

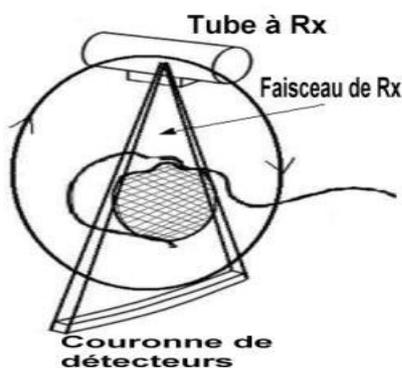
La tomographie à faisceau conique (Cône beam):

I-Introduction:

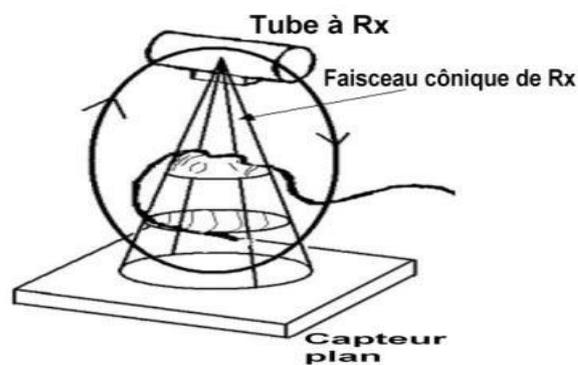
L'imagerie dento-maxillaire dispose de techniques d'examen spécifiques classiques comme le panoramique dentaire et les clichés endo-buccaux, mais aussi de méthodes plus élaborées comme le scanner, cône beam et l'IRM. Complément de l'examen clinique, l'imagerie est indispensable dans l'évaluation des pathologies dento-maxillaires et faciales.

II- Principe :

- La technique consiste en un générateur de rayons X qui émet un faisceau de forme conique traversant l'objet à explorer avant d'être analysé après atténuation par un système de détection.
- Donc le cône beam consiste recueillir via un récepteur plan des données sous la forme d'un volume cylindrique projeté par un faisceau de rayons ouvert (conique).
- Le tube à rayons X et l'aire de détecteurs sont solidaires et alignés, tournant autour du sujet (180 à 360° selon les constructeurs), permet d'acquérir des données numériques dans les différents plans de l'espace, (images planes numérisées se répartissant selon la trajectoire circulaire de rotation du système). Ces données sont ensuite transmises à un ordinateur pour reconstruction volumique.



scanner



Cône beam

Principes comparés du scanner et du cône beam

-L'unité de volume est dénommée voxel (volume élément). Un voxel à la forme d'un parallélépipède rectangle; il est caractérisé par les dimensions de ses trois arêtes. Pour un examen de type scanner dentaire ou sinusien, la longueur d'une des arêtes, correspondant à l'épaisseur de coupe, est supérieure à celle des deux autres. Le volume est « anisotrope » et les reconstructions sagittales ou coronales sont affectées d'une moindre résolution spatiale que les coupes axiales (natives). Le volume d'un examen CBCT est caractérisé par son

caractère « isotrope » (voxels cubiques). Les coupes obtenues ont la même résolution spatiale quelle que soit leur orientation.

III-Technique et réalisation d'un examen cône beam:

a-Acquisition des données :

- Le patient est positionné debout ou assis (la plupart des appareils sont verticaux) ou couché sur un lit (le lit s'engageant au centre d'un anneau porteur du couple tube-captteur plan),
- la tête maintenue dans une têtère, au mieux sanglée.
- Les constantes d'acquisition sont définies: champ de vue, de 4x4cm à 30x30cm selon les machines, de même que l'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.

b-La réalisation initiale d'un topogramme (scout view), consistant en la prise de deux clichés digitaux (profil et face) pour le centrage, l'orientation et la délimitation du volume d'acquisition.

c-L'acquisition du volume s'effectue ensuite en un temps variable selon les machines et les programmes de 9 à 30 secondes, pendant lesquelles le patient est prié de ne pas bouger ou déglutir, Ce temps correspond à l'acquisition des données brutes.

d-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 par reconstruction d'image.

d-1-Reconstructions primaires : du volume exportable. On distingue :

d-1-1-Reconstructions bidimensionnelles «directes» (2D, axiales, frontales et sagittales « directes », obtenues à partir des données brutes) ;

d-1-2-Reconstructions DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), images reconstruites selon le plan axial, autorisant l'exploitation de logiciels spécialisés permettant d'obtenir des reconstructions secondaires de deux types : multiplanaires et dentascanner. Le caractère isotrope des voxels en cône beam autorise des reconstructions axiales secondaires (« reslices ») dans un axe différent de celui de l'acquisition, par exemple perpendiculaire à celui des dents, permettant d'obtenir des reconstructions verticales (panoramiques, orthogonales ou «cross-sectionals») strictement dans l'axe implantaire, pour des mesures de hauteur fiables.

=>**Les reconstructions multiplanaires** (Multiplanar Reformation ou MPR) sont, comme les reconstructions directes, bidimensionnelles (axiales, frontales ou sagittales avec leurs composantes obliques) et 3D.

