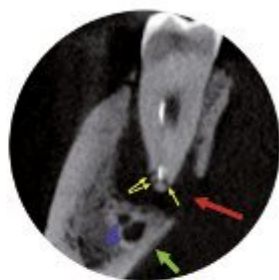


Guide pratique du *Cone Beam* en imagerie dento-maxillaire

Norbert BELLAICHE

Préface du Pr. Jean-Paul Meningaud



Editions
CdP

Les figures des pages 2, 179, 206, 268, 280, 284, 288, 289 sont de Corinne Boudon.

Éditions CdP, une marque d'Initiatives Santé

La loi du 11 mars 1957 n'autorisant, aux termes des alinéas 2 et 3 de l'article 41, d'une part, que les « copies ou reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective » et, d'autre part, que les analyses et les courtes citations dans un but d'exemple et d'illustration, « toute représentation intégrale, ou partielle, faite sans le consentement de l'auteur ou de ses ayants droit ou ayants cause est illicite » (alinéa 1^{er} de l'article 40).

Toute représentation ou reproduction, par quelque procédé que ce soit, constituerait donc une contrefaçon sanctionnée par les articles 425 et suivants du Code pénal.

© Initiatives Santé, 2016

ISBN 978-2-84361-313-5

Retrouvez toutes nos publications sur :
www.editionsmdp.fr



Préface

Nous avons beaucoup de chance d'avoir dans notre pays un radiologue de la trempe de Norbert Bellaïche. Il a été à l'origine de nombreuses techniques dans le domaine de l'imagerie dento-maxillaire et est devenu une référence internationale. Ce qui me surprend le plus, est que malgré sa grande expérience, il garde un cerveau de vingt ans, enthousiaste, curieux de tout et infatigable ! Pour lui la connaissance de son art n'a pas de limites. Sa démarche m'évoque un terme allemand qui n'a pas d'équivalent en français : « *Aufhebung* » et que l'on pourrait traduire par « conservation-dépassement ». Dans ses cours, que j'ai eu la chance de suivre, il s'appuie constamment sur l'existant et s'interroge sur la façon d'aller plus loin, découvrant ainsi des explications à des tableaux cliniques qui nous avaient mis en échec. Une autre singularité de Norbert Bellaïche est sa passion de transmettre. Il intervient aussi bien dans les congrès les plus prestigieux que les salles de cours les plus humbles. Toujours serein, il transmet généreusement ses connaissances, répondant inlassablement à toutes les questions qu'on lui pose. Nous sommes nombreux à l'avoir consulté, pour une douleur rebelle, un échec implantaire inexplicable, une planification opératoire difficile...

Très documenté, ce livre est destiné aux praticiens chirurgiens-dentistes, stomatologues et radiologues débutants ou en formation pour l'usage du *cone beam*, mais pourra s'avérer utile à des praticiens plus expérimentés ou à des enseignants..

Professeur Jean-Paul Meningaud

President of the 2020 EACMFS Congress in Paris
Ancien coordonnateur national du DES de chirurgie orale
Chef du Service de chirurgie plastique et maxillo-faciale
Hôpital Henri Mondor, Créteil

Auteurs

Norbert Bellaïche est médecin radiologue,

Diplômé de radiologie maxillofaciale et d'imagerie par résonance magnétique (IRM).

Chargé d'enseignement aux universités Paris VI, Paris XIII, d'Évry et d'Angers.



Avec la participation de :

Isabelle Demolon Chirurgien-dentiste, parodontologiste-implantologiste, radiologie dentomaxillaire, Gap.

Et la collaboration de :

Didier Aronis Chirurgien-dentiste, endodontiste, Paris.

Esther Azoulay Chirurgien-dentiste, orthodontiste, Paris.

Bernard Cannas Chirurgien-dentiste, parodontologiste-implantologiste, Trilport.

Frédéric Joachim Chirurgien-dentiste, parodontologiste-implantologiste, Lille.

Harry Maarek Médecin, ORL, Paris.

Marc Périnne Médecin, chirurgien-dentiste, chirurgie orale, Paris.

Jacques Treil Médecin, radiologue, Toulouse.

