

Qualité d'image et artéfacts en cone beam

Une image de qualité conjugue à la fois une bonne résolution spatiale et une bonne résolution en densité. Le bruit et les artéfacts déterminent, quant à eux, les facteurs susceptibles de nuire à la qualité de l'image.

Caractéristiques de l'image cone beam

➤ Champ de vue et matrice de reconstruction

• *Le champ de vue* est défini dans un premier temps lors de l'acquisition pour correspondre à l'étude envisagée (petits champs, de 4 à 8 cm, champs moyens de 9 à 14 cm ou grands champs de 15 à

- *augmenter la tension (kV) ;*
- *diminuer l'épaisseur des reconstructions.*

Toutefois, cela reste un problème de compromis car la réduction du pixel entraîne une diminution du rapport S/B et augmenter la tension « durcit » le faisceau incident de rayons X, ce qui provoque, dans les deux cas, une diminution de la résolution en contraste (ou en densité).

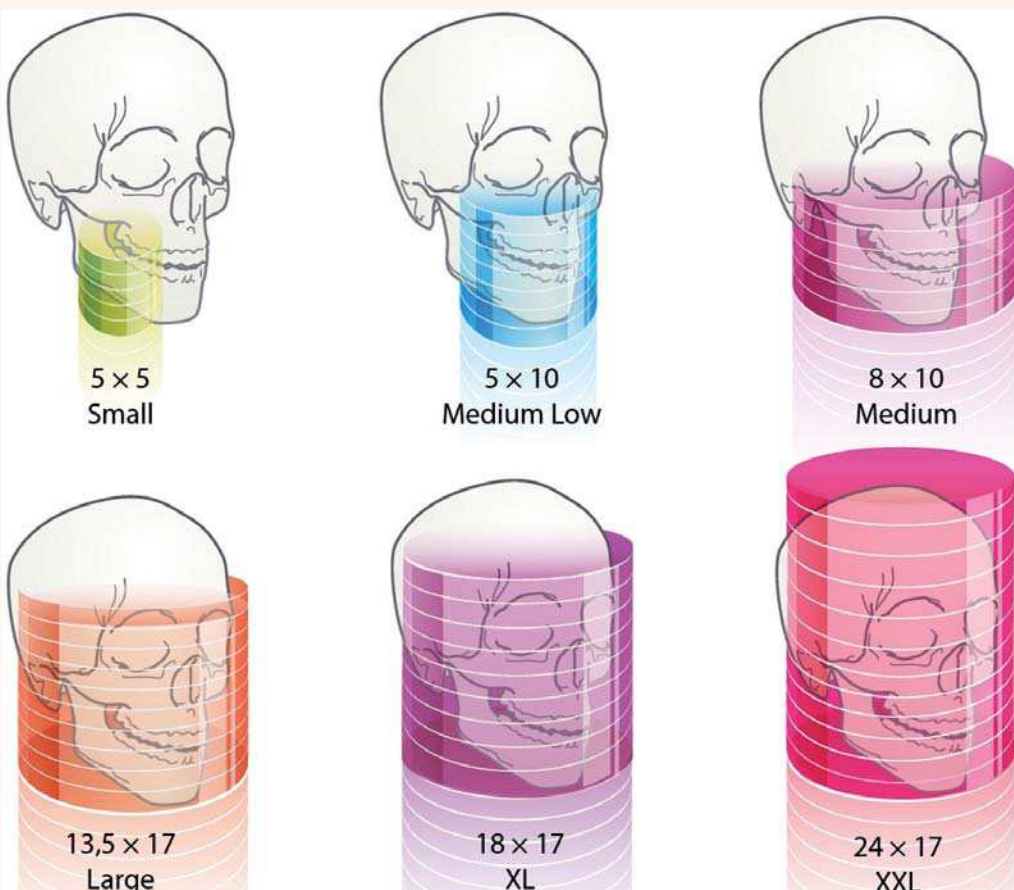


Fig. 1. : Champs de vue proposés par le cone beam Scanora 3Dx*, couvrant l'ensemble des besoins en exploration 3D.