=> **Les reconstructions «dentascanner»** (ou Curved MPR) sont réalisées selon les plans axial, panoramique (parallèle à la crête alvéolaire) et orthogonal à la crête (perpendiculaire ou « coronal » ou «cross-sectional») et associées à la demande à des reconstructions 3D. Ce dernier type de reconstructions est surtout indiqué en implantologie pour les mesures volumiques de l'os alvéolaire. Ces mesures obtenues sur reconstructions bidimensionnelles dentascanner en cone beam sont considérées comme aussi fiables qu'en scanner (TDM).

d-1-3- Le transfert des données DICOM sur CD ou par Internet.

Les images bidimensionnelles et tridimensionnelles obtenues peuvent être imprimées sur film radiologique ou papier, idéalement en taille réelle.

d-2- Reconstructions secondaires ou « Rétroreconstructions ».

Obtenues à partir des reconstructions primaires axiales, elles permettent l'obtention d'images en **Ultra-Haute Résolution (UHR)** à voxels de 70 à 80µm d'arête. Ces images plus définies sont potentiellement plus bruitées et exigent des outils de « filtrage » du bruit pour leur exploitation. Elles sont utiles surtout en pathologie endodontique (diagnostic canalaire et des fêlures, d'un 4ème canal MV2 des molaires maxillaires, trajet fistuleux d'un foyer d'ostéite ...), et pour le diagnostic d'ankylose limitée ou «débutante».

d-3-Reconstructions tridimensionnelles (3D). Elles sont de plus en plus exploitées, à visée chirurgicale pré et peropératoire en implantologie, parfois orthodontique pour l'étude céphalométrique, pour visualiser les rapports de dents ou structures incluses ou afin de plus facilement appréhender une dysmorphie ou encore pour la modélisation prothétique.

-L'imagerie 3D en Rendu de Volume (Volume Rendering ou VR) tend à s'imposer, permettant d'isoler des structures de densité donnée par seuillage, Par exemple, le **seuillage osseux** permet d'analyser les structures osseuses avec une transparence variable et le **seuillage dentaire**, permet d'isoler la denture, effaçant les structures osseuses et les parties molles.

-L'imagerie 3D de surface (Surface Rendering ou SR) ne montre que les surfaces cutanées ou osseuses, ne permettant pas l'analyse des structures internes.

IV-Qualité d'image et artefacts en cône beam :

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

a-Caractéristiques de l'image cône beam :

a-1-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). Elle peut être moins bonne si les voxels dépassent 250µm. 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 ;
- augmenter la tension (kV) ;
- diminuer l'épaisseur des reconstructions.

a-2- 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, 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.

b-Bruit et artefacts :

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

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 :

b-1- Bruit :

b-1- 1-le bruit photonique ou quantique, qui correspond au phénomène de fluctuation quantique du faisceau de rayons X,

b-1-2-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.

b-2-Artefacts : Les artefacts, 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.

b-2-1-Artefacts métalliques : Ils seraient moins importants sur les appareils cône beam bien calibrés. Cependant, certains cône beam, surtout si leur capteur est mal calibré, peuvent présenter des artefacts encore plus importants et plus gênants qu'au scanner.

Les artefacts 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 que ce faisceau de rayons X filtré est «durci». Ces artefacts 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 radiaires noires ou blanches, qui sont centrées sur les structures métalliques

En pratique, ***pour limiter ces artefacts***, 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.

=> **Artefacts métalliques de couronne** : Ces artefacts 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 artefacts 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.

=>**Artefacts métalliques radiculaires** : Les artefacts radiculaires sont dus principalement aux tenons intra-radiculaires, aux inlaycores et aux piliers implantaires. Contrairement au scanner où ce type d'artefacts entraîne une barre noire gênant la visibilité de la crête osseuse et du procès alvéolaire, le phénomène est atténué voire absent en cone Beam.

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 radiculaire et enfin par l'absence d'élargissement de l'espace desmodontal.

=>**Artefacts implantaires** :

1- **Implant cylindrique** : L'effet mach ou «effet de bord» est classique, 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 artefacts, il faut diminuer les constantes de dose (kV et mA).

2- **Implants aiguille** : Devenus rares, ils rendent impossible l'interprétation en scanner et apparaissent moins susceptibles aux artefacts en cone beam.

=>**Autres artefacts métalliques** :

1- **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.

