



UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE 2

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2015

N°:

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 20 novembre 2015

Par Guillaume MORDACQUE

Né le 06 Février 1989 à Lens - France

***Applications du Cone Beam
dans l'exploration
des articulations temporo-mandibulaires***

JURY

Président : Monsieur le Professeur Hervé BOUTIGNY

Assesseurs : Monsieur le Professeur Thomas COLARD
Madame le Docteur Mathilde SAVIGNAT
Madame le Docteur Laure MARTIN



ACADEMIE DE LILLE

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE LILLE 2

**_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_

FACULTE de chirurgie dentaire
PLACE DE VERDUN
59000 LILLE

**_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_*_

Président de l'Université :	Pr. X. VANDENDRIESSCHE
Directeur Général des Services de l'Université :	P.M ROBERT
Doyen :	PR. E. DEVEAUX
Vice-Doyens :	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services :	S. NEDELEC
Responsable de la scolarité :	L. LECOCQ

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
H.BOUTIGNY :	Parodontologie
T. COLARD :	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Responsable de la Sous-Section de Parodontologie
E. DEVEAUX :	Odontologie Conservatrice – Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL :	Responsable de la Sous-Section des Sciences Biologiques

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN :	Odontologie Conservatrice – Endodontie
F. BOSCHIN :	Parodontologie
E. BOCQUET :	Responsable de la Sous-Section d’Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable de la Sous-Section de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
A. CLAISSE	Odontologie Conservatrice - Endodontie
M. DANGLETERRE	Sciences Biologiques
A. de BROUCKER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE	Responsable de la Sous-Section d’ Odontologie Pédiatrique
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Responsable de la Sous-Section d’ Odontologie Conservatrice - Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Odontologie Conservatrice - Endodontie
J.M. LANGLOIS	Responsable de la Sous-Section de Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation
C. LEFEVRE	Responsable de la Sous-Section de Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation Chef du Service d’Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Sciences Biologiques
P. ROCHER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
M. SAVIGNAT	Responsable de la Sous-Section des Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury ...

Monsieur le Professeur Hervé Boutigny

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-section Parodontologie

- Docteur en Chirurgie dentaire
- Docteur de l'Université de Lille 2 (mention Odontologie)
- Maîtrise de Biologie Humaine
- Coordonnateur du D.E.S de médecine Bucco-dentaire

*Vous me faites l'honneur de présider ma thèse
et je vous en remercie. Veuillez trouver dans cet ouvrage
l'expression de ma reconnaissance pour la qualité de
votre enseignement.*

Monsieur le Professeur Thomas COLARD

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-Section Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et Radiologie

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur au Muséum National d'Histoire Naturelle en Anthropologie Biologique
- DEA Quaternaire: Géologie, Préhistoire et Paléo-anthropologie
- Maîtrise de Biologie Humaine – EDBSL
- Habilité à Diriger des Recherches
- Expert en anthropologie près la Cour d'appel de Douai

Merci d'avoir accepté de diriger mon travail, d'avoir été patient, disponible et enthousiaste. Je vous remercie d'être celui que vous êtes : humain, passionné et ouvert. Permettez moi de vous témoigner de ma plus grande admiration et de mes remerciements les plus sincères.

Madame le Docteur Mathilde SAVIGNAT

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-Section Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et Radiologie

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Doctorat de l'Université de Lille 2 (mention Odontologie)
- Master Recherche Biologie Santé, spécialité Physiopathologie et Neurosciences
- Responsable de la Sous-section Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique et Radiologie

*Vous me faites l'honneur de siéger
à ce jury et je vous en remercie. J'ai toujours
apprécié vos qualités d'écoutes, d'enseignement
ainsi que votre humour.
Merci de m'avoir enseigné l'anatomie dentaire
et de continuer à enrichir mes connaissances.*

Madame le Docteur Laure MARTIN

Ancienne Assistante hospitalo-universitaire

Sous - Section Sciences Biologiques

➤ Docteur en Chirurgie Dentaire

D'abord responsable de mes vacations d'urgences, puis praticienne émérite de mon stage actif, tu es avant tout une amie sincère. Je te remercie de participer à ce jury et j'espère toujours me montrer digne de ton enseignement.

Je dédie cette thèse ...

Table des matières

- Table des abréviations:.....	14
- Introduction.....	15
- <u>Partie 1 : Principes d'acquisition du Cone Beam, qualité d'image et dosimétrie</u>	17
1- Principes d'acquisition du Cone Beam	17
2- Qualité et précision de l'image	21
2.A- Qualité de l'image.....	21
2.B- Précision de l'image.....	21
2.B.1- La résolution spatiale s'assimile-t-elle à la taille du voxel ?.....	22
2.B.2- Un cone beam ayant des voxels de 75 µm possède-t-il vraiment une résolution spatiale de 75 µm ?.....	22
2.B.3- Comment arrive-t-on à diminuer la taille du voxel ?.....	23
2.B.4- Comment détermine-t-on la taille des voxels ?.....	25
2.B.5- L'image cone beam est-elle vraiment précise ?.....	25
3- Dosimétrie : Cone Beam versus Scanner RX	28
3.A- Dose absorbée D ou délivrée en cone beam.....	28
3.B- Dose équivalente H.....	29
3.C- Dose efficace E.....	29
3.C.1- Le point sur l'effet seuil :.....	29
3.C.2- Définition et calcul de dose efficace E.....	29
3.C.2.a- Calcul de la dose efficace après scanner RX.....	30
3.C.2.b- Calcul de la dose efficace après cone beam.....	31
3.C.2.b.1 Détermination absolue de la valeur de la dose efficace E.....	32
3.C.2.b.2 Détermination simplifiée de la valeur de la dose efficace E. .	32
3.C.3- Comparaison de la dose efficace E entre différents cone beam.....	33
3.C.4- Comparaison de la dose efficace E entre cone beam et les autres examens radiologiques selon Foucart et al (2009) (40).....	35
3.D- Risques encourus après irradiation.....	37
- <u>Partie 2 : Champs d'applications du Cone Beam en odontostomatologie</u>	41
1- Cariologie.....	41
2- Pathologies endodontiques.....	41
3- Pathologies parodontales.....	44
4- Traumatismes dento-alvéolaires ou maxillaires.....	44
4.A- Les fractures dentaires.....	45
4.B- Les mobilités dentaires post-traumatiques.....	45
4.C- Les fractures osseuses : fractures alvéolaires et mandibulaires.....	45
4.C.1- Les fractures alvéolaires.....	45
4.C.1.a- Les fractures alvéolaires parcellaires.....	45
4.C.1.b- Les fractures alvéolaires transversales.....	46
4.C.2- Les fractures mandibulaires.....	46
5- Implantologie.....	47
6- Dents de sagesse.....	48
7- Pathologies orthodontiques et malformatives nécessitant l'imagerie 3D.....	48
8- Autres images claires et denses des maxillaires.....	49
9- Explorations des sinus et de ses pathologies.....	50

10- Odontologie médico-légale	51
11- Prothèses.....	51
11.A- Prothèse fixée :.....	51
11.B- Prothèse amovible.....	52
11.C- Prothèse maxillo-faciale.....	52
12- Pathologies osseuses des ATM.....	52
- Partie 3 : Exploration des pathologies osseuses de l'ATM grâce au cone beam..	53
1- Anatomie radiologique de l'ATM.....	53
2- Intérêts de l'exploration des ATM par le cone beam.....	54
3- Indications du cone beam dans l'exploration des ATM.....	56
3.A- Les dysfonctions cranio-mandibulaires (DCM).....	56
3.A.1- Les algies et dysfonctions de l'appareil manducateur (ADAM)	56
3.A.2- Les ankyloses temporo-zygomatiques.....	58
3.B- Les malformations congénitales de l'ATM	60
3.B.1- Les fentes latérales (syndrome du premier arc).....	60
3.B.2- Les hypercondylies.....	60
3.C- Les atteintes infectieuses et rhumatismales.....	60
3.C.1- Les pathologies infectieuses.....	60
3.C.2- Les manifestations dégénératives arthrosiques.....	61
3.C.3- Les spondylarthropathies.....	62
3.C.4- Résorption idiopathique du condyle mandibulaire.....	62
3.D- Les lésions traumatiques.....	63
3.E- Les tumeurs	64
3.E.1- Les métastases.....	65
3.E.2- Les exostoses.....	65
3.E.3- Les ostéochondromes ou exostoses ostéocartilagineuses.....	66
3.E.4- Les ostéomes	67
3.E.4.a- Généralités.....	67
3.E.4.b- Cas particulier : l'ostéome ostéoïde ou ostéonécrose aseptique.....	67
3.F- Conclusion.....	68
- Conclusion et Avenir du Cone Beam.....	69
- Annexes.....	70
- Tables des illustrations :.....	70
1- Figures.....	70
2- Tableaux.....	72
3- Diagrammes.....	72
- BIBLIOGRAPHIE.....	73

- Table des abréviations:

- ADAM : algies et dysfonctions de l'appareil manducateur (voir DCM)
- ALARA : as low as reasonably achievable radiation exposure
exposition au rayonnement aussi faible que possible
- DCM : dysfonctions cranio-mandibulaires (voir ADAM)
- ATM : Articulation temporo-mandibulaire
- CB : Cone Beam
- CBCT : Cone Beam Computerized Tomography
(équivalent de CB ou TVNFC ou TVFC)
- CBS : communication bucco-sinusienne
- CIPR : Commission internationale de protection radiologique (ou ICRP)
- DAP : Dose Area Product (voir PDS)
- FOV : Field of View (ou champ de vue)
Correspond à la taille d'un volume radiographié
- HAS : Haute Autorité de Santé
- ICRP : International Commission on Radiological Protection (voir CIPR)
- IRM : imagerie par résonance magnétique
- IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire
- OPT : Orthopantomogramme, synonyme : - orthopantomographie
- panoramique dentaire
- pixel : picture element (élément d'image)
- PDS : Produit Dose Surface (ou DAP)
- RA : Radiographie rétro-alvéolaire ou intra-buccale
- RX : Rayons X
- SADAM : « syndrome » algo-dysfonctionnel de l'appareil manducateur
ou DCM ou ADAM
- Sedentex CT : safety and efficacy of new and emerging dental X-ray
modality
(sécurité et efficacité des nouvelles techniques d'imageries
dentaires émergentes)
- TVNFC : Tomographie Volumique Numérisée à Faisceau Conique (ou CB)
- TVFC : Tomographie Volumique à Faisceau Conique (ou CB)
- TDM : Tomodensitométrie (ou scanner)
- UHR : ultra-haute résolution
- voxel : volume element (ou unité de volume)
- 2D : 2 dimensions ou bidimensionnel
- 3D : 3 dimensions ou tridimensionnel

- **Introduction**

« Une image vaut mille mots »
Confucius

Cette citation illustre parfaitement l'intérêt de l'imagerie radiologique.

La découverte des rayons X par William Röntgen en 1895 a révolutionné la prise en charge de milliers de pathologies grâce à leur utilisation dans le domaine de l'imagerie médicale (1).

Les rayons X en traversant le corps humain interagissent avec la matière en fonction de la densité des structures traversées. En ressortant de l'autre côté du corps, on dit qu'ils sont *atténués*.

Ces rayons sont ensuite recueillis par un capteur et reproduisent l'image de toutes les structures qui ont été rencontrées. C'est la différence d'atténuation entre les différents rayons qui permet de produire une image contrastée où l'on devient capable de discerner les différentes structures qui composent la partie du corps radiographiée.

L'examen radiologique est au cœur de l'odontostomatologie ; il est l'examen complémentaire de choix pour affirmer ou infirmer un diagnostic, une étiologie, un pronostic voire déterminer un plan de traitement global pour nos patients.

En moins d'un siècle, la radiologie a connu plusieurs évolutions notables et la découverte de plusieurs techniques d'imageries.

A ce jour, il existe plusieurs possibilités en terme d'examen radiologique en odontostomatologie :

- l'orthopantomogramme (OPT ou OPG) dit panoramique dentaire
- la radiographie intra-buccale dite rétro-alvéolaire (RA) qui est de loin la plus utilisée dans notre pratique courante.
- la tomographie, tomodensitométrie ou scanner RX (à rayons X)
- le Cone Beam (CB) ou tomographie volumique à faisceau conique (TVNFC).

Ces divers examens n'ont pas les mêmes indications, ni les mêmes implications :

- l'OPT: donne une vue d'ensemble de la cavité buccale et des articulations temporo-mandibulaires mais ne reste qu'un examen préliminaire à d'autres examens plus précis. En effet, sa puissance diagnostique reste peu fiable au niveau des images discernées et il donne des mesures trop déformées par rapport à la réalité clinique (2) notamment dans les régions postérieures (3).