30 cm). Il peut être reconsidéré à l'occasion de reconstructions secondaires pour préciser par exemple une structure à l'aide de voxels de plus petite taille. (Fig. 1)

• *La matrice de reconstruction*, d'autant plus grande que le champ et les pixels sont plus petits, est en règle aujourd'hui de 512 x 512 pixels. Elle pouvait être plus petite sur les appareils de premières générations à grand champ et pixels de 300 ou 500 µm et a plutôt tendance à grandir avec les appareils plus récents, tendant vers 1024 x 1024 pixels avec des pixels de plus petite taille.

➤ Résolution spatiale

C'est la capacité d'un système à discerner deux petites structures proches. Elle est supérieure à celle du scanner, surtout en cas d'utilisation de voxels isotropes de petite taille (70 à 160 µm) (Newtom 5G*, Morita Accuitomo*...). Elle peut être moins bonne si les voxels dépassent 250 µm. Ainsi, pour améliorer la résolution spatiale, on peut :

- *diminuer la taille du champ de vue et/ou augmenter la taille de la matrice pour des voxels de taille réduite ;*

➤ Résolution en densité (ou en contraste)

C'est la capacité d'un système à distinguer deux structures de densités proches. Pour augmenter « potentiellement » la résolution en contraste, en augmentant le rapport S/B, on peut :

- *augmenter l'intensité du signal (mA) et donc la dose d'irradiation ;*
- *augmenter la taille du voxel en augmentant le champ de vue et/ou diminuant la taille de la matrice ;*
- *augmenter l'épaisseur des reconstructions.*

La résolution en contraste du cone beam est inférieure à celle du scanner car l'intensité du signal est plus faible et les voxels généralement plus petits, ce qui diminue le rapport S/B. Le Cone Beam permet donc l'étude des tissus durs (os et dent) et l'étude des tissus mous reste réservée au scanner (TDM ou tomodynamomètre). Cependant un constructeur (Actéon*) a tenté récemment de calibrer les « radiodensités CBCT » en échelle de « Densités Hounsfield » utilisée en TDM, ce qui ouvre peut-être des horizons nouveaux à l'usage du cone beam.

Bruit et artéfacts

Si la qualité des images du cone beam est le plus souvent satisfaisante, la présence de bruit et d'artéfacts peut toutefois altérer leur lisibilité.

➤ Le bruit

Rapport signal sur bruit (rapport S/B) Plus le signal d'une image est supérieur au bruit qui le compose, meilleurs sont le rapport S/B et la qualité de l'image résultante, aussi bien en contraste qu'en résolution spatiale.

Le bruit global d'une image radiologique est la somme des différents bruits créés lors des étapes de la formation de l'image. On distingue deux types de bruit d'origine distincte :

- *le bruit photonique ou quantique*, qui correspond au phénomène de fluctuation quantique du faisceau de rayons X ;
- *le bruit du système* qui correspond à l'ensemble des bruits prenant naissance dans la chaîne de détection, de transmission et de numérisation du signal.

Afin d'optimiser le rapport signal sur bruit, on peut :

- *augmenter l'intensité du signal et donc la dose d'irradiation ;*
- *réduire le bruit du système* en améliorant la qualité des capteurs et la qualité de la chaîne de transmission du signal. En cas d'image en haute résolution, à voxels de 70 à 125 µm, il est souvent utile d'épaissir simplement les coupes axiales, à taille de voxel constante, pour obtenir d'emblée une amélioration du rapport signal sur bruit. (Fig. 2)

➤ Les artéfacts

Les artéfacts, d'origine cinétique et/ou métallique notamment, sont responsables de fausses images qui peuvent nuire à l'interprétation. Il est donc primordial de les repérer pour éviter toute erreur ou piège diagnostiques.

