenir les informations suivantes (outre celles du rapport indiqué en 4.6.6)

Paramètre	Dimension
Fréquence de coupure ν_l	mm ⁻¹

A.5 Concernant l'Article 5: ESSAIS DE CONSTANCE

A.5.1 Méthodes alternatives d'ESSAI DE CONSTANCE

A.5.1.1 DISPOSITIF D'ESSAI

Pour les ESSAIS DE CONSTANCE décrits, le DISPOSITIF D'ESSAI doit être un volume sphérique d'un diamètre compris entre 100 mm et 300 mm conforme à la définition donnée en 4.1.1. Toutes les mesures sont effectuées avec un seul DISPOSITIF D'ESSAI.

A.5.1.2 Caractéristiques du balayage

Les ESSAIS DE CONSTANCE étant réalisés avec un nombre minimal de balayages, il est recommandé que les paramètres de balayage conviennent à tous les essais. Par exemple, sélectionner T_R pour une sensibilité optimale aux fausses images. Il convient que l'impact du T_R sur les autres ESSAIS DE CONSTANCE soit réduit au minimum. Pour toutes les séquences d'imagerie, on doit utiliser une séquence d'impulsions à écho de gradient centrée sur l'ISOCENTRE:

- $T_R = 603$ ms,
- $T_E = 25$ ms,
- angle de bascule = 30°,
- CHAMP DE VISION = 400 mm,

$$w_d(\nu) = 1 / \text{sinc}(\pi\nu / (2\nu_N)),$$

whereas $\nu_N = \frac{1}{2\Delta x}$ is the Nyquist frequency of the sampling system.

The result of this procedure is a two-sided MTF. From this two-sided MTF a single sided MTF = mean (positive MTF, negative MTF) shall be calculated.

Since the differentiation process amplifies noise, it becomes necessary to average many neighbouring profiles together to attain suitable SNR. The averaging can be done before or after differentiation. The alignment of the profiles is critical (at least to within 1/10 of a pixel), otherwise the MTF will show an anomalous resolution degradation.

A.4.1.5 Reporting of results

The MTF in the range $0 \leq \nu \leq 1,5 \cdot \nu_c$ shall be graphically presented and the cut off frequency ν_l determined where the single sided MTF approaches a value of 0,8.

Before calculating the MTF make sure that the gradients are calibrated correctly. When computing the MTF it is important that the nominal FIELD OF VIEW and actual field of view match so that the actual pixel size is known accurately, otherwise the spatial frequency axis of the MTF will be scaled incorrectly. The reports shall contain the following as a minimum (in addition to the report given in clause 4.6.6)

Parameter	Dimension
Cut off frequency ν_l	mm ⁻¹

A.5 Pertaining to Clause 5: CONSTANCY TESTS

A.5.1 Alternative CONSTANCY TEST methods

A.5.1.1 TEST DEVICE

For the CONSTANCY TESTS described, the TEST DEVICE shall be a spherical volume with a diameter between 100 mm and 300 mm fulfilling the specifications given in 4.1.1. All measurements are performed with one TEST DEVICE.

A.5.1.2 Scan characteristics

Since the CONSTANCY TESTS are run with a minimum number of scans, it is recommended that the scan parameters are suitable for all of the tests. For example, select T_R for optimal ghost sensitivity. The impact of T_R on the other CONSTANCY TESTS should be minimal. For all imaging sequences a gradient-recalled pulse sequence centred at the ISOCENTRE shall be used:

- $T_R = 603$ ms,
- $T_E = 25$ ms,
- flip angle = 30°,
- FIELD OF VIEW = 400 mm,

- matrice de 256×256 ,
- EPAISSEUR DE COUPE de 10 mm, et
- pas de moyennage: nombre de signaux moyennés: 1.

Les images doivent être traitées par l'algorithme standard de reconstruction clinique de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE mais sans aucune autre modification facultative à des fins d'affichage (telle que l'interpolation, le filtrage). Tous les filtres qui peuvent être sélectionnés par l'OPERATEUR doivent être désactivés. Si cela n'est pas possible, identifier dans les résultats tous les filtres restants. Il convient de présenter les images en amplitude.

Le DISPOSITIF D'ESSAI (y compris la charge) doit être placé à l'ISOCENTRE et dans la BOBINE RF appropriée. Une reproductibilité suffisante de la position du DISPOSITIF D'ESSAI doit être garantie par rapport à la BOBINE RF et à l'ISOCENTRE. Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être laissé stationnaire pendant une durée suffisante avant de lancer le balayage afin d'éviter les ARTEFACTS de turbulence.

Le VOLUME DE SPECIFICATION doit au minimum couvrir un volume sphérique de diamètre (DSV) de 100 mm centré dans la bobine RF "tête". Pour les balayages du corps, le VOLUME DE SPECIFICATION doit au minimum couvrir un DSV de 200 mm centré dans la bobine RF "corps".

Les essais qui nécessitent une imagerie à RESONANCE MAGNETIQUE peuvent être combinés et les résultats peuvent être obtenus à partir d'un seul balayage pour chaque orientation. Il est par conséquent possible de limiter la durée globale des essais d'AQ sur l'APPAREIL à environ 10 min et les données d'essai obtenues sont exprimées numériquement et non en termes de critères d'acceptation.

De manière générale, peu de temps après l'installation de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE et une fois effectués les essais d'acceptation, il convient de réaliser l'essai d'AQ et d'utiliser les résultats de ce premier essai comme référentiel pour une analyse de tendance ultérieure.

A.5.1.3 Procédures de mesure

Pour les ESSAIS DE CONSTANCE, les procédures de mesure des caractéristiques de balayage requises sont proposées. D'autres méthodologies peuvent être utilisées si elles sont au moins équivalentes - en termes de validité et de fiabilité - aux procédures de mesure indiquées ci-dessous. Il est important d'utiliser des algorithmes rapides et automatisés qui, dans toute la mesure du possible, analysent des images utilisées en AQ de manière cohérente et répétable.

Il est important que la méthode à mettre en œuvre soit utilisée de manière continue et cohérente de manière à pouvoir surveiller les tendances. Les essais peuvent présenter des différences en fonction des configurations spécifiques.

A.5.1.3.1 Fréquence centrale

L'objectif de cet essai est de déterminer la fréquence de résonance des noyaux ^1H du système. Deux techniques de mesure différentes ou des procédures de mesure équivalentes sont applicables:

Excitation RF non sélective du volume et détection du signal de décroissance d'induction libre. Après transformation de Fourier des données du domaine temps, la position crête ^1H est identifiée et la fréquence de résonance est déterminée.

- matrix 256 x 256,
- SLICE THICKNESS 10 mm, and
- no averaging: number of averages 1.

The images shall be processed by the MR EQUIPMENT's standard clinical reconstruction algorithm, but not with any further optional modifications for display purposes (e.g., interpolation, filtering). All such filters that can be selected by the OPERATOR shall be disabled. If this is not possible, identify all remaining filters in the results. Images presented should be magnitude images.

The TEST DEVICE (including load) shall be located at the ISOCENTRE and in the appropriate RF COIL. A sufficient reproducibility of the TEST DEVICE position shall be ensured with respect to the RF COIL and the ISOCENTRE. Let the TEST DEVICE remain stationary for a sufficient time before beginning the scan to prevent swirling ARTEFACTS.

The SPECIFICATION VOLUME shall enclose, as a minimum, a 100 mm diameter spherical volume (DSV) centred in the RF head coil. For body scans, the SPECIFICATION VOLUME shall enclose as a minimum a 200 mm DSV centred in the RF body coil.

The tests requiring MR imaging may be combined and the output results may be obtained from one scan for each orientation only. Therefore it is possible to limit the overall duration of the QA tests on the EQUIPMENT to approximately 10 min and the output of the tests is expressed in numbers and not in acceptance criteria.

Typically, shortly after installation of the MR EQUIPMENT, when the ACCEPTANCE TESTS have been performed, the QA test should be executed and the results of this first test can be used as base reference values for subsequent trend analysis.

A.5.1.3 Measurement procedures

For the CONSTANCY TESTS the required scan characteristics measurement procedures are proposed. Other methodologies may be used if they are at least equivalent - concerning validity and reliability - to the procedures given below. It is important to use fast, automated algorithms, which analyse the QA images in a consistent, repeatable fashion, where possible.

What is important is that the method to be implemented is used continuously and consistently so that trends can be monitored. There may be differences between the tests for specific configurations.

A.5.1.3.1 Centre frequency

The objective of this test is to determine the resonant frequency of ^1H -nuclei of the system. Two different measurement techniques or equivalent procedures are applicable:

Non-volume-selective RF-excitation and detection of the free induction decay signal. After Fourier transformation the time domain data the ^1H -peak position is identified and the resonant frequency determined.

Excitation sélective du volume avec trois impulsions RF sélectives de coupe et gradients orthogonaux générant un écho stimulé (STEAM, VOSY). Après transformation de Fourier des données du domaine temps, la position crête ¹H est identifiée et la fréquence de résonance est déterminée.

La résolution de fréquence nominale - donnée respectivement par le temps de mesure de la décroissance d'induction libre et par le signal d'écho - de l'analyse de données doit être inférieure à 20 Hz.

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

Paramètre	Dimension
Fréquence centrale à ¹ H	1/s = Hz

Fournir la résolution de fréquence, la taille et la position du volume d'excitation ainsi que d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

A.5.1.3.2 Etalonnage RF

La mesure de l'étalonnage RF est fondée sur la détermination de la puissance RF nécessaire pour obtenir un certain angle de bascule. On calcule le rapport d'un écho de spin et d'un signal d'écho stimulé en générant la séquence suivante.

$$\alpha - 1/2 T_E - 2\alpha - 1/2 T_E - \text{'écho'} - \Delta T - \alpha - 1/2 T_E - \text{"écho stimulé"}$$

Ici, il est d'abord appliqué une impulsion RF - rectangulaire dans le domaine temps de durée T_{RF} - avec un angle de bascule α (inconnu). Après un délai d' $1/2 T_E$, l'impulsion RF suivante, avec un angle de bascule 2α (impulsion rectangulaire dans le domaine temps d'une durée de $2 T_{RF}$) est transmise. L'acquisition de l'écho (ou "écho normal") est effectuée après un second délai de $1/2 T_E$. Après un autre délai de ΔT , une impulsion RF ayant un angle de bascule α (ici encore l'impulsion est rectangulaire dans le domaine temps d'une durée de T_{RF}) est appliquée en générant un écho stimulé après $1/2 T_E$. Pour éviter des perturbations dues aux échos de spin produits par les 2^{ème} et 3^{ème} impulsions RF, il convient que ΔT soit suffisamment long pour entraîner la formation du 2^{ème} écho de spin après l'écho stimulé. Pendant les impulsions RF et les périodes d'acquisition des données, il est appliqué un gradient constant et par conséquent une excitation sélective de coupe est réalisée. Si on omet les termes de relaxation ($T_E \ll T_1, \Delta T \ll T_1$), les intensités de signaux pour "l'écho normal" et "l'écho stimulé" de chaque isochromate sont données par:

$$S_{\text{echo}} = \exp(i\phi) \sin^3 \alpha$$

$$S_{\text{stim.echo}} = \exp(i\phi) \sin^3 \alpha \cdot \cos \alpha.$$

ϕ indique une phase constante des signaux donnée par l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE.

L'écho de spin du domaine temps et l'écho stimulé font l'objet d'une transformation de Fourier. L'angle de bascule α au centre de la coupe excitée (composante de fréquence zéro dans les deux spectres) est calculé de la manière suivante:

$$\cos \alpha = \frac{\vec{S}_{\text{echo}} \cdot \vec{S}_{\text{stim.echo}}}{|\vec{S}_{\text{echo}}|^2}$$

Volume selective excitation with three slice selective RF-pulses and orthogonal gradients generating a stimulated echo (STEAM, VOSY). After Fourier transformation of the time domain data the ^1H -peak position is identified and the resonance frequency determined.

The nominal frequency resolution - given by the measurement time of the free induction decay and echo signal respectively - of the data analysis shall be less than 20 Hz.

The report shall contain the following:

Parameter	Dimension
^1H -centre frequency	1/s = Hz

Provide frequency resolution, excitation volume size and position and other relevant information that ensures repeatability.

A.5.1.3.2 RF calibration

The measurement of the RF calibration is based on the determination of the RF power necessary to obtain a certain flip angle. The ratio of a spin echo and a stimulated echo signal, producing by the following sequence, is computed.

$$\alpha - 1/2 T_E - 2\alpha - 1/2 T_E - \text{'echo'} - \Delta T - \alpha - 1/2 T_E - \text{'stimulated echo'}$$

Here, first a RF-pulse - rectangular in the time domain of duration T_{RF} - with (unknown) flip-angle α is applied. After a delay of $1/2 T_E$ the next RF-pulse with flip-angle 2α (rectangular pulse in the time domain of duration $2 T_{\text{RF}}$) is transmitted. Following a second delay of $1/2 T_E$ the echo (or "regular echo") is acquired. After another delay of ΔT a RF-pulse with flip angle α (again rectangular in the time domain of duration T_{RF}) is applied producing a stimulated echo after $1/2 T_E$. To avoid interference from spin echoes produced by the 2nd and 3rd RF-pulses, ΔT should be large enough to cause the 2nd spin echo to form after the stimulated echo. During RF-pulses and data acquisition periods a constant gradient is applied and therefore a slice selective excitation is performed. Neglecting relaxation terms ($T_E \ll T_1$; $\Delta T \ll T_1$) the signal intensities for the 'regular echo' and the 'stimulated echo' of each isochromat are given by:

$$S_{\text{echo}} = \exp(i\phi) \sin^3 \alpha$$

$$S_{\text{stim.echo}} = \exp(i\phi) \sin^3 \alpha \cdot \cos \alpha.$$

ϕ denotes a constant phase of the signals given by the MR EQUIPMENT.

The time domain spin echo and the stimulated echo are Fourier transformed. The flip angle α at the centre of the excited slice (zero frequency component in both spectra) is computed as follows:

$$\cos \alpha = \frac{\vec{S}_{\text{echo}} \cdot \vec{S}_{\text{stim.echo}}}{|\vec{S}_{\text{echo}}|^2}$$

où

\vec{S}_{echo} est la composante de fréquence zéro dans les spectres d'écho de spin, et

$\vec{S}_{\text{stim.echo}}$ est la composante de fréquence zéro dans les spectres d'écho stimulé.

La puissance RF (en unités arbitraires) requise pour réaliser un angle de bascule $\alpha = 90^\circ$ doit être documentée.

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

Paramètre	Dimension
Puissance RF / Angle de bascule $\alpha = 90^\circ$	unités arbitraires

Enumérer tous les paramètres de séquence (T_E , ΔT) sélectionnés et fournir d'autres informations pertinentes permettant de garantir la répétabilité.

A.5.1.3.3 Précision géométrique

La taille de l'objet dans une image acquise est proportionnelle à l'intégrale à temporisation inverse (moment d'ordre zéro) du gradient appliqué tant pendant la lecture que pendant le codage en phase $(\int G(t)dt)^{-1}$. La taille de l'objet est également influencée par les variations spatiales de la linéarité du gradient, dans les sens de codage en fréquence et de codage en phase. Etant donné que la linéarité du gradient est fixée par la conception de la bobine de gradient, elle ne peut être modifiée par un simple étalonnage du système mais elle peut être corrigée au moyen d'algorithmes de post-traitement de l'image. L'inhomogénéité du champ B_0 modifie la taille de l'objet uniquement dans le sens de lecture car cette inhomogénéité est un terme constant à chaque étape de codage en phase. Il est possible d'effectuer une séparation entre les variations spatiales induites par le gradient et les inhomogénéités de champ B_0 en réalisant deux balayages, l'un avec un codage en phase et l'autre avec un codage en fréquence dans les axes x , y et z .

Trois images bidimensionnelles doivent être acquises:

- plan de balayage: transversal; sens de codage en phase: antéro-postérieur;
- plan de balayage: sagittal; sens de codage en phase: céphalo-caudal;
- plan de balayage: frontal; sens de codage en phase: gauche/droite.

Le diamètre d^m du DISPOSITIF D'ESSAI sphérique qui est mesuré dans l'image est comparé au diamètre du DISPOSITIF D'ESSAI spécifié d . L'écart relatif (RD) est calculé pour les trois coordonnées spatiales de codage en fréquence et en phase dans le sens considéré:

$$RD_{x,y,z}^{\text{phase/fréquence}} = \frac{d_{x,y,z}^{m,\text{phase/fréquence}}}{d_{x,y,z}}$$

where

\vec{S}_{echo} is the zero frequency component in the spin echo spectra and

$\vec{S}_{\text{stim.echo}}$ is the zero frequency component in the stimulated echo spectra.

