
**Fabrication additive dans le secteur
médical — Données — Données
d'images médicales optimisées**

*Additive manufacturing for medical — Data — Optimized medical
image data*

iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

ISO/ASTM TR 52916:2022

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/56dd135d-bd18-468f-8577-71bb9c35089e/iso-astm-tr-52916-2022>



Numéro de référence
ISO/ASTM TR 52916:2022(F)

© ISO/ASTM International 2022

iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

ISO/ASTM TR 52916:2022
<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/56dd135d-bd18-468f-8577-71bb9c35089e/iso-astm-tr-52916-2022>



DOCUMENT PROTÉGÉ PAR COPYRIGHT

© ISO/ASTM International 2022

Tous droits réservés. Sauf prescription différente ou nécessité dans le contexte de sa mise en œuvre, 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, ou la diffusion sur l'internet ou un intranet, sans autorisation écrite soit de l'ISO à l'adresse ci-après, soit d'un organisme membre de l'ISO dans le pays du demandeur. Aux États-Unis, les demandes doivent être adressées à ASTM International.

ISO copyright office
Case postale 401 • Ch. de Blandonnet 8
CH-1214 Vernier, Genève
Tél.: +41 22 749 01 11
Fax: +41 22 749 09 47
E-mail: copyright@iso.org
Web: www.iso.org

ASTM International
100 Barr Harbor Drive, PO Box C700
West Conshohocken, PA 19428-2959, USA
Tél.: +610 832 9634
Fax: +610 832 9635
E-mail: khooper@astm.org
Web: www.astm.org

Publié en Suisse

Sommaire

Page

Avant-propos	v
Introduction	vi
1 Domaine d'application	1
2 Références normatives	1
3 Termes et définitions	1
4 Génération d'images médicales pour la FA	3
4.1 Génération de données d'image médicale générale	3
4.2 Étapes d'occurrence d'erreur générale dans la génération d'images médicales	4
4.3 Extraction d'image médicale	4
4.3.1 Introduction de l'extraction d'image médicale	4
4.3.2 Facteurs de génération d'erreur d'image TI	4
4.3.3 Facteurs de génération d'erreur d'image de l'IRM	5
5 Segmentation d'image	6
5.1 Introduction de la segmentation	6
5.2 Techniques de segmentation	7
5.2.1 Algorithme de seuillage	7
5.2.2 Algorithme d'augmentation de régions	7
5.2.3 Algorithme d'image morphologique	7
5.2.4 Algorithme d'ensemble de niveaux	8
5.2.5 Autre algorithme de segmentation partielle	8
6 Reconstruction	8
6.1 Introduction de la reconstruction	8
6.2 Procédé de reconstruction	8
7 Lissage	8
7.1 Marching cubes	8
7.2 Lissage par maillage	9
8 Méthode de visualisation 3D	9
8.1 Rendu de surface	9
8.1.1 Introduction d'un rendu ombré de surface	9
8.1.2 Fonction de rendu ombré de surface	9
8.2 Rendu de volume	10
8.2.1 Introduction du rendu de volume	10
8.2.2 Fonction de rendu de volume	10
8.2.3 Techniques de ray casting	10
8.2.4 Techniques de cartographie des textures en 3D	10
9 Traitement supplémentaire pour la fabrication additive	11
10 Méthodes	11
10.1 Conversion isotrope d'image	11
10.2 Amélioration d'image	12
10.3 Segmentation d'image	13
11 Minimisation d'erreur de logiciel et d'équipement	14
11.1 Introduction d'une erreur de logiciel et d'équipement	14
11.2 Erreur de logiciel	15
11.2.1 Historique	15
11.2.2 Méthode de vérification utilisant l'inflexion principale	15
11.2.3 Amélioration de l'exactitude et de la précision	15
11.3 Erreur d'équipement	16
11.3.1 Historique	16
11.3.2 Création de données de modèle de maillage de calcul normalisé pour une méthode d'évaluation	16

11.4 Situations d'erreurs de tolérance.....	16
Annexe A (informative) CAO médicale pour la tolérance de fabrication additive.....	17
Bibliographie.....	25

iTeh STANDARD PREVIEW
(standards.iteh.ai)