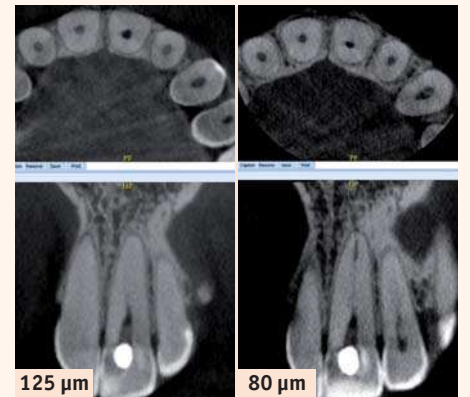


Fig. 2 : « Bruit » accru sur reconstructions très fines, à voxels de 80 µm, montrant plus de détails cependant que sur les reconstructions à 125 µm.

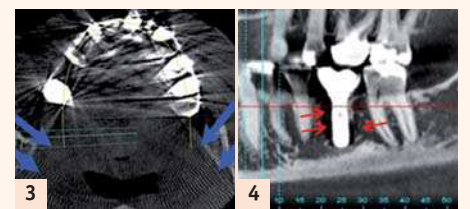


Fig. 3 : Stries radiales dues au durcissement du faisceau. – Fig. 4 : Effet de bord autour d'un implant de 36 bien ostéo-intégré, sans alvéolyse péri-implantaire, contrairement à ce que pourrait faire croire cette reconstruction panoramique.

Les artéfacts métalliques

Ils seraient moins importants sur les appareils cone beam bien calibrés. Cependant, certains cone beam, surtout si leur capteur est mal calibré, peuvent présenter des artéfacts encore plus importants et plus gênants qu'au scanner.

Les artéfacts métalliques apparaissent lorsque le faisceau de rayons X rencontre des transitions trop abruptes de densité dans le volume exploré. Le faisceau de rayons X est polyénergétique à la sortie du tube radiogène. Ses rayons de plus basse énergie sont atténués en priorité lors de la traversée d'un objet de forte densité : on dit

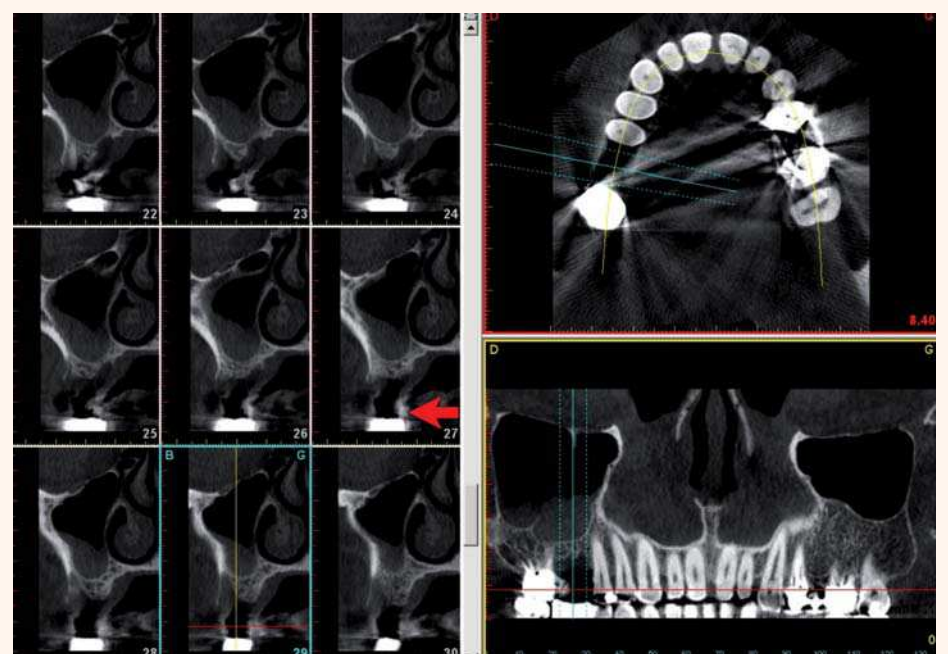


Fig. 5 : Artéfacts métalliques de couronne (région de 16) peu ou pas gênants car à distance de la crête édentée.

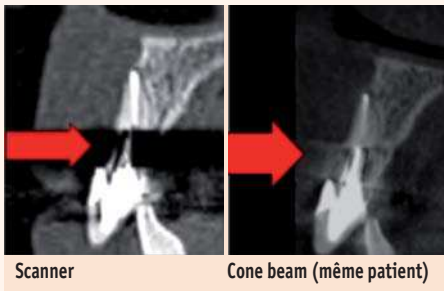


Fig. 6 : Artéfacts métalliques radiculaires en scanner (crête alvéolaire non vue) très atténués en cone beam (crête alvéolaire visualisée).