The RF power (in arbitrary units) necessary to achieve a flip angle $\alpha = 90^\circ$ shall be documented.

The report shall contain the following:

Parameter	Dimension
RF-power/Flip-angle $\alpha = 90^\circ$	arbitrary units

List the selected sequence parameters (T_E , ΔT) and provide other relevant information that ensures repeatability.

A.5.1.3.3 Geometric accuracy

The object size in an acquired image is proportional to the inverse time integral (zeroth-moment) of the applied gradient during both readout and phase encoding $\left(\int G(t)dt\right)^{-1}$. The object size is further influenced by the spatial variations in gradient linearity, in both the frequency and phase encoding directions. Since gradient linearity is fixed by the gradient coil design it cannot be altered by simple system calibration, but can be corrected with image post processing algorithms. B_0 -field inhomogeneity alters object size in only the readout direction because B_0 -field inhomogeneity is a constant term in each phase encode step. By performing two scans, one with phase encoding and one with frequency encoding in x , y and z -direction, it is possible to separate gradient induced spatial variations from B_0 -field inhomogeneities.

Three 2D-images shall be acquired:

- scan plane: transverse; phase encode direction: in the anterior/posterior direction;
- scan plane: sagittal; phase encode direction: in the head/feet direction;
- scan plane: coronal; phase encode direction: in the left/right direction.

The diameter d^m of the spherical TEST DEVICE is measured in the image and compared with the specified TEST DEVICE diameter d . The relative deviation (RD) is calculated for all three space coordinates for frequency and phase encoding in the considered direction:

$$RD_{x,y,z}^{\text{phase/frequency}} = \frac{d_{x,y,z}^{m,\text{phase/frequency}}}{d_{x,y,z}}$$

Le rapport doit fournir les informations suivantes:

Paramètre	Dimension
$d_x^{m,phase}$	mm
$d_x^{m,fréquence}$	mm
d_x	mm
RD_x^{phase}	
$RD_x^{fréquence}$	
$RD_x^{phase} - RD_x^{fréquence}$	
$d_y^{m,phase}$	mm
$d_y^{m,fréquence}$	mm
d_y	mm
RD_y^{phase}	
$RD_y^{fréquence}$	
$RD_y^{phase} - RD_y^{fréquence}$	
$d_z^{m,phase}$	mm
$d_z^{m,fréquence}$	mm
d_z	mm
RD_z^{phase}	
$RD_z^{fréquence}$	
$RD_z^{phase} - RD_z^{fréquence}$	

A.5.1.3.4 Niveau de fausses images

Une méthode alternative de calcul des niveaux de fausses images est donnée ici. Cette autre méthode est utile dans le cas où le RSB des fausses images est inférieur à 100 et le niveau de bruit devient une composante significative de l'intensité de fausses images mesurée. Par ailleurs, tous les aspects de la séquence, de l'acquisition, de la mesure et du processus de compte rendu doivent correspondre à la méthode décrite en 4.7.

Le niveau de fausses images est défini ici comme étant:

$$(I_G - I_N)/S.$$

The report shall contain the following:

Parameter	Dimension
$d_x^{m,phase}$	mm
$d_x^{m,frequency}$	mm
d_x	mm
RD_x^{phase}	
$RD_x^{frequency}$	
$RD_x^{phase} - RD_x^{frequency}$	
$d_y^{m,phase}$	mm
$d_y^{m,frequency}$	mm
d_y	mm
RD_y^{phase}	
$RD_y^{frequency}$	
$RD_y^{phase} - RD_y^{frequency}$	
$d_z^{m,phase}$	mm
$d_z^{m,frequency}$	mm
d_z	mm
RD_z^{phase}	
$RD_z^{frequency}$	
$RD_z^{phase} - RD_z^{frequency}$	

A.5.1.3.4 Ghosting level

An alternative method for computing ghosting levels is given here. This alternative method is useful in those cases where the SNR of the ghosting level image falls below 100 and the noise level becomes a significant component of the measured ghost intensity. Otherwise, all aspects of the sequence, acquisition, measurement and reporting process shall match the method described in 4.7.

Ghosting level is now defined as:

$$(I_G - I_N)/S.$$

A.5.1.3.5 RAPPORT SIGNAL/BRUIT

La méthode alternative de calcul du RSB pour les ESSAIS DE CONSTANCE est identique à la méthode alternative de mesure du RSB décrite dans l'Article A.1, en apportant une simplification supplémentaire importante. Etant donné que les ESSAIS DE CONSTANCE sont en général rapides, le délai nécessaire à la stabilisation du fluide du DISPOSITIF D'ESSAI peut être compromis, comme décrit ci-après.

A.5.2 Inconvénients

Les ESSAIS DE CONSTANCE étant rapides, il peut se poser des problèmes de stabilité du liquide du DISPOSITIF D'ESSAI (par exemple "tourbillonnement") qui réduiront la qualité des images d'AQ. Prendre toutes les mesures nécessaires pour réduire autant que possible ce problème. Par exemple, effectuer les essais dans l'ordre afin de réduire l'impact du tourbillonnement (par exemple, réaliser les essais de DISTORSION GEOMETRIQUE en premier). En outre, les résultats peuvent être sensibles à la position du DISPOSITIF D'ESSAI par rapport à l'isocentre. S'assurer que la position du DISPOSITIF D'ESSAI est cohérente entre deux ESSAIS DE CONSTANCE consécutifs. Il peut également s'avérer utile d'enregistrer la position du DISPOSITIF D'ESSAI.

A.5.1.3.5 SIGNAL TO NOISE RATIO

The alternative method for computing SNR for CONSTANCY TEST purposes is identical to the alternate SNR measurement methodology described in Clause A.1, with one important further simplification. Since CONSTANCY TESTS are typically quick, the time required for TEST DEVICE fluid settling may be compromised, as described below.

A.5.2 Pitfalls

Since the CONSTANCY TESTS are quick, there may be problems with the stability of the TEST DEVICE liquid (e.g. “swirling”) which will reduce the quality of the QA images. Take all necessary care to minimize this problem to the greatest extent possible. For example, run the order of tests to minimize the impact of swirling (e.g. GEOMETRIC DISTORTION tests first). Additionally, the results may be sensitive to the position of the TEST DEVICE relative to ISOCENTRE. Ensure that the position of the TEST DEVICE is consistent between consecutive CONSTANCY TESTS. It may also be useful to record the position of the TEST DEVICE.

Annexe B (informative)

Justifications

B.1 Concernant le Paragraphe 1.2: Objectifs et justifications

Le résultat de chaque mesure dépend des conditions d'environnement, des paramètres du DISPOSITIF D'ESSAI, de l'étalonnage du système, de la formation de l'OPERATEUR, du temps de stabilisation, etc. Afin de réduire la variabilité des résultats, il est important de bien maîtriser ces paramètres.

Pour réduire les variations et améliorer la sensibilité, la norme se limite à une méthode de mesure pour chaque paramètre. D'autres méthodes alternatives sont cependant discutées en Annexe A.

Bien que la norme précise les spécifications de fluide et de géométrie du DISPOSITIF D'ESSAI, l'utilisation de DISPOSITIFS D'ESSAI différents de divers FABRICANTS peut entraîner une variabilité des résultats.

B.2 Concernant l'Article 4: Procédures de détermination des principaux paramètres de l'image

Certaines des mesures spécifiées dans la présente norme sont plus orientées vers une analyse du sous-système (par exemple exigences de puissance RF pour un angle de bascule étalonné) tandis que d'autres mesures analysent les performances globales du système (par exemple le RSB). Par conséquent, il peut être plus efficace, en termes de temps, que les mesures commencent par les essais de sous-systèmes et se terminent par les mesures de RSB. Si l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE présente une éventuelle défaillance, l'essai de RSB n'identifiera pas nécessairement la cause du problème. Si tous les essais de sous-systèmes sont satisfaisants, il est plus probable que les essais au niveau système réussissent également. Cependant, si les essais au niveau système sont réalisés en premier et ne sont pas satisfaisants, il sera nécessaire de les recommencer après réparation du sous-système concerné.

B.3 Concernant le Paragraphe 4.2: RSB

B.3.1 Justifications

B.3.1.1 DISPOSITIF D'ESSAI: Dépendance des solutions d'ions paramagnétiques vis à vis de la température

Une séquence idéale d'impulsions d'écho de spin avec un temps d'écho T_E , un temps de répétition T_R , utilisée sur un DISPOSITIF D'ESSAI ayant une densité de spin N et des paramètres de relaxation de RESONANCE MAGNETIQUE T_1 et T_2 , produit un signal S qui peut être exprimé de la manière suivante:

$$S = N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad (\text{B.1})$$

La sensibilité du signal aux modifications de T_1 et T_2 peut être exprimée ainsi:

Annex B (informative)

Rationales

B.1 Pertaining to 1.2: Objectives and rational

The result of each measurement is dependent on environmental conditions, on TEST DEVICE parameters, system calibration, OPERATOR training, settling time, etc. To reduce variability of the results, it is important to control these parameters.

In order to minimise variations and maximize sensitivity, the standard is limited to one measurement method for each parameter. Some alternative methods are discussed in Annex A.

Although the standard specifies the TEST DEVICE fluid and geometry, using TEST DEVICES from different MANUFACTURERS may result in variability between the results.

B.2 Pertaining to Clause 4: Procedures for the determination of essential image parameters

Some of the measurements specified in this standard are directed more to subsystem analysis (e.g. RF power requirements for a calibrated flip angle) whereas other measurements analyze overall system performance (e.g. SNR). Therefore, it may be more time efficient for the measurements to start with the subsystem tests and conclude with the SNR measurements. If something is wrong with the MR EQUIPMENT, the SNR test will not necessarily identify the cause of the problem. If all the subsystem tests are successful, then it is more likely the system level tests will also pass. However, if the system level tests are completed first and are not successful, they will need to be repeated once the appropriate subsystem has been fixed.

B.3 Pertaining to 4.2: SNR

B.3.1 Rationale

B.3.1.1 TEST DEVICE: Temperature dependence of paramagnetic ion solutions

An ideal spin echo pulse sequence with echo time T_E , repetition time T_R , used on a TEST DEVICE with spin-density N and MR relaxation parameters T_1 and T_2 produces a signal, S that may be expressed as:

$$S = N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad . \quad (B.1)$$

The sensitivity of the signal to changes in T_1 and T_2 may be expressed as:

$$dS = \left(\frac{\partial S}{\partial T_1} \right) dT_1 + \left(\frac{\partial S}{\partial T_2} \right) dT_2 = \left(\frac{-N T_R e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{-\frac{T_E}{T_2}}}{T_1^2} \right) dT_1 + \left(N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) \frac{T_E}{T_2^2} e^{-\frac{T_E}{T_2}} \right) dT_2 \quad (B.2)$$

En divisant l'équation (B.2) par l'équation (B.1), on obtient l'expression suivante:

$$\frac{\Delta S}{S} = \frac{\left(\frac{-N T_R e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{-\frac{T_E}{T_2}}}{T_1^2} \right) \Delta T_1 + \left(N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) \frac{T_E}{T_2^2} e^{-\frac{T_E}{T_2}} \right) \Delta T_2}{N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}} \quad (B.3)$$

Pour l'eau de dopage des ions paramagnétiques, T_2 apparaît presque indépendant de la fréquence à des fréquences de Larmor > 1 MHz. Les propriétés de relaxation des solutions d'ions paramagnétiques peuvent être approximées par les expressions suivantes où T_1 est le temps de relaxation longitudinal, T_2 est le temps de relaxation spin-spin, T_{10} ($= 3,56$ s) est le T_1 de l'eau à une température $T_0 = 25$ °C, T_{20} ($= 2,20$ s) est le T_2 de l'eau à une température $T_0 = 25$ °C, T est la température de la solution d'ions paramagnétiques, $E_a = 3,088 \times 10^{-20}$ joules, $k =$ constante de Boltzmann ($= 1,38 \times 10^{-23}$ joule/K), C_1 est une constante pour une variété d'ions donnée, C_2 est une autre constante pour une variété d'ions donnée et N ($= 6,022 \times 10^{23} \times$ nombre de moles/litre) est le nombre d'ions divisé par le volume [1, 2]:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{\left(E_a \left(\frac{1}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_1 T}, \text{ et} \quad (B.4)$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{\left(E_a \left(\frac{1}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_2 T} \quad (B.5)$$

Pour des solutions aqueuses d'ions paramagnétiques avec $T_1/T_{10} < 10$ et $T_2/T_{20} < 10$, il n'est pas possible de négliger la contribution relative de l'eau à la dépendance de l'eau vis à vis de la température en termes de propriétés de relaxation. Si l'on utilise par exemple des ions cuivre (Cu^{2+}) comme modificateurs de relaxation [5,9], la sensibilité de T_2 et T_1 vis à vis de la température peut être exprimée de la manière suivante:

$$\frac{\Delta T_1}{T_1} \approx \frac{\Delta T_2}{T_2} \approx \frac{\Delta T}{T} \quad (B.6)$$

En supposant que $\Delta T = 8$ K et $T = 295$ K, dans ce cas T_1 et T_2 ne changent pas de plus de 2,7 % sur la plage des températures spécifiées. A partir de l'équation (B.3) et des valeurs spécifiées de T_1 , T_2 , T_E , T_R , et de température, on peut écrire:

$$\frac{\Delta S}{S} \approx 0,00229 \quad (B.7)$$

Ainsi, la modification de la force du signal n'est que de 0,2 % sur la plage des températures spécifiées et le signal du DISPOSITIF D'ESSAI du RSB semble être relativement indépendant de la température si les spécifications sont respectées.

$$dS = \left(\frac{\partial S}{\partial T_1} \right) dT_1 + \left(\frac{\partial S}{\partial T_2} \right) dT_2 = \left(\frac{-N T_R e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{-\frac{T_E}{T_2}}}{T_1^2} \right) dT_1 + \left(N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) \frac{T_E}{T_2^2} e^{-\frac{T_E}{T_2}} \right) dT_2. \quad (\text{B.2})$$

Dividing equation (B.2) by equation (B.1), results in the following expression:

$$\frac{\Delta S}{S} = \frac{\left(\frac{-N T_R e^{-\frac{T_R}{T_1}} e^{-\frac{T_E}{T_2}}}{T_1^2} \right) \Delta T_1 + \left(N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) \frac{T_E}{T_2^2} e^{-\frac{T_E}{T_2}} \right) \Delta T_2}{N \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}}. \quad (\text{B.3})$$

For paramagnetic ions doping water, T_2 appears to be almost independent of frequency for Larmor frequencies > 1 MHz. The relaxation properties of paramagnetic ion solutions may be approximated by the following expressions, where T_1 is the longitudinal relaxation time, T_2 is the spin-spin relaxation time, T_{10} ($= 3,56$ s) is the T_1 of water at temperature $T_0 = 25$ °C, T_{20} ($= 2,20$ s) is the T_2 of water at temperature $T_0 = 25$ °C, T is the temperature of the paramagnetic ion solution, $E_a = 3,088 \times 10^{-20}$ joules, $k =$ Boltzmann's constant ($= 1,38 \times 10^{-23}$ joule/K), C_1 is a constant for a given ion variety, C_2 is another constant for a given ion variety, and N ($= 6,022 \times 10^{23} \times$ number of moles/liter) is the number of ions divided by the volume [1, 2]:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{\left(\frac{E_a}{k} \left(\frac{1}{T_0} - \frac{1}{T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_1 T}, \text{ and} \quad (\text{B.4})$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{\left(\frac{E_a}{k} \left(\frac{1}{T_0} - \frac{1}{T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_2 T}. \quad (\text{B.5})$$

For aqueous paramagnetic ion solutions with $T_1/T_{10} < 10$ and $T_2/T_{20} < 10$, the relative contribution of water to the temperature dependence of water on relaxation properties can be neglected. Using, for example, copper (Cu^{2+}) ions as a relaxation modifier [Schenck/9], and we may express the sensitivity of T_2 and T_1 with respect to temperature as:

$$\frac{\Delta T_1}{T_1} \approx \frac{\Delta T_2}{T_2} \approx \frac{\Delta T}{T}. \quad (\text{B.6})$$

Assuming $\Delta T = 8$ K and $T = 295$ K, then T_1 and T_2 change by no more than 2,7 % over the specified temperature range. From equation (B.3) and the specified T_1 , T_2 , T_E , T_R , and temperature values, we may write:

$$\frac{\Delta S}{S} \approx 0,00229. \quad (\text{B.7})$$

Thus, the change in signal strength is only 0,2 % over the specified temperature range and signal from the SNR TEST DEVICE appears to be relatively independent of temperature, if specifications are followed.