- la RA : donne des renseignements fiables sur un secteur localisé (groupe de quelques dents adjacentes ou la dent causale).
Néanmoins les renseignements donnés restent imparfaits car ils ne sont qu'une projection sur un format en 2 dimensions d'un ensemble plus complexe en 3 dimensions.
Les courbures radiculaires, la présence de lésions carieuses et osseuses débutantes, la présence de canaux supplémentaires, la position des structures anatomiques restent souvent masquées par la simple superposition des tissus traversés par les rayons X.
- le scanner et le cone beam :
 - permettent d'obtenir des images en 3 dimensions,
 - rendent possible la visualisation dans plusieurs plans de l'espace des structures irradiées.

La richesse des informations recueillies grâce à ces deux dernières techniques a révolutionné le monde médical.

Le scanner RX est le premier acteur de cette révolution. Breveté en 1922 par le Dr Bocage, il est réellement appliqué à la médecine par l'ingénieur Hounsfield en 1972. Le scanner RX a connu plusieurs évolutions pour en arriver aujourd'hui à sa 4ème génération et continue toujours de se perfectionner au fil des années.

Le cone beam quant à lui, entame une autre révolution depuis environ une dizaine d'années alors que sa première apparition sur le marché eut lieu en 1991 en Italie (avec le modèle NewTom QR-DVT 9000®).

C'est l'essor de la technologie, et notamment les progrès de l'informatique, qui provoquent aujourd'hui tout l'engouement porté à cette technique.

Cet engouement s'explique par les avantages qu'il est censé apporter. En effet, grâce à un principe de fonctionnement légèrement différent de celui du scanner RX, le cone beam est vanté par les constructeurs pour sa plus faible irradiation ainsi qu'une plus grande précision par rapport au scanner RX.

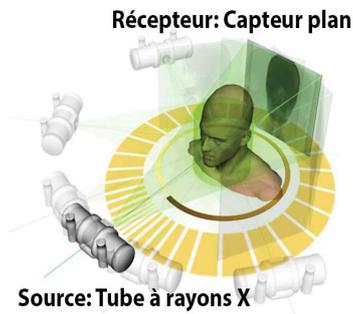
Dans une première partie, nous nous intéresserons aux principes de fonctionnement du cone beam, à la précision réelle qu'il permet d'obtenir puis aux doses d'irradiation qu'il émet par rapport aux autres techniques radiologiques.

Dans une seconde partie, nous passerons en revue l'ensemble des possibilités que nous offre la technologie du Cone Beam en odontostomatologie.

La troisième partie de cette thèse se consacrera à l'étude des articulations temporo-mandibulaires (ATM) par le cone beam afin d'établir si cette technique est adaptée à son exploration et si elle procure un réel bénéfice par rapport aux techniques déjà existantes.

- Partie 1 : Principes d'acquisition du Cone Beam, qualité d'image et dosimétrie

1- Principes d'acquisition du Cone Beam



Qu'est ce qu'un « cone beam » ?

Le cone beam est une technique d'imagerie issue d'un générateur à rayons X couplé à un capteur relié à un ordinateur enregistrant les données.

Le cone beam permet d'obtenir la représentation numérique en 3 dimensions d'une partie du corps humain.

Figure 1: Schéma d'un cone beam(eximm-cc.com)



Figure 2: Photographie d'un cone beam et d'un patient (radiologie.com)

Cela se fait grâce à l'assemblage d'une série d'images en 2 dimensions issues de multiples projections de rayons X autour d'un volume. Ces projections doivent se faire au minimum sur 180° autour du volume exploré afin d'obtenir la totalité du volume.

Le cone beam ou tomographie volumique numérisée à faisceau conique (TVNFC) appartient donc aux techniques d'imageries sectionnelles.

L'examen cone beam est particulièrement indiqué dans l'exploration de l'étage maxillo-facial (4).

Principe du cone beam : La machine réalisant le cone beam possède une arche (ou un bras) dotée d'un côté d'un tube à rayons X et de l'autre d'un capteur.

Cette arche, se situant de part et d'autre du patient (ou du volume exploré), va effectuer une rotation d'au moins 180° autour de celui-ci selon un axe horizontal ou vertical. Grâce à cette arche, le tube et le capteur effectuent simultanément leur rotation.

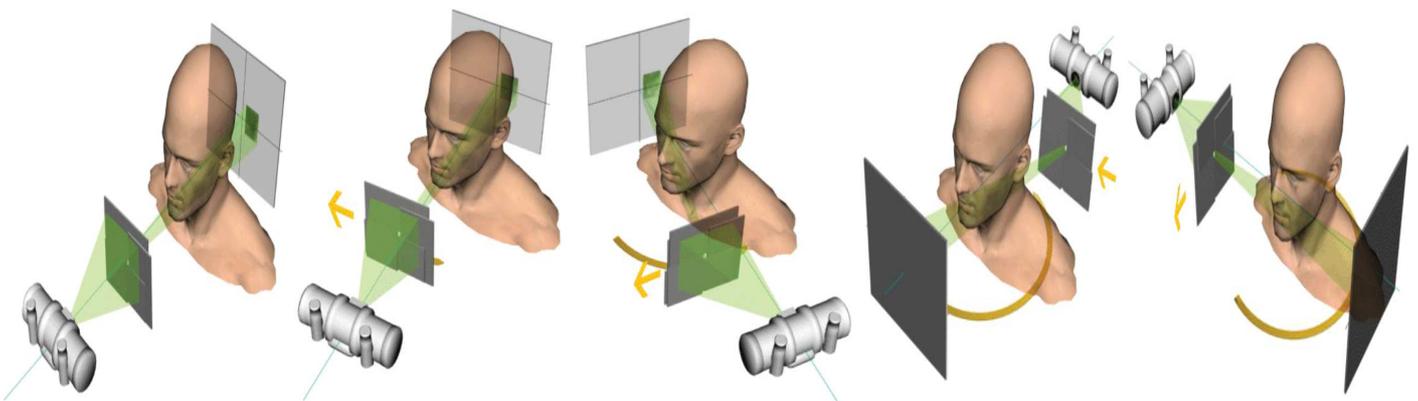


Figure 3: Décomposition de l'acquisition des données lors de la réalisation d'un cone beam (Source <http://www.exxim-cc.com>)

Au cours de la rotation autour du patient, le tube à rayons X va émettre plusieurs faisceaux de rayons X nécessaires à l'acquisition de la totalité du volume exploré. Chaque faisceau de rayons X qui traverse l'objet à étudier se projette sur le capteur.



Figure 4: Représentation du volume acquis après la rotation du cone beam autour du patient
(www.exxim-cc.com)

Ce capteur va enregistrer la position et l'atténuation de chaque point traversé par les rayons X et ainsi constituer une image en 2D dite « de projection ».

Une série d'images fixes en 2D (plusieurs centaines) est ainsi obtenue au cours de la rotation de l'arche.

La position de l'arche étant connue pour chaque projection, un ordinateur couplé à la machine va, par une série d'algorithmes, reconstruire la totalité du volume de l'objet.

Le type d'images ou de reconstructions obtenues est fortement similaire à celui obtenu par le scanner RX. Aussi après reconstitution informatique, le praticien peut visualiser virtuellement les structures anatomiques du patient.

Différences entre cone beam et scanner RX :

La principale différence entre le scanner RX et le cone beam vient de la forme du faisceau de rayons X incident :

- le scanner RX porte aussi le nom de « fan beam » : faisceau en « éventail »
- le TVNFC est appelé « cone beam » : faisceau en « cône »

Ce qui signifie que lorsqu'on cible un volume avec le scanner RX, ce volume est obtenu par un faisceau en « éventail ». C'est-à-dire que tout le volume exploré est obtenu après assemblage de coupes, de disques ou « tranches » de volume.

Chaque « tranche » nécessitant à la fois :

- une rotation du scanner RX autour du patient
- une nouvelle dose d'irradiation à chaque étape de la constitution du volume.
- un déplacement axial de la personne à chaque « étage » du volume pour acquérir la totalité du volume exploré

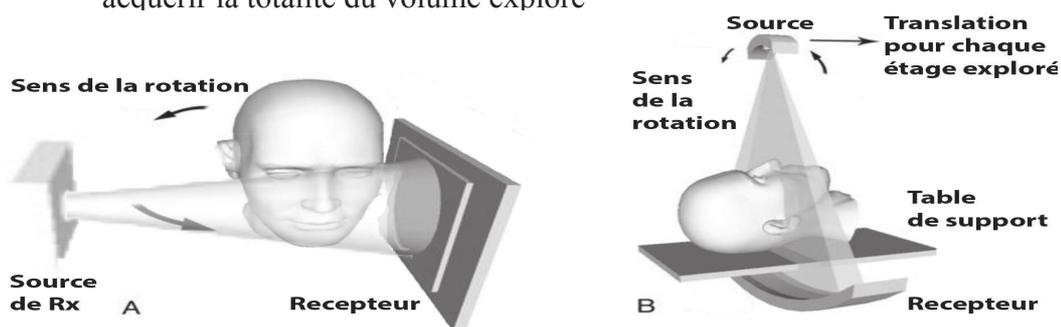


Figure 5: Comparaison des dispositifs radiographiques (source Miracle 2009 modifié)
Cone Beam (A) et Scanner RX (B)

Le cone beam quant à lui a une forme de faisceau « conique ou parfois pyramidal ». Cela signifie qu'au lieu de fonctionner par coupes, il fonctionne en enregistrant toute la hauteur et la profondeur du volume donné au cours de sa rotation.

Il n'a alors ni besoin de plusieurs rotations, ni d'une rotation complète pour obtenir une reconstitution 3D complète car les données acquises se recourent.

Cela implique également qu'il n'a pas besoin d'irradier la personne en permanence pour obtenir le volume complet (l'irradiation est généralement pulsée et non continue (4)).

Ce volume est ensuite assemblé grâce à l'informatique via le regroupement de l'ensemble des projections 2D acquises au cours de toute la rotation.

Les algorithmes de recouplement de projection d'images 2D pour reconstituer une image en 3D s'améliorent au fur et à mesure des années et des progrès de calculs des machines.

Il faut cependant noter que ces algorithmes sont basés initialement sur une co-publication de Feldkamp-Davis-Kress en 1984 dans laquelle l'équipe décrit un algorithme de reconstruction tridimensionnelle approchée, basé sur l'analyse informatique d'un ensemble de projections 2D d'un objet (5).

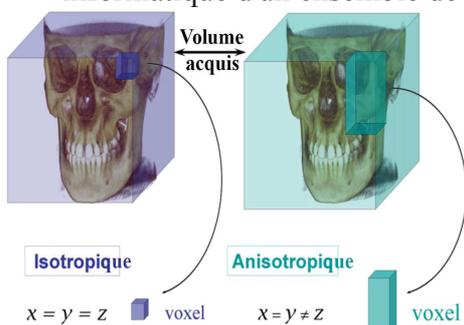


Figure 6: Comparaison des voxels isotropes pour le cone beam (à gauche) et anisotropes pour le scanner RX (à droite) (6) modifié

Avec le cone beam, et grâce à la forme de son faisceau, le volume est comme acquis d'emblée, contrairement au scanner RX classique où il est reconstitué par superposition des coupes dites « natives ».

Le volume issu d'un cone beam a pour particularité d'être **isotrope** (régulier), c'est-à-dire que chaque unité de volume numérique dénommée « voxel » (Volume Element par analogie avec pixel, Picture Element) peut être représentée par un cube (côtés égaux).

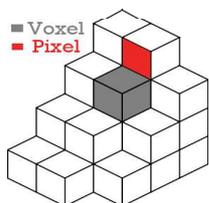


Figure 7: Schéma différenciant pixel et voxel (xaviertrizet.com)

Chaque image numérique 2D est décomposable en un ensemble de petits carrés dénommés pixels.

Il en va de même en imagerie 3D : chaque petit carré se voit ajouter un axe de profondeur et devient un cube (valable uniquement pour le cone beam) dénommé voxel.

Il en résulte l'un des premiers avantages du cone beam : la « résolution spatiale » est identique, quelle que soit l'orientation des coupes dans le volume (6).



Figure 8 : Coupes sagittales scanner RX (à gauche) et cone beam Morita (à droite) Cas du Dr Lerouge

Contrairement au cone beam, le voxel du scanner RX est **anisotrope** ce qui entraîne une perte de résolution : il y a alors une diminution dans la précision des détails acquis lors de la radiographie.

Il engendre plus de déformations, d'artefacts métalliques (Fig. 8) et zircons pouvant mener à des erreurs de diagnostic ou une impossibilité d'interprétation des données.

Ceci s'explique par l'acquisition du volume dans son entier par le cone beam et non par tranche comme pour le scanner RX.

La connaissance du nombre de pixels du détecteur au niveau du cone beam justifie également ce phénomène : le scanner RX ne nous permet pas cette constante car la profondeur et la largeur de chaque tranche acquise par le scanner RX sont différentes (7).

Autrement dit, la résolution spatiale d'une image cone beam est indépendante de l'orientation des coupes et dépend de la taille des voxels. La taille des voxels obtenus dépend de la qualité des composants de la machine et notamment de la précision du capteur du cone beam (8).