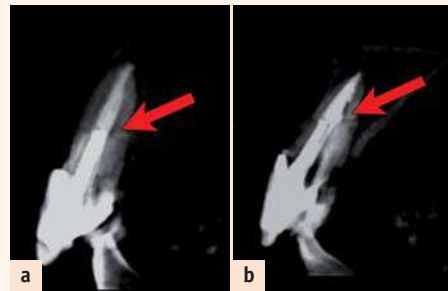


Fig. 7 : Pseudo-fracture (a) et vraie fracture (b), de diagnostic difficile.

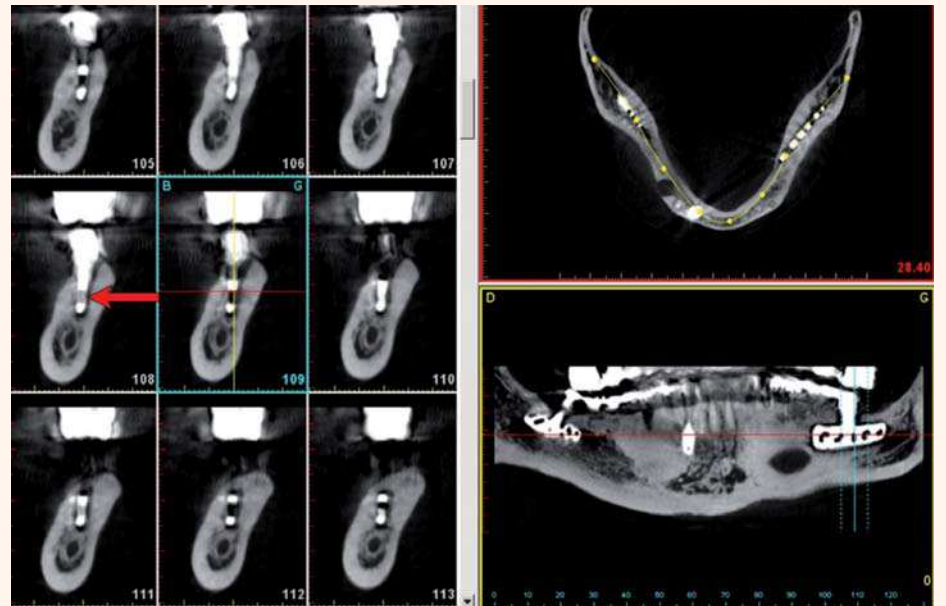


Fig. 9 : Peu d'artéfacts autour de cet implant-lame gauche, mais une péri-implantite, caractérisée par une alvéolyse péri-implantaire.