Avant-propos et remerciements

• Le *cone beam* (ou CBCT pour *cone beam computed tomography*) s'est imposé comme la technique de référence en imagerie dentomaxillaire. Ayant réalisé quotidiennement des scanners (TDM, tomodensitométrie) dentaires pendant plus de vingt ans, nous devons reconnaître que notre pratique du CBCT depuis 2008 nous a fait davantage progresser dans la connaissance de la pathologie dentomaxillaire que celle de la TDM en plus de deux décennies. Il nous a donc semblé utile de partager notre expérience quotidienne dans un atlas au format pratique, facilement transportable et consultable, destiné aux praticiens chirurgiens-dentistes, stomatologues et radiologues en formation ou utilisant cette technologie au cabinet ou à l'hôpital. Les praticiens, en s'équipant d'un appareil CBCT, s'engagent naturellement à se former avant et pendant leur pratique radiologique. Notre souhait est que ce petit livre, nécessairement non exhaustif, puisse contribuer à cette formation.

Nous accueillons toute suggestion visant à améliorer le contenu de ce livre pour de futures éditions. Nous recevrons vos commentaires par courriel à cette adresse : norbertbellaiche@gmail.com

• Nous tenons à remercier toutes les personnes ayant contribué à la réalisation de cet ouvrage :

- nos confrères associés à notre pratique au sein du Centre de radiologie dentaire numérisée Saint-Germain (9, rue de Montalembert à Paris), à savoir les docteurs Gérard Aïdan, Sidney Bellaïche, Jean-Laurent Sultan et Raphaël Uzan dont l'émulation saine et l'amitié confraternelle nous ont constamment encouragé ;
- les manipulateurs en radiodiagnostic et les secrétaires médicales qui nous aident quotidiennement, avec compétence, dans notre démarche diagnostique comme dans nos relations avec nos patients et nos correspondants ;
- nos confrères chirurgiens-dentistes et stomatologues qui nous font confiance, certains depuis 1987, date de notre installation, en particulier les docteurs Michel

AVANT-PROPOS ET REMERCIEMENTS

Abbou, Didier Aronis, Martine et Xavier Assemat-Tessandier, Esther Azoulay, Jacques Baranès, Gérard Barouhiel, Bernard Cannas, Jean-Luc Charrier, Marie-Pierre Doassans, Bernard Guillaume, Frédéric Joachim, Stéphane Kerner, Saïd Noujaïm, Armand Paraque, Marc Périnne, Maurice Rotenberg, Hervé Schmitz, Stéphane Szatkovnik, Jérôme Weinman, Gilles Zerbib, Michel Zloty et tout spécialement le docteur Isabelle Demolon qui a « lu et relu » notre manuscrit en nous faisant bénéficier de son expérience comme de ses remarques toujours avisées ; nous tenons également ici à rendre hommage à notre ami et excellent confrère Alain Bolleyn, trop tôt disparu, qui reste et restera pour nous un modèle de fidélité et de professionnalisme ;

– parmi nos confrères radiologues, nous remercions vivement les docteurs Robert Cavézian et Gérard Pasquet pour leur enseignement de la radiologie dentomaxillaire, pour leur hospitalité dans leur cabinet pendant notre formation pratique et, enfin, pour leur opiniâtreté à défendre, et ce avant tout le monde, l'usage du CBCT ; merci au professeur Philippe Halimi pour son enseignement hospitalier brillant, clair et généreux, de la neuroradiologie et de la radiologie ORL ; notre reconnaissance va aussi au docteur Claude Hodez, qui nous a initié au CBCT de haute définition et qui nous a toujours accueilli avec confraternité et amitié dans son centre d'imagerie de Nancy, ainsi qu'au docteur Jacques Treil ;

– nos remerciements s'adressent également aux confrères qui nous font confiance pour notre enseignement de l'imagerie dentomaxillaire dans le cadre des Diplômes Universitaires qu'ils dirigent : les professeurs Daniel Chappard, Patrick Goudot et Philippe Menard, Jean-Paul Meningaud et Gaoussou Touré, ainsi que les Drs Laurent Corcos et Eric David ;

– notre reconnaissance va particulièrement à Monsieur Jean-Hugues Royer, Ingénieur Informaticien remarquable, créateur de l'excellent logiciel d'imagerie médicale DICOM Insight®, offrant une exploitation 3D précise et rapide des données CBCT et qui est à l'origine de la plupart des images figurant dans ce livre. Qu'il soit ici remercié pour son travail et ses conseils avisés.