Grâce à ce principe d'acquisition des données en découleraient les intérêts majeurs du cone beam, c'est-à-dire, la plus faible dosimétrie employée par rapport au scanner RX pour un même volume donné ainsi qu'une précision accrue des reconstructions.

En effet, lors des reconstructions en 3D, le vide existant entre chaque coupe de scanner RX est comblé de manière arbitraire par l'informatique. Ce phénomène n'existe pas en cone beam car les reconstructions en 3D ne sont pas soumises au « pas » de la machine.

Par ailleurs, le cone beam cible très bien les parties dures (os, dents,...) tout comme le scanner RX. En revanche, le scanner RX possède une meilleure sensibilité pour les parties molles (muqueuses, gencives,...) du fait de la dureté des rayons qu'il émet. Cette dureté permet en effet d'obtenir une plus grande échelle de gris et donc un meilleur contraste entre les parties molles et dures.

Le tableau 1 (ci-dessous) résume les caractéristiques du cone beam face au scanner RX de manière simplifiée et selon les arguments des constructeurs de cone beam généralement évoqués.

Tableau comparatif des caractéristiques du scanner RX et du Cone Beam		
Paramètres	Scanner RX Tomodensitométrie (TDM)	Cone Beam Tomographie volumique numérisée à faisceau conique (TVNFC)
Rotation	Rotation continue ultra-rapide	Rotation continue, une vingtaine de secondes > temps total d'émission des rayons X
Émission de RX	Émission continue	Émission fractionnée, séquentielle ou continue
Faisceau RX	Faisceau collimaté	Faisceau ouvert, conique
Volume anatomique numérisé	Reconstruit à partir des mesures de densités des acquisitions transversales (dites axiales)	Reconstruit à partir de la succession de projections latérales conventionnelles 2D
Structures anatomiques perçues	Parties molles et densités élevées	Uniquement densités élevées : os et dents
Dosimétrie	Élevée	Basse
Voxel	Parallélépipédique rectangle (arrêtes asymétriques : perte de résolution spatiale)	Cubique (arrêtes égales : mesures fiables des distances)
Résolution d'image	Bonne, inférieure au millimètre	Excellente pour les appareils de qualité jusqu'à 75µm (mesure fiable des distances)
Reconstructions	2D, 3D, simulation chirurgicale ...	2D, 3D, simulation chirurgicale ...

Tableau 1: L'imagerie diagnostique dento-maxillaire 2D et 3D (revue ID 2014) (9)

2- Qualité et précision de l'image

2.A- Qualité de l'image

La qualité de l'image est au cœur de notre quotidien. Grâce à cela, nous affirmons ou infirmons nos diagnostics voire changeons du tout au tout un plan de traitement.

Ce qui fait la qualité d'une image c'est la combinaison des 3 facteurs suivants (10) :

- le **contraste** représenté par les différences de **niveaux de gris** d'une image
- la **résolution spatiale** qui traduit la **netteté** des contours
- le **bruit** qui donne une impression de « moutonnement » du fond

Bien que l'appréciation de la qualité de l'image soit subjective, la variation de certains paramètres d'irradiation au niveau du tube radiographique entraîne des différences significatives sur le rendu de ces images.

Ainsi la présence ou l'absence de filtre à la sortie du tube et la variation de la tension (située entre 60 et 120kV selon les générateurs) n'affectent que peu la qualité de l'image. Diminuer l'intensité (de 2,5 à 10 mA) diminue la qualité de l'image, qualité qui reste suffisante pour certains diagnostics en grand champ (4).

Le choix des réglages d'irradiation est donc déterminant pour la qualité d'images souhaitée.

D'une manière générale, plus on augmente la valeur des réglages, plus l'image sera « belle ».

Malheureusement, l'irradiation suit la même tendance.

Il faudra donc toujours régler la machine au mieux pour obtenir la meilleure image possible avec l'irradiation plus faible possible en fonction du diagnostic à établir ou des renseignements recherchés.

2.B- Précision de l'image

On parle souvent de la précision des images cone beam (cf. tableau 1).

Ce facteur se traduit par la résolution spatiale. La résolution spatiale est la plus petite distance que l'on puisse observer entre 2 objets sans que ces 2 derniers se confondent.

Autrement dit, **la résolution spatiale est définie par la taille du plus petit objet/détail visible**, qu'on peut discerner grâce au pouvoir séparateur de l'œil (tant qu'il reste net).

D'ailleurs, en chirurgie dentaire, la précision des détails a toute son importance.

Or, la résolution spatiale est l'un des paramètres les plus importants qui permet de définir objectivement la qualité d'une image.

2.B.1- La résolution spatiale s'assimile-t-elle à la taille du voxel ?

Pas essentiellement: bien que proportionnelle à la taille des voxels, la résolution spatiale dépend avant tout des performances de la chaîne de détection et de mesure (8).

En effet, trois éléments en particulier vont réduire la netteté de l'image (10):

- *le flou du foyer = flou géométrique.* Il est généralement nettement amélioré par les filtres en sorties de tube.

- *le flou de bougé = flou cinétique.* C'est un critère très important en radiologie, il est lié principalement aux mouvements du patient.

C'est le principal ennemi du cone beam : la tête du patient doit être maintenue le mieux possible durant l'acquisition radiologique au risque d'avoir un cliché inexploitable.

- le flou introduit par la chaîne de détection : c'est-à-dire l'ensemble des éléments constituant le capteur et les éléments informatiques analysant et restituant les données acquises. C'est ici qu'intervient la notion essentielle du rapport signal sur bruit (RSB).

Pour simplifier, le bruit en radiologie s'apparente à une notion d'altération de la netteté de l'image alors que le signal donnerait une image parfaite (strictement identique) des structures rencontrées par les rayons X.

Le signal correspond à la dose de rayons X générée, plus elle forte, meilleur sera le signal.

Le bruit ne peut être considéré à proprement parler comme un parasite de l'image. Cette altération est provoquée par les diverses interfaces constituant le capteur ainsi que les éléments électroniques et informatiques interprétant ce signal.

L'image finale peut donc être altérée par le bruit électronique du voxel, le bruit de la lecture des charges photoniques reçues par le capteur, le bruit de numérisation du signal, le bruit engendré par la visualisation, etc...

Si le bruit est trop important, le RSB diminue : le pouvoir de reconnaissance des petites structures présentes au sein de l'image diminue (11).

2.B.2- Un cone beam ayant des voxels de 75 μm possède-t-il vraiment une résolution spatiale de 75 μm ?

Non : il s'agit d'un **raccourci erroné** prêtant à confusion avec la taille du voxel (ou du pixel).

Même si la taille du voxel ne correspond pas à la résolution, la résolution est inversement proportionnelle à la taille du voxel : plus le voxel est petit, plus la résolution est grande, c'est-à-dire précise (12).

Traditionnellement, la résolution spatiale d'un capteur s'exprime sous forme fréquentielle en « nombre de cycles » par unités de distance.

Chez nous, on le voit généralement apparaître avec les informations données par le fabricant au niveau des capteurs intra-buccaux (capteur RVG, plaque de phosphore) en paire de lignes par mm (pl/mm ou pl.mm⁻¹)

Plus le nombre de paire de lignes est élevé, plus la résolution du capteur est élevée.

**Une paire de lignes c'est: - l'alternance d'une ligne blanche
- avec une ligne noire adjacente**

Le nombre de paire de lignes que l'on peut ranger/discerner sur un mm au sein d'une image radiographique détermine la résolution du capteur en paire de lignes par mm (pl.mm⁻¹).

Si les lignes sont nettes entre elles, on considère que le nombre de lignes comptées sur un mm définit la résolution de l'image.

Une fois encore, **la résolution spatiale ne correspond pas au nombre de pixels par mm mais bien à la netteté des images observées.**

En fait, un pixel n'a pas une taille prédéfinie. C'est la qualité du capteur qui permet de diminuer la taille d'un pixel.

Néanmoins, on peut affirmer sans aucune erreur que plus le volume natif du voxel (c'est-à-dire la taille initiale du voxel/pixel sans calcul informatique de rétro-reconstruction) sera faible, plus la résolution sera élevée et plus l'image sera nette (13).

Passage de la résolution à la taille du pixel :

$$\text{Taille du pixel (mm)} = 1 \text{ (mm)} / [\text{nombre de paire de lignes} * 2]$$

2.B.3- Comment arrive-t-on à diminuer la taille du voxel ?

On peut : - diminuer la taille du champ de vue (FOV pour field of view)
c'est-à-dire diminuer la taille du volume radiographié

- et/ou augmenter la taille de la matrice : cela diminue la taille des voxels
mais seulement de manière informatique.

Explications concernant la matrice : la matrice correspond à l'échantillonnage du volume FOV. La matrice de manière imagée est comme le quadrillage d'une zone ou ici comme le pré-découpage d'un volume. Le volume global du FOV devient l'assemblage de plusieurs petits volumes : les voxels.

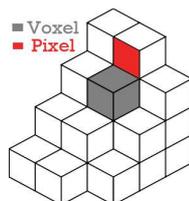


Figure 7: Schéma différenciant pixel et voxel

Chaque voxel est défini par 3 dimensions x, y et z qui représentent sa dimension dans l'espace : respectivement cela donne la largeur, la hauteur et la profondeur du voxel.

Ces dimensions sont déterminées par la taille de matrice permise par l'ensemble de la chaîne radiologique et informatique.

De par sa conception, un capteur donné a une matrice native.

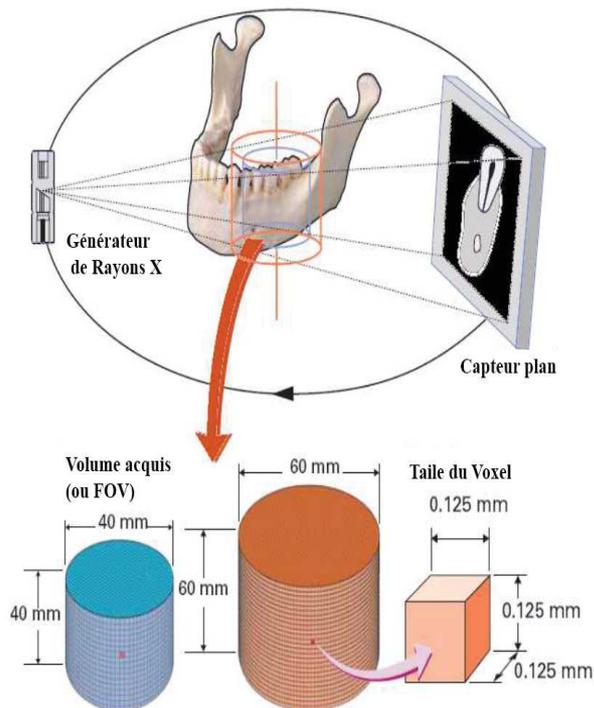


Figure 9: Illustration du découpage du volume acquis en voxel en fonction de la matrice choisie (source Morita modifié)

Cette matrice initiale contient d'autant plus de pixels (ou voxels) que sa technologie a miniaturisé ses récepteurs à rayons X.

Par exemple, une matrice native d'un capteur peut être de 256*256 pixels.

Néanmoins, il faut savoir que l'informatique nous permet de recalculer une matrice avec plus de pixels.

En augmentant le nombre de pixels au sein d'un même volume, on diminue d'autant la taille finale du pixel. On parle alors de rétro-reconstruction ou de voxel reconstruit.

Prenons un FOV de 4 cm par 4 cm avec initialement une matrice de 256*256.

Si on recalcul ce volume avec une matrice de 512*512, il y alors 4 fois plus de voxels au sein de ce même volume.

En définitive, on obtient des voxels 4 fois plus petits.

Ainsi, plus la taille de la matrice est élevée, plus les voxels constituant l'ensemble du volume du FOV sont petits.

Aussi, théoriquement et grâce à la puissance informatique, on peut obtenir de très petits voxels.

Néanmoins la course à la diminution de la taille du voxel détériore grandement le rapport signal/ bruit (RSB). Plus le voxel diminue en taille, plus le rapport RSB diminue jusqu'à devenir défavorable.

Avec un RSB devenu défavorable, on aura certes obtenu un petit voxel, mais, l'image possédera un contraste médiocre : on sera incapable de discerner 2 objets de manière nette.

Cette image illisible sera inutile pour établir un diagnostic.

Un petit voxel n'est donc pas forcément un gage de qualité d'image exceptionnelle (12).

Ce phénomène s'explique par le théorème d'échantillonnage de Nyquist- Shannon (14) qui démontre que pour la reproduction d'un signal continu (ici une image) soit fidèle, il faut que la fréquence d'échantillonnage soit le double de la fréquence maximale contenue dans le signal reçu.

Si l'on souhaite obtenir un petit voxel, avec une image de très bonne qualité, il faut augmenter le RSB. Et cette augmentation du RSB va de pair avec l'augmentation de la dose en rayons X (8).

2.B.4- Comment détermine-t-on la taille des voxels ?