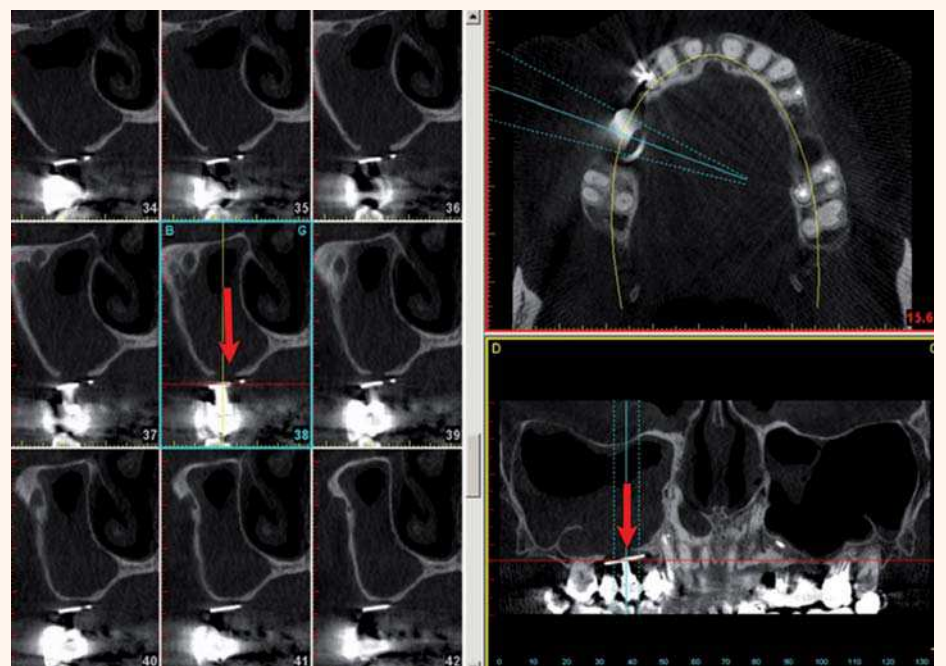


Fig. 10 : Peu d'artéfacts autour de ce « diskimplant » droit, mais une alvéolyse péri-implantaire avec communication bucco-sinusienne et sinusite.

que ce faisceau de rayons X filtré est « durci ». Ces artéfacts métalliques sont le plus souvent causés par ce phénomène de durcissement du faisceau ainsi que par le rayonnement diffusé. On note alors la présence de plages de perturbations hypodenses, plus ou moins intenses (zones d'ombre, bandes sombres), de stries radiales noires ou blanches, qui sont centrées sur les structures métalliques. (Fig. 3)

En scanner, les logiciels de reconstructions itératives permettent de réduire significativement ces artéfacts métalliques et/ou de réduire les doses d'exposition. L'application de tels algorithmes en cone beam est à l'étude.

En pratique, pour limiter ces artéfacts, il est nécessaire de retirer tout objet métallique amovible susceptible de se retrouver dans le champ exploré (prothèses adjoindes, bijoux, piercing...).

Effet « mach » ou effet de bord

L'effet de bord se traduit par la présence d'un liseré noir autour ou à proximité d'une structure dense (implant, prothèse, tenon, inlaycore...) en fort contraste avec l'os alvéolaire. Une simple diminution de contraste l'atténue ou l'annule, le différenciant d'une alvéolyse péri-implantaire par exemple. (Fig. 4)

Artéfacts métalliques de couronne

Ces artéfacts métalliques, essentiellement dus au durcissement du faisceau, s'expriment par des bandes blanches ou noires ou mixtes, parfois en « feu d'herbe » situées strictement à la hauteur des couronnes du fait du caractère horizontal du centre du faisceau, parallèle en général au plan occlusal. Ces artéfacts de couronne sont cependant peu ou pas gênants en implantologie car ils se situent généralement

à distance de la crête osseuse et des procès édentés. (Fig. 5)

Artéfacts métalliques radiculaires

Les artéfacts radiculaires sont dus principalement aux tenons intra-radiculaires, aux inlaycores et aux piliers implantaires. Contrairement au scanner où ce type d'artéfacts entraîne une barre noire gênant la visibilité de la crête osseuse et du procès alvéolaire, le phénomène est atténué voire absent en cone Beam. (Fig. 6)

A part sont les pseudo-trait de fracture horizontale d'une racine à hauteur de l'apex d'un tenon. Le diagnostic différentiel avec un trait de fracture se fait par la position en hauteur du « trait », par son prolongement au-delà du bord radulaire et enfin par l'absence d'élargissement de l'espace desmodontal. (Fig. 7)

Artéfacts implantaires

- Implant cylindrique
L'effet mach ou « effet de bord » est classique, (Fig. 4), surtout en cas de fortes doses (images en haute définition). L'« écho de bord » s'observe sur les reconstructions « dentascanner » (Curved MPR) dites « coronales » ou orthogonales (« cross-sectionals ») et se caractérise par la répétition de l'effet de bord sur des reconstructions orthogonales adjacentes, même à distance de l'implant. Afin de limiter ou d'éviter ces artéfacts, il faut diminuer les constantes de dose (kV et mA). (Fig. 8)

- Implants lame et « diskimplants » sont moins sujets à ces artéfacts. (Figs. 9 et 10)
- Implants aiguille
Devenus rares, ils rendent impossible l'interprétation en scanner et apparaissent moins susceptibles aux artéfacts en cone beam. (Fig. 11)



Fig. 8 : « Echo de bord » : effet de bord implantaire (implants en 14 et 16) répétés sur les reconstructions adjacentes de la région de 15.