Merci encore aux professionnels de l'industrie pour leur aide quotidienne, en particulier Madame Céline Inacio (Dimtec® pour Morita®) et Messieurs Francis et Sébastien Siguienza (Sitech® pour Newtom®), ainsi que M. Jacques Osswald de Carestream®.

Merci aussi à Julie d'avoir mis en forme le texte et les images et aux éditions CDP pour leur aide à l'élaboration de cet ouvrage.

Et pardon à tous ceux que nous avons oublié de remercier...

Enfin, nous déclarons ne pas avoir de conflit d'intérêt.

Abréviations et sigles

ALARA	<i>as low as reasonably achievable</i>
ASIR	<i>adaptive statistical iterative reconstruction</i> (reconstruction itérative statistique adaptative)
ATM	articulation temporomandibulaire
CBCT	<i>cone beam computed tomography</i> , tomographie volumique à faisceau conique
CBCT PAI	<i>CBCT periapical index</i>
CBS	communication buccosinusienne
CTDi	<i>computed tomography dose index</i>
DCO	dysplasie cémento-osseuse
DDS	dent de sagesse
DICOM	<i>digital imaging and communication in medicine</i>
DLP	<i>dose-length product</i> (voir PDL)
DNSC	dysfonctionnement nasosinusal chronique
EADMF	European Academy of Dento-Maxillo-Facial Radiology
ESVL	élévation sinusienne par voie latérale
FOV	<i>field of view</i> (champ de vue)
FTP	<i>file transfer protocol</i> (protocole de transfert de fichiers)
Gy	Gray (mGy : milligray et μ Gy : microgray)
HR	Haute résolution
IRM	imagerie par résonance magnétique
kV	kilovolt
LIPOE	lésion inflammatoire périradiculaire d'origine endodontique
LOE	lésion d'origine endodontique
mA	milliampère
MAV	Malformation artéro-veineuse
MPR	<i>multiplanar reconstruction</i> (reconstruction multiplanaire)
ODF	orthopédie dentofaciale
PDL	produit dose $\times$ longueur

ABRÉVIATIONS ET SIGLES

PDS	produit dose $\times$ surface
PNS	polypose nasosinusienne
PRP	plasma riche en plaquettes
PST	<i>periodontal susceptibility test</i> (test de susceptibilité aux parodontites)
SADAM	syndrome algodysfonctionnel de l'appareil manducateur
SR	<i>surface rendering</i> (imagerie 3D de surface)
Sv	sievert (mSv : millisievert et μ SV : microsievert)
TDM	tomodensitométrie
UH	unité Hounsfield
UHR	ultra-haute résolution
VR	<i>volume rendering</i> (rendu de volume)

Sommaire

Préface du Professeur Jean-Paul Meningaud.....	V
Avant-propos et remerciements.....	VII
Abréviations et sigles.....	IX
Sommaire.....	XIII
 1 - Généralités – Principe, technique, qualité d'image, bruit, artefacts, dosimétrie, justification, optimisation, cotation, types d'appareils, indications.....	 1
Principe du <i>cone beam</i>	1
Réalisation d'un examen <i>cone beam</i>	3
Acquisition des données.....	3
Travail informatique de l'image.....	4
Caractéristiques, qualité d'image et artefacts en <i>cone beam</i>	8
Caractéristiques de l'image <i>cone beam</i>	8
Bruit et artefacts.....	11
Dosimétrie, justification et optimisation.....	21
Dose absorbée ou délivrée en CBCT.....	21
Dose efficace en CBCT.....	22
Justification des examens CBCT et optimisation de leur réalisation. . .	25
Cotation des examens CBCT.....	28
Appareils <i>cone beam</i>	28
Appareils petits et moyens champs.....	28
Appareils grand champ.....	31
Indications du <i>cone beam</i> en imagerie dentomaxillaire.....	33