B.3.1.2 DISPOSITIF D'ESSAI: Modification des temps de relaxation dans des solutions aqueuses

Pour obtenir certains temps de relaxation dans une solution aqueuse, il est utilisé des ions paramagnétiques en tant que modificateurs de relaxation pour obtenir les temps de relaxation T_1 et T_2 souhaités.

La dépendance de T_1 et T_2 sur la concentration en ions pour une variété spécifique d'ions paramagnétiques est donnée par l'équation:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{\left(E_a \left(\frac{1}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_{1N}}, \text{ et} \tag{B.8}$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{\left(E_a \left(\frac{1}{k T_0} - \frac{1}{k T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_{2N}} \tag{B.9}$$

Pour des ions cuivre, les constantes C_{1N} et C_{2N} deviennent $C_{1N} = 8,67 \times 10^{20}$ s/l et $C_{2N} = 8,07 \times 10^{20}$ s/l [5,9]. La dépendance vis à vis de la concentration de $\text{CuSO}_4 \times 5\text{H}_2\text{O}$ dissoute dans l'eau pure est représentée à la Figure B.1. L'utilisation de concentration de $\text{CuSO}_4 \times 5\text{H}_2\text{O}$ de 1,25 g/l donnera des temps de relaxation d'environ $T_1 \approx 270$ ms et $T_2 \approx 240$ ms.

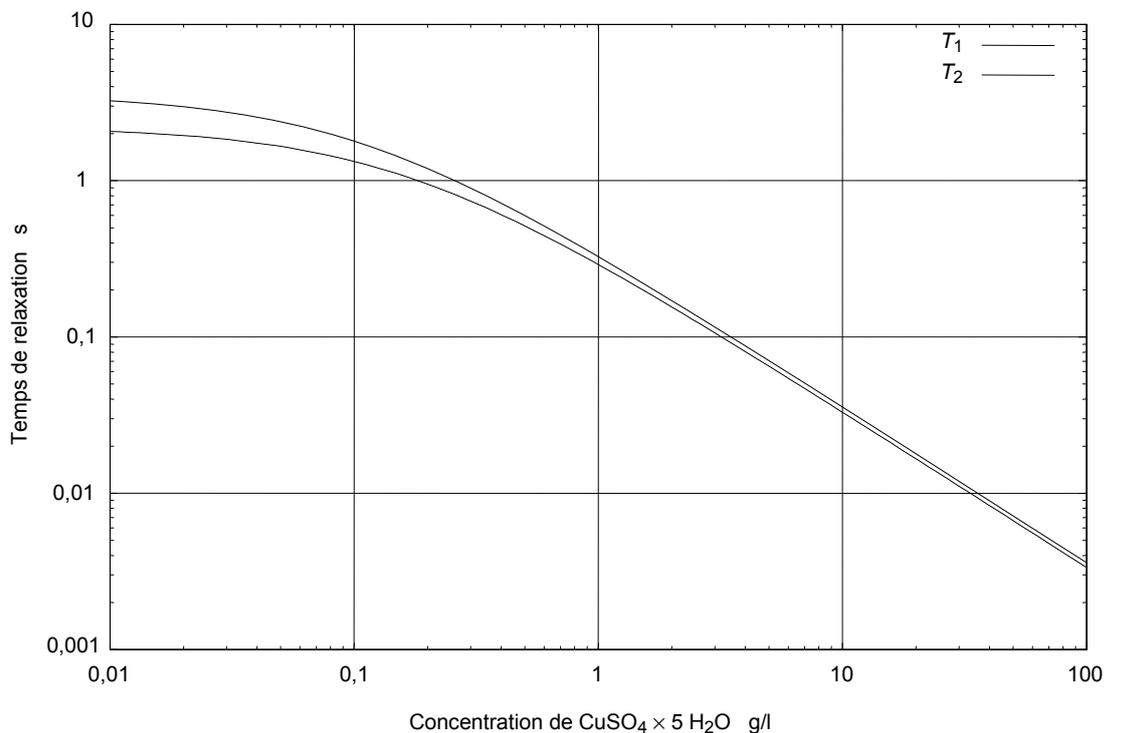


Figure B.1 – Temps de relaxation T_1 et T_2 en fonction de la concentration de $\text{CuSO}_4 \times 5\text{H}_2\text{O}$

B.3.1.2 TEST DEVICE: Modification of relaxation times in aqueous solutions

To obtain certain relaxation times in an aqueous solution, we use paramagnetic ions as a relaxation modifier to obtain the desired relaxation times, T_1 and T_2 .

The dependency of T_1 and T_2 on the ion concentration for a specific paramagnetic ion variety is given according to equation:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10} e^{\left(\frac{Ea}{k} \left(\frac{1}{T_0} - \frac{1}{T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_{1N}}, \text{ and} \quad (\text{B.8})$$

$$\frac{1}{T_2} = \frac{1}{T_{20} e^{\left(\frac{Ea}{k} \left(\frac{1}{T_0} - \frac{1}{T} \right) \right)}} + \frac{N}{C_{2N}}. \quad (\text{B.9})$$

For copper ions the constants C_{1N} and C_{2N} become $C_{1N} = 8,67 \times 10^{20}$ s/l and $C_{2N} = 8,07 \times 10^{20}$ s/l [Schenck/9]. The dependency on the concentration of $\text{CuSO}_4 \times 5\text{H}_2\text{O}$ solved in pure water is visualized in Figure B.1. Using a 1,25 g/l concentration of $\text{CuSO}_4 \times 5\text{H}_2\text{O}$ will give relaxation times of approximately $T_1 \approx 270$ ms and $T_2 \approx 240$ ms.

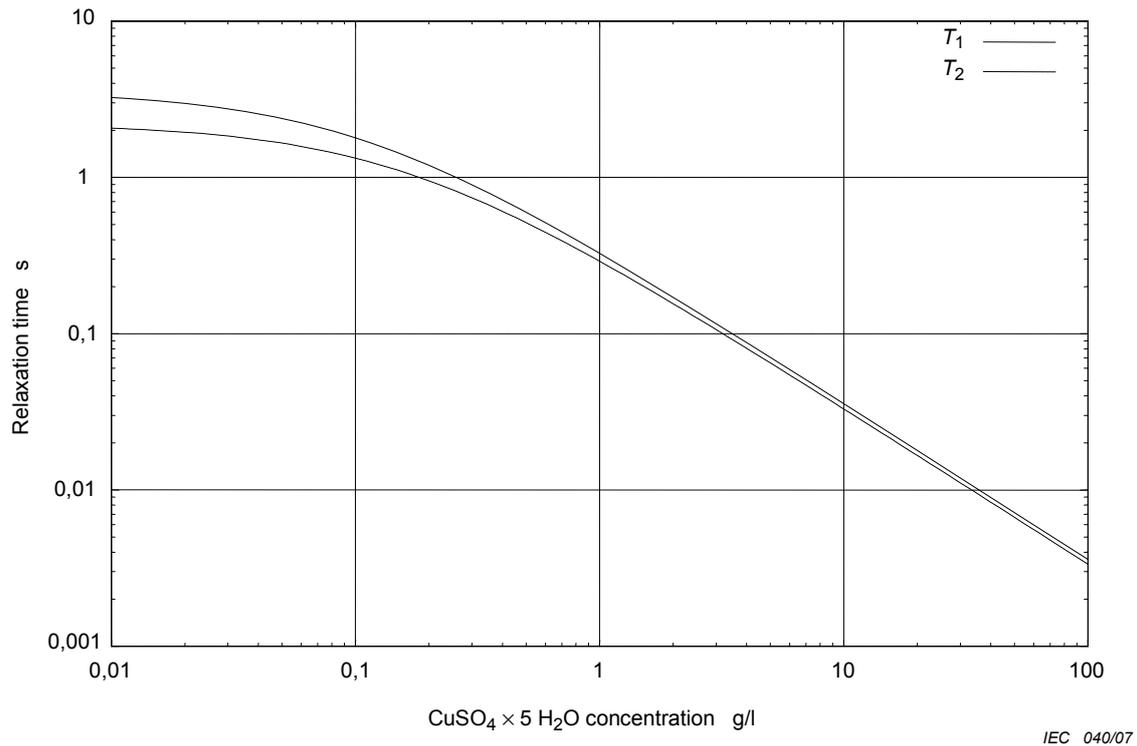


Figure B.1 – Relaxation times T_1 and T_2 in dependency on the concentration of $\text{CuSO}_4 \times 5\text{H}_2\text{O}$

B.3.1.3 DISPOSITIF D'ESSAI: Conductivité et propriétés diélectriques

Le Tableau B.1 résume l'intensité de champ, la constante diélectrique du muscle et la conductivité, le nombre de grammes de chlorure de sodium par 100 ml d'eau nécessaire à l'obtention de la conductivité correcte et de la longueur d'onde dans le DISPOSITIF D'ESSAI à la fréquence requise. On notera que lorsque les dimensions du DISPOSITIF D'ESSAI dépassent environ une demi-longueur d'onde, des inhomogénéités peuvent résulter des ondes stationnaires.

B.3.1.3 TEST DEVICE: Conductivity and Dielectric Properties

Table B.1 summarizes field strength, muscle dielectric constant and conductivity, the number of grams of sodium chloride per 100 ml of water needed to obtain the correct conductivity, and the wavelength in the TEST DEVICE at the desired frequency. Note that when TEST DEVICE dimensions exceed about a half-wavelength, inhomogeneities may result from standing waves.

Tableau B.1 – Conductivité et propriétés diélectriques du DISPOSITIF D'ESSAI

B_0 T	Fréquence MHz	Constante Diélectrique du Muscle (ϵ_r)	Conductivité du muscle et de la solution saline S/m	% NaCl g/100 ml	Constante diélectrique de la solution saline(ϵ_r)	Solution saline λ m
0,1	4,26	631,33	0,58	0,283	78,40	7,96
0,2	8,51	249,35	0,63	0,309	78,31	3,98
0,3	12,77	156,95	0,65	0,316	78,29	2,65
0,4	17,03	122,44	0,65	0,319	78,28	1,99
0,5	21,29	106,03	0,66	0,320	78,28	1,59
0,6	25,54	96,98	0,66	0,321	78,27	1,33
0,7	29,80	91,45	0,66	0,322	78,27	1,14
0,8	34,06	87,82	0,66	0,323	78,27	1,00
0,9	38,32	85,29	0,66	0,324	78,26	0,89
1	42,57	83,44	0,67	0,325	78,26	0,80
1,1	46,83	82,04	0,67	0,326	78,26	0,72
1,2	51,09	80,95	0,67	0,327	78,25	0,66
1,3	55,35	80,06	0,67	0,328	78,25	0,61
1,4	59,60	79,32	0,67	0,330	78,25	0,57
1,5	63,86	78,70	0,68	0,331	78,24	0,53
1,6	68,12	78,15	0,68	0,332	78,24	0,50
1,7	72,37	77,67	0,68	0,334	78,23	0,47
1,8	76,63	77,24	0,69	0,335	78,23	0,44
1,9	80,89	76,84	0,69	0,337	78,22	0,42
2	85,15	76,47	0,69	0,338	78,22	0,40
2,5	106,43	74,86	0,71	0,348	78,19	0,32
3	127,72	73,43	0,73	0,358	78,15	0,27
3,1	131,98	73,15	0,74	0,360	78,14	0,26
3,5	149,01	72,05	0,75	0,369	78,11	0,23
4	170,29	70,69	0,78	0,381	78,07	0,20
4,5	191,58	69,35	0,80	0,393	78,03	0,18
5	212,87	68,03	0,83	0,405	77,99	0,16
5,5	234,15	66,74	0,85	0,417	77,95	0,15
6	255,44	65,49	0,87	0,429	77,91	0,13
6,5	276,73	64,30	0,90	0,441	77,87	0,12
7	298,01	63,17	0,92	0,452	77,83	0,11
7,5	319,30	62,09	0,94	0,463	77,80	0,11
8	340,59	61,08	0,96	0,473	77,76	0,10

Il apparaît qu'une solution à 0,3 % NaCl est proche de la conductivité du PATIENT à la plupart des intensités de champ utilisées dans le commerce. On notera que les DISPOSITIFS D'ESSAI "CORPS" sont proches d'une longueur d'onde d'environ 2 T. Des matériaux ayant des constantes diélectriques plus faibles, tels que l'huile de silicone, peuvent être nécessaires pour éviter les inhomogénéités dues aux ondes stationnaires à ces intensités de champ plus élevées.

Table B.1 – TEST DEVICE conductivity and dielectric properties

B_0 T	Frequency MHz	Muscle dielectric constant (ϵ_r)	Muscle & saline conductivity S/m	% NaCl g/100 ml	Saline dielectric constant (ϵ_r)	Saline λ m
0,1	4,26	631,33	0,58	0,283	78,40	7,96
0,2	8,51	249,35	0,63	0,309	78,31	3,98
0,3	12,77	156,95	0,65	0,316	78,29	2,65
0,4	17,03	122,44	0,65	0,319	78,28	1,99
0,5	21,29	106,03	0,66	0,320	78,28	1,59
0,6	25,54	96,98	0,66	0,321	78,27	1,33
0,7	29,80	91,45	0,66	0,322	78,27	1,14
0,8	34,06	87,82	0,66	0,323	78,27	1,00
0,9	38,32	85,29	0,66	0,324	78,26	0,89
1	42,57	83,44	0,67	0,325	78,26	0,80
1,1	46,83	82,04	0,67	0,326	78,26	0,72
1,2	51,09	80,95	0,67	0,327	78,25	0,66
1,3	55,35	80,06	0,67	0,328	78,25	0,61
1,4	59,60	79,32	0,67	0,330	78,25	0,57
1,5	63,86	78,70	0,68	0,331	78,24	0,53
1,6	68,12	78,15	0,68	0,332	78,24	0,50
1,7	72,37	77,67	0,68	0,334	78,23	0,47
1,8	76,63	77,24	0,69	0,335	78,23	0,44
1,9	80,89	76,84	0,69	0,337	78,22	0,42
2	85,15	76,47	0,69	0,338	78,22	0,40
2,5	106,43	74,86	0,71	0,348	78,19	0,32
3	127,72	73,43	0,73	0,358	78,15	0,27
3,1	131,98	73,15	0,74	0,360	78,14	0,26
3,5	149,01	72,05	0,75	0,369	78,11	0,23
4	170,29	70,69	0,78	0,381	78,07	0,20
4,5	191,58	69,35	0,80	0,393	78,03	0,18
5	212,87	68,03	0,83	0,405	77,99	0,16
5,5	234,15	66,74	0,85	0,417	77,95	0,15
6	255,44	65,49	0,87	0,429	77,91	0,13
6,5	276,73	64,30	0,90	0,441	77,87	0,12
7	298,01	63,17	0,92	0,452	77,83	0,11
7,5	319,30	62,09	0,94	0,463	77,80	0,11
8	340,59	61,08	0,96	0,473	77,76	0,10

It appears that a 0,3 % NaCl solution is close to a PATIENT'S conductivity at most commercial field strengths. Note that BODY TEST DEVICES approach one wavelength at about 2 T. Lower dielectric constant materials such as silicone oil may be required to avoid inhomogeneities from standing waves at these higher field strengths.

B.3.1.4 DISPOSITIF D'ESSAI: Application d'une charge en fonction de la longueur, du rayon et de l'épaisseur annulaire

Soit un DISPOSITIF D'ESSAI cylindrique de rayon r (r maximal = a), de longueur L , de conductivité, σ , et de densité ρ . Comme première approximation, le taux d'absorption spécifique (TAS) moyen dans une bobine d'émission RF de type en cage d'oiseau ayant une fréquence angulaire (pulsation), ω , et une moyenne quadratique d'induction magnétique $B_{1\text{eff}}$, peut être exprimé de la manière suivante:

$$\text{TAS}_{\text{moy}} = \frac{\int_0^a \frac{\sigma \omega^2 B_{1\text{eff}}^2 r^2}{2\rho} (2\pi r L) dr}{\pi a^2 L} = \frac{\sigma \omega^2 B_{1\text{eff}}^2 a^2}{4\rho} \quad (\text{B.10})$$

La puissance moyenne absorbée (qui est proportionnelle aux pertes du DISPOSITIF D'ESSAI pour une induction fixe $B_{1\text{eff}}$) est égale au produit du TAS moyen par la masse (masse = $\rho(2\pi r^2 L)$) et peut être exprimée de la manière suivante:

$$P_{\text{moy}} = \text{TAS}_{\text{moy}} \rho \pi a^2 L = \frac{\sigma \omega^2 B_{1\text{eff}}^2 a^4 \pi L}{4} \quad (\text{B.11})$$

Il est probable qu'un DISPOSITIF D'ESSAI cylindrique aussi long que la bobine d'émission RF ayant un rayon de 0,2 m pour le corps ou de 0,1 m pour la tête ait la même charge qu'un PATIENT. Ainsi, le rapport, R , de la puissance moyenne pour un cylindre de conductivité σ_2 , de rayon = α , et de longueur = βL (où $\beta \leq 1$) sur la puissance moyenne dans un cylindre de charge similaire à celle d'un PATIENT peut être exprimé de la manière suivante:

$$R = \frac{\sigma_2 \alpha^4 \beta}{\sigma} \quad (\text{B.12})$$

Si $\sigma_2 = \sigma(\alpha^4 \beta)$, il convient également que ce DISPOSITIF D'ESSAI ait la même charge que celle d'un PATIENT (c'est-à-dire $R = 1$).