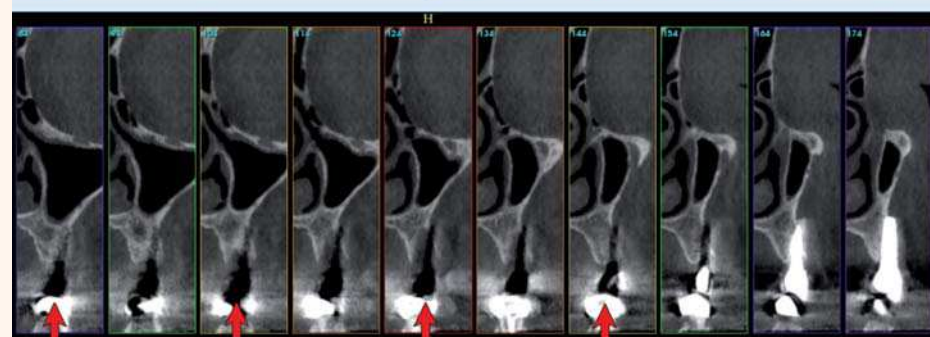


Fig. 11 : Scanner (a: crête invisible) et cone beam (b: crête bien dessinée).

Autres artéfacts métalliques

- Objets métalliques se situant dans le champ du faisceau de rayons X : essentiellement les piercings et les boucles d'oreilles, à ôter si possible avant l'examen. (Fig. 12)

- Fausses images lacunaires, pouvant mimer une carie ou une résorption coronaire ou radulaire, souvent à proximité d'un amalgame ou d'une prothèse métallique. Le diagnostic n'est parfois possible

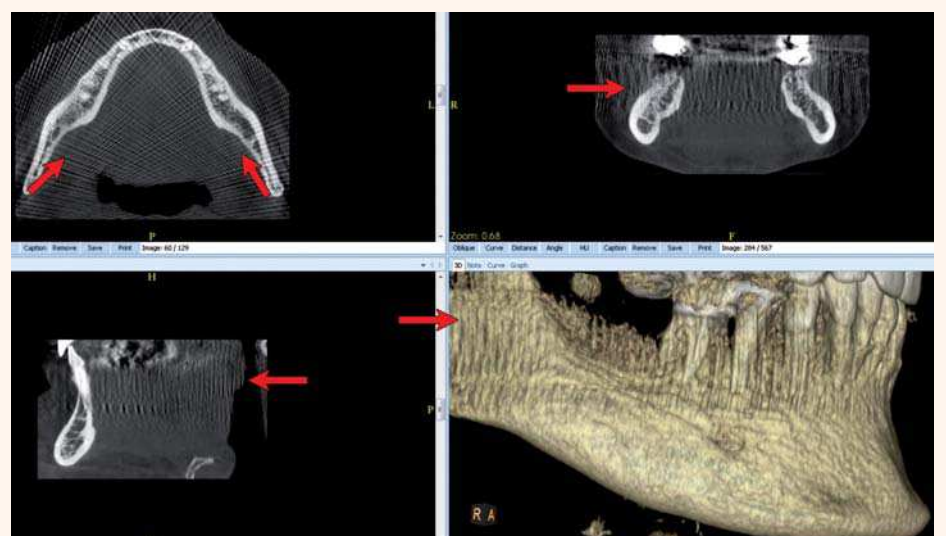


Fig. 12 : Boucles d'oreilles : artéfacts sur tous les plans et même en 3D.

Suite page 14 →



Fig. 13 : Pseudo-carie due à une fausse image lacunaire artificielle.