2 - Cone beam et implantologie orale.	35
Techniques radiologiques.	35
<i>Panoramique dentaire.</i>	35
<i>Bilan rétroalvéolaire long cône.</i>	37
Cone beam.	38
Scanner.	44
Radio-anatomie implantaire.	49
<i>Radio-anatomie du maxillaire supérieur.</i>	49
<i>Radio-anatomie mandibulaire.</i>	64
<i>Volume osseux disponible.</i>	72
Chirurgie préimplantaire.	76
<i>Intérêt de l'imagerie dans le bilan et le suivi des greffes sous-sinusiennes</i>	76
<i>Greffes d'apposition.</i>	94
<i>Complements.</i>	95
<i>Alternatives en chirurgie préimplantaire.</i>	96
Logiciels de planification implantaire	98
<i>Principe.</i>	99
<i>Planification (ou simulation) implantaire.</i>	100
<i>Conclusion.</i>	113
Navigation robotique implantaire.	114
<i>Principe.</i>	114
<i>Description de la procédure.</i>	114
<i>Conclusion sur la navigation robotique.</i>	114
3 - Cone beam et troisième molaire incluse.	119
Circonstances de découverte d'une DDS incluse et indications d'extraction des DDS.	119
<i>Circonstances de découverte.</i>	119
<i>Indications d'extraction</i>	121
Bilan radiologique préopératoire des DDS incluses.	121
<i>Panoramique dentaire.</i>	121
Cone beam.	123
Complications de l'extraction des DDS incluses	138

4 - Cone beam et orthopédie dentofaciale.	147
Bilan radiologique en ODF.	147
<i>Protocole classique.</i>	147
CONE BEAM (CBCT).	148
Anomalies dentaires.	148
<i>Inclusions dentaires.</i>	149
<i>Anomalies de nombre.</i>	159
<i>Anomalies dentaires morphologiques.</i>	166
Dysraphies ou fentes alvéolopalatines.	179
Traitements orthochirurgicaux	183
Étude <i>cone beam</i> du viscérocrâne en orthodontie et chirurgie orthognathique.	183
5 - Cone beam et endodontie.	189
Signes révélateurs d'une pathologie endodontique.	189
Bilan radiologique en endodontie.	191
<i>Examens radiologiques utiles en endodontie.</i>	191
<i>Intérêt du cone beam en endodontie.</i>	191
6 - Imagerie des parodontites et des péri-implantites.	213
Parodontites.	213
<i>Parodontites chroniques.</i>	213
<i>Formes cliniques des parodontites.</i>	227
Péri-implantites	230
7 - Cone beam et ostéites des maxillaires.	241
Clinique.	241
Laboratoire.	241
Techniques utiles en imagerie.	242
Intérêt du <i>cone beam</i> dans le diagnostic et le bilan des ostéites.	243
<i>Formes typiques.</i>	243
<i>Formes chroniques.</i>	252
<i>Ostéite post-avulsion et post-résection.</i>	256
<i>Diagnostic différentiel.</i>	256

SOMMAIRE

8 - Cone beam et traumatismes dentomaxillaires.	263
Circonstances cliniques.	263
Bilan radiologique initial.	264
Tableaux radiocliniques.	264
<i>Traumatismes dento-alvéolaires.</i>	264
<i>Fractures de la face.</i>	278
9 - Cone beam et articulations temporomandibulaires.	287
Rappel anatomique.	287
Situations cliniques.	287
Bilan radiologique des ATM.	290
<i>Techniques radiologiques.</i>	290
<i>Pathologies de l'ATM.</i>	294
10 - Cone beam et sinusites d'origine dentaire.	309
Rappel anatomique.	309
Clinique.	309
Imagerie.	311
<i>Technique du cone beam.</i>	312
Intérêt du cone beam dans le diagnostic des sinusites d'origine dentaire	
312	
11 - Stratégies diagnostiques des images claires et denses des maxillaires.	333
Clinique.	333
Techniques radiologiques.	334
Résultats.	336
<i>Stratégies diagnostiques des images radioclares et radiodenses.</i>	336
<i>Images radioclares des maxillaires.</i>	339
<i>Images radiodenses des maxillaires.</i>	364
Conclusion.	375
Ouvrages généraux sur l'imagerie dentomaxillaire et le cone beam.	376
Index.	377

Généralités – Principe, technique, qualité d'image, bruit, artefacts, dosimétrie, justification, optimisation, cotation, types d'appareils, indications

Le *cone beam* (CBCT: *cone beam computed tomography* ou tomographie volumique à faisceau conique) s'est imposé depuis plusieurs années comme la méthode de référence en imagerie dentomaxillaire où elle est supérieure au scanner, bien que ce dernier reste incontournable dans certaines indications. Nous aborderons successivement dans ce chapitre le principe, la réalisation d'un examen, la qualité d'image, les artefacts, la dosimétrie, les différents types d'appareils *cone beam* et, enfin, les indications de cette technique en odontostomatologie.