ISO/ASTM TR 52916:2022
<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/56dd135d-bd18-468f-8577-71bb9c35089e/iso-astm-tr-52916-2022>

Avant-propos

L'ISO (Organisation internationale de normalisation) est une fédération mondiale d'organismes nationaux de normalisation (comités membres de l'ISO). L'élaboration des Normes internationales est en général confiée aux comités techniques de l'ISO. Chaque comité membre intéressé par une étude a le droit de faire partie du comité technique créé à cet effet. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'ISO, participent également aux travaux. L'ISO collabore étroitement avec la Commission électrotechnique internationale (IEC) en ce qui concerne la normalisation électrotechnique.

Les procédures utilisées pour élaborer le présent document et celles destinées à sa mise à jour sont décrites dans les Directives ISO/IEC, Partie 1. Il convient, en particulier, de prendre note des différents critères d'approbation requis pour les différents types de documents ISO. Le présent document a été rédigé conformément aux règles de rédaction données dans les Directives ISO/IEC, Partie 2 (voir www.iso.org/directives).

L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments du présent document peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. L'ISO ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et averti de leur existence. Les détails concernant les références aux droits de propriété intellectuelle ou autres droits analogues identifiés lors de l'élaboration du document sont indiqués dans l'Introduction et/ou dans la liste des déclarations de brevets reçues par l'ISO (voir www.iso.org/patents).

Les appellations commerciales éventuellement mentionnées dans le présent document sont données pour information, par souci de commodité, à l'intention des utilisateurs et ne sauraient constituer un engagement.

Pour une explication de la nature volontaire des normes, la signification des termes et expressions spécifiques de l'ISO liés à l'évaluation de la conformité, ou pour toute information au sujet de l'adhésion de l'ISO aux principes de l'Organisation mondiale du commerce (OMC) concernant les obstacles techniques au commerce (OTC), voir le lien suivant: www.iso.org/iso/foreword.html.

Le présent document a été élaboré par l'ISO/TC 261, *Fabrication additive*, en coopération avec le Comité F42 de l'ASTM, *Technologies de fabrication additive*, dans le cadre d'un accord de partenariat entre l'ISO et ASTM International dans le but de créer un ensemble commun de normes ISO/ASTM sur la fabrication additive et en collaboration avec le Comité Européen de Normalisation (CEN), Comité technique CEN/TC 438, *Fabrication additive*, conformément à l'Accord de coopération technique entre l'ISO et le CEN (Accord de Vienne).

Il convient que l'utilisateur adresse tout retour d'information ou toute question concernant le présent document à l'organisme national de normalisation de son pays. Une liste exhaustive desdits organismes se trouve à l'adresse www.iso.org/members.html.

Introduction

Le présent document a été élaboré en étroite coopération par l'ISO/TC 261 et l'ASTM F 42 dans le cadre d'un accord de partenariat entre l'ISO et ASTM International dans le but de créer un ensemble commun de normes ISO/ASTM sur la fabrication additive.

Les fichiers d'images d'imagerie et communications numériques en médecine (DICOM, Digital imaging et communications in medicine) ne peuvent pas être utilisés directement pour l'impression en 3D; d'autres étapes sont nécessaires pour les rendre lisibles par un système de fabrication additive. En particulier, lorsque l'épaisseur de la coupe de tomographie informatisée augmente, il y a un problème que l'erreur de reconstruction en 3D de la structure anatomique augmente. Par conséquent, l'objectif du présent Rapport technique est de reconfigurer automatiquement l'intervalle de coupe par l'application de la technologie de conversion isotrope pour utiliser le fichier DICOM existant et le logiciel de visualisation et d'édition tel qu'il existe. En complément, afin de présenter une méthode pour des données d'image médicale optimisées pour la fabrication additive, les métadonnées de tomographie sans compression sont utilisées par l'édition et le traitement du fichier format de sortie sans perte dans le système d'équipement FA, ou la tomographie dans la plage maximale admissible de rayonnement. Envisager de réduire l'espacement des coupes autant que possible et d'augmenter la résolution par image autant que possible.