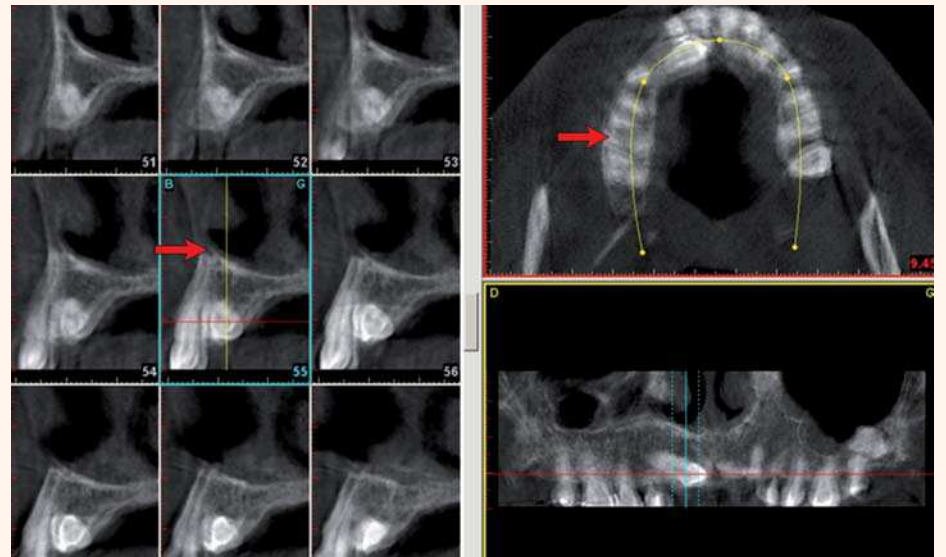


Fig. 14 : Artéfacts cinétiques : flou et double contours. Interprétation impossible.

← Suite de la page 13

qu'en confrontant les différents plans de reconstruction, sur lesquels l'image pathologique peut sembler très différente voire absente. (Fig. 13)

Artéfacts cinétiques

Ces artéfacts sont dus aux mouvements du patient et s'expriment sur l'image par un dédoublement des contours de différentes structures. La définition de l'image est alors dégradée par un flou cinétique important qui peut parfois être responsable de mesures erronées. Ces artéfacts cinétiques sont plus fréquents qu'au scanner du fait des temps de pose plus longs

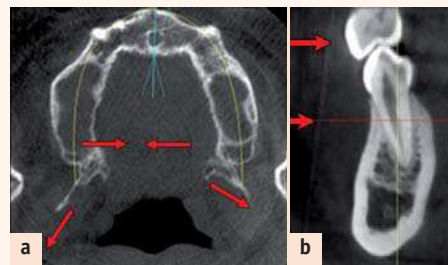


Fig. 15 : Artéfacts de cible sur coupes axiale (a) et orthogonale (b).

(jusqu'à 30 secondes pour le Morita Accu-tomo F17* et le Newtom 5G*). Pour réduire les artéfacts cinétiques, il faut :

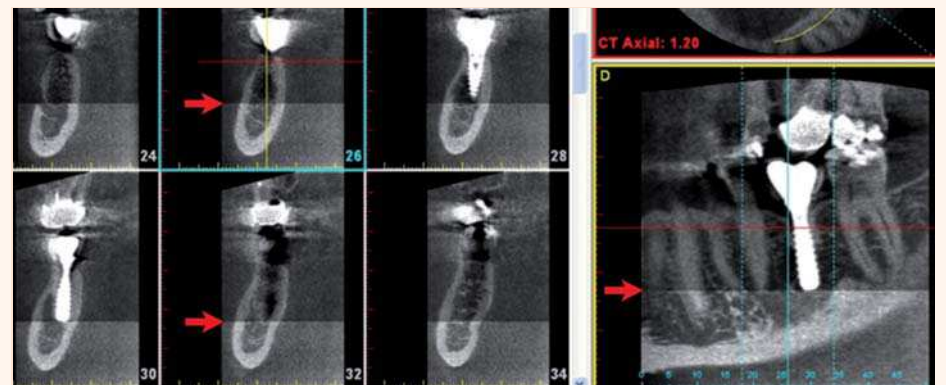


Fig. 16 : Artéfact de contraste dû à un capteur mal calibré.