2-**Fausse images lacunaires**: pouvant mimer une **carie** ou une **résorption** coronaire ou radiculaire, souvent à proximité d'un amalgame ou d'une prothèse métallique. Le diagnostic

n'est parfois possible qu'en confrontant les différents plans de reconstruction, sur lesquels l'image pathologique peut sembler très différente voire absente.

b-2-2- Artefacts cinétiques : Ces artefacts sont dus aux mouvements du patient et s'expriment sur l'image par un dédoublement des contours des différentes structures. Ces artefacts cinétiques sont plus fréquents qu'au scanner du fait des temps de pose plus longs. Pour réduire les artefacts cinétiques, il faut :

- 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 .
- 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).

b-2-3 - Artefacts de capteur : Les artefacts de capteurs représentent une faille au niveau de la détection:

- capteurs défectueux ;
 - mauvais centrage du faisceau X par rapport aux détecteurs : artefacts de calibration.
- Les solutions pour atténuer ces artefacts 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 artefacts de cible et les artefacts de contraste.

b-2-4- Les artefacts 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.

b-2-5- Les artefacts 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 comprenant l'implant et les bandes sus ou sous-jacentes.

V-Principaux avantages du cône beam :

L'utilisation du cône beam en pratique clinique procure de nombreux avantages comparés au scanner.

a-Dosimétrie réduite :

Le cône beam se distingue par son unité isométrique qui fournit une image identique dans tous les plans de l'espace. Il offre ainsi une résolution nettement supérieure sur les structures osseuses. En revanche, du fait de sa dosimétrie plus faible, il produira une faible résolution en contraste, et sera peu efficace pour l'évaluation de la densité, et donc des tissus mous, pour laquelle le scanner reste plus indiqué.

-Théoriquement, le cône beam présente, par rapport au scanner, l'intérêt d'une moindre irradiation, Cet avantage trouve son bénéfice maximal dans l'utilisation chez L'enfant, (**le cône beam délivre en général des doses d'irradiation 2 à 4 fois inférieures**). En pratique, ceci dépend d'une part de l'appareil cône beam considéré et d'autre part du protocole, ainsi que du type de scanner envisagé. Certains appareils cône beam s'avèrent en effet plus irradiants qu'un scanner réalisé dans des conditions optimales.

b-Reconstructions et travail de l'image :

-le cône beam permet d'obtenir toutes les reconstructions réalisables par la tomodensitométrie, mais avec des principes totalement différents.

c-Résolution de l'image et précision des mesures :

-La précision des mesures effectuées est de l'ordre du dixième de millimètre, ce qui demeure relativement précis. Le cône beam a une résolution spatiale et une fiabilité qui semblent comparables à celles du scanner pour explorer des structures minéralisées telles que l'os ou les dents. En revanche, les mesures ne sont pas réalisables sur les reconstructions 3D surfaciques

-Pour la résolution en densité que le système permet d'afficher (échelle de niveaux de gris), elle est inférieure à celle du scanner (16 bits versus 12 bits). Le cône beam est donc à limiter aux structures denses, telles que l'os et les dents

d-Rapidité d'acquisition :

-Le cône beam acquiert en général toutes les images en une seule rotation, ce qui réduit le temps d'acquisition à moins de 20 secondes. Chaque coupe tomodensitométrique peut nécessiter environ 10 secondes, alors que le cone beam peut balayer une tête entière en 10 secondes. Ce temps réduit le mouvement du sujet, ce qui réduit les artefacts de mouvements.

e-Champ de vue (FOV) variable :

-La capacité de contrôler le FOV est exceptionnellement importante en termes de limitation de la dose des rayons X. Plus le champ de vue est variable, plus la dose de rayons X est faible. Cette limitation respecte donc davantage les organes radiosensibles tels que la cornée, les glandes salivaires ou la thyroïde. Un FOV optimal peut être sélectionné pour chaque patient selon la pathologie ou la région à radiographier.

f-Facilité d'utilisation et analyse en temps réel :

-La reconstruction des données du cone beam peut être faite normalement dans un ordinateur.
-La manipulation de ces outils est à la portée de tous, ce qui rend l'analyse des données et des images facile et procure même la possibilité de faire une analyse en temps réel.

IV- Les indications du cône beam :

Technique d'imagerie de référence en odontostomatologie, le cone beam est indiqué dans la plupart des cas où une imagerie tridimensionnelle s'impose :

- Implantologie;
- Dents de sagesse posant un problème anatomique avant extraction ;
- Pathologie orthodontique et malformative imposant une imagerie 3D (inclusions, agénésies, dent surnuméraire, fentes, dysmorphies...) ;
- Traumatismes dentoalvéolaires ou maxillaires en dehors des traumatismes graves de la face, indiquant plutôt un scanner ;
- Pathologie endodontique (anatomie canalaire, lésions d'origine endodontique: leurs causes, leurs rapports et conséquences, fêlures...) ;
- Pathologie parodontale ;
- Images claires et denses des maxillaires (diagnostic et bilan) incluant la pathologie tumorale et kystique intra-osseuse;
- Sinusites d'origine dentaire ou implantaire et pathologie des sinus en général;
- Pathologie osseuse des ATM.

V-Conclusion:

Le cone beam suffit au diagnostic dans la majorité des cas en implantologie et en pathologie dento-maxillo-faciale, du fait de sa spécificité pour l'étude des tissus durs que représente le complexe dentoalvéolaire. Le scanner des maxillaire avec dentascanner restent cependant incontournable dans l'exploration des parties molles et dans tous les cas où une mesure de densité est nécessaire.