Le présent document bénéficie de la direction du développement et de la production de fabrication additive de haute qualité grâce à l'optimisation technique de l'imagerie médicale pour la fabrication additive: universitaires en médecine, domaines clinique et de l'industrie pour FA, comme les mesures anatomiques, l'analyse en 3D, l'analyse par éléments finis et la planification ou la simulation chirurgicale, la conception d'implants et de dispositifs spécifiques au patient. De nombreuses parties prenantes sont concernées, telles que le fabricant de système de FA médicale, le fabricant de matière première de FA, le fournisseur et le vendeur de matière première de FA, le fabricant de matériel de FA médicale, le fabricant de logiciel de FA médicale, le fabricant de système de FA médicale, le fabricant de plate-forme de FA médicale, le fabricant de dispositif médical basé sur la FA, le fabricant de scanner 3D et de dispositif de numérisation, le fabricant de modèle de FA pour simulation chirurgicale, le fabricant d'implant chirurgical de FA, le fabricant de guides chirurgicaux de FA, le modèle physique de FA pour l'enseignement clinique et le traitement de diagnostic, les dispositifs consommables jetables de FA médicale.

Fabrication additive dans le secteur médical — Données — Données d'images médicales optimisées

1 Domaine d'application

Le présent document comprend la création de données optimisées pour la fabrication additive médicale (FAM). Ces données sont générées à partir de modes opératoires statiques tels que l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la tomographie informatisée (TI). Le présent document traite des données améliorées d'image médicale et des approches du procédé d'acquisition et d'optimisation des données d'image médicale pour des modèles médicaux solides précis, basés sur des données humaines et animales réelles.

Les modèles médicaux solides sont généralement créés à partir d'images 2D empilées provenant de systèmes d'imagerie médicale. L'exactitude du modèle final dépend de la résolution et de l'exactitude des données originales d'image. Les principaux facteurs influençant l'exactitude sont la résolution de l'image, la quantité de bruit d'image, le contraste entre les tissus d'intérêt et les artefacts inhérents au système d'imagerie.

2 Références normatives

Les documents suivants sont mentionnés dans le texte de sorte qu'une partie ou la totalité de leur contenu constitue les exigences du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document référencé (y compris les éventuels amendements) s'applique.

ISO/ASTM 52900, *Fabrication additive — Principes généraux — Fondamentaux et vocabulaire*

3 Termes et définitions

Pour l'application du présent document, les termes et définitions donnés dans l'ISO/ASTM 52900 ainsi que les suivants s'appliquent.

L'ISO et l'IEC tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

- ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <https://www.iso.org/obp>
- IEC Electropedia: disponible à l'adresse <https://www.electropedia.org/>

3.1

TI

tomographie informatisée

tomographie axiale informatisée

technique d'acquisition radiographique qui utilise un certain nombre de projections TI d'un objet à différents angles, permettant de calculer une image TI

[SOURCE: ISO 15708-1:2017, 3.7]

3.2

IRM

imagerie par résonance magnétique
technique d'imagerie utilisant les champs magnétiques statiques et variables dans le temps pour donner des images de tissus grâce à la résonance magnétique des noyaux

[SOURCE: ISO 14630:2012, 3.5]

3.3

polygone

surface planaire délimitée par un côté extérieur et aucun ou plusieurs côtés intérieurs

Note 1 à l'article: Chaque côté intérieur décrit un orifice dans la surface.

Note 2 à l'article: Il est possible d'utiliser un seul polygone ou un groupe de polygones pour définir une zone de traitement.

[SOURCE: ISO 11783-10:2015, 3.13]

3.4

reconstruction

procédé de transformation d'un ensemble de projections TI en une image TI

[SOURCE: ISO 15708-1:2017, 3.25]

3.5

rendu

action de transformation d'une description d'une scène en une description/un dispositif de sortie spécifique

[SOURCE: ISO 19262:2015, 3.213]

3.6

ROI

région d'intérêt, sous-volume dans un objet ou une image TI

[SOURCE: ISO 15708-1:2017, 3.26]

3.7

segmentation

méthode qui segmente une surface ou un volume en régions distinctes

[SOURCE: ISO 25178-2:2012, 3.3.6, modifiée — ISO 25178-2:2012 avait «une surface à l'échelle limitée» dans la définition.]