- des moyens de contention efficaces afin de limiter les mouvements de la tête du patient: appuis ou « scratch » frontaux et occipitaux, éventuellement pièce à mordre pour limiter les mouvements de la mandibule ; noter que l'immobilité du patient est nettement meilleure quand celui-ci est allongé (95 % des images avec des artéfacts imperceptibles), plutôt que debout ou assis (68 % des images avec des artéfacts imperceptibles) ;
- un temps d'acquisition le plus court possible ;
- une coopération du patient pour limiter les mouvements physiologiques (ainsi que la déglutition voire la respiration quand le temps de pose est court). Pour des patients très jeunes ou atteints de troubles neurologiques comme la maladie de Parkinson et dans les cas où des artéfacts cinétiques rendent la lecture de l'examen cone beam délicate ou impossible, il est souvent préférable de prescrire en seconde intention un examen scannographique à temps de pose ultra-court (1 à 4 secondes pour les scanners 64 barrettes actuels).

Les solutions pour atténuer ces artéfacts sont la bonne calibration du couple tube-détecteurs et, en cas d'échec, une maintenance technique voire le remplacement d'un capteur défectueux.

On distingue surtout les artéfacts de cible et les artéfacts de contraste.

- Les artéfacts de cibles naissent d'un vide d'informations au niveau des projections. Ils se voient essentiellement dans les parties molles, sous forme de cercles d'intensité variable sur les coupes axiales, centrés par l'axe de rotation et des lignes verticales hypo ou hyperdenses sur les reconstructions verticales. (Fig. 15)

- Les artéfacts de contraste s'observent en cas de contraste important, par exemple si un implant est exploré par un cone beam au capteur mal calibré : on note une différence de contraste accrue et brutale entre la bande d'image contenant l'implant et les bandes sus ou sous-jacentes. (Fig. 16)

Par ailleurs, les artéfacts cinétiques peuvent être parfois localisés seulement à une portion d'arcade : héli maxillaire droit ou gauche ou bien région antérieure. Si l'exploration porte sur une partie exempte d'artéfacts, l'examen peut être validé.

Enfin, les artéfacts cinétiques amplifient les artéfacts métalliques et inversement : les deux types d'artéfact se potentialisent. (Fig. 14)

Artéfacts de capteur

Les artéfacts de capteurs représentent une faille au niveau de la détection:

- capteurs défectueux ;
- mauvais centrage du faisceau X par rapport aux détecteurs : artéfacts de calibration.

DOCTEUR
NORBERT BELLAÏCHE

Médecin Radiologue,
Diplômé de Radiologie
Maxillo-Faciale et d'IRM,
Chargé de cours des Universités
Paris VI, Paris XII,
d'Evry et d'Angers.
Ancien Attaché des
Hôpitaux de Paris.

Centre de Radiologie Dentaire Numérisée,
9 rue de Montalembert, 75007 Paris.

Site web : www.conebeamparis.com

email:

norbertbellaiche@conebeamparis.com





EURO IMPLANTO NICE 2014

**Innové pour progresser
Progress through innovation**

Ansel Alain Authelain Claude Baqué Patrick Barakat Nabil Berruet Jean-Luc Bettach Raphael Binderman Itzhak Brenier Philippe Brun Jean-Pierre Casu Jean-Pierre Choukroun Joseph Cotten Philippe Diss Antoine Donsimoni J-M Fissore Bruno	Forna Norina Fromental Robert Gastard Yves Gouet Emmanuel Henry-Savajol O. Hornbeck Jacques Kestemont Philippe Khoury Georges Leclercq Philippe Levratto Fabio Makary Christian Manière Robert Misch Carl Morin Laurent Odin Guillaume	Palacci Patrick Palti Ady Papeux Christian Petitbois Renaud Ravalet Xavier Rocca Jean-Paul Sammartino Gilberto Sapozhnikov Lari Scortecchi Gérard Serrano Pascal Sers Laurent Surmenian Jérôme Vermeulen Jacques
---	--	--

3 - 4 avril / April 2014
Palais de la Méditerranée
Nice, France

Renseignements / Information
+33 4 92 14 88 18
implantoral.club@voila.fr