On va se servir des données connues (10) : - la dimension du champ de vue (FOV)
- la matrice
- l'épaisseur de la coupe

Prenons un exemple : FOV= 140x140 mm ; matrice 256 x 256

On calcule d'abord grâce à cela les dimensions d'un pixel sur sa largeur x sa hauteur :

Dimensions pixel = FOVx/matricex * FOVy / matricey = 140/256 x 140/256 = 0,54 x 0,54 mm, le résultat donnant l'aire d'un pixel: 0,54 mm²

A cela on multiplie par l'épaisseur, ici, la profondeur étant identique, on obtient :

Dimensions voxel = 0,54 x 0,54 x 0,54 mm = 0,540 mm³ soit un voxel de 540 μm³ (10) (15) (16).

Dans les brochures commerciales, la taille des voxels est exprimée en μm, s'agissant d'un volume, leurs dimensions devraient être en μm³ (17).

2.B.5- L'image cone beam est-elle vraiment précise ?

La réponse est loin d'être l'évidence.

Partons de ce fait : une résolution de 75 μm est plus précise que celle de 200 μm. Cette résolution de 75 μm ne peut être obtenue par le scanner RX à moins d'augmenter considérablement la dose émise (18) (19): (il existe effectivement des scanners RX qui possèdent une résolution plus précise).

Qu'en est-il par rapport à la précision d'une image rétro-alvéolaire ?

Faisons une simple comparaison, les capteurs intra-buccaux (RVG ou CCD) permettent d'obtenir une définition de 15 à 20 voire 34 paires de lignes par mm pour les meilleurs d'entre eux. Comment passe-t-on d'une résolution en pl/mm à des μm ?

La précision d'un cone beam en pl/mm n'est pas un facteur évoqué sur les brochures cone beam. Sur ces brochures, on y voit généralement apparaître la taille des voxels. Or, comme on l'a vu la taille du voxel est une bonne indication si le constructeur est objectif quant à la qualité de ses images.

De plus, si on approfondit la question on fait une découverte étonnante : la définition en pl/mm en cone beam est diminuée d'un facteur 10 par rapport à celle de la rétro-alvéolaire.

Selon cette étude de 2015, elle n'excède pas 2,8 pl/mm (18)!

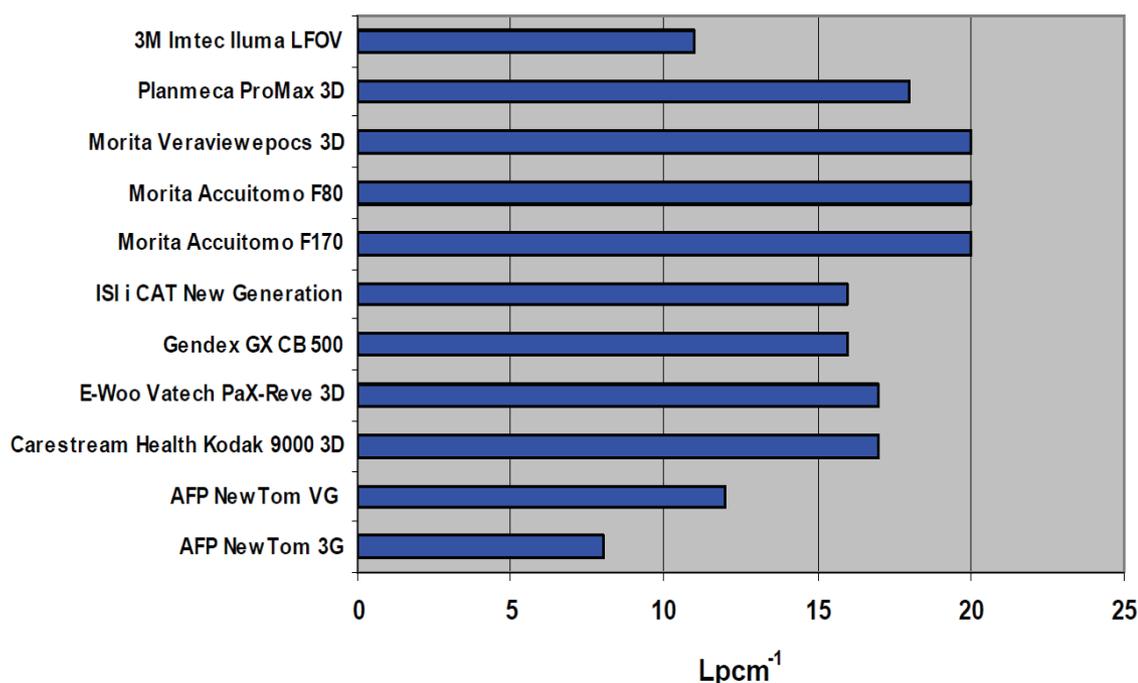


Diagramme 1: Comparaison de la résolution en paire de ligne par cm de différents cone beam (source : NHS Rapport d'évaluation sur les cone beam mars 2010, portée à mon attention grâce à Monsieur Arnaud Lecomte société Planmeca (20))

Le diagramme N°1 (20), datant de mars 2010, illustre bien cette étude de 2015 où la meilleure résolution observée est de 20 paires de lignes par cm soit un maximum de 2 paires de lignes par mm (18).

Pour arriver à une résolution en μm le calcul est simple :

- une résolution de 20 paires de lignes par mm pour un capteur intra-buccal correspond à un pixel de $25\mu\text{m}$ (1mm divisé par 40 lignes)
- une résolution de 20 paires de lignes par cm pour un cone beam vaut donc 10 fois plus, soit un pixel de $250\mu\text{m}$

Ainsi, contrairement aux idées reçues **la taille du voxel n'est pas égale à la résolution spatiale**. Il faut toujours garder son esprit critique face aux arguments commerciaux.

Pour obtenir un voxel de $75\mu\text{m}$, il faudrait une résolution de plus de 6.6 pl/mm soit plus de 66 pl/cm ! Certains constructeurs annoncent une ultra haute résolution avec des voxels de $75\mu\text{m}$. Cela n'est pas très cohérent avec les études citées et il faut comprendre qu'il s'agit en réalité de *voxels rétro-reconstruits* après traitement informatique.

En conclusion, on ne peut pas se baser seulement sur la taille des voxels pour obtenir la résolution réelle d'un cone beam (21) (22).

La résolution du cone beam est sur le papier bien inférieure à celle des clichés rétro-alvéolaires.

Cependant, l'apport de la 3ème dimension supplante de loin les informations recueillies en 2 dimensions.

Explications : La rétro-alvéolaire est un ensemble de projection sur une épaisseur globale plus importante que celle d'un voxel : il y a certes une définition plus importante en pl/mm, mais il y a également plus d'informations qui se superposent en même temps et sur la même image.

C'est ce qu'on appelle la **résolution en contraste** et non plus seulement la **résolution spatiale** : cela correspond à la quantité de signal contenue au sein de l'image.

De manière imagée la rétro-alvéolaire est comme la superposition de milliers de calque alors que le cone beam permet de ne sélectionner qu'un seul calque de cette image.

Autrement dit, il est bien plus facile de lire le texte d'une page seule, que plusieurs pages dont chaque phrase s'enchevêtre avec les phrases d'en-dessous et d'au-dessus.

Cliniquement, cette idée s'exprime parfaitement avec la superposition des racines et les questions qui en découlent : y a-t-il plusieurs racines, se rejoignent-elles, sont-elles courbes ... (Fig. 10 à 12)

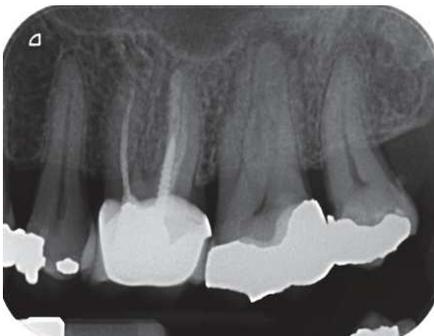


Figure 10: Radiographie rétro-alvéolaire d'une 27 révélant une anatomie complexe.

Cas du Dr Lerouge

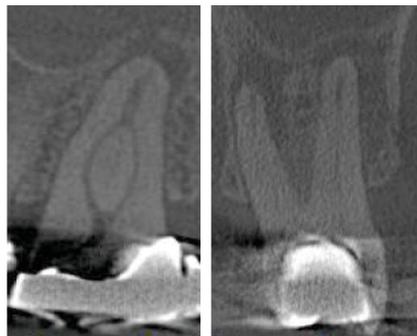


Figure 11 : Coupes cone beam dans différents plans de l'espace rendant le traitement plus prédictif.



Figure 12: Radiographie rétro-alvéolaire du traitement réalisé. Grâce au cone beam, les difficultés ont été anticipées et le traitement a été simplifié.

La définition ne se résume donc pas seulement à la taille des voxels. L'apport de la 3ème dimension donnée par le cone beam permet de donner des voxels de taille suffisante à l'interprétation diagnostique.

Cette taille est certes importante, mais ces voxels doivent avoir une qualité d'image suffisante avant tout. Cette qualité dépend essentiellement de la chaîne d'élément informatique et radiologique ainsi que des conditions d'acquisition radiologique.

Les conditions d'acquisition radiologique regroupent l'ensemble des éléments précédents, mais rajoutent également l'importance de la dosimétrie sur la netteté de l'image.

3- Dosimétrie : Cone Beam versus Scanner RX

Les constructeurs de cone beam ne cessent de rappeler que leurs appareils sont beaucoup moins irradiants que les scanners RX. Qu'en est-il réellement ? Quels dangers risque-t-on lors d'une irradiation ?

Avant de répondre à ces questions, quelques rappels s'imposent.

Cette partie concerne un point essentiel dans le choix de la technique d'imagerie employée en radiologie : la dosimétrie.

Définition de la dosimétrie : La dosimétrie correspond à la détermination quantitative de la dose absorbée par le patient lors de l'examen radiologique.

Comme les rayons X peuvent avoir des effets néfastes sur le corps humain, des commissions médicales et scientifiques se sont accordées sur le principe ALARA.

Principe ALARA : « As Low As Reasonably Achievable Radiation Exposure »

« Exposition au rayonnement aussi faible que possible »

Cela signifie que la dose reçue par un patient lors de chaque examen radiographique doit être la plus faible possible en fonction de l'étiologie recherchée.

C'est ce que l'on appelle le principe d'optimisation auquel s'ajoute le principe de justification : lorsqu'on pratique un examen irradiant, il doit apporter un bénéfice supérieur au risque potentiel qu'il engendre.

3.A- Dose absorbée D ou délivrée en cone beam

La dose absorbée D est définie comme le rapport entre l'énergie communiquée par le rayonnement incident à la matière par unité de masse (23).

Autrement dit, la dose absorbée correspond à la quantité d'énergie absorbée par unité de masse de matière irradiée.

S'exprimant en Gray (Gy), elle correspond à l'absorption d'un Joule d'énergie par Kilogramme de matière.

Elle est indépendante de la nature du rayonnement reçu et de la nature des tissus traversés.

Elle est directement liée aux paramètres d'exposition radiologique choisis au niveau de la machine : Tension (kV), Intensité (mA), Temps de pose (S) et Volume irradié.

Elle est mesurée à la sortie du tube.

Son calcul s'exprime sous cette forme :

$$D \text{ (Gy)} = dE/dm \quad dE = \begin{array}{l} \text{Énergie moyenne de rayonnement incident} \\ \text{absorbée dans un volume de masse } dm \end{array}$$

On considère souvent que la dose moyenne absorbée dans un volume ou un organe est égale à la moyenne des doses en chaque point (4) p15.

3.B- Dose équivalente H

Pour une même dose absorbée, l'effet biologique d'une irradiation diffère selon la nature du rayonnement reçu (rayons alpha, bêta, gamma ou X). Seuls les rayons X interviennent en chirurgie dentaire et peuvent être responsables d'effets biologiques sur les tissus irradiés.

La dose équivalente H en Sievert (Sv, en joule par kilogramme) à un tissu ou un organe permet de prendre en compte ce phénomène.

La dose équivalente H (Sv) correspond ainsi à la Dose moyenne Absorbée par un organe multipliée par W_R (c'est-à-dire la pondération caractérisant le type et l'énergie du rayonnement).

La dose équivalente H est donc le produit de la dose absorbée et du facteur de correction W_R qui prend en compte le rayonnement incident et sa capacité à produire des effets néfastes (8).

$$H (Sv) = D \times W_R$$

NB : Les rayons X utilisés en radiologie ont un facteur de pondération W_R égal à 1.

En valeur absolue, $H=D$ par un organe ou un tissu
(la valeur numérique est identique)

3.C- Dose efficace E

La dose efficace E sert à évaluer le risque d'apparition d'effets stochastiques chez l'homme.

Les effets stochastiques correspondent à des conséquences aléatoires plus ou moins néfastes dues à l'irradiation.

Ces effets sont indépendants de l'effet seuil.

3.C.1- Le point sur l'effet seuil :

Cet effet seuil correspond à une dose seuil pour laquelle on est sûr de l'effet délétère sur le patient.

Cette dose minimale à partir de laquelle on voit apparaître ces effets délétères correspond aux effets déterministes (et non plus stochastiques).