3.8

données de volume

données d'un volume dans un espace 3D

Note 1 à l'article: La description peut être effectuée d'après les différences de densité à l'intérieur de l'espace tridimensionnel.

[SOURCE: ISO 18739:2016, 3.1.42]

3.9

voxel

pixel de volume

cuboïde tridimensionnel représentant l'unité minimale comprenant une image tridimensionnelle

[SOURCE: ISO/TR 16379:2014, 2.17, modifiée — «pixel de volume» a été ajouté en tant que deuxième terme.]

3.10**2D**

géométrie dans un plan xy, où tous les points de la géométrie ont uniquement des coordonnées x et y

[SOURCE: ISO 14649-10:2004, 3.1]

3.11**DICOM**

imagerie et communications numériques en médecine (digital imaging and communications in medicine) norme internationale pour les images médicales et informations associées

Note 1 à l'article: Elle définit les formats pour les images médicales qui peuvent être échangées avec les données et la qualité nécessaires pour une utilisation clinique.

Note 2 à l'article: La Medical Imaging Technology Association (MITA), une division de NEMA, fait office de secrétariat de DICOM. La norme DICOM actuelle se trouve à l'adresse suivante: <https://www.dicomstandard.org/current>.

4 Génération d'images médicales pour la FA

4.1 Génération de données d'image médicale générale

Le démarrage de la génération d'images consiste à recueillir des données d'image brutes. Cela collecte des informations brutes sur l'intérieur du corps humain, et devient l'objet de base de toutes les tâches ultérieures de traitement d'image. En fin de compte, quel que soit le format d'image, le procédé de recueil de données détecte les facteurs physiques, prétraite les signaux recueillis, puis les numérise (voir la [Figure 1](#)).