Pour les DISPOSITIFS D'ESSAI annulaires, de rayon intérieur = αa et de longueur = βL (où $\beta \leq 1$), le rapport, R_2 , de la puissance absorbée sur la puissance absorbée dans un DISPOSITIF D'ESSAI simulant un PATIENT peut être exprimé de la manière suivante:

$$R_2 = \frac{\sigma_2 (1 - \alpha^4) \beta}{\sigma} \quad (\text{B.13})$$

Si $\sigma_2 = \sigma((1 - \alpha^4)\beta)$, il convient également que ce DISPOSITIF D'ESSAI annulaire ait la même charge que celle d'un PATIENT (c'est-à-dire $R_2 = 1$).

La concentration en pourcentage, $C_{\%}$, (grammes de NaCl pour 100 g de H₂O), requise pour des DISPOSITIFS D'ESSAI peut être exprimée de la manière suivante:

$$C_{\%} = \eta \sigma_2^{\psi} ,$$

où $\eta = 0,493 \%$ m/Siemens et $\psi = 1,015$.

B.3.1.4 TEST DEVICE: Loading as functions of length, radius, and annular thickness

Consider a cylindrical TEST DEVICE with radius, r (maximum $r = a$), length, L , conductivity, σ , and density, ρ . To a first approximation, the average specific absorption rate (SAR) in a transmit radio frequency birdcage coil with radian frequency, ω , and with root mean square magnetic induction, $B1_{\text{rms}}$, may be expressed as:

$$SAR_{\text{ave}} = \frac{\int_0^a \frac{\sigma \omega^2 B1_{\text{rms}}^2 r^2}{2\rho} (2\pi r L) dr}{\pi a^2 L} = \frac{\sigma \omega^2 B1_{\text{rms}}^2 a^2}{4\rho} \quad (\text{B.10})$$

The absorbed average power (which is proportional to TEST DEVICE losses for a fixed $B1_{\text{rms}}$) is the average SAR times the mass (mass = $\rho(2\pi r^2 L)$) and may be expressed as:

$$P_{\text{ave}} = SAR_{\text{ave}} \rho \pi a^2 L = \frac{\sigma \omega^2 B1_{\text{rms}}^2 a^4 \pi L}{4} \quad (\text{B.11})$$

Presumably, a cylindrical TEST DEVICE as long as the RF transmit coil with a radius of 0,2 m for the body or 0,1 m for the head, loads as a PATIENT. Then the ratio, R , of average power for a cylinder with conductivity σ_2 , radius = α , and length = βL (where $\beta \leq 1$) to average power in a cylinder with loading similar to a PATIENT may be expressed as:

$$R = \frac{\sigma_2 \alpha^4 \beta}{\sigma} \quad (\text{B.12})$$

If $\sigma_2 = \sigma(\alpha^4 \beta)$, then this TEST DEVICE should also load like a PATIENT (i.e., $R = 1$).

For annular TEST DEVICES with inner radius = αa and a length = βL (where $\beta \leq 1$), the ratio, R_2 , of absorbed power to the power absorbed in a TEST DEVICE simulating a PATIENT may be expressed as:

$$R_2 = \frac{\sigma_2 (1 - \alpha^4) \beta}{\sigma} \quad (\text{B.13})$$

If $\sigma_2 = \sigma((1 - \alpha^4)\beta)$, then this annular TEST DEVICE should also load like a PATIENT (i.e., $R_2 = 1$).

The concentration percent, $C\%$, (grams of NaCl per 100 g of H_2O), needed for typical TEST DEVICES may be expressed as:

$$C\% = \eta \sigma_2^\psi$$

where $\eta = 0,493\%$ m/Siemens and $\psi = 1,015$.

B.3.1.5 Paramètres de balayage: Filtrés

La spécification des paramètres de balayage dans le présent article ainsi que dans les paragraphes équivalents pour les autres paramètres de qualité d'image et de méthodes de mesure ne permet pas d'appliquer des techniques de filtrage spéciales pour la reconstruction de l'image. Il est exigé que l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE traite les images sans aucune autre modification optionnelle à des fins d'affichage (par exemple interpolation, filtrage, filtres non linéaires). Il convient que tous les filtres qui peuvent être sélectionnés par l'OPERATEUR soient désactivés.

Les filtres qui ne peuvent pas être désactivés sont par exemple les filtres d'apodisation du domaine temps utilisés pour traiter les bords de l'espace k . Certains de ces filtres sont utilisés pour réduire légèrement l'impact visuel des oscillations (phénomène de Gibbs) tandis que certains FABRICANTS utilisent des filtres plus agressifs pour modifier la forme carrée ou rectangulaire de l'espace k en cercle ou ellipse. Ces filtres plus agressifs améliorent également le RSB de l'image par l'inverse de la racine carrée du rapport zone originale/zone filtrée qui reste dans l'espace k .

Des techniques d'imagerie parallèle peuvent également comporter des filtres de domaine spatial de l'image qui compensent les caractéristiques de sensibilité spatiale des bobines. Ces filtres de correction de l'UNIFORMITE de l'image peuvent générer des variations spatiales du RSB de l'image. La plupart des bobines d'imagerie parallèle de nouvelle génération reposent sur ces variations spatiales et par conséquent, le processus de filtrage spatial peut être raisonnablement considéré comme partie intégrante des techniques d'imagerie parallèle et le RSB résultant en sera modifié. Il est donc nécessaire que tous les essais d'imagerie dans la présente norme soient réalisés sans techniques d'imagerie parallèle. Cependant, ces filtres spatiaux sont périodiquement appliqués à des méthodes normalisées d'imagerie non parallèle avec les modifications qui en résultent pour le RSB et l'UNIFORMITE de l'image. C'est pour cette raison que dans la présente norme il est exigé que ces filtres soient désactivés pour toutes les acquisitions.

Cependant, il y a un cas particulier où la présente norme autorise l'utilisation d'un filtre d'image. Certains fabricants d'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE ont intégré des filtres de correction de la distorsion du gradient dans le processus de reconstruction de l'image. Il est raisonnable de considérer que ce filtre fait partie intégrante du processus de reconstruction de l'image et par conséquent son utilisation est admise.

B.3.1.6 Paramètres de balayage: Largeur de bande

Si le nombre de points échantillonnés est gardé constant, le bruit est linéairement dépendant de la racine carrée de la largeur de bande du récepteur uniquement. Les signaux sont acquis pendant les temps de lecture qui sont en général de deux ordres de grandeur plus courts que les temps de relaxation T_1 . Ainsi, la relaxation pendant la lecture est en général insignifiante. Le RAPPORT SIGNAL/BRUIT est amélioré au fur et à mesure que la largeur de bande diminue. Cependant, une réduction de la largeur de bande signifie des temps de "lecture" plus longs. Finalement, une augmentation de la largeur de bande entraînera une perte de signal supplémentaire (et un RSB plus faible) due au temps de relaxation T_1 pendant la lecture.

Pour permettre de comparer les protocoles des différents fournisseurs, les informations suivantes seront utilisées pour corriger le bruit en fonction de la largeur de bande:

B.3.1.6.1 Philips

Définit la largeur de bande par la séparation eau-graisse (WFS).

La différence de fréquence entre l'eau et la graisse est de $3,4 \times 10^{-6}$:

$$\Delta f = \gamma \cdot B_0 \cdot 3,4 \cdot 10^{-6}$$

B.3.1.5 Scan parameters: Filters

The specification of the scan parameters in this clause and in the equivalent subclauses for the other image quality parameters and measurement methodologies, does not permit the application of special filtering techniques for the image reconstruction. It is required that the MR EQUIPMENT processes the images without any further optional modifications for display purposes (e.g., interpolation, filtering, non-linear filters). All such filters that can be selected by the OPERATOR should be disabled.

Examples of filters that cannot be switched off are time domain apodization filters used to treat the edges of k -space. Some of these filters are used to slightly reduce the visual impact of Gibb's ringing whereas some MANUFACTURERS use more aggressive filters to change the shape of k -space from a square or rectangle to a circle or ellipse. These more aggressive filters will also improve image SNR by the reciprocal of the square root of the ratio of the original versus filtered area remaining in k -space.

Parallel imaging techniques also may introduce image spatial domain filters, which compensate for the spatial sensitivity characteristics of the coils. These image UNIFORMITY correction filters may cause spatial variations in image SNR. Since the newest generation of parallel imaging coils rely on these spatial variations, and hence the spatial filtering process can be reasonably considered to be an integral part of parallel imaging techniques, they will change the SNR results. It is therefore required that all imaging tests in this standard be done without parallel imaging techniques. However, these spatial filters are periodically applied to standard non-parallel imaging methods with consequent changes to image SNR and UNIFORMITY. Therefore, we require that these filters are switched off for all acquisitions in this standard.

There is only one situation where this standard permits the use of an image filter. Some MR EQUIPMENT manufacturers have integrated gradient distortion correction filters in their image reconstruction process. It is reasonable to consider this filter to be an integral portion of the image reconstruction process, therefore use of this filter is permitted.

B.3.1.6 Scan parameters: Bandwidth

Noise is linearly dependent on only the square root of receiver bandwidth, if the number of sampled points is kept constant. Signals are acquired during readout times usually two orders of magnitude shorter than T_1 relaxation times. So, relaxation during read-out is typically insignificant. SIGNAL TO NOISE RATIO improves as bandwidth is decreased. However, decreased bandwidth means longer "read-out" times. Eventually, increased bandwidth will result in additional signal loss (and lower SNR) due to T_1 relaxation during readout.

To allow comparison between protocols from different vendors, the following information will correct for noise as a function of bandwidth:

B.3.1.6.1 Philips

Defines the bandwidth using water-fat shift (WFS).

The frequency difference between water and fat is $3,4 \times 10^{-6}$:

$$\Delta f = \gamma \cdot B_0 \cdot 3,4 \cdot 10^{-6}$$

LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL: $BW_{pix} = \frac{\Delta f}{WFS}$ [Hz/pixel]

Largeur de bande de l'image: $BW_{im} = \frac{Scan_matrix \cdot \Delta f}{WFS}$ [Hz/matrice]

La séparation eau-graisse de Philips ne tient pas compte de la matrice de reconstruction (par exemple, si la matrice de balayage a une taille de 256 et que la matrice de reconnaissance a une taille de 512, la séparation eau-graisse fait référence à la matrice de 256).

B.3.1.6.2 GE

Définit la largeur de bande comme étant égale à la moitié de la largeur de bande de l'image (fréquences "positive et négative"); la largeur de bande est souvent affichée sur les images GE:

$$BW_{GE} = BW_{im} / 2 \quad (\pm \text{ largeur de bande})$$

B.3.1.6.3 Siemens

Définit la largeur de bande comme étant la LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL (celle-ci est quelquefois mentionnée dans le nom du protocole: par exemple FLASH3D_6B195 a une largeur de bande de 195 Hz/pixel):

$$BW_{Siemens} = BW_{pix} \quad [Hz/pixel]$$

B.3.1.6.4 Méthodes de comparaison

Pour comparer la largeur de bande et la séparation eau-graisse, il est nécessaire de connaître l'intensité du champ magnétique principal et la taille de matrice de balayage. (Voir le Tableau B.2 ci-dessous.)

NOTE $\pm BW$ est la largeur de bande GE ($\pm BW = BW_{image}/2$).

La relation entre $\pm BW$ et WFS dépend de la taille de la matrice.

BW_{pixel} est la LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL (la relation entre BW_{pixel} et WFS NE dépend PAS de la taille de la matrice).

$$\text{BANDWIDTH PER PIXEL: } BW_{\text{pix}} = \frac{\Delta f}{\text{WFS}} \quad [\text{Hz/pixel}]$$

$$\text{Bandwidth of the image: } BW_{\text{im}} = \frac{\text{Scan_matrix} \cdot \Delta f}{\text{WFS}} \quad [\text{Hz/matrix}]$$

Philips WFS shift does not take into account the reconstruction matrix (e.g. if the scan matrix was 256 and recon matrix was 512, the WFS still refers to the 256 matrix).

B.3.1.6.2 GE

Defines the bandwidth as half the image bandwidth (“positive and negative” frequencies); this bandwidth is often displayed on their images:

$$BW_{\text{GE}} = BW_{\text{im}} / 2 \quad (\pm \text{bandwidth})$$

B.3.1.6.3 Siemens

Defines the bandwidth as the BANDWIDTH PER PIXEL (it is sometimes mentioned in the protocol name: e.g. FLASH3D_6B195 has a bandwidth of 195 Hz/pixel):

$$BW_{\text{Siemens}} = BW_{\text{pix}} \quad [\text{Hz/pixel}]$$

B.3.1.6.4 How to compare

To compare between the bandwidth and the water-fat shift requires knowledge of the main field strength and the scan matrix size. (See Table B.2 below.)

NOTE $\pm BW$ is the GE bandwidth ($\pm BW = BW_{\text{image}}/2$).

The relation $\pm BW$ and WFS depends on matrix size.

BW_{pixel} is the BANDWIDTH PER PIXEL (the relationship between BW_{pixel} and WFS does NOT depend on matrix size).

Tableau B.2 – Comparaison des largeurs de bande des fabricants

Siemens	Philips				GE		
	3 T	1,5 T	1,0 T	0,5 T	128 ± BW [kHz]	256 ± BW [kHz]	512 ± BW [kHz]
BW pix [Hz/pix]	WFS [pixels]	WFS [pixels]	WFS [pixels]	WFS [pixels]			
60	7,5	3,8	2,5	1,3	3,8	7,7	15,4
70	6,4	3,2	2,1	1,1	4,5	9,0	17,9
80	5,6	2,8	1,9	0,9	5,1	10,2	20,5
90	5,0	2,5	1,7	0,8	5,8	11,5	23,0
100	4,5	2,3	1,5	0,8	6,4	12,8	25,6
110	4,1	2,0	1,4	0,7	7,0	14,1	28,2
120	3,8	1,9	1,3	0,6	7,7	15,4	30,7
130	3,5	1,7	1,2	0,6	8,3	16,6	33,3
140	3,2	1,6	1,1	0,5	9,0	17,9	35,8
150	3,0	1,5	1,0	0,5	9,6	19,2	38,4
160	2,8	1,4	0,9	0,5	10,2	20,5	41,0
170	2,6	1,3	0,9	0,4	10,9	21,8	43,5
180	2,5	1,3	0,8	0,4	11,5	23,0	46,1
190	2,4	1,2	0,8	0,4	12,2	24,3	48,6
200	2,3	1,1	0,8	0,4	12,8	25,6	51,2
210	2,1	1,1	0,7	0,4	13,4	26,9	53,8
220	2,0	1,0	0,7	0,3	14,1	28,2	56,3
230	2,0	1,0	0,7	0,3	14,7	29,4	58,9
240	1,9	0,9	0,6	0,3	15,4	30,7	61,4
250	1,8	0,9	0,6	0,3	16,0	32,0	64,0

B.3.1.7 DISPOSITIFS D'ESSAI en intensités de champs élevées (≥ 1,5 T)