3.C.2- Définition et calcul de dose efficace E

La dose efficace E est une grandeur physique mesurant l'impact d'une exposition à un rayonnement ionisant (comme les rayons X) sur les tissus biologiques.

La dose efficace E correspond à l'exposition locale en mGy de l'ensemble de la zone concernée. Cette dose est dépendante des constantes d'acquisition (tension en kV, intensité en mA et temps de pose, soit le mAs) mais enfin et surtout de la dimension du volume exploré c'est-à-dire le champ de vue. Ce champ de vue se dénomme couramment par l'abréviation anglaise FOV (Field Of View).

Par ailleurs la dose efficace E est pondérée par 2 facteurs :

- Un des 2 facteurs tient compte du type de rayonnement ionisant (alpha, bêta, gamma, X, neutrons), soit la somme des doses équivalentes ΣH .
- L'autre facteur correspond à la sensibilité spécifique de chaque organe ou tissu traversé. Certains organes ou tissus traversés sont comme plus « fragiles » que d'autres.

Cette sensibilité spécifique est définie par un **facteur tissulaire** W_T spécifique pour chaque organe ou région corporelle (exemples : celui de la tête pour le scanner RX est de 0,0023 et celui du cou à 0,0031(24)).

Ainsi, la dose efficace E ne se mesure pas mais se calcule : $E (Sv) = \Sigma H \times W_T \times W_R$

Comme le facteur rayonnement est égal à 1 pour les rayons X, on obtient :

$$E = \Sigma H \times W_T$$

$$= \Sigma D \text{ (valeur numérique de la somme des doses absorbées)} \times W_T \text{ (facteur tissulaire)}$$



Figure 13: Relation entre dose absorbée, dose équivalente et dose efficace (CIPR (24))

3.C.2.a- Calcul de la dose efficace après scanner RX

Avec le scanner RX, la dose efficace E (exprimée en Sievert ou Sv) est calculée à partir de la dose absorbée D par les différents tissus et organes exposés.

Du fait de recul acquis au fil des années sur le scanner RX et de la faible largeur du rayon diffusé avec le scanner RX, on sait déterminer la dose efficace reçue en fonction de l'étagé du volume irradié.

Pour cela on se sert du CTDI (computed tomography dose index).

La valeur du CTDI est calculée grâce à des dispositifs spécifiques étalonnés par le constructeur. C'est donc le constructeur qui indique le CTDI pour chaque machine (8).

Ainsi pour estimer la dose moyenne délivrée pour une coupe d'une épaisseur donnée lors d'un scanner RX, on réalise le produit du CTDI par la charge par rotation Q(mAs) et on obtient le $CTDI_{vol}$ c'est-à-dire le CTDI volumique (en mGy).

Voici le calcul du CTDI volumique : $CTDI_{vol} \text{ (mGy)} = Q \text{ (mAs)} \cdot CTDI \text{ (mGy/mAs)}$

Le $CTDI_{vol}$ correspond à l'IDSV (Indice de Dose de Scanographie du Volume) en mGy.

Cet indice est spécifique au scanner RX utilisé. Il est fonction de la filtration du faisceau et de la géométrie des éléments composants le scanner RX (25).

Le $CTDI_{vol}$ ou l'IDSV traduisent donc la dose délivrée par unité de volume (mGy).

Les valeurs indicatives optimisées du CTDI à 120 kV au niveau du crâne sont les suivantes : 0,15 mGy/mAs.

La charge pouvant varier en fonction des réglages de 50 à 100 mAs on obtient un $CTDI_{vol}$ à environ 11 mGy.

Sachant qu'un volume exploré nécessite plusieurs coupes sur une longueur donnée, on va chercher à obtenir la dose totale reçue par le patient.

Cette dernière se traduit par le PDL (produit dose longueur) ou Dose Length Product (DLP) qui correspondent à la **dose délivrée pour l'irradiation sur une hauteur donnée**, exprimée en mGy.cm.

Voici le calcul simplifié : $PDL = CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \times L \text{ (longueur totale explorée en cm)}$

Exemple 1 : Si on explore un maxillaire sur une hauteur de 5 cm : $PDL = 11 \times 5 = 55 \text{ mGy.cm}$

Enfin, pour savoir la dose efficace (en μSv) reçue en scanner RX par le patient, il suffit de multiplier le PDL obtenu par le facteur tissulaire W_T régional de la tête.

Aussi, $E = PDL \times W_T = CTDI_{vol} \times L \times W_T = Q \times CTDI \times L \times W_T$

Les examens scanographiques doivent mentionner le PDL mais pas la dose efficace : $E \text{ (}\mu\text{Sv)} = PDL \text{ (mGy.cm)} \times W_T$

Exemple 1 (suite) : Dans le cas d'une exploration maxillaire optimisée sur 5 cm la dose efficace E vaut donc : $55 \times 0,0023 = 0,1265 \text{ mSv}$, soit $126,5 \mu\text{Sv}$

3.C.2.b- Calcul de la dose efficace après cone beam

Avec le cone beam, la dose efficace se calcule différemment. En effet, la forme conique du faisceau étant responsable d'un rayonnement diffusé plus complexe qu'avec le scanner RX(19), il a fallu déterminer un autre moyen pour calculer la dose efficace en cone beam.

3.C.2.b.1 Détermination absolue de la valeur de la dose efficace E

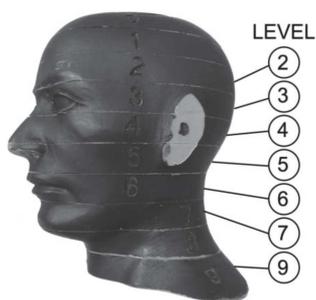


Figure 14: Photographie illustrée du mannequin anthropomorphe équipé de 24 dosimètres

(Ludlow 2006)

En 2006, Ludlow a proposé une méthode de mesure absolue de la dose efficace grâce à un mannequin fantôme anthropomorphe. Cette étude compare plusieurs appareils cone-beam aux scanners RX.

Cette méthode est toujours celle qui fait référence dans toutes les recherches scientifiques afin de déterminer la dose efficace (26).

Description de la méthode Ludlow :

Un mannequin fantôme est équipé de 24 dosimètres thermo-luminescents placés au niveau des organes potentiellement irradiés (cerveau, cristallin, thyroïde, glandes salivaires, œsophage, peau, etc....).

Puis, ce mannequin est installé comme un patient normal lors de l'acquisition radiologique.

Une fois l'irradiation effectuée, on calcule la somme des doses efficaces recueillies au sein des différents dosimètres.

3.C.2.b.2 Détermination simplifiée de la valeur de la dose efficace E

L'utilisation assez lourde de ces mannequins anthropomorphiques permettrait de déterminer, selon certains auteurs(18)(19), une méthode simplifiée pour le calcul de la dose efficace E avec le cone beam.

Pour ce calcul simplifié, on va se servir de la mesure du Produit Dose Surface (PDS ou DAP pour Dose Area Product) exprimé en mGy/cm^2 . Ce calcul du PDS se fait automatiquement par le générateur de rayons X (28).

L'intérêt du PDS est qu'il fait abstraction de la distance entre le tube et le patient : son calcul est issu de la multiplication de la dose à la sortie du tube et de la surface de capteur irradié.

Depuis l'arrêté du 29 septembre 2006 (29), le PDS doit obligatoirement faire partie du compte rendu radiographique.

Pour autant le PDS ne donne pas directement la dose efficace.

Ces fantômes permettraient d'établir une moyenne statistique de la dose efficace reçue par le patient en fonction des réglages machines et de la taille du champ d'irradiation choisi. Cette moyenne statistique est donnée par le coefficient E_{PDS} .

En résumé, ce coefficient E_{PDS} varie en fonction de la zone irradiée, des réglages machines et permettrait de calculer de manière simplifiée la dose efficace pour chaque nouveau patient (28).

Voici le calcul simplifié de la dose efficace après cone beam (28):

$$E \text{ (mSv)} \approx E_{\text{PDS}} \text{ (mSv/mGy.cm}^2\text{)} \times \text{PDS (mGy.cm}^2\text{)}$$

Il s'agit bien ici d'une approximation de la dose efficace. Cette approximation est un raccourci donnant un ordre de grandeur de la dose efficace réelle telle qu'on pourrait la calculer précisément grâce à un mannequin anthropomorphique.

Pour le Dr Chateil (28), une division du PDS par 20 donnerait la dose efficace au niveau de la tête. Une approximation étant par définition une approche de la réalité, peut-on pour autant valider cette hypothèse ? Oui, mais seulement pour un cas précis, avec des réglages machine précis et une taille de FOV définie.

Une autre étude va plus loin et donne des coefficients E_{PDS} qui varient en fonction de la taille du FOV uniquement (les réglages machines étant constants).

Dans cette étude, il est montré que ce coefficient varie pour un même champ en fonction de la zone explorée (22). Les coefficients varient alors de 0.038 à 0,146 $\mu\text{Sv/mGy.cm}^2$: soit une division du PDS de 7 à 26 !

En effet, ce coefficient pour un même champ de 51mm*51mm est différent si l'on se trouve au niveau des incisives, des molaires, à la mandibule ou au maxillaire.

Discussion : Actuellement, la détermination d'un facteur E_{PDS} , pour chaque machine représente un défi mathématique, expérimental et humain colossal.

Peut-être vaut-il mieux savoir quel PDS correspond à une norme acceptable pour telle ou telle taille de FOV.

C'est ce que conseille certaine institution (31) et le projet SEDENTEXCT (32). Ils proposent en effet un DRL (Diagnostic Reference Levels : des niveaux de référence diagnostique).

Néanmoins, des études complémentaires sont encore à expérimenter (33).

3.C.3- Comparaison de la dose efficace E entre différents cone beam

Comme vu précédemment, la dose efficace est dépendante du champ de vue FOV. Aussi avec les mêmes réglages machines, plus la taille du FOV est importante et plus la dose efficace est élevée.

Le tableau 2 (page suivante) est un recueil non exhaustif des doses émises par certains appareils sur le marché :

Applications du Cone Beam dans l'exploration des articulations temporo-mandibulaires

Modèle CBCT	Type patient	FOV (cm)	Tension (kV)	Intensité (mA)	Taille voxel (mm)	Dose efficace (µSv)
Accuimoto 170 Morita MFG	Adulte	4x4 molaire mandibulaire	90	87,5	0,08-0,025	43
	Adolescent	4x4 3e molaire	-	-	-	32
	Enfant 10 ans	4x4 maxillaire antérieur	-	-	-	28
	Adulte	10x5	-	-	-	54
	Adolescent	14x5 maxillaire	-	-	-	70
	Enfant 10 ans	14x5 mandibulaire	-	-	-	214
	Adolescent	14x10	-	-	-	188
	Enfant 10 ans	14x10	-	-	-	237
	Adolescent	17x12	-	-	-	216
	Enfant 10 ans	17x12	-	-	-	282
Veraviewpocs Morita MFG	Adulte	8x8	70	51		73
I Cat NG	Adulte	6x6 mandibulaire	120	18,5	0,25-0,4	45
	Adolescent	6*6 maxillaire	120	18,5	0,4	33
		6*6 mandibulaire	-	-	-	49
	Enfant 10 ans	6*6 maxillaire	-	-	-	43
		6*6 mandibulaire	-	-	-	63
	Adolescent	13x13 maxillo-facial	-	-	-	82
	Enfant 10 ans	13x13 maxillo-facial	-	-	-	134
I Cat	Adulte	16x13	120	5	0,25-0,4	69
	Adulte	17x13	120	5	0,25-0,4	87
	Adulte	23x17	120	5	0,4	74
Galileos Comfort Sirona	Enfant 10 ans	15x15	85	28		84
Kodak 9000 C 3D	Adulte	5x3,7 maxillaire antérieur	70	106,8		19
	Adulte	5x3,7 molaire mandibulaire	-	-		40
	Adolescent	5x3,7 3e molaire	-	-	0,076*	24
	Enfant 10 ans	5x3,7 maxillaire antérieur	-	-		16
Newtom VGi	Adulte	12x8 High dose	110	43		265
		15x 15	110	8,8		194
Newtom VGi	Adolescent	15x11	110	auto		114
	Enfant 10 ans		-	-		
Pax-Uni 3D Vatech	Adulte	5x5 maxillaire antérieur	85	127		44
Picasso trio Vatech	Adulte	12x7 High dose	85	169		123
		12x7 Low dose	85	91		81
Promax 3D Planmeca Oy	Adulte	8x8 High dose	84	169		122
		8x8 Low dose	84	19,9		28
	Adolescent	8x8	84	19,6	0,32	18
	Enfant 10 ans	8x8	84	19,6		24

Tableau 2: Données techniques et dosimétriques concernant des CBCT de petit , moyen et grand champ Données issues des travaux de Hirsch et coll. 2008 (34) Loubele et coll. 2008 (35) Okano et coll. 2009 Roberts et coll 2009 (36) Theodorakou et coll 2012 (37) Pauwels et coll 2012 (38) et document SEDENTEXCT (p14-23) (32)

Remarque : On constate une grande disparité des doses calculées, de 16 µSv (Kodak 9000 C 3D) à 282µSv (Accuimoto 170 Morita).