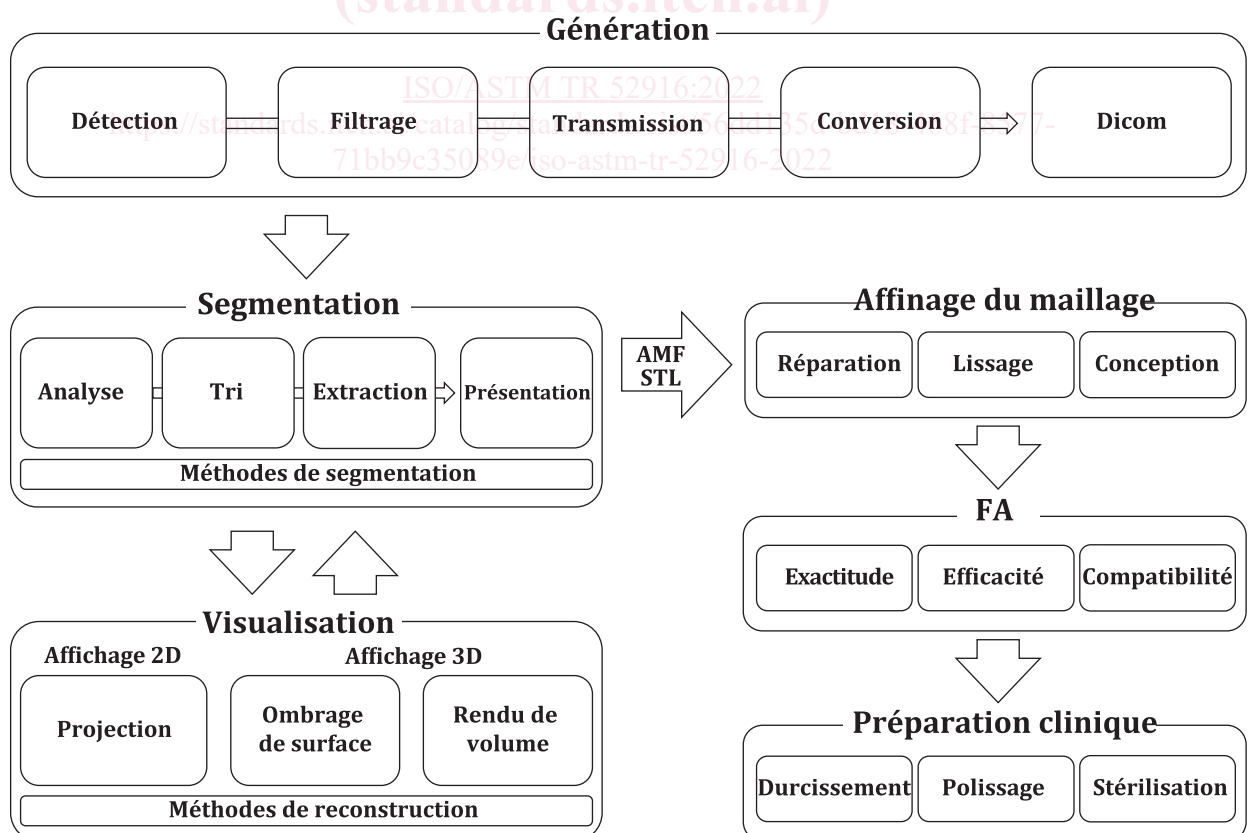


Figure 1 — Procédé de l'image médicale à la fabrication additive médicale

4.2 Étapes d'occurrence d'erreur générale dans la génération d'images médicales

Avec les avancées technologiques progressives, de nombreuses solutions pour la fabrication additive médicale apparaissent. Cependant, les recherches sur la cause pour la résolution des erreurs dans la production de fabrication additive médicale sont toujours en cours. La cause de l'erreur d'exactitude de fabrication additive se produit dans le procédé de conversion des données brutes en images médicales et dans le procédé de conversion des données du modèle 3D. Les facteurs de génération d'erreurs qui se manifestent pendant ce procédé de conversion sont décrits en 4.3 pour les systèmes de tomographie les plus courants.

Des erreurs supplémentaires peuvent être générées par le procédé de conversion des données DICOM ou PACS aux formats informatiques utilisés dans le logiciel d'édition de segmentation et d'enregistrement du format de maillage STL 3D pour utilisation dans des systèmes de fabrication additive. Lors de l'enregistrement d'un fichier STL personnalisé, toutes les métadonnées qui ont défini la couleur, le matériau, les états de surface sont perdues. Le manque d'exactitude et de précision des données 3D provenant des systèmes de balayage, du logiciel d'édition et de modélisation, peut réduire la qualité d'un dispositif médical fabriqué additivement.

NOTE 1 Il peut y avoir d'autres facteurs dans la création d'erreurs lors de l'utilisation d'autres modes de capture d'images, tels que l'ultrason, la microscopie numérique, etc., qui ne sont pas couverts en 4.3.

4.3 Extraction d'image médicale

4.3.1 Introduction de l'extraction d'image médicale

La qualité d'une image médicale dépend du degré auquel la structure microscopique du corps humain peut être représentée avec exactitude. Selon les besoins du professionnel de santé qui a demandé la tomographie, l'espacement des couches entre les images de la section transversale est ajusté et photographié. Sur la base des métadonnées capturées, la reconstruction par visualisation 3D est effectuée pour extraire les données de la région d'intérêt. Dans ce procédé, la technologie de tomographie d'imagerie médicale, les conditions d'imagerie et le procédé de conversion des données continueront d'affecter la résolution de sortie de fabrication additive médicale.

4.3.2 Facteurs de génération d'erreur d'image TI

Les images de modalité TI utilisent des paramètres de coefficient d'absorption qui visualisent la densité d'une image. Le contraste des tissus durs est plus clairement exprimé que celui des tissus mous. Étant donné que les couches d'images séquentielles sont produites en série, une reconstruction en 3D est possible. Les facteurs importants qui déterminent la qualité d'image sont l'exactitude du coefficient de réduction TI, qui exprime le degré d'atténuation d'une substance, le bruit, l'uniformité, la résolution spatiale, la résolution de contraste et la dose de rayonnement. Il est recommandé que la dose d'exposition du patient soit faible, mais il est très difficile de contrôler la dose d'exposition et la qualité d'image, car elles sont directement liées au bruit d'image et à la résolution de densité. L'ajustement de la dose de rayonnement pour chaque partie du corps en fonction de l'état du patient suit l'expérience clinique et les recommandations médicales du radiologue. Il s'agit d'un facteur externe qui affecte l'homogénéité des données d'image médicale.