A des intensités de champs élevées (≥ 1,5 T), des DISPOSITIFS D'ESSAI remplis de matériaux ayant une constante diélectrique élevée (tels que l'eau) supporteront les ondes stationnaires (phénomènes diélectriques). Ces ondes stationnaires peuvent nuire à certains essais de qualité d'image tels que le rapport signal/bruit ou l'UNIFORMITE, notamment à des intensités de champ ≥ 3 T. L'huile de silicone a une constante diélectrique faible et permet de pallier le problème des ondes stationnaires. Cependant, l'huile de silicone a des propriétés de relaxation qui peuvent la rendre inappropriée en tant que DISPOSITIF D'ESSAI lorsqu'elle est utilisée sous forme "pure". Les propriétés de relaxation de la RESONANCE MAGNETIQUE de certaines huiles de silicone (polydiméthyle siloxane, par exemple Silicones SF96-50 de GE) peuvent être ajustées par l'ajout de concentrations variables de Gd[TMHD] (=Tris(2,2,6,6-tétraméthyl-3,5-heptanedionato) gadolinium (III)). Il peut être trouvé une équation d'ajustement de courbe qui permet de prédire de manière précise les propriétés expérimentales de relaxation à des concentrations allant jusqu'à quatre parties par millier en masse. Soit c = concentration de Gd[TMHD] en parties par millier en masse dans l'huile mentionnée ci-dessus. Les propriétés de relaxation (soit T_1 ou T_2 en millisecondes) dépendent des constantes d'ajustement de la courbe (voir Tableau B.3 ci-dessous), b_0 , b_1 , b_2 , et b_3 , elles peuvent être exprimées de la manière suivante:

$$T_{1\text{ou }2} = 1 / (b_0 + b_1 c + b_2 c^2 + b_3 c^3) \tag{B.14}$$

Table B.2 – Comparison of company bandwidths

Siemens	Philips				GE		
	3 T	1,5 T	1,0 T	0,5 T	128 ± BW	256 ± BW	512 ± BW
BW pix [Hz/pix]	WFS [pixels]	WFS [pixels]	WFS [pixels]	WFS [pixels]	[kHz]	[kHz]	[kHz]
60	7,5	3,8	2,5	1,3	3,8	7,7	15,4
70	6,4	3,2	2,1	1,1	4,5	9,0	17,9
80	5,6	2,8	1,9	0,9	5,1	10,2	20,5
90	5,0	2,5	1,7	0,8	5,8	11,5	23,0
100	4,5	2,3	1,5	0,8	6,4	12,8	25,6
110	4,1	2,0	1,4	0,7	7,0	14,1	28,2
120	3,8	1,9	1,3	0,6	7,7	15,4	30,7
130	3,5	1,7	1,2	0,6	8,3	16,6	33,3
140	3,2	1,6	1,1	0,5	9,0	17,9	35,8
150	3,0	1,5	1,0	0,5	9,6	19,2	38,4
160	2,8	1,4	0,9	0,5	10,2	20,5	41,0
170	2,6	1,3	0,9	0,4	10,9	21,8	43,5
180	2,5	1,3	0,8	0,4	11,5	23,0	46,1
190	2,4	1,2	0,8	0,4	12,2	24,3	48,6
200	2,3	1,1	0,8	0,4	12,8	25,6	51,2
210	2,1	1,1	0,7	0,4	13,4	26,9	53,8
220	2,0	1,0	0,7	0,3	14,1	28,2	56,3
230	2,0	1,0	0,7	0,3	14,7	29,4	58,9
240	1,9	0,9	0,6	0,3	15,4	30,7	61,4
250	1,8	0,9	0,6	0,3	16,0	32,0	64,0

B.3.1.7 Higher field strengths ($\geq 1,5$ T) TEST DEVICES

At higher field strengths ($\geq 1,5$ T) TEST DEVICES filled with high dielectric constant materials (such as water) will support standing waves (dielectric phenomena). These standing waves may confound some image quality tests such as signal to noise or UNIFORMITY, especially at field strengths ≥ 3 T. Silicone oil's low dielectric constant helps alleviate the standing wave problem. However, silicone oil has relaxation properties that may render it unsuitable as a TEST DEVICE when used in its "pure" form. The MR relaxation properties of certain silicone oils (polydimethyl siloxane, e.g. GE Silicones SF96-50) can be adjusted by adding varying concentrations of Gd[TMHD] (=Tris(2,2,6,6-tetramethyl-3,5-heptanedionato)gadolinium (III)). A curve-fit equation can be found which appears to accurately predict the experimental relaxation properties at concentrations up to four parts per thousand by weight. Let c = concentration of Gd[TMHD] in parts per thousand by weight in the above mentioned oil. The relaxation properties (either T_1 or T_2 in milliseconds) depend on curve fit constants (see Table B.3 below), b_0 , b_1 , b_2 , and b_3 , and may be expressed as:

$$T_{1 \text{ or } 2} = 1 / (b_0 + b_1 c + b_2 c^2 + b_3 c^3) \quad . \quad (\text{B.14})$$

Tableau B.3 – Paramètres d'ajustement de la relaxation pour des concentrations de Gd[TMHD] ≤ 4 parties par millier en masse

Constante	1,5 T		3 T	
	Pour T_1	Pour T_2	Pour T_1	Pour T_2
b_0	1,143E-03	2,023E-03	9,658E-04	2,013E-03
b_1	3,530E-03	6,960E-03	1,033E-03	1,231E-02
b_2	-2,209E-03	-3,625E-03	-4,816E-04	-5,599E-03
b_3	6,789E-04	1,061E-03	1,866E-04	1,381E-03

B.3.2 Inconvénients: Tourbillonnement du DISPOSITIF D'ESSAI

Au cours de cet essai, toute instabilité du DISPOSITIF D'ESSAI ou de l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE se traduira par une augmentation des fausses images ainsi que par une éventuelle perte localisée du signal et/ou du gain en fonction des paramètres de séquence. En général, l'eau contenue dans un DISPOSITIF D'ESSAI commencera à tourbillonner au cours du processus de mise en place du DISPOSITIF D'ESSAI dans l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE. Ce tourbillonnement se stabilise généralement en 15 min environ. Pour une meilleure précision de mesure, laissez le DISPOSITIF D'ESSAI se stabiliser dans le scanner pendant 15 min avant de commencer le balayage initial.

B.3.3 Références bibliographiques

D'autres informations peuvent être trouvées en [4], [5], [1] et [2].

B.4 Concernant le Paragraphe 4.3: UNIFORMITE

B.4.1 Justifications

Les BOBINES RF utilisées dans les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE peuvent ne pas détecter le même signal de RESONANCE MAGNETIQUE provenant d'emplacements différents avec la même sensibilité. La distribution de la sensibilité de la bobine résulte de la conception de la bobine spécifique. Cette distribution détermine la fonction de pondération relative $w(x,y,z)$ de l'intensité du signal au point (x,y,z) contribuant à l'intensité totale du signal de la bobine. Pour la mesure de cette fonction de pondération spatiale, il est utilisé un DISPOSITIF D'ESSAI homogène, entouré d'une bobine d'émission RF et soumis à une excitation uniforme (idéalement) sur l'ensemble du volume.

Le présent article donne une procédure de mesure qui détermine les caractéristiques combinées d'émission et de réception des bobines d'émission/réception ainsi que les caractéristiques de réception des bobines purement réceptrices. Ces caractéristiques sont résumées sous le terme "distribution de la bobine". Ce terme représente une valeur pratique qui fournit une indication - dans certaines conditions - de l'adéquation du volume contenu dans une bobine pour des exigences d'imagerie spécifiques.

Un grand nombre de bobines différentes est utilisé pour les procédures de RESONANCE MAGNETIQUE. En particulier, la combinaison de différentes bobines uniques pour constituer un système global de bobines (en réseau) est devenue très utile pour l'imagerie clinique. Afin de permettre une caractérisation suffisante de ces systèmes de bobines, chaque bobine particulière du réseau doit être mesurée séparément en fonction des exigences établies ci-dessous.

**Table B.3 – Relaxation fit parameters for Gd[TMHD]
concentrations ≤ 4 parts per thousand by weight**

constant	1.5T		3T	
	for T ₁	for T ₂	for T ₁	for T ₂
<i>b</i> ₀	1,143E-03	2,023E-03	9,658E-04	2,013E-03
<i>b</i> ₁	3,530E-03	6,960E-03	1,033E-03	1,231E-02
<i>b</i> ₂	-2,209E-03	-3,625E-03	-4,816E-04	-5,599E-03
<i>b</i> ₃	6,789E-04	1,061E-03	1,866E-04	1,381E-03

B.3.2 Pitfalls: TEST DEVICE swirling

In this test, any instability in the TEST DEVICE or the MR EQUIPMENT will be registered as increased ghosting as well as a possible regional signal loss and/or gain depending on sequence parameters. Typically, the water within a TEST DEVICE will start to swirl in the process of placing the TEST DEVICE in the MR EQUIPMENT. This swirling typically settles out in about 15 min. For best measurement accuracy, let the TEST DEVICE settle within the scanner for 15 min before scanning it initially.

B.3.3 References

Further information can be found in [4], [5], [1] and [2].

B.4 Pertaining to 4.3: UNIFORMITY

B.4.1 Rationale

RF-COILS used in MR-EQUIPMENT may not detect the same MR-signal from different locations with the same sensitivity. A coil sensitivity distribution results from the specific coil design. The distribution determines the relative weighting function $w(x,y,z)$ of the signal intensity at the location (x,y,z) contributing to the total signal intensity of the coil. For the measurement of such a spatial weighting function, a homogeneous TEST DEVICE is used, enclosed by an RF transmit coil and being (ideally) uniformly excited over the entire volume.

This clause presents a measurement procedure which determines the combined transmit and receive characteristics of transmit-receive coils and the receive characteristic of pure receive coils. These characteristics are summarized with the term “coil distribution”. It represents a practical figure that provides an indication - under certain conditions - as to the volume inside a coil that is suitable for specific imaging requirements.

For MR procedures, a multitude of different coils are used. In particular, the combination of different single coils to form one overall coil system (an array) has become very useful for clinical imaging. For sufficient characterisation of such coil systems, each of the individual coils of the array has to be measured separately according to the prescription given below.

B.4.2 Théorie de la méthode de l'AAD (écart absolu moyen)

L'analyse des DONNEES D'IMAGES bidimensionnelles doit utiliser la technique de mesure de l'UNIFORMITE AAD (écart absolu moyen). Cette méthode fonctionne tout aussi bien pour les bobines de volume que pour les bobines de surface, y compris les configurations en réseau.

L'écart absolu moyen (AAD) est défini comme

$$AAD = \sum_{i=1}^N (|Y_i - \bar{Y}|) / N$$

où \bar{Y} est la moyenne des données et $|Y|$ est la valeur absolue de Y . Cette mesure ne calcule pas le carré de la distance à partir de la moyenne et ainsi elle est moins affectée par ses relations extrêmes que ne le sont la variance et l'écart type.

Pour les APPAREILS A RESONANCE MAGNETIQUE utilisant des intensités de champ de 1,5 T et plus, il est préférable d'avoir un DISPOSITIF D'ESSAI rempli d'huile destiné à éviter les effets de longueurs d'ondes finies dans le DISPOSITIF D'ESSAI. Voir [1].

Si l'on applique cette mesure à une bonne bobine "tête", l'UNIFORMITE sera d'environ 98 %.

B.4.3 Ondes stationnaires

A des intensités de champ de 1,5 T et au-dessus, il existe un potentiel d'apparition d'ondes stationnaires dans des DISPOSITIFS D'ESSAI cylindriques contenant des fluides à base d'eau. Dans de telles conditions, l'essai d'UNIFORMITE pourrait donner des résultats d'UNIFORMITE artificiellement médiocres. Se reporter à la Bibliographie pour les publications qui couvrent ce sujet. Il est suggéré d'utiliser des DISPOSITIFS D'ESSAI à base d'huile pour des intensités de champ supérieures à 1,5 T.

B.5 Concernant le Paragraphe 4.5: Distorsion géométrique bidimensionnelle

B.5.1 Justifications

Il convient que la relation spatiale dans les images cliniques corresponde à la relation spatiale réelle dans l'objet étudié. Il s'agit de l'une des propriétés essentielles d'un APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE. Cependant, ce rapport dans les images peut être influencé par plusieurs facteurs techniques.

La DISTORSION GEOMETRIQUE est due aux écarts du champ magnétique par rapport à la valeur nominale à l'emplacement du pixel. Le champ magnétique local est la superposition du champ magnétique statique B_0 et des champs magnétiques dus au système de gradient. Pour les techniques d'imagerie à écho de spin et à écho de gradient unique, la différence entre ces valeurs de champ et leurs valeurs nominales détermine la distorsion dans un PLAN D'IMAGE bidimensionnelle à l'emplacement du pixel, comme indiqué par les relations suivantes:

$$\Delta x(\vec{r}) = \frac{\Delta B_0(\vec{r})}{G_{rd}} + \frac{\Delta G_{rd}(\vec{r}) \cdot x}{G_{rd}} \quad (B.15)$$

$$\Delta y(\vec{r}) = \frac{\Delta G_{ph}(\vec{r}) \cdot y}{G_{ph}} \quad (B.16)$$

B.4.2 Theory AAD method

The analysis of the 2D IMAGE DATA shall use the AAD (average absolute deviation) UNIFORMITY measurement technique. This method works equally well on both volume and surface coils including array configurations.

The average absolute deviation (AAD) is defined as

$$AAD = \sum_{i=1}^N (|Y_i - \bar{Y}|) / N$$

where \bar{Y} is the mean of the data and $|Y|$ is the absolute value of Y . This measure does not square the distance from the mean, so it is less affected by extreme observations than are the variance and the standard deviation.

For MR EQUIPMENT using field strengths of 1,5 T and greater it is preferable to have an oil filled TEST DEVICE to avoid finite wavelength effects within the TEST DEVICE. See [1].

Applying this measure to a good head coil, the UNIFORMITY will be ~98 %.

B.4.3 Standing waves

At field strengths of 1,5 T and above, there is the potential for standing waves to occur in cylindrical TEST DEVICES containing water based fluids. Under such conditions the test for UNIFORMITY could produce artificially poor UNIFORMITY results. Please refer to the reference subclause for papers that cover this topic. It is suggested that oil based TEST DEVICES are used for field strengths above 1,5 T.

B.5 Pertaining to 4.5: Two-dimensional geometric distortion

B.5.1 Rationale

The spatial relationship in clinical images should correspond to the actual spatial relationship in the object under investigation. This is one of the essential properties of an MR EQUIPMENT. However, several technical factors may influence this relationship in the images.

GEOMETRIC DISTORTION is caused by magnetic field deviations from the nominal value at the location of the pixel. The local magnetic field is the superposition of the static magnetic field B_0 and the magnetic fields caused by the gradient system. For spin echo and single gradient echo imaging techniques the differences of these field values from their nominal values determines the distortion within a 2D IMAGE PLANE at the location of the pixel, as given by the following relations:

$$\Delta x(\vec{r}) = \frac{\Delta B_0(\vec{r})}{G_{rd}} + \frac{\Delta G_{rd}(\vec{r}) \cdot x}{G_{rd}} \quad (\text{B.15})$$

$$\Delta y(\vec{r}) = \frac{\Delta G_{ph}(\vec{r}) \cdot y}{G_{ph}} \quad (\text{B.16})$$

$$\Delta z(\vec{r}) = \frac{\Delta B_0(\vec{r})}{G_{sel}} + \frac{\Delta G_{sel}(\vec{r}) \cdot z}{G_{sel}} \quad (B.17)$$

$$\Delta r(\vec{r}) = \sqrt{\Delta x(\vec{r})^2 + \Delta y(\vec{r})^2 + \Delta z(\vec{r})^2} \quad (B.18)$$

Coordonnées cartésiennes: sens de lecture en x, sens de codage en phase en y, sens de sélection de coupe en z, où:

- \vec{r} est la distance du pixel au centre magnétique;
- $\Delta B_0(\vec{r})$ est l'inhomogénéité du champ statique à l'emplacement du pixel;
- $\Delta G(\vec{r})$ est l'erreur de linéarité du gradient à l'emplacement du pixel;
- $G_{rd, ph, sel}$ est le gradient dans les sens de lecture, de codage en phase et de sélection de coupe;
- $\Delta r(\vec{r})$ est le décalage géométrique des pixels.

L'équation applicable au sens du codage en phase (B.16) ne comporte aucune contribution des inhomogénéités du champ magnétique statique B_0 . Les inhomogénéités du champ statique agissent uniquement dans le sens de lecture et de sélection de coupe. L'effet des inhomogénéités du champ statique dépend de l'intensité relative des champs du gradient associé, comme indiqué dans les équations (B.15) et (B.17). Les erreurs de linéarité du gradient affectent tous les axes, mais l'importance de la distorsion due aux gradients est indépendante de son intensité.

Les distorsions d'image dues aux inhomogénéités du champ principal et aux gradients sont très faibles à proximité de l'isocentre et augmentent de manière disproportionnée au fur et à mesure que la distance par rapport à l'isocentre grandit, du fait de la nature de la conception de la bobine.