Ces données ne révèlent que partiellement l'étendue des doses de références :

- d'une part, il existe plus d'une trentaine de constructeurs (ayant souvent développé plusieurs cone beam) qui ne sont pas tous référencés ici. Or ces machines sont toutes légèrement différentes et ne délivrent pas toute la même dose.
- d'autre part, ces machines ont généralement des tailles de volumes d'acquisition différent (FOV) ce qui rend souvent la comparaison difficile.
- enfin, les réglages des paramètres d'acquisition tels que la tension ou l'intensité peuvent être modulés et diminuent la dose reçue s'ils sont diminués.

De plus, les éléments précédemment cités n'évoquent nullement la qualité d'image. Ainsi la course à la plus faible dosimétrie au sein des études n'a d'intérêt que si elle est corrélée à la qualité des images obtenues. Ces critiques ressortent clairement au sein d'une méta-analyse récente (janvier 2015) (39).

3.C.4- Comparaison de la dose efficace E entre cone beam et les autres examens radiologiques selon Foucart et al (2009) (40)

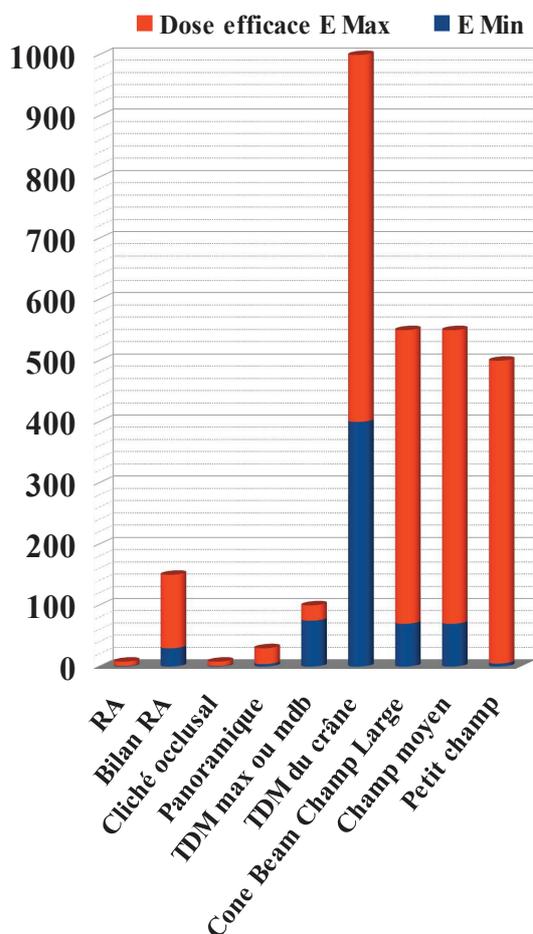


Diagramme 2: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques

Selon Foucart et Al 2009 (40)

	Dose efficace E
RA (Rétro-alvéolaire)	1 à 8
Bilan RA	30 à 150
Cliché occlusal maxillaire	8
Panoramique	4 à 30
TDM max <u>ou</u> mdb	75 à 100
TDM du crâne (scanner RX)	400 à 1000
Cone Beam Champ Large	70 à 550
Champ moyen	70 à 550
Petit champ	5 à 500

Tableau 3: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques

Selon Foucart et Al 2009 (40)

Remarque sur le tableau 3:

On note ici que pour un même champ et d'une machine à l'autre, la dose en cone beam peut varier d'un facteur 10 !

Techniques d'imagerie dentaire (selon N. Bellaïche 2007)	Tension (kV)	Intensité (mA)	Dose Efficace E (µSv)
<i>Radiographie intra-orale</i>	60 à 90	10 à 15	1 à 8
<i>Panoramique dentaire numérique</i>	50 à 80	10 à 15	15-25
<i>Céphalométrie</i>			<6
<i>Status long Cone 21 poses numérique</i>	60 à 90	10 à 15	100
CONE BEAM	70 à 120	5 à 169	20-600
<i>Dentascanner optimisé (implantologie)</i>			60-210
<i>scanner RX Somatom 64 MDCT</i>	120	90	860
64 MDCT/4D	46-84	90	534
<i>Dentascanner non optimisé</i>			600-1300

Tableau 4: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques selon N. Bellaïche (2007) (41)

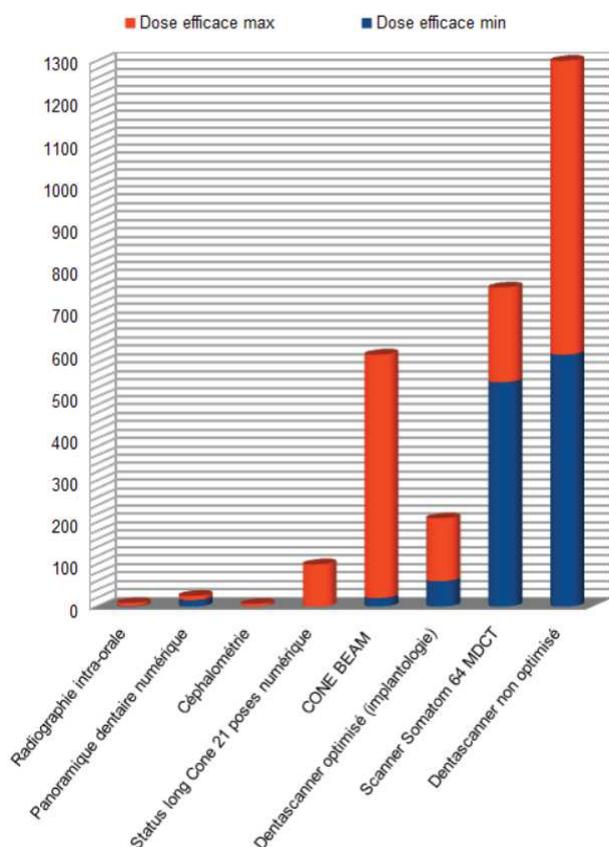


Diagramme 3: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques selon N. Bellaïche (2007)

Dans ce 4^{ème} tableau, on voit parfaitement l'impact non négligeable des réglages au niveau de la dose efficace.

NB : Un Dentascanner optimisé selon le Dr Bellaïche peut être très intéressant en terme de dose.

Cependant, les réglages utilisés pour l'obtention de cette dose ne sont applicables que dans le domaine de l'implantologie.

« Tout autre cas nécessitant une plus grande précision pour établir un diagnostic fiable pourra bénéficier d'un Dentascanner » (34).

Néanmoins, cela se fera au détriment de la dose dans des proportions telles qu'il faudra préférer un autre type d'acquisition nettement moins irradiant.

Dans ces publications, le Dr Bellaïche nous alerte malgré tout sur une notion très importante : certains appareils grands champs ou petits champs de haute résolution délivrent une dose quasiment identique aux scanners RX optimisés.

Discussion : Ces 2 diagrammes basés sur des données relativement récentes (2007(41)) sont intéressants, mais ils sont également à l'image de la course à la plus faible dose précédemment évoquée.

En effet, ces doses relevées ne font nullement apparaître la qualité de l'image, et ne discernent ici ni la taille du FOV ni la puissance diagnostique des acquisitions.

Par ailleurs, ces 2 diagrammes mettent parfaitement en exergue le fait que certains examens en 2D sont aussi irradiants voire plus que certains cone beam.

Au vu de la qualité des informations rapportées par la 3D, il devient légitime de se poser des questions quant à l'attribution dans la prescription du cone beam en première intention dans plusieurs domaines.

Les doses observées en cone beam sont en effet parfois inférieures à celles observées dans les domaines suivants :

- **status long cone,**
- **le bilan ODF, avec des doses cumulées entre les différents examens qui deviennent supérieures au passage d'un seul cone beam,**
- **l'implantologie, en protocole low dose (faible dose et résolution suffisante) les doses cone beam deviennent moins importantes que l'addition des 2 premiers examens avant tomodensitométrie.**
La réalisation d'un panoramique et d'une rétro-alvéolaire avant cone beam devraient être supprimées en vertu du principe ALARA.
- **dans les cas de patients polycarieux, la multiplication des clichés RA va au final avoir une dose cumulée plus importante.**
- **en protocole low dose (faible dose), un cone beam grand champ remplacera la radiographie panoramique**

Les recommandations actuelles ne conseillent d'effectuer un cone beam en première intention que dans très peu de domaines.

Cependant, lorsque l'on observe l'évolution des recommandations et des études portant sur le cone beam, il est possible, voire fort probable, que cet examen devienne dans les prochaines années le « gold standard » dans de nombreux domaines odontostomatologiques (42).

3.D- Risques encourus après irradiation

Tous ces chiffres ne signifient rien s'ils ne sont pas replacés dans leur contexte.

L'irradiation médicale vient s'ajouter à l'irradiation naturelle émise par la Terre. Cette dernière est estimée par l'IRSN (Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire) à 2,4 mSv par an en France, soit 2400 μ Sv par an.

L'apparition d'effets néfastes sur le corps humain après irradiation est un fait dont se sont rapidement aperçus les premiers utilisateurs. Dès 1896, soit un an après la découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen, on constate déjà des effets pathologiques au niveau cutané de type érythème ou brûlure après la manipulation des rayons X (43).

A haute dose les rayons X vont venir modifier certaines parties de l'ADN des cellules.

Cette irradiation entraîne des conséquences cancéreuses (44).

Voici les recommandations de l'IRSN en France:

- **A partir de 10 mSv, on préconise une mise à l'abri des populations (3 fois la dose annuelle)**
- **Pour les travailleurs du nucléaire, la limite réglementaire d'exposition de 20 mSv/an.**
- **Au-delà de 50 mSv, l'évacuation est recommandée. (15 fois la dose annuelle)**
- **Pour la population, on parle de fortes doses au-delà de 100 mSv (30 fois la dose annuelle)**

Une exposition à une dose de 100 mSv/an peut être autorisée pour des interventions techniques d'urgence et de 300 mSv/an pour une intervention de secours à victimes.

Tableau 5: Effets des rayons X chez l'homme suivant la catégorie de dose (échelle logarithmique) (44) (45) (46) (24)

Dose	Effet
0,1 Gy	- Pour un niveau inférieur à 100 mSv (soit 100000µSV) , aucun effet à long terme sur la santé n'a été démontré (45). L'étude n'a pas révélé de risque statistiquement significatif de cancers pour des doses aux organes inférieures à 100 mSv=0,1 Sv. <i>A titre de comparaison : une dose efficace de 20 µSv (dose moyenne pour un panoramique dentaire) correspond à 3 jours d'irradiation naturelle ou 6 heures de vol en avion ou bien d'un séjour à 3000 m d'altitude. Une dose de 20 µSv (0,00002Gy) est donc 5000 fois inférieure à 0,1 Gy</i>
0,2 Gy	- Au-delà de 100 mSv , des effets à long terme des rayonnements ionisants ont été démontrés par des études épidémiologiques des populations d'Hiroshima et de Nagasaki (46). A partir de cette dose le risque de développer un cancer mortel augmente de 5 % par Sv (24). Dose « faible » : Pas d'effet biologique nocif direct décelable dans la limite de nos techniques actuelles. Mais augmentation de la fréquence d'aberrations chromosomiques.
0,5 Gy	Pas de conséquence létale directe mais syndrome immunodéficientaire radio-induit.
1 Gy	Seuil des effets déterministes. Dose très élevée : L'homme présente des signes cliniques dus aux irradiations à partir d'une dose unique équivalente à 1 000 mGy (soit 1 Gy), dénommé le « mal des rayons » L'individu est alors systématiquement hospitalisé.
2 à 4 Gy	En général syndrome hématopoïétique Avec lymphopénie, leucopénie voire anémie

5 Gy	Dose d'irradiation aiguë globale : c'est la dose tuant 50 % des sujets exposés au rayonnement ionisant. Elle s'accompagne d'un syndrome hématologique s'étalant sur une trentaine de jours. Aucun traitement n'est administré.
8 Gy	Dose létale : Syndrome gastro-intestinal avec diarrhées aiguës, hémorragie digestive menant à la mort.
10 Gy	La mort est pratiquement certaine.
12 Gy	Dose parfois employée sur une zone très ciblée avant greffe de moelle osseuse dans certains cas de leucémie.
20 à 40 Gy	Syndrome nerveux avec convulsions, coma et mort instantanée.