- taille de matrice TI: L'image médicale numérique est stockée sous forme de pixels 2D, et chaque pixel est converti en un nombre de bits correspondant au nombre de niveaux de gris et représenté. La taille de l'image TI dépend de l'anatomie examinée. En règle générale, les images TI ont une taille de matrice de 512 pixels × 512 pixels × 8 octets (12 bits) et une gamme de niveaux de gris comprise entre 512 pixels (28 bits) et 4 096 pixels (212 bits). Une seule section TI exige 512 pixels × 512 pixels × 2 octets = 524 288 octets de stockage sur l'ordinateur.
- coefficient de réduction TI: Le facteur de pondération des tissus (W_T) est une mesure relative du risque d'effets stochastiques qui peuvent résulter de l'irradiation de ce tissu spécifique. Il tient compte des radiosensibilités variables des organes et des tissus du corps au rayonnement ionisant. Pour calculer la dose efficace, les valeurs de dose équivalente d'organe individuel sont multipliées

par le facteur de pondération respectif des tissus et les produits ajoutés. La somme des facteurs de pondération est 1.

- Sur la base des valeurs des facteurs de pondération des tissus, les tissus sont regroupés comme suit pour évaluer le risque cancérigène:

risque élevé ($W_T = 0,12$): estomac, côlon, poumon, moelle osseuse rouge;

risque modéré ($W_T = 0,05$): vessie, œsophage, sein, foie, thyroïde;

risque faible ($W_T = 0,01$): surface de l'os, peau.

- Résolution spatiale: Aptitude à imager de petits objets qui ont un fort contraste de sujet, la TI a une résolution spatiale modérée 20 lp/cm.
- Résolution de contraste: Capacité de distinguer et d'imager des tissus similaires, la TI a une excellente détectabilité à faible contraste de 0,25 % à 0,5 % de différence d'atténuation des tissus.

4.3.3 Facteurs de génération d'erreur d'image de l'IRM

L'IRM utilise un champ magnétique qui est inoffensif pour le corps humain et une fréquence radio qui est un rayonnement non ionisant. Le principe consiste à imager la densité et les propriétés physicochimiques du noyau atomique en provoquant un phénomène de résonance magnétique nucléaire dans le noyau atomique à l'intérieur du corps humain. L'avantage et la différence sont qu'il comporte plusieurs paramètres d'imagerie par rapport à la TI. Quatre facteurs, tels que la densité du noyau d'atome d'hydrogène, le temps de relaxation T1, le temps de relaxation T2 et le débit sanguin, sont des paramètres importants qui déterminent l'ombrage de l'image. Cependant, non seulement la distribution du noyau d'atome d'hydrogène, mais également l'état moléculaire du tissu contenu ou l'état physique de l'image, varient. L'image de l'IRM examine la distribution de la densité de spins, et est également affectée par le temps de relaxation T1 T2 associé au phénomène RMN (Résonance magnétique nucléaire). Cependant, en raison des éléments de paramètre pour chaque dispositif de l'IRM, les réglages du paramètre normalisé sont différents pour chaque membre du personnel de l'IRM, et sont des facteurs externes affectant l'homogénéité des données d'image.

La qualité d'image de l'IRM dépend de la résolution (matrice, champ de vision, épaisseur de coupe), du rapport signal sur bruit, du contraste, des artefacts. En particulier, le contraste dépend du paramètre de balayage de l'IRM.

La résolution de l'IRM est la taille d'un pixel individuel, plus elle est petite, plus la résolution est élevée. La taille de la matrice de l'IRM est le nombre de pixels dans les images. Pour améliorer la résolution de l'IRM, augmenter la matrice, réduire le CDV et diminuer l'épaisseur de la coupe.

Dans le domaine de la chirurgie orthopédique, les paramètres de balayage par IRM sont appliqués dans les plages suivantes de valeurs maximales et minimales de CDV, d'épaisseur de coupe, d'écart entre les coupes et de taille de la matrice.