Outre les DISTORSIONS GEOMETRIQUES induites par l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE, les caractéristiques de susceptibilité magnétique du PATIENT ou du DISPOSITIF D'ESSAI peuvent également donner lieu à des distorsions. L'importance de la modification du champ local s'inscrit dans une plage de 1×10^{-6} , c'est-à-dire 43 Hz à 1,0 T ou 64 Hz à 1,5 T. Ce qui signifie qu'en utilisant les séquences d'imagerie habituelles avec des LARGEURS DE BANDE PAR PIXEL supérieures à 100 Hz/pixel, l'importance de la distorsion due aux modifications de la susceptibilité est négligeable dans le sens de lecture. Pour des techniques d'imagerie particulières, par exemple l'imagerie EPI (imagerie échoplanaire) pour laquelle toutes les données sont recueillies en une seule acquisition, la largeur de bande efficace dans le sens de codage en phase est très faible et il peut en résulter de graves artefacts de susceptibilité.

Les DISTORSIONS GEOMETRIQUES à variation spatiale induisent des variations de densité du signal. Des objets qui sont géométriquement agrandis/réduits subissent des pertes/gains d'intensité du signal.

NOTE Certains systèmes permettent à l'OPERATEUR d'activer/désactiver le filtre de DISTORSION GEOMETRIQUE. Le recueil d'images de DISTORSION GEOMETRIQUE avec les deux états (activé/désactivé) de filtre peut fournir un supplément d'information utile.

B.5.2 Inconvénients

B.5.2.1 Sources d'erreurs

Même dans le cas d'une image sans aucune DISTORSION GEOMETRIQUE, δ et σ_δ sont égaux à zéro uniquement si le centre de référence qui a été choisi pour la mesure des rayons correspond précisément au centre géométrique du DISPOSITIF D'ESSAI. L'erreur de centrage n'augmente pas en fonction de l'augmentation du nombre de mesures N .

$$\Delta z(\vec{r}) = \frac{\Delta B_0(\vec{r})}{G_{\text{sel}}} + \frac{\Delta G_{\text{sel}}(\vec{r}) \cdot z}{G_{\text{sel}}} \quad (\text{B.17})$$

$$\Delta r(\vec{r}) = \sqrt{\Delta x(\vec{r})^2 + \Delta y(\vec{r})^2 + \Delta z(\vec{r})^2} \quad (\text{B.18})$$

Cartesian coordinates: read direction in x, phase-encoding direction in y, slice-selection direction in z, where:

- \vec{r} is the distance of the pixel from the magnet centre;
- $\Delta B_0(\vec{r})$ is the static field inhomogeneity at the location of the pixel;
- $\Delta G(\vec{r})$ is the gradient linearity error at the location of the pixel;
- $G_{\text{rd, ph, sel}}$ is the gradient in read, phase-encoding and slice-selection direction;
- $\Delta r(\vec{r})$ is the geometrical shift of the pixel.

The equation for the phase-encoding direction (B.16) does not contain any contribution from static magnetic field B_0 inhomogeneities. Static field inhomogeneity acts only in the read and slice-selection direction. The effect of the static field inhomogeneity depends on the relative strength of the associated gradient fields, as shown in equations (B.15) and (B.17). Gradient linearity errors effect all directions, but the amount of distortion caused by the gradients is independent of the gradient strength.

The image distortions due to main field inhomogeneity and the gradients is very small near ISOCENTRE and increases disproportionately with increasing distance from the ISOCENTRE due to the nature of the coil design.

In addition to MR EQUIPMENT induced GEOMETRIC DISTORTIONS, the magnetic susceptibility characteristics of the PATIENT or TEST DEVICE can also introduce distortions. The amount of local field change typically is in the range of 1×10^{-6} , i.e., 43 Hz at 1,0 T or 64 Hz at 1,5 T. That means, using usual imaging sequences with BANDWIDTH PER PIXEL of more than 100 Hz/pixel, the amount of distortion due to susceptibility changes can be neglected in the readout direction. For special imaging techniques, e.g., EPI where one data acquisition collects all the data, the effective bandwidth in the phase encode direction is very low and severe susceptibility artifacts may occur.

Spatially variant GEOMETRIC DISTORTIONS introduce signal density variations. Objects that are geometrically enlarged/diminished suffer a signal intensity loss/gain.

NOTE Some systems may permit the GEOMETRIC DISTORTION filter to be OPERATOR enabled/disabled. Collecting GEOMETRIC DISTORTION images in both filter states may provide useful extra information.

B.5.2 Pitfalls

B.5.2.1 Sources of errors

Even in the case of an image without any GEOMETRIC DISTORTION, δ and σ_δ are equal to zero only if the reference centre that was chosen for the radii measurement corresponds precisely to the TEST DEVICE geometric centre. This centring error does not decrease when the number of measurements N increases.

Le choix de points de mesure qui ne sont pas précisément placés sur le périmètre induit un second type d'erreur. L'augmentation du nombre de mesures N réduit l'erreur δ car la probabilité de choix de points qui sont à l'intérieur ou à l'extérieur du périmètre est la même.

B.5.2.2 Effet des erreurs sur la DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle

L'estimation de l'effet de l'erreur de centrage sur δ est obtenue par la formule suivante (voir Figure B 2):

$$R^2 = (r \cdot \cos \theta + \varepsilon)^2 + (r \cdot \sin \theta_r)^2 \tag{B.19}$$

pour $r > 0$ et $\frac{\varepsilon}{R} \ll 1$

$$r \cong R \cdot \left[1 - \frac{\varepsilon}{R} \cdot \cos \theta_r - \frac{1}{2} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \cdot \sin^2 \theta_r \right] \tag{B.20}$$

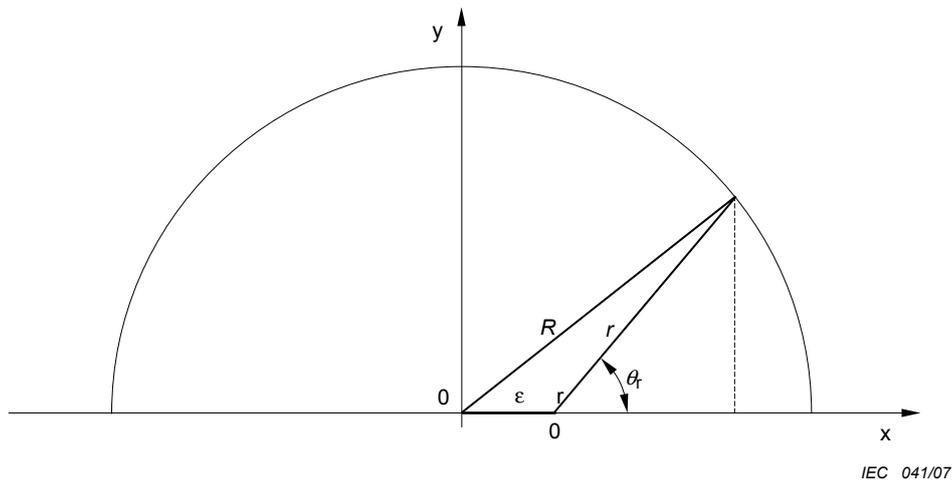


Figure B.2 – Erreur de centrage

IEC 041/07

Choosing measurement points that are not precisely on the perimeter introduces a second type of error. Increasing the number of measurements N decreases the δ error because the likelihood of choosing points internal or external to the perimeter is the same.

B.5.2.2 Effect of the errors on scale GEOMETRIC DISTORTION

An estimation of the effect of the centring error on δ is obtained through the following formula (see Figure B 2):

$$R^2 = (r \cdot \cos\theta + \varepsilon)^2 + (r \cdot \sin\theta_r)^2 \quad (\text{B.19})$$

for $r > 0$ and $\frac{\varepsilon}{R} \ll 1$

$$r \cong R \cdot \left[1 - \frac{\varepsilon}{R} \cdot \cos\theta_r - \frac{1}{2} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \cdot \sin^2\theta_r \right] \quad (\text{B.20})$$

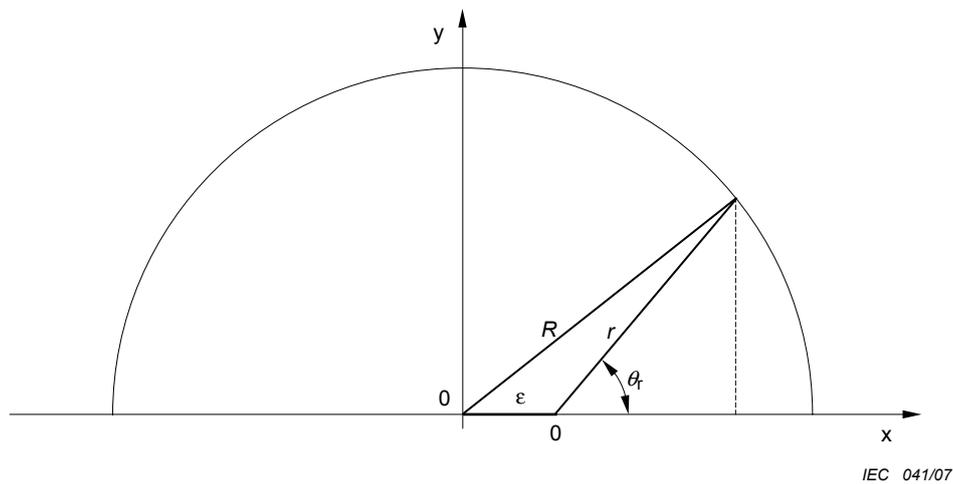


Figure B.2 – Centring error

La formule suivante donne une bonne approximation d'obtention de \bar{r} pour $N_d \gg 1$:

$$\bar{r} = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} R \cdot \left[1 - \frac{\varepsilon}{R} \cdot \cos \theta_r - \frac{1}{2} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \cdot \sin^2 \theta_r \right] \cdot d\theta_r \quad (\text{B.21})$$

$$\Rightarrow \bar{r} = R \cdot \left[1 - \frac{1}{4} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \right] \quad (\text{B.22})$$

Si l'on se reporte à l'équation (8) de 4.5.5, on obtient une distorsion géométrique d'échelle efficace qui comprend la DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle réelle de l'image et la contribution de l'erreur de centrage:

$$\delta' = \frac{1}{4} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 + \delta \quad (\text{B.23})$$

B.5.2.3 Effet des erreurs sur la DISTORSION GEOMETRIQUE d'aberration

En référence à (B.20), la $i^{\text{ème}}$ distance radiale mesurée peut être évaluée comme suit:

$$r_i = \bar{r} + \Delta_i(P) + \Delta_i(\varepsilon) + \Delta_i(\delta) \quad (\text{B.24})$$

où $\Delta_i(P)$ est l'erreur due au choix de points de mesure qui ne sont pas précisément sur le périmètre de la ROI; $\Delta_i(\varepsilon)$ est l'erreur de centrage; et $\Delta_i(\delta)$ est la contribution de la DISTORSION GEOMETRIQUE.

Si l'on remplace la formule en (B.20) par la formule en (B.24) et si l'on ignore les termes mixtes pour $N_d \gg 1$, et étant donné que $\Delta_i(P)$, $\Delta_i(\varepsilon)$ et $\Delta_i(\delta)$ sont des variables indépendantes, on obtient:

$$\sigma_{\delta'} = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(P)^2 + \Delta_i(\varepsilon)^2 + \Delta_i(\delta)^2}{N_d - 1}} \quad (\text{B.25})$$

et

$$\sigma_{\delta'} \leq \frac{1}{R} \left[\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\delta)^2}{N_d - 1}} + \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\varepsilon)^2 + \Delta_i(P)^2}{N_d - 1}} \right] \quad (\text{B.26})$$

$$\sigma_{\delta'} \leq \sigma_{\delta} + \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\varepsilon)^2 + \Delta_i(P)^2}{N_d - 1}} \quad (\text{B.27})$$

A good approximation to obtain \bar{r} for $N_d \gg 1$ is:

$$\bar{r} = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} R \cdot \left[1 - \frac{\varepsilon}{R} \cdot \cos\theta_r - \frac{1}{2} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \cdot \sin^2\theta_r \right] \cdot d\theta_r \quad (\text{B.21})$$

$$\Rightarrow \bar{r} = R \cdot \left[1 - \frac{1}{4} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \right] \quad (\text{B.22})$$

Referring to (8) in 4.5.5 we obtain an effective scale GEOMETRIC DISTORTION, which includes the actual scale GEOMETRIC DISTORTION of the image and the centring error contribution:

$$\delta' = \frac{1}{4} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 + \delta \quad (\text{B.23})$$

B.5.2.3 Effect of the errors on aberration GEOMETRIC DISTORTION

Referring to (B.20), the i -th radial measured distance can be evaluated as follows:

$$r_i = \bar{r} + \Delta_i(P) + \Delta_i(\varepsilon) + \Delta_i(\delta) \quad (\text{B.24})$$

where $\Delta_i(P)$ is the error caused by choosing the measurement points not precisely on the ROI perimeter; $\Delta_i(\varepsilon)$ is the centring error; and $\Delta_i(\delta)$ is the contribution of the GEOMETRIC DISTORTION.

Substituting in (B.20) with (B.24), ignoring the mixed terms for $N_d \gg 1$, and since $\Delta_i(P)$, $\Delta_i(\varepsilon)$ and $\Delta_i(\delta)$ are independent variables, we obtain:

$$\sigma_{\delta'} = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(P)^2 + \Delta_i(\varepsilon)^2 + \Delta_i(\delta)^2}{N_d - 1}} \quad (\text{B.25})$$

and

$$\sigma_{\delta'} \leq \frac{1}{R} \left[\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\delta)^2}{N_d - 1}} + \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\varepsilon)^2 + \Delta_i(P)^2}{N_d - 1}} \right] \quad (\text{B.26})$$

$$\sigma_{\delta'} \leq \sigma_{\delta} + \frac{1}{R} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_d} \Delta_i(\varepsilon)^2 + \Delta_i(P)^2}{N_d - 1}} \quad (\text{B.27})$$

En référence aux équations (B.24) et (B.27), on obtient:

$$\Delta_i(\varepsilon) = r_i - \bar{r} \cong R \cdot \left[\frac{\varepsilon}{R} \cdot \cos \theta_{r,i} + \frac{1}{4} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \cdot \cos 2\theta_{r,i} \right] \quad (\text{B.28})$$

Si l'on remplace la formule en (B.27) par la formule en (B.28), en utilisant l'approximation de l'intégrale angulaire définie pour $N_d \gg 1$ et en ignorant les termes non linéaires ε , on obtient:

$$\sigma_{\delta'} \leq \sigma_{\delta} + \frac{1}{R} [\Delta(P) + \varepsilon] \quad (\text{B.29})$$

Sur la base de l'hypothèse raisonnable selon laquelle $\Delta(P) \leq \varepsilon$, on obtient:

$$\sigma_{\delta'} \cong \sigma_{\delta} + \frac{\varepsilon}{R} \quad (\text{B.30})$$

B.5.2.4 Conclusion

La DISTORSION GEOMETRIQUE d'échelle efficace a une dépendance quadratique sur $\frac{\varepsilon}{R}$ tandis que la DISTORSION GEOMETRIQUE d'aberration efficace a une dépendance linéaire.

Les valeurs de DISTORSION GEOMETRIQUE mesurées telles que:

$$|\delta'| > \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \quad \text{ou}$$

$$\sigma_{\delta'} > \frac{\varepsilon}{R}$$

sont significatives pour la DISTORSION GEOMETRIQUE réelle de l'image.

NOTE Cette mesure donne des informations totalement différentes selon qu'elle est calculée avec ou sans correction de la distorsion du gradient du logiciel.

Si la correction de la distorsion du gradient est activée, des distorsions résiduelles peuvent apparaître sur des images cliniques.

Si la correction de la distorsion du gradient est désactivée, la distorsion physique des bobines génératrices de champ magnétique est visible. Ces informations sont importantes dans le cas où la distorsion ne peut pas être corrigée, par exemple pour la sélection de coupe.

B.6 Concernant le Paragraphe 4.6: RESOLUTION SPATIALE

B.6.1 Justifications

La RESOLUTION SPATIALE peut être différente de la résolution nominale en fonction de la séquence d'impulsions et des temps de relaxation.

Un système d'imagerie linéaire et sans variation du décalage peut être caractérisé par sa FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (FTM).

Referring to (B 24) and (B 27) we obtain:

$$\Delta_i(\varepsilon) = r_i - \bar{r} \cong R \cdot \left[\frac{\varepsilon}{R} \cdot \cos\theta_{r,i} + \frac{1}{4} \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \cdot \cos 2\theta_{r,i} \right] \quad (\text{B.28})$$

Substituting in (B.27) with (B.28), using the angular definite integral approximation for $N_d \gg 1$, and ignoring the ε non-linear terms, we obtain:

$$\sigma_{\delta'} \leq \sigma_{\delta} + \frac{1}{R} [\Delta(P) + \varepsilon] \quad (\text{B.29})$$

With the reasonable assumption that $\Delta(P) \leq \varepsilon$, we obtain:

$$\sigma_{\delta'} \cong \sigma_{\delta} + \frac{\varepsilon}{R} \quad (\text{B.30})$$

B.5.2.4 Conclusion

The effective scale GEOMETRIC DISTORTION has a quadratic dependence on $\frac{\varepsilon}{R}$, while the effective aberration GEOMETRIC DISTORTION has a linear dependence.