Modalité d'imagerie	Dose efficace moyenne (µSv)* ICRP 2007	Risque théorique (cancer létal/ million)
Cliché rétro-alvéolaire / rétro-coronaire	1 à 8	≤ 0,5
Bilan rétro-alvéolaire (20 films)	30 à 150	≤ 8
Cliché occlusal maxillaire	8	≤ 0,5
Panoramique dentaire	4 à 30	≤ 2
Téléradiographie de profil	2 à 3	≤ 1
Tomographie (1 coupe)	1 à 100	≤ 14
Tomodensitométrie (=scanner RX) max. ou mand.	75 -100	≤ 10
Tomodensitométrie du crâne	400-1000	≤ 75
Tomographie volumique "grand champ" (= cone beam « grand champ »)	70-550	≤ 50
Tomographie volumique "moyen champ"	70-550	≤ 50
Tomographie volumique "petit champ"	5 à 500	≤ 45

Tableau 6: Comparaison des doses efficaces selon les modalités techniques de radiographie odonto-stomatologique et risque létal théorique associé (4) (40)

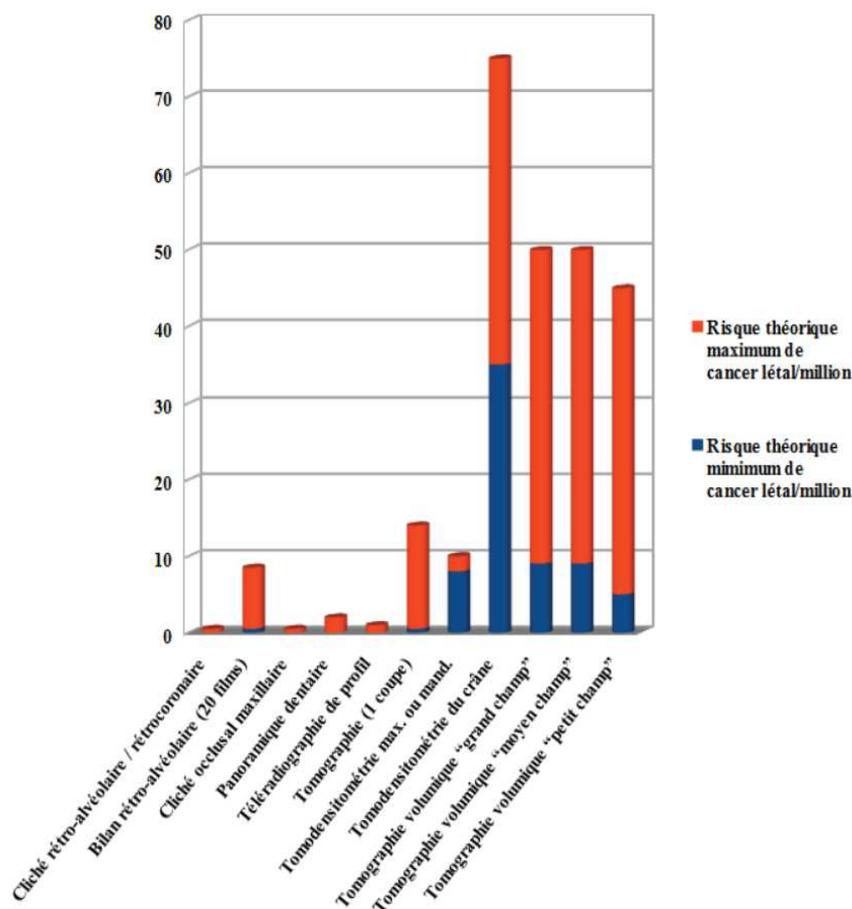


Diagramme 4: Comparaison des doses efficaces selon les modalités techniques de radiographie odonto-stomatologique et risque létal théorique associé (41) (modifié)

Discussion : Les données sont bien entendues superposables, la réalisation d'un cone beam grand champ est loin d'être si anodine. En effet en 2009, la probabilité maximale de développer un cancer létal suite à l'irradiation d'un cone beam grand champ était de « 50 sur 1 million ».

La dose efficace n'est pas à négliger et ces courbes mettent en exergue plusieurs choses :

- la dose cone beam peut ne pas être inférieure à celui du scanner RX
- les réglages des machines jouent un rôle important sur la dose reçue par le patient
- le choix de la machine est primordial et sa dosimétrie devrait être un critère de première intention

En conclusion : C'est bien le but diagnostique de la demande d'examen qui va conditionner le type de machine radiologique ainsi que le protocole à utiliser en fonction de la qualité d'image requise (réglages des paramètres à faire varier en fonction du type de diagnostic à établir).

En cas de suspicion de malignité, on fera d'emblée appel au scanner RX ou à l'IRM pour leur supériorité concernant la visualisation des tissus mous.

- Partie 2 : Champs d'applications du Cone Beam en odontostomatologie

Technique d'imagerie de référence en odontostomatologie, le cone beam est indiqué dans la plupart des cas où une imagerie tridimensionnelle s'impose, conformément au principe de justification et d'optimisation ALARA.

1- Cariologie

A ce jour le cone beam n'est pas indiqué en première intention pour le dépistage des caries.

L'examen clinique sera toujours effectué avant n'importe quel examen radiographique et la radiographie rétro-alvéolaire y sera généralement associée.

Cependant, chez les patients polycariés, le cone beam pourrait être indiqué à l'avenir en première intention afin de planifier au mieux le plan de traitement et éviter la multiplication des clichés.

On notera que l'examen cone beam permet de détecter les caries débutantes là où elles sont masquées par la superposition en radiographie 2D et il permet également de mieux déterminer la profondeur et l'étendue des caries (4) (p 44). Néanmoins, la présence de trop nombreuses restaurations métalliques ou zircons entraînent une altération de données essentielles à l'interprétation diagnostique (42).

2- Pathologies endodontiques

Il apparaît comme l'un des domaines d'application le plus intéressant. En effet, une méta-analyse de 2015 fait le constat suivant : **« Les études démontrent les avantages du cone beam par rapport aux autres techniques radiologiques pour quasiment tous les cas endodontiques, la seule exception étant l'appréciation de la qualité d'obturation du réseau canalaire »** (47).

Les images radioclares périapicales font partie des pathologies les plus fréquemment rencontrées en pratique dentaire quotidienne et plus particulièrement en endodontie. Ces pathologies correspondent à des complications secondaires dues généralement à un processus carieux et parfois traumatique entraînant une nécrose pulpaire. Cette nécrose peut être partielle ou totale et entraîne une infection qui peut se propager dans un premier temps à la pulpe puis dans la région apicale c'est-à-dire dans la zone périradiculaire.

Les lésions périapicales formées (anciennement dénommées parodontites apicales) se nomment LIPOE (lésions inflammatoires périradicaux d'origine endodontique).

Les LIPOE peuvent évoluer de plusieurs façons, on les classe comme ceci :

- les LIPOE aiguës, provoquant :
 - soit une sensation de « dent longue » manifestant l'inflammation périapicale
 - soit une inflammation devenant purulente = LIPOE suppurée = abcès alvéolaire.

La symptomatologie clinique contraste généralement à ce stade avec l'imagerie. En effet, l'imagerie reste toujours en retard par rapport à la réalité clinique.

- les LIPOE chroniques, se transformant :
 - soit en granulome (périapical, latéro-radulaire, inter-radulaire)
 - soit en kyste apical = radiculo-dentaire

Que ce soit par RA ou CB la nature exacte de la lésion ne pourra être déterminée que par l'histologie (c'est-à-dire après analyse anatomopathologique).

Ces LIPOE sont rarement cause de difficultés diagnostiques.

Les LIPOE sont reconnues, identifiées et évaluées le plus souvent par l'imagerie conventionnelle réalisée au cabinet dentaire.

Ainsi en vertu du principe ALARA, l'imagerie CB n'est pas indiquée en première intention malgré le constat indéniable de la supériorité de celui-ci dans le domaine l'endodontie.

Cependant le cone beam permet une évaluation morphologique et dimensionnelle 3D supérieure par rapport à la RA (en 2D) et au scanner RX grâce aux caractéristiques spécifiques du CB : - voxel isotrope de petite taille ;
- excellente résolution spatiale de l'image en 3D.

Aussi le CB peut être indiqué en 2ème intention si les techniques d'imagerie conventionnelle sont insuffisantes.

En effet, le cone beam permet de discerner au mieux l'anatomie canalaire (comme la localisation d'un canal radulaire supplémentaire Fig. 15 à 17) et les lésions d'origines endodontiques: leurs causes, leurs rapports et conséquences.



Figure 15:
Radiographie rétro-alvéolaire de la 36 présentant une volumineuse LIPOE.

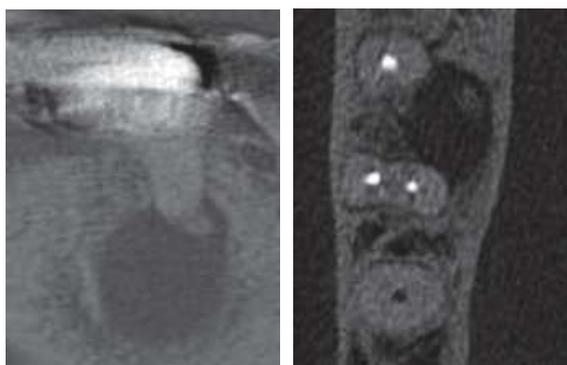


Figure 16: Coupe cone beam sagittale (à gauche) et transversale (à droite) mettant une évidence l'existence d'une racine linguale supplémentaire non détectée à la radiographie 2D à l'origine de la lésion.

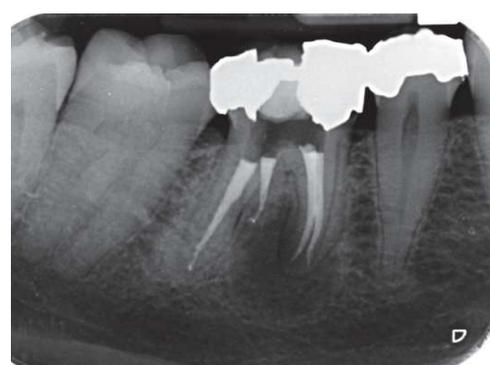


Figure 17: Radiographie rétro-alvéolaire de la 36 après retraitement.

Cas du Dr Lerouge.

Grâce au cone beam on pourra ainsi visualiser :

- des lésions encore non décelables à la radiographie 2D et expliquant une symptomatologie clinique douloureuse. (Fig. 18 et 20)



Figure 18: Radiographie rétro-alvéolaire de 2 traitements radiculaires récents. La patiente se plaint de douleur sur 24/25, radiologiquement les traitements semblent irréprochables.

Cas du Dr Lerouge (suite Fig.20)

- les résorptions externes et internes sans faux positif ni multiplication des clichés
- les perforations radiculaires latérales dues à une perforation, une fausse route ou à un stripping après traitement canalaire



Figure 19: Coupe sagittale cone beam d'une 42 présentant une perforation vestibulaire et canal ultracalcifié.

Le cone beam permet de localiser précisément le canal et de mener à bien le traitement et la conservation de la dent (Radiographie RA à droite).
Cas du Dr Lerouge.



Il permettra également de déterminer sans équivoque :

- l'existence d'un canal accessoire supplémentaire par rapport à la radiographie 2D

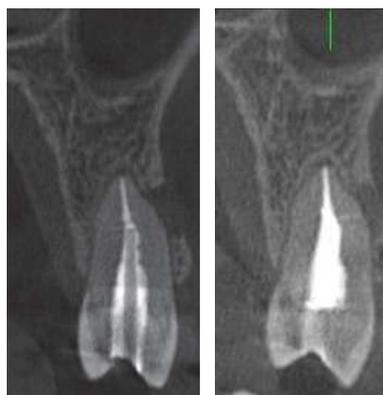


Figure 20: Coupes frontales cone beam de la 25: perforation de la corticale vestibulaire au niveau latéro-radulaire.

Canal accessoire perpendiculaire obturé en regard de la lésion après retraitement (à droite).

Cas du Dr Lerouge

- l'existence de fêlures ou de fractures des racines
- la planification de traitement endodontique par voie orthograde
- la planification de chirurgie endodontique par voie rétrograde

Remarque : Le recours au CB ne saurait se justifier s'il n'améliore pas la prise en charge et le pronostic de la dent (et donc du patient).

3- Pathologies parodontales

Le CB permet une augmentation de la précision des mesures et la visualisation des lésions non visibles sur la radiographie non conventionnelle 2D. Ces éléments ont été prouvé in vitro et également in vivo (4). Ces mesures sont légèrement sous-estimées par rapport à la réalité clinique (4) mais le CB est la technique radiographique dont les mesures s'en rapprochent le plus (48).

Le cone beam va permettre de visualiser :

- la furcation pour :
 - déterminer la profondeur de l'atteinte inter-radiculaire
 - établir un bilan pré-chirurgical pour le traitement des furcations dans un petit nombre de cas.
- la fusion des racines ou avec des éléments anatomiques
- la proximité radulaire des autres dents en cas de chirurgie parodontale
- les perforations,
- les lésions endo-parodontales.

Le CB apporte des informations anatomiques complètes par rapport à la radiologie conventionnelle.

Aussi une meilleure visualisation des lésions entraîne un plan de traitement plus adapté voire complètement différent du plan initialement envisagé ainsi qu'une approche globale moins destructrice et plus conservatrice (49).