Tableau 1 — Paramètres musculosquelettiques de balayage de l'IRM

Paramètres	Section de balayage					
	Épaule	Coude	Poignet	Hanche	Genou	Cheville
Champ de vision (cm)	≥ 16	10 à 16	6 à 12	16 à 20	≥ 16	≥ 14
Épaisseur de coupe (mm)	≥ 3	3 à 4	≥ 3	3 à 4	≥ 3	≥ 3
Écart entre les coupes (%)	≥ 10	≥ 33	≥ 33	≥ 33	≥ 10	≥ 10

Tableau 1 (suite)

Paramètres	Section de balayage					
	Épaule	Coude	Poignet	Hanche	Genou	Cheville
Taille de la matrice (pixel)	$\leq 256 \times 192$	$\leq 256 \times 256$	$\leq 256 \times 192$	$\leq 512 \times 384$	$\leq 256 \times 192$	$\leq 256 \times 192$

- Rapport signal sur bruit: Le rapport signal sur bruit est une mesure qui compare le niveau d'un signal souhaité avec le niveau du bruit de fond. Pour les données acquises par imagerie par résonance magnétique, cette quantification est généralement utilisée pour permettre la comparaison entre le matériel d'imagerie, les protocoles d'imagerie et les séquences d'acquisition. Dans ce contexte, le rapport signal sur bruit est conceptualisé en comparant le signal de l'image de l'IRM au bruit de fond de l'image. En termes de mathématiques, le rapport signal sur bruit est le quotient de l'intensité du signal mesurée dans une région d'intérêt et l'écart-type de l'intensité du signal dans une région en dehors de l'anatomie de l'objet à imager ou l'écart-type de la distribution du bruit, si connu. Par exemple, champ de vision, paramètres de balayage, intensité du champ magnétique et épaisseur de coupe, le rapport de signal sur bruit des images de l'IRM peut être augmenté, car ces paramètres influencent le bruit de fond.
- Contraste d'image: Le temps de répétition (TR) et le temps d'écho (TE) sont des paramètres de séquence d'impulsion de base et représentent respectivement le "temps de répétition" et le "temps d'écho". Ils sont généralement mesurés en millisecondes (ms). Le temps d'écho représente le temps entre le centre de l'impulsion de RF et le centre de l'écho. Pour les séquences d'impulsions avec des échos multiples entre chaque impulsion de RF, plusieurs temps d'écho peuvent être définis, et sont communément notés TE1, TE2, TE3, etc. Le temps de répétition (TR) est la longueur de temps entre les points consécutifs correspondants sur une série répétée d'impulsions et d'échos.

Les variations de la valeur de TR et de TE ont un effet important sur le contrôle des caractéristiques de contraste d'image. Les valeurs courtes de TR (inférieures, par exemple, à 1 000 ms) et de TE (inférieures, par exemple, à 25 ms) sont courantes dans les images présentant un contraste T1. Les valeurs longues de TR (supérieures, par exemple, à 1 500 ms) et de TE (supérieures, par exemple, à 60 ms) sont courantes dans les images présentant un contraste T2. Les valeurs TR médianes (par exemple, de 1 000 ms à 1 500 ms) et les valeurs TE médianes (par exemple, de 25 ms à 60 ms) sont courantes pour le contraste pondéré par densité.

- Artefacts: Les artefacts les plus courants de l'IRM étaient les artefacts de mouvement, de Gibbs, de métal et de recouvrement de coupe.
- Correction d'un artefact de mouvement: Blocage respiratoire, sédation, anesthésie, déclenchement électrocardiographique, pré-saturation de RF spatiale, compensation de flux.
- Correction d'artefact de Gibbs (troncature, sonnerie, artefacts de fuite spectrale): Filtres adoucissants, matrice d'acquisition plus grande, CDV plus petit.
- Correction d'artefact de recouvrement de coupe: Éviter les changements d'angles vifs entre les groupes de coupes, augmenter l'écart entre les coupes, appliquer différents procédé de stockage pour les images.

5 Segmentation d'image

5.1 Introduction de la segmentation

La segmentation d'image est le procédé de division d'une image en plusieurs régions étiquetées qui repèrent des objets et des limites dans les images. Elle peut être utilisée pour créer des modèles informatiques très précis, spécifiques au patient, d'organes et de tissus. Il existe un certain nombre de techniques de segmentation d'images qui ont chacune des avantages et des inconvénients, mais il n'existe pas de technique de segmentation unique qui soit adaptée à toutes les images et applications.