Principe du *cone beam*

Le faisceau de rayons X, de forme conique, est atténué en traversant l'objet à explorer avant d'être analysé par un système de détection (aujourd'hui, le plus souvent, un capteur plan). Le tube et le système de détection tournant autour du sujet (de 180 à 360° selon les constructeurs), plusieurs centaines d'analyses (prises de vue, clichés ou projections) sont réalisées dans les différents plans de l'espace, permettant, après transmission des données à un ordinateur, la reconstruction volumique d'un cylindre contenant l'objet (ici, les maxillaires) (FIG. 1.1).

Le volume étudié est composé de voxels dont le côté est de la taille d'un pixel, mesuré en micromètres (μm), chaque voxel obtenu mesurant entre 70 et 300 μm de côté (taille du pixel).

Les voxels obtenus en *cone beam* sont dits isotropes ou isométriques. Cela signifie que leurs côtés sont de même dimension, en d'autres termes que chaque voxel est cubique, quelle que soit l'orientation des reconstructions dans les trois dimensions de l'espace, d'où l'avantage géométrique déterminant sur le scanner médical

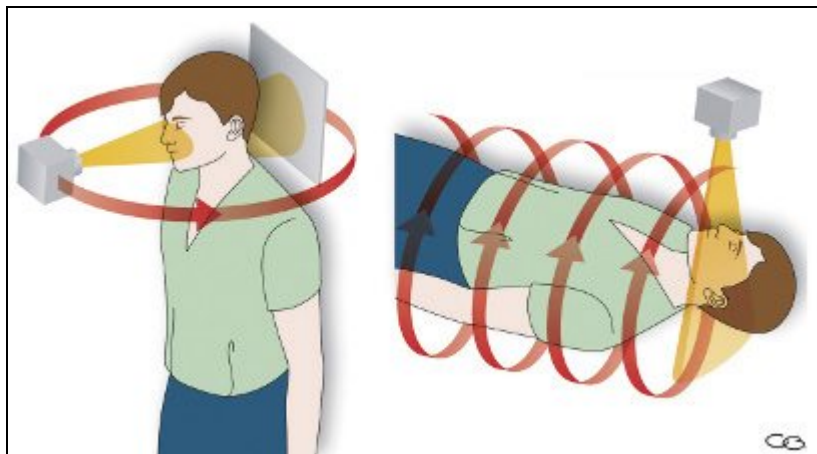


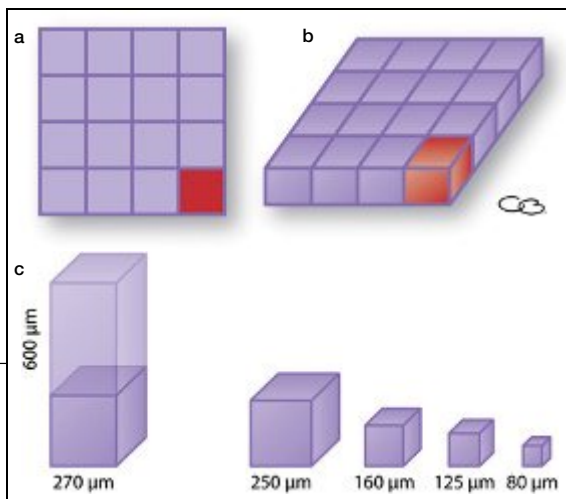
FIG. 1.1 - Principes comparés du CBCT (à gauche) et de la TDM (à droite).

(TDM, tomomodensitométrie) dont les voxels de reconstruction sont parallélépipédiques, anisotropes, induisant une relative déformation des images reconstruites et n'autorisant que des reconstructions dans un axe strictement perpendiculaire au volume d'acquisition. Certains scanners de dernière génération permettent cependant d'obtenir des voxels isotropes, au prix d'une augmentation de la dose délivrée (FIG. 1.2).

FIG. 1.2 - Pixels et voxels.

a. 2D : pixel (*picture element*). b. 3D : voxel (*volume element*).

c. À gauche : voxel anisotrope, parallélépipédique (TDM). À droite : voxel isotrope, cubique (CBCT).



Le volume ainsi obtenu à partir des projections *cone beam* (acquisitions) est reconstruit par ordinateur en coupes axiales bidimensionnelles (2D) alors que, théoriquement, le scanner obtient un volume à partir de coupes 2D, ce qui a fait dire que « la TDM produit de la 3D à partir de coupes 2D, alors que le CBCT produit des coupes 2D à partir d'une acquisition 3D ».