Measured GEOMETRIC DISTORTION values such as that:

$$|\delta'| > \left(\frac{\varepsilon}{R} \right)^2 \quad \text{or}$$

$$\sigma_{\delta'} > \frac{\varepsilon}{R}$$

are significant for real GEOMETRIC DISTORTION of the image.

NOTE This measurement gives totally different information if performed with or without software gradient distortion correction.

If the gradient distortion correction is turned on, residual distortions may be visible in clinical images.

If the gradient distortion correction is turned off, the physical distortion of the field producing coils is visible. This information is important for those cases where the distortion cannot be corrected, e.g., slice selection.

B.6 Pertaining to 4.6: SPATIAL RESOLUTION

B.6.1 Rationale

The SPATIAL RESOLUTION may differ from the nominal resolution depending on the pulse sequence and the relaxation times.

A linear and shift-invariant imaging system can be characterised by its MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF).

La fonction périodique de boîte $g(x)$ s'étendant à l'infini, de périodicité L et de largeur de boîte d , peut être décrite de la manière suivante:

$$g(x) = \frac{d}{L} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1,2,3\dots} \frac{(-1)^n}{n} \sin(n\pi \frac{d}{L}) \cos(\frac{2n\pi x}{L})$$

Si la périodicité L satisfait aux exigences ci-après, concernant la taille du pixel $\Delta x = \text{CHAMP DE VISION} / \text{taille de la matrice}$:

$$L < \Delta 4x$$

dans ce cas, le système d'imagerie ne transmet pas de fréquences spatiales élevées ($2/L, 3/L, \dots$). Par conséquent, l'image en amplitude $|b(y)|$ est uniquement constituée par l'oscillation de base:

$$|b(x)| = \left| \frac{d}{L} - \frac{2}{\pi} MTF\left(\frac{1}{L}\right) \sin\left(\pi \frac{d}{L}\right) \cos\left(\frac{2\pi x}{L}\right) \right|$$

Il est en effet possible qu'il y ait des valeurs non négatives de $\frac{d}{L} \geq 0,603$ $b(x)$ et par conséquent, l'opérateur d'amplitude disparaît, si $b(x)$ est une fonction réelle:

$$|b(x)| = b(x) = \frac{d}{L} - \frac{2}{\pi} MTF\left(\frac{1}{L}\right) \sin\left(\pi \frac{d}{L}\right) \cos\left(\frac{2\pi x}{L}\right)$$

En calculant l'écart type (SD) et la valeur moyenne (S) on obtient:

$$S = \frac{1}{L} \int_0^L b(x) dx = \frac{d}{L}$$

$$SD = \left(\frac{1}{L} \int_0^L (b(x) - S)^2 dx \right)^{1/2} = \frac{\sqrt{2}}{\pi} \sin\left(\frac{d}{L} \pi\right) \cdot MTF\left(\frac{1}{L}\right),$$

et l'écart type divisé par la valeur moyenne est donné par:

$$\frac{SD}{S} = \frac{\sqrt{2} \sin\left(\frac{d}{L} \pi\right)}{\pi \frac{d}{L}} FTM\left(\frac{1}{L}\right)$$

Par conséquent, pour $d/L = 0,61$ la FTM est linéairement dépendante du rapport de SD sur S :

$$FTM\left(\frac{1}{L}\right) = \frac{\pi \frac{d}{L}}{\sqrt{2} \sin\left(\frac{d}{L} \pi\right)} \frac{SD}{S} = 1,44 \frac{SD}{S}$$

L'utilisation d'une forme linéaire avec $\frac{d}{L} \geq 0,603$ garantit une dépendance linéaire entre le rapport mesuré SD/S et la FTM.

Du fait du nombre limité de plaques, l'objet contient des fréquences autres que zéro et $\pm 1/L$ uniquement: Le spectre de fréquence de la forme linéaire de la fonction périodique infinie est convolutionné avec la transformée de Fourier $F(\nu)$ d'une fonction de boîte de largeur nL :

$$F(\nu) = \frac{\sin(nL\pi\nu)}{2\pi\nu}$$

The infinite extended periodic box function $g(x)$ of periodicity L and width of the box d can be described as:

$$g(x) = \frac{d}{L} + \frac{2}{\pi} \sum_{n=1,2,3,\dots} \frac{(-1)^n}{n} \sin(n\pi \frac{d}{L}) \cos(\frac{2n\pi x}{L})$$

If the periodicity L meets the following requirements with respect to the pixel size $\Delta x = \text{FIELD OF VIEW/matrix size}$:

$$L < \Delta 4x$$

then the imaging system does not transmit high spatial frequencies ($2/L, 3/L, \dots$). Therefore the magnitude image $|b(y)|$ consists of the basic oscillation only:

$$|b(x)| = \left| \frac{d}{L} - \frac{2}{\pi} MTF\left(\frac{1}{L}\right) \sin\left(\pi \frac{d}{L}\right) \cos\left(\frac{2\pi x}{L}\right) \right|$$

For $\frac{d}{L} \geq 0,603$ no negative values of $b(x)$ are possible and therefore the magnitude operator vanishes, if $b(x)$ is a real function:

$$|b(x)| = b(x) = \frac{d}{L} - \frac{2}{\pi} MTF\left(\frac{1}{L}\right) \sin\left(\pi \frac{d}{L}\right) \cos\left(\frac{2\pi x}{L}\right)$$

Calculating the standard deviation (SD) and the mean value (S) one obtains:

$$S = \frac{1}{L} \int_0^L b(x) dx = \frac{d}{L}$$

$$SD = \left(\frac{1}{L} \int_0^L (b(x) - S)^2 dx \right)^{1/2} = \frac{\sqrt{2}}{\pi} \sin\left(\frac{d}{L} \pi\right) \cdot MTF\left(\frac{1}{L}\right),$$

and the standard deviation divided by the mean value is given by:

$$\frac{SD}{S} = \frac{\sqrt{2} \sin\left(\frac{d}{L} \pi\right)}{\pi \frac{d}{L}} MTF\left(\frac{1}{L}\right)$$

Therefore, for $d/L = 0,61$ the MTF is linearly dependent on the ratio of SD and S :

$$MTF\left(\frac{1}{L}\right) = \frac{\pi \frac{d}{L}}{\sqrt{2} \sin\left(\frac{d}{L} \pi\right)} \frac{SD}{S} = 1,44 \frac{SD}{S}$$

The use of a line pattern with $\frac{d}{L} \geq 0,603$ ensures a linear dependence between the measured ratio SD/S and the MTF.

Because of the limited number of plates, the object contains frequencies other than zero and $\pm 1/L$ only: The frequency spectrum of the infinite periodic line pattern is convolved with the Fourier transform $F(\nu)$ of a box function with width nL :

$$F(\nu) = \frac{\sin(nL\pi\nu)}{2\pi\nu}$$

Par conséquent, les mesures ne déterminent pas la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION pour la fréquence $1/L$ mais une "moyenne" sur l'intervalle de l'ordre de $1/L(1-1/n)$ à $1/L(1+1/n)$. La modulation moyenne $m(1/L)$ de l'intervalle de fréquence dans l'objet est définie comme:

$$m(1/L) \equiv \frac{SD}{S}$$

La comparaison entre systèmes d'imagerie ayant des formes différentes de la FTM présente des difficultés bien connues. Pour limiter ces difficultés, il est nécessaire d'utiliser une séquence normalisée d'imagerie Fourier (FTM de 1 dans un rectangle centré dans l'espace k). Par conséquent, une limite plus faible de la $FTM \geq 0,8$ est nécessaire pour identifier la chute abrupte de la FTM de 1 à 0 et elle suffit pour décrire la résolution en imagerie par RESONANCE MAGNETIQUE à transformée de Fourier cartésienne normalisée. Cela correspond approximativement à une modulation minimale requise de:

$$m(1/L) \geq \frac{\sqrt{2} \sin(\frac{d}{L} \pi)}{\pi \frac{d}{L}} \cdot 0,8 = 0,56$$

B.6.2 Inconvénients

L'essai décrit dans la présente norme ne peut pas détecter de filtrage elliptique. Une mesure supplémentaire à un angle proche de 45° est nécessaire pour vérifier qu'un espace k rectangulaire a été rempli.

B.7 Concernant le Paragraphe 4.7: ARTEFACTS DE FAUSSE IMAGE

B.7.1 Justifications

Le présent article définit des méthodes de mesure des niveaux de fausses images générées par des APPAREILS d'imagerie par RESONANCE MAGNETIQUE. Toute instabilité qui module des données brutes "idéales" peut entraîner des fausses images au moment de la reconstruction.

Les amplitudes et les positions des fausses images dépendent de la transformée de Fourier de la modulation. Lorsque l'amplitude des fausses images dépasse le plancher de bruit, elle peut être visible dans l'image. Lorsque les amplitudes des fausses images dépassent le plancher de bruit et que leur emplacement pourrait dépasser le CHAMP DE VISION (FOV) sélectionné, elles se replient (repliement) dans l'image. Les sources possibles d'instabilité sont le mouvement, les courants de Foucault non compensés, les écrasements incomplets, les perturbations de fréquences radioélectriques et les glissements.

B.7.2 Inconvénients

Certaines instabilités et fausses images disparaissent si le T_R est un multiple entier de la fréquence secteur (c'est-à-dire 16,7 ms pour des systèmes à 60 Hz ou 20 ms pour des systèmes à 50 Hz). Le choix d'un multiple non entier de cette fréquence (par exemple $T_R = 603$ ms) permet d'éviter ce problème. Si un tel choix n'est pas possible, tout autre multiple non entier de la fréquence secteur est admissible pour le T_R .

Les refroidisseurs cryogéniques peuvent donner lieu à des vibrations et à de fausses images. Il est important que ces dispositifs soient sous tension (si c'est généralement le cas pendant l'acquisition des images) afin d'évaluer les fausses images qui en résultent.

L'emplacement des fausses images correspond au spectre de "fréquence par balayage" de l'instabilité. Pour la matrice spécifiée de codage en phase (= 256), si la "fréquence par balayage" de l'instabilité dépasse 128 (la moitié d'un CHAMP DE VISION), dans ce cas, il y aura bouclage (repliement) des fausses images vers des emplacements correspondant au nombre de pixels au-delà de la "fréquence par balayage" / (128*NUM) où $128*NUM \leq$ "fréquence par balayage".

Therefore the measurement does not determine the MODULATION TRANSFER FUNCTION for the frequency $1/L$ but an "average" over the interval in the order of $1/L(1-1/n)$ to $1/L(1+1/n)$. We define the average modulation $m(1/L)$ of the frequency interval in the object as:

$$m(1/L) \equiv \frac{SD}{S}$$

There are well known difficulties in comparing imaging systems with different shapes of the MTF. To limit these difficulties, a standard Fourier imaging sequence (MTF of 1 in a centred rectangle in k -space) has to be used. Therefore a lower limit of the $MTF \geq 0,8$ is required to identify the sharp drop of the MTF from 1 to 0 and is sufficient to describe the resolution in standard Cartesian Fourier MR imaging. This corresponds approximately to a minimum required modulation of:

$$m(1/L) \geq \frac{\sqrt{2} \sin(\frac{d}{L} \pi)}{\pi \frac{d}{L}} \cdot 0,8 = 0,56$$

B.6.2 Pitfalls

Elliptic filtering cannot be detected by the test described in the standard. An additional measurement at an angle close to 45° is necessary to verify that a rectangular k -space has been filled.

B.7 Pertaining to 4.7: GHOSTING ARTEFACTS

B.7.1 Rationale

This clause describes methods for measuring ghost levels in MR images. Any instability that modulates "ideal" raw data may result in ghosts when the image is reconstructed.

Ghost amplitudes and positions depend on the Fourier transform of the modulation. When the ghost amplitude exceeds the noise floor, it may be visible in the image. When ghost amplitudes exceed the noise floor and their location would exceed the selected FIELD OF VIEW (FOV), they fold back (are aliased) into the image. Possible sources of instability are motion, uncompensated eddy currents, incomplete crushers, radio-frequency interference, and drift.

B.7.2 Pitfalls

Some instabilities and ghosts disappear if the T_R is an integral multiple of the power line period (i.e., 16.7 ms for 60 Hz systems or 20 ms for 50 Hz systems). Selecting a non-integral multiple of this period (e.g. $T_R = 603$ ms) avoids this problem. If it is not possible, any other non-integral multiple of the power line frequency is permissible for T_R .

Cryogenic coolers may introduce vibration and ghosting in images. It is important that such devices be on (if they are typically on during imaging) in order to evaluate ghosting.

Ghost locations correspond to the "frequency per scan" spectrum of the instability. For the specified phase-encoding matrix ($= 256$), if the instability "frequency per scan" exceeds 128 (half a FIELD OF VIEW), then the ghosts will wrap around (alias) to locations corresponding to the number of pixels in excess of "frequency per scan"/ $(128 \cdot \text{NUM})$ where $128 \cdot \text{NUM} \leq$ "frequency per scan".

Lors de la recherche de fausses images, il est primordial de régler la largeur de la fenêtre à un puis de modifier le niveau de la fenêtre jusqu'au moment exact où la fausse image la plus brillante apparaît et enfin de mesurer ce pixel.

Les fausses images sont difficiles à détecter lorsqu'elles sont au même niveau que le bruit de plancher. Il est par conséquent nécessaire d'avoir un RSB élevé ($RSB \geq 100$). Dans le cas contraire, il est possible que certaines fausses images ne soient pas détectables. Si la séquence d'impulsions spécifiée n'a pas un RSB suffisamment élevé, il est admis dans ce cas d'augmenter l'ÉPAISSEUR DE COUPE et le CHAMP DE VISION, de réduire la LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL et la taille de la matrice ou encore d'augmenter l'angle de bascule pour améliorer le RSB. Il n'est pas admis de modifier T_E , car la détection des instabilités décroît au fur et à mesure que T_E diminue. De la même manière, le moyennage de plusieurs acquisitions n'est pas admis car il réduira les niveaux de fausses images en supposant que les instabilités de fausses images ne sont pas cohérentes avec les paramètres de balayage.

Il est impératif que les essais de fausses images soient réalisés dans une bobine de volume uniforme telle qu'une bobine en cage d'oiseau. Une excitation et une détection non uniformes pourraient porter préjudice aux mesures de fausses images.

Il est également important qu'une charge réaliste, correspondant à la charge d'un PATIENT, soit appliquée à la BOBINE RF. Dans le cas contraire, des instabilités pourraient donner lieu à des fausses images beaucoup plus grandes (et éventuellement avec un signal plus faible) que celles qui sont observées dans des situations cliniques.

Le gauchissement des coupes n'est pas couvert par cet essai car des coupes en plan suffisent à démontrer l'existence de fausses images.

Il existe différentes sources potentielles d'erreurs de mesure:

- un RSB inadéquat ($RSB >$ la limite minimale requise pour un signal / fausse image = 100);
- des ROI mal localisées (voulant uniquement mesurer la quantité sans aucune contamination).

B.7.3 Références bibliographiques

D'autres informations peuvent être trouvées dans Wood *et al.* [13].

B.8 Concernant l'Article 5: ESSAIS DE CONSTANCE

B.8.1 Justifications

Chaque site peut développer sa propre politique d'assurance qualité intégrée, indépendamment de la présente norme, de manière à couvrir tous les aspects d'un programme d'assurance qualité minimal tel que présenté dans la présente norme. Pour être utiles, les essais d'AQ doivent être rapides, simples, sensibles, robustes et efficaces. Si les essais ne sont pas rapides, cela entraîne une réduction appréciable du temps de balayage à usage clinique, aux dépens des soins apportés au PATIENT. Si l'essai n'est pas simple (par exemple facile à configurer), il est possible qu'il ne soit pas réalisé de manière appropriée et pourrait donner lieu à des résultats incorrects. Il est évident que seuls des essais sensibles fournissent des informations utiles. Les essais doivent être sensibles pour l'USAGE PREVU mais insensibles et robustes contre les facteurs sans pertinence. Les essais sont efficaces uniquement s'ils sont exécutés assez fréquemment pour saisir opportunément une tendance. Si un essai n'est pas exécuté à une fréquence suffisante ou trop fréquemment, il entraîne un gaspillage de temps important et donne peu de résultat.