Ainsi le CB entraîne une amélioration de la prise en charge du patient et du pronostic de la ou des dents soignées.

4- Traumatismes dento-alvéolaires ou maxillaires

En dehors des traumatismes graves de la face, le cone beam est indiqué quel que soit le traumatisme. Les traumatismes graves de la face indiquent quant à eux plutôt l'utilisation d'un scanner RX en raison des possibles répercussions traumatiques sur des parties molles comme le cerveau.

Le visage étant facilement atteint à la suite d'un choc, il est fréquent de recevoir les patients après accident.

Tout traumatisme dentaire va mettre en jeu le paquet vasculo-nerveux (PVN) de la dent et l'exposer à une nécrose pulpaire ainsi qu'à ses conséquences.

Il faudra toujours choisir le volume exploré en fonction du traumatisme.

Ainsi les traumatismes dentaires purs relèveront d'un petit champ (< à 10 x 10 cm) et d'une très haute résolution (75 à 80 µm).

Les traumatismes maxillo-faciaux relèveront quant à eux d'un grand champ englobant au mieux les structures susceptibles d'avoir été impactées lors du choc : les ATM, les cavités sinusiennes ... et avec une résolution suffisante pour le diagnostic de l'ordre de 150 à 200 μm (49).

L'acquisition cone beam de la dent traumatisée et des structures attenantes permettra de mettre en évidence :

- le trajet du trait de fracture (si fracture il y a) ;
- l'état du desmodonte et du périapex ;
- l'état de l'os et des parois alvéolaires et surtout de ses versants qui passent généralement sous silence lors de radiographies conventionnelles 2D ;
- l'état des dents voisines.

On pourra classer les différents types de traumatismes comme ceci :

- les fractures dentaires
- les mobilités dentaires post-traumatiques
- les fractures osseuses

4.A- Les fractures dentaires

On distingue plusieurs types de fractures :

- les fractures coronaires simples, corono-pulpaire, corono-radiculaire
- les fractures radiculaires fermées ou intra-alvéolaires (absence de fracture de l'alvéole avec fracture uniquement radiculaire au sein de l'alvéole à distance de l'attache épithéliale sans communication avec le milieu buccal)

4.B- Les mobilités dentaires post-traumatiques

On distingue ici : - les contusions ou concussions dentaires

- les luxations dentaires

4.C- Les fractures osseuses : fractures alvéolaires et mandibulaires

4.C.1- Les fractures alvéolaires

4.C.1.a- Les fractures alvéolaires parcellaires

Elles intéressent souvent la lame osseuse vestibulaire et **ne sont visibles que par l'imagerie sectionnelle** (CB ou scanner RX).

4.C.1.b- Les fractures alvéolaires transversales

Plus rares, elles intéressent généralement la région des incisives. Le plus souvent, l'onde de choc se propage ainsi à cause d'une lésion préexistante dans la zone concernée.

4.C.2- Les fractures mandibulaires

Les fractures mandibulaires représentent plus des deux tiers des fractures du massif facial (en excluant les fractures de la pyramide nasale osseuse) (49).

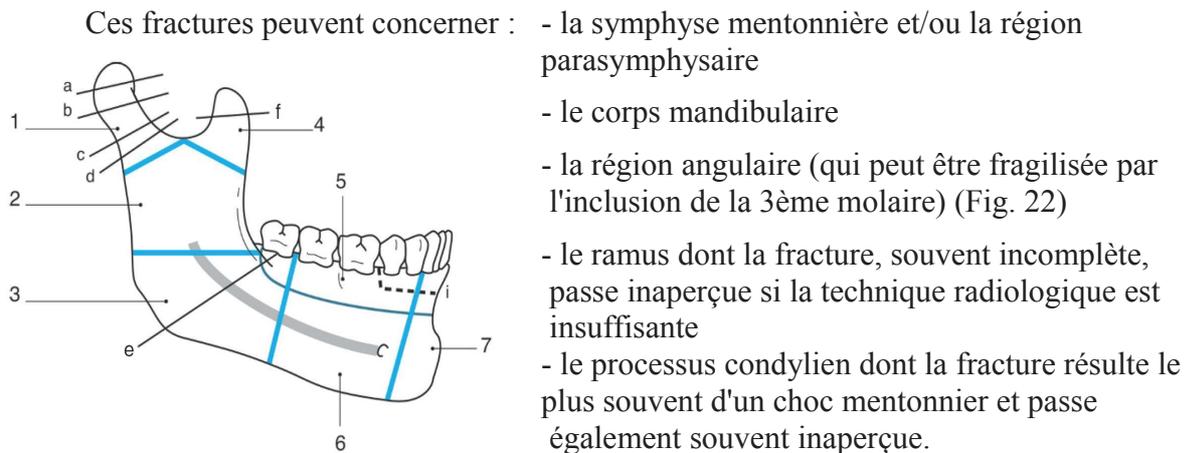


Figure 21: Schéma de répartition topographique des fractures mandibulaires. (Modifié d'après Touré G, Meningaud JP, Bertrand JC. Fractures de la mandibule. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, EMC-Dentisterie 1 ; 2004. p. 228-43.)

1 : Région condylienne : a : capitale ; b : subcondylienne haute ; c : subcondylienne basse ; d : cervicale.
2 : Région ramique. 3 : Région goniale (e). 4 : Région coronoïde (f). 5 : Région des procès alvéolaires , zone vulnérable. 6 : Région corporeale. 7 : Région symphysaire.



Figure 22: Reconstruction 3D d'une acquisition cone beam représentant la fracture de l'angle goniale droit après extraction de la dent de sagesse inférieure droite (Cas du Dr Wannebroucq)

5- Implantologie

Le CB possède des performances comparables au scanner RX pour la visualisation du canal alvéolaire inférieur, la qualité des images en postérieur et la précision des mesures (50).

Néanmoins peu d'études cliniques ont été réalisées in vivo (4).

Le cone beam permet une évaluation anatomique descriptive et biomensurative des sites implantaires. Il permet, grâce à l'évolution rapide du « tout numérique » à une simulation en 3 dimensions du projet prothétique implantaire. Il sert également à la chirurgie assistée par ordinateur.

Le cone beam est désormais la technique de référence dans le domaine de l'implantologie au niveau international (51).

Concernant le projet prothétique ; l'acquisition obtenue doit permettre de déterminer :

- la hauteur d'os disponible entre la crête alvéolaire et la structure anatomique « critique » à respecter :

- au maxillaire : plancher des fosses nasales, planchers des sinus (apprécier la perméabilité des *ostia* des sinus maxillaires lors d'une évaluation pré-implantaire maxillaire, en particulier après greffe de sur-élévation des sinus maxillaires = *sinus lift*), foramen et canal incisif ;
- à la mandibule : canal mandibulaire, émergence mentonnière (avec la boucle mésiale du canal mandibulaire) et fosse sous-mandibulaire.

- l'épaisseur d'os disponible dans le sens :

- vestibulo-palatin au maxillaire ;
- vestibulo-lingual à la mandibule.

- la qualité de l'os alvéolaire disponible ;
- l'épaisseur de la corticale ;

- la divergence entre les axes chirurgicaux et prothétiques.

On note ici l'importance de les matérialiser par un guide d'imagerie (ce dernier contient les références des implants utilisés ainsi que la prévisualisation du projet prothétique global) ;

- l'orientation radiculaire des dents adjacentes à l'édentement ;
- l'absence de pathologie osseuse, d'éléments dentinaires inclus et de foyers inflammatoires ou infectieux latents.

Aussi, le champ de l'appareil cone beam doit alors être capable, au minimum, d'intégrer dans son champ de vue (*field of view* [FOV]) l'étage nasosinusien (possible pour un champ moyen).

Cependant les recommandations actuelles avant de réaliser un cone beam dans le cadre implantaire sont bien entendu de réaliser un examen clinique au préalable mais également une radiographie panoramique avant tout autre examen...

6- Dents de sagesse

Au cours de notre exercice, nous sommes souvent concernés par les troisièmes molaires mandibulaires.

Cela concerne les dents de sagesse ayant des rapports anatomiques complexes.

En effet, leur inclusion ou leur enclavement sont fréquents par simple manque de place sur l'arcade.

Les complications qu'elles engendrent nous obligent à intervenir dans les cas suivants :

- les accidents d'éruption des dents de sagesse à répétition (accidents inflammatoires)
- le kyste marginal postérieur marginal en désinclusion infecté
- développement et extension d'un kyste corono-dentaire
- les complications de voisinage : résorption de la (ou des) racine (s) de la dent adjacente
- possibles perturbations de la pérennité du traitement ODF (non pas pour l'encombrement antérieur si la croissance de la mandibule est révolue : c'est un mythe)

Ici, le cone beam permettra de préciser les rapports anatomiques entretenus par la dent de sagesse avec le nerf alvéolaire inférieur, buccal voire lingual (en cas de kyste étendu). On pourra discerner s'il y a duplication apicale, si la dent chevauche ou enserre totalement le canal.

Il permettra également de déterminer le volume de la lésion, si elle existe et les rapports de la dent de sagesse avec les dents adjacentes.

7- Pathologies orthodontiques et malformatives nécessitant l'imagerie 3D

L'imagerie radiologique fait partie intégrante des examens réalisés par l'orthodontiste afin de planifier le traitement adéquat.

Grâce à l'imagerie, il cherchera à déterminer les rapports cranio-faciaux, leurs mesures et leur position spatiale ainsi que la morphologie des ATM.

Grâce à ses éléments, il déterminera la dynamique de la croissance squelettique et dentaire du patient afin de mener au mieux son plan de traitement.

Les progrès de dosimétrie du cone beam permettent désormais, avec une exposition de plus en plus raisonnable, d'obtenir grâce à un seul examen l'ensemble des données recherchées par le praticien.

En effet, actuellement l'orthodontiste réalise un bilan d'imagerie dentaire initial via un OPT, puis une téléradiographie de face, une de profil et une axiale (voire plusieurs).

Ainsi l'utilisation du CB en première intention permettrait une méthode fiable reproductible rapide ne multipliant pas le nombre d'examens réalisés.

Des publications récentes tendent vers la modification du protocole au profit du CB en partant vers le principe d'optimisation ALARA (49) (52).

Néanmoins très peu d'études démontrent à ce jour l'efficacité de l'analyse céphalométrique à partir d'une acquisition 3D. Ce constat est à corrélérer avec le manque de méthode établie à ce jour quant au protocole cone beam par rapport au protocole radiologique établi depuis plusieurs dizaines d'années en orthodontie (53).

D'un point de vue général, le cone beam pourra concerner dans ce domaine :

- les inclusions (y compris celles des dents de sagesse) :
- les deuxièmes prémolaires mandibulaires avec coudure radiculaire après inclusion mandibulaire,
- les deuxièmes prémolaires maxillaires et leur proximité avec les sinus maxillaires
- les agénésies,
- les dents surnuméraires,
- les fentes, les dysmorphies...

8- Autres images claires et denses des maxillaires

Le CB permet également de mieux comprendre certains cas pathologiques et il devient indiqué lors :

- de l'extension de manifestations loco-régionales entraînant un effet de masse sur les dents voisines, les structures cortico-alvéolaires, les planchers sinusiens, les canaux du ou des nerfs mandibulaires...
- de répercussions infectieuses sur les structures anatomiques voisines comme avec la sinusite maxillaire unilatérale d'origine dentaire ou les ostéites (49).

Grâce aux images obtenues par le CB on va pouvoir en faire le diagnostic et le bilan. Cela inclut les pathologies tumorales et kystiques intra-osseuses.

En cas de lésion intra-osseuse intéressant également les parties molles, le cone beam trouve ses limites alors que le scanner RX et/ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sont indiqués.

Il faudra néanmoins toujours rester prudent sur l'aspect des lésions radioclares restituées par la reconstruction : une corticale très fine ou un amincissement important de la corticale se traduit très souvent par une interruption de son image.

On parle alors d'un aspect de «faux-trou» bien identifié en technique scanner RX. L'interprétation trop hâtive de ce phénomène conduit trop souvent à des erreurs de diagnostic.

Ce «faux-trou » est en fait la conséquence du manque de pouvoir de résolution (manque d'énergie des Rayons X incidents) et/ou de l'effet du seuillage 3D (un os peu dense disparaîtra de la visualisation si on applique des filtres osseux trop durs).

La très large majorité des images lacunaires observées correspond à des complications infectieuses d'origine dentaire de diagnostic facile.

Par contre les autres images radioclares des maxillaires recouvrent un ensemble de pathologies très polymorphes où les distinctions séméiologiques permettent seulement une approche étiologique prudente mais rarement un diagnostic de certitude (49).

9- Explorations des sinus et de ses pathologies

Cette section concerne les sinusites d'origine dentaire ou implantaire et également les pathologies des sinus en général.

Les techniques de radiologie conventionnelles en 2D du crâne (incidence de Blondeau,..) ont longtemps été considérées comme des examens de référence des sinus. L'apparition d'une imagerie plus précise