Le système de détection et de transmission des données diffère selon les machines. Le premier système utilisé comprenait essentiellement un amplificateur de brillance (NewTom 3G®, Galileos Sirona®). Le système utilisé dans la majorité des cas aujourd'hui est le capteur plan, ou *flat panel* (NewTom VG®, Morita Accuitomo®, Icat®...). La comparaison des deux systèmes suggère un chemin plus court et plus simple du signal pour le système à capteur plan, qui pourrait, par diminution du « bruit du système », expliquer la meilleure résolution observée avec les machines employant ce dernier type de détection.

Réalisation d'un examen *cone beam*

ACQUISITION DES DONNÉES

Le patient est positionné debout ou assis (la plupart des appareils sont verticaux), ou encore couché sur un lit (NewTom 5G® : l'appareil se présentant comme un appareil TDM, le lit s'engage au centre d'un anneau porteur du couple tube-capteur plan), la tête maintenue dans une têtère ou, au mieux, sanglée (FIG. 1.3). La contention est importante et souvent déterminante en *cone beam* afin d'éviter les artefacts cinétiques, souvent gênants pour l'interprétation. Il est admis que la position assise est moins génératrice d'artefacts que la position debout et que la position couchée l'est encore moins mais peut induire, comme en TDM, une sensation de malaise chez certains patients claustrophobes.

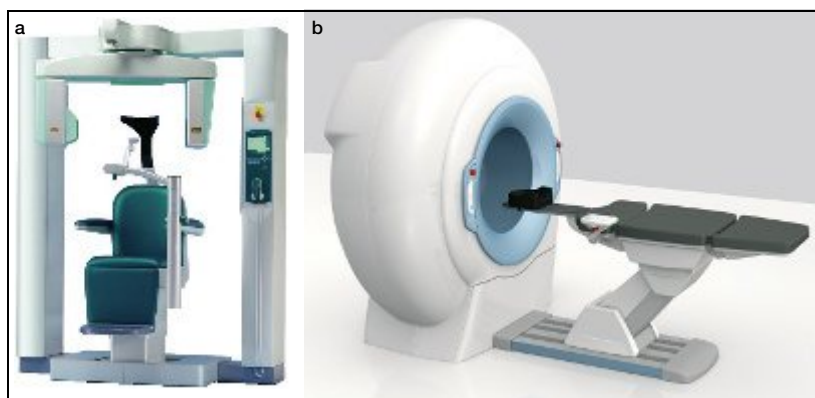


FIG. 1.3 - Appareils *cone beam*. a. Morita Accuitomo® assis. b. NewTom 5G® couché.

Les constantes d'acquisition sont définies :

- champ de vue, de 4×4 cm à 30×30 cm selon les machines ;
- exposition : tension (de 50 à 110 kV), intensité (mA) et temps de pose, en fonction de la corpulence du sujet et de la résolution souhaitée.

La réalisation initiale d'un topogramme (*scout view*), consistant en la prise de deux clichés digitaux (de profil et de face) pour le centrage, l'orientation et la délimitation du volume d'acquisition, est le fait des appareils haut de gamme et nous semble indispensable en imagerie tridimensionnelle (FIG. 1.4).



FIG. 1.4 - Topogramme (*scout view*) de profil et de face.

L'acquisition du volume s'effectue ensuite en un temps variant, selon les machines et les programmes, de 6 à 30 secondes pendant lesquelles le patient est prié de ne pas bouger ni de déglutir. Ce temps correspond à l'acquisition des données brutes (*raw data*).

TRAVAIL INFORMATIQUE DE L'IMAGE

L'acquisition des données brutes n'est qu'un premier temps dans la chaîne de génération de l'image. Les données brutes sont stockées et transformées en volume exploitable pour les reconstructions d'image.

■ Reconstructions primaires du volume exploitable

On distingue :

- les reconstructions bidimensionnelles dites « directes » (2D axiales, frontales et sagittales « directes », obtenues à partir des données brutes), reproductibles sur film radiologique par exemple (FIG. 1.7) ;
- les reconstructions DICOM (*digital imaging and communication in medicine*), images reconstruites selon le plan axial, autorisant l'exploitation de logiciels spécialisés et permettant d'obtenir des reconstructions secondaires de deux types :