La périodicité du programme d'ESSAI DE CONSTANCE est indéfinie. Le FABRICANT peut incorporer certains essais dans les ESSAIS DE CONSTANCE; il convient dans ce cas de les exécuter de manière systématique.

It is critical when searching for ghosts to set the window width to one and then change the window level until the brightest ghost just appears and then measure this pixel.

Ghosts are difficult to detect when they are at the same level as the noise floor. Therefore, it is necessary to have a high SNR ($SNR \geq 100$). Otherwise some ghosts may not be detectable. If the specified pulse sequence is not sufficiently high in SNR, then SLICE THICKNESS may be increased, FIELD OF VIEW may be increased, BANDWIDTH PER PIXEL may be reduced, matrix size may be decreased or the flip angle may be increased to improve SNR. Changing T_E is not permitted, because the instabilities detected decrease as T_E is decreased. Similarly, averaging multiple acquisitions is not permitted because such averaging will reduce ghost levels assuming ghost instabilities are not coherent with scan parameters.

It is imperative that the ghost tests be performed in a uniform volume coil such as a birdcage coil. Non-uniform excitation and detection would confound ghost measurements.

It is also important that the RF COIL be realistically loaded as much as a PATIENT loads the coil. Otherwise, instabilities may be able to produce much larger ghosts (and possibly lower signal) than those clinically observed.

Slice warp is not addressed in this test, because in-plane slices are sufficient to demonstrate ghosting.

Potential sources of error in the measurements include:

- Inadequate SNR ($SNR >$ desired minimum limit for signal to ghost = 100);
- Poorly placed ROIs (want only quantity to be measured with no contamination)

B.7.3 References

Further information can be found in Wood *et al.* [13].

B.8 Pertaining to 5: CONSTANCY TESTS

B.8.1 Rationale

Each site can develop their own integrated QA policy, independent of this standard, that covers all aspects of a minimum QA program, as outlined in this standard. Useful QA tests are quick, simple, sensitive, robust and effective. If the tests are not quick, valuable clinical scan time is reduced at the expense of PATIENT care. If the test is not simple (e.g., easy to set up), then there is a possibility that the test will not be performed properly and could produce incorrect results. Clearly, only sensitive tests provide useful information. The tests shall be sensitive for the INTENDED PURPOSE, but insensitive and robust against inconsequential factors. Tests are effective only if they are run frequently enough to capture a trend in a timely fashion. If a test is not run frequently enough, or too frequently, it wastes valuable time and accomplishes little.

The periodicity of the program for CONSTANCY TESTS is undefined. The MANUFACTURER may introduce certain tests in the CONSTANCY TESTING, which should be run routinely.

L'analyse des données peut être exécutée par exemple en utilisant des méthodes graphiques de contrôle qualité classique telles que les chartes Levey-Jennings et les règles Westgard (par exemple les points hors de 2 écarts types constituent un résultat incorrect, trois points dans le même sens définissent une tendance, un saut entre deux points quels qu'ils soient de plus de 3 écarts types constitue un résultat incorrect, etc.).

Chaque ESSAI DE CONSTANCE individuel est ainsi justifié:

- Fréquence centrale:
 - surveiller la stabilité à long terme et s'assurer que l'APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE reste dans la largeur de bande spécifiée du récepteur.
- Etalonnage RF:
 - surveiller le sous-système d'émission RF et s'assurer de la cohérence du contraste de l'image.
- Précision géométrique:
 - surveiller le comportement cohérent du champ de gradient et du champ magnétique.
- RAPPORT SIGNAL/BRUIT (RSB):
 - surveiller le comportement cohérent de l'ensemble du système et notamment du sous-système récepteur.
- Niveau de fausses images:
 - surveiller la stabilité à court terme du système.

Data analysis can be performed, for example, using classic quality control chart methods such as Levey-Jennings charts and Westgard Rules (e.g., points outside of 2 standard deviations are bad, three points in the same direction define a trend, a jump between any two points of more than 3 standard deviations is bad, *etc.*) can be applied.

The rationale for each individual test of the CONSTANCY TESTS is as follows.

- Centre frequency:
 - to monitor the long term stability and ensure that the MR EQUIPMENT stays within the specified receiver bandwidth.
- RF calibration:
 - to monitor the RF transmission subsystem and ensure consistent image contrast.
- Geometric accuracy:
 - to monitor the consistent behaviour of the gradient field and the magnet field.
- SIGNAL TO NOISE RATIO (SNR):
 - to monitor the consistent behaviour of the entire system and specifically the receiver subsystem.
- Ghosting level:
 - to monitor the short term system stability.

Bibliographie

- [1] HENKELMAN, RM. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. *Med. Phys.*, 1985, 12, p.232-233.
- [2] CONSTANTINIDES CD., ATALAR, E., MCVEIGH, ER. Signal-to-Noise Measurements in Magnitude Images from NMR Phased Arrays. *Magn. Reson. Med.*, 1997, 38, p. 852-857.
- [3] STECKNER, M., DROST, D. and PRATO, F. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. *Medical Physics*, 1994, 21 (3), p.483-489.
- [4] GORE, JC., KENNAN, RP. and ZHONG, J. MRI Contrast Agents – Principles and Constraints. In *The Physics of MRI: 1992 AAPM Summer School Proceedings*, 1992, p.48-505.
- [5] SCHENCK, JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kind. *Med. Phys.*, 1996, 23(6): p. 815-850.
- [6] TOFTS, PS., BARKER, GJ., DEAN, TL., GALLAGHER, H., GREGORY, AP. and CLARKE, RN. A low dielectric constant customized phantom design to measure RF coil non-uniformity. *Magnetic Resonance Imaging*, 1997, Volume 15, No 1, p. 69-75.
- [7] NEMA MS-3:2003, *Determination of Image Uniformity in diagnostic Magnetic Resonance Imaging*. National Electrical Manufacturers Association, 1300 North 17th Street, Suite 1847, Rosslyn, VA 22209.
- [8] SIMMONS, A., TOFTS, PS., BARKER, GJ., ARRIDGE, SR. Sources of Non-uniformity at 1.5T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1994, 32(1): 121-8.,
- [9] MAGNUSSON P., OLSSON LE. Image Analysis methods for assessing levels of IMAGE PLANE non-uniformity and stochastic noise in magnetic resonance imaging of a homogenous phantom. *Medical Physics*, Aug 2000, Volume 27(8): p. 1980-1994.
- [10] BARKER, GJ, SIMMONS A., ARRIDGE, SR., TOFTS, PS. A simple method for investigating the effects of non-uniformity of radio-frequency transmission and reception in MRI. *British Journal of Radiology*, Jan 1998, 71 (841): p. 59-67.
- [11] TOFTS, PS. Standing wave in uniform water phantoms. *Journal of Magnetic Resonance*, 1994, 104: p.143-147,
- [12] WICKS, DA., BARKER, GJ., TOFTS, PS. Correction of intensity non-uniformity in MR images of any orientation. *Magnetic Resonance Imaging*, 1993, 11(2): p.183-196.
- [13] WOOD, ML. and XIANG, QS. Motion Artifacts and Remedies. In *The Physics of MRI*, the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Monograph No. 21: P. Sprawls and M. Bronskill, eds., American Institute of Physics, New York, New York, 1993, p 383-411.
- [14] CEI 60601-1:2005, *Appareils électromédicaux – Partie 1: Exigences générales pour la sécurité de base et les performances essentielles*
- [15] CEI 60601-1-2:2001, *Appareils électromédicaux – Partie 1-2: Règles générales de sécurité – Norme collatérale: Compatibilité électromagnétique – Exigences et essais*

Bibliography

- [1] HENKELMAN, RM. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. *Med. Phys.*, 1985, 12, p.232-233.
- [2] CONSTANTINIDES CD., ATALAR, E., MCVEIGH, ER. Signal-to-Noise Measurements in Magnitude Images from NMR Phased Arrays. *Magn. Reson. Med.*, 1997, 38, p. 852-857.
- [3] STECKNER, M., DROST, D. and PRATO, F. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. *Medical Physics*, 1994, 21 (3), p.483-489.
- [4] GORE, JC., KENNAN, RP. and ZHONG, J. MRI Contrast Agents – Principles and Constraints. In *The Physics of MRI: 1992 AAPM Summer School Proceedings*, 1992, p.48-505.
- [5] SCHENCK, JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kind. *Med. Phys.*, 1996, 23(6): p. 815-850.
- [6] TOFTS, PS., BARKER, GJ., DEAN, TL., GALLAGHER, H., GREGORY, AP. and CLARKE, RN. A low dielectric constant customized phantom design to measure RF coil non-uniformity. *Magnetic Resonance Imaging*, 1997, Volume 15, No 1, p. 69-75.
- [7] NEMA MS-3:2003, *Determination of Image Uniformity in diagnostic Magnetic Resonance Imaging*. National Electrical Manufacturers Association, 1300 North 17th Street, Suite 1847, Rosslyn, VA 22209.
- [8] SIMMONS, A., TOFTS, PS., BARKER, GJ., ARRIDGE, SR. Sources of Non-uniformity at 1.5T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1994, 32(1): 121-8.,
- [9] MAGNUSSON P., OLSSON LE. Image Analysis methods for assessing levels of IMAGE PLANE non-uniformity and stochastic noise in magnetic resonance imaging of a homogenous phantom. *Medical Physics*, Aug 2000, Volume 27(8): p. 1980-1994.
- [10] BARKER, GJ, SIMMONS A., ARRIDGE, SR., TOFTS, PS. A simple method for investigating the effects of non-uniformity of radio-frequency transmission and reception in MRI. *British Journal of Radiology*, Jan 1998, 71 (841): p. 59-67.
- [11] TOFTS, PS. Standing wave in uniform water phantoms. *Journal of Magnetic Resonance*, 1994, 104: p.143-147,
- [12] WICKS, DA., BARKER, GJ., TOFTS, PS. Correction of intensity non-uniformity in MR images of any orientation. *Magnetic Resonance Imaging*, 1993, 11(2): p.183-196.
- [13] WOOD, ML. and XIANG, QS. Motion Artifacts and Remedies. In *The Physics of MRI*, the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Monograph No. 21: P. Sprawls and M. Bronskill, eds., American Institute of Physics, New York, New York, 1993, p 383-411.
- [14] IEC 60601-1:2005, *Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*
- [15] IEC 60601-1-2:2001, *Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for safety – Collateral standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests*

- [16] CEI 60601-2-33:2002, *Appareils électromédicaux – Partie 2-33: Règles particulières de sécurité relatives aux appareils à résonance magnétique utilisés pour le diagnostic médical*
- [17] CEI 61223-1:1993, *Essais d'évaluation et de routine dans les services d'imagerie médicale – Partie 1: Aspects généraux*
- [18] CEI 61223-2-6:1994, *Essais d'évaluation et de routine dans les services d'imagerie médicale – Partie 2-6: Essais de constance – Appareils de tomodensitométrie*

- [16] IEC 60601-2-33:2002, *Medical electrical equipment – Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis*
- [17] IEC 61223-1:1993, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 1: General aspects*
- [18] IEC 61223-2-6:1994, *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 2-6: Constancy tests – X-ray equipment for computed tomography*

Index des termes définis

CEI/TR 60788 Ed 2.0	rm-...
Article 3 de la présente Norme internationale.....	3.x
ESSAI D'ACCEPTATION	rm-70
DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT	rm-82
ACCESSOIRE.....	CEI 60601-1 Ed.3
ARTEFACT	rm-32-67
LARGEUR DE BANDE PAR PIXEL	3.1.4
SECURITE DE BASE	CEI 60601-1 Ed.3
DISPOSITIF D'ESSAI "CORPS"	3.1.5
ESSAI DE CONSTANCE	rm-70-03
ZONE A ACCES CONTROLE	CEI 60601-2-33 2002
APPAREIL	rm
PERFORMANCE ESSENTIELLE.....	CEI 60601-1 Ed.3
CRITERES ETABLIS	rm-70-04
DISPOSITIF D'ESSAI D'EXTREMITE	3.1.7
CHAMP DE VISION (FOV).....	3.1.8
LARGEUR A MI-HAUTEUR (LMH).....	3.2.21
DISTORSION GEOMETRIQUE	3.1.9
ARTEFACTS DE FAUSSE IMAGE	3.1.10
DISPOSITIF D'ESSAI "TETE"	3.1.11
DONNEES D'IMAGE.....	3.1.12
BRUIT D'IMAGE.....	3.1.13
UTILISATION/OBJECTIF PREVU(E).....	3.1.14
PLAN DE L'IMAGE	rm-37
ISOCENTRE.....	3.15
APPAREIL A RESONANCE MAGNETIQUE	CEI 60601-2-33 2002
DIAGNOSTIC PAR RESONANCE MAGNETIQUE	CEI 60601-2-33 2002
SYSTEME A RESONANCE MAGNETIQUE	CEI 60601-2-33 2002
FABRICANT	CEI 60601-1 Ed.3
APPAREIL ELECTROMEDICAL	CEI 60601-1 Ed.3
SYSTEME ELECTROMEDICAL	CEI 60601-1 Ed.3
FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (FTM).....	rm-73-05
OPERATEUR.....	3.1.19
PATIENT	CEI 60601-1 Ed.3
BOBINE A FREQUENCE RADIOELECTRIQUE (BOBINE RF).....	3.1.20
PARAMETRES DE RECONSTRUCTION	3.1.21
POSITION DE REFERENCE	3.1.22
REGION D'INTERET (ROI)	rm-32-63
ORGANISME RESPONSABLE.....	3.1.24
RAPPORT SIGNAL/BRUIT (RSB).....	3.1.25

Index of defined terms

IEC/TR 60788 Ed 2.0	rm-1-1
Clause 3 of this International Standard	3.x
ACCEPTANCE TEST	rm-70
ACCOMPANYING DOCUMENTS	rm-82
ACCESSORY	IEC 60601-1 Ed.3
ARTEFACT	rm-32-67
BANDWIDTH PER PIXEL	3.1.4
BASIC SAFETY	IEC 60601-1 Ed.3
BODY TEST DEVICE	3.1.5
CONSTANCY TEST	rm-70-03
CONTROLLED ACCESS AREA	IEC 60601-2-33:2002
EQUIPMENT	rm
ESSENTIAL PERFORMANCE	IEC 60601-1 Ed.3
ESTABLISHED CRITERIA	rm-70-04
EXTREMITY TEST DEVICE	3.1.7
FIELD OF VIEW (FOV)	3.1.8
FULL WIDTH HALF MAXIMUM (FWHM)	3.2.21
GEOMETRIC DISTORTION	3.1.9
GHOSTING ARTEFACTS	3.1.10
HEAD TEST DEVICE	3.1.11
IMAGE DATA	3.1.12
IMAGE NOISE	3.1.13
INTENDED USE/INTENDED PURPOSE	3.1.14
IMAGE PLANE	rm-37
ISOCENTRE	3.15
MAGNETIC RESONANCE EQUIPMENT (MR EQUIPMENT)	IEC 60601-2-33:2002
MAGNETIC RESONANCE EXAMINATION	IEC 60601-2-33:2002
MAGNETIC RESONANCE SYSTEM (MR SYSTEM)	IEC 60601-2-33:2002
MANUFACTURER	IEC 60601-1 Ed.3
MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT (ME EQUIPMENT)	IEC 60601-1 Ed.3
MEDICAL ELECTRICAL SYSTEM (ME SYSTEM)	IEC 60601-1 Ed.3
MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF)	rm-73-05
OPERATOR	3.1.19
PATIENT	IEC 60601-1 Ed.3
RADIO FREQUENCY COIL (RF COIL)	3.1.20
RECONSTRUCTION PARAMETERS	3.1.21
REFERENCE POSITION	3.2.22
REGION OF INTEREST (ROI)	rm-32-63
RESPONSIBLE ORGANISATION	3.1.24
SIGNAL TO NOISE RATIO (SNR)	3.1.25

PROFIL DE COUPE	3.1.26
EPAISSEUR DE COUPE.....	3.1.27
RESOLUTION SPATIALE	3.1.28
ZONE DE SPECIFICATION	3.1.29
VOLUME DE SPECIFICATION	3.1.30
ALIMENTATION RESEAU	CEI 60601-1 Ed.3
DISPOSITIF D'ESSAI.....	3.1.31
UNIFORMITE.....	3.1.32



SLICE PROFILE 3.1.26

SLICE THICKNESS 3.1.27

SPATIAL RESOLUTION..... 3.1.28

SPECIFICATION AREA 3.1.29

SPECIFICATION VOLUME 3.1.30

SUPPLY MAINS IEC 60601-1 Ed.3

TEST DEVICE 3.1.31

UNIFORMITY..... 3.1.32



ISBN 2-8318-8992-8



9 782831 889924

ICS 11.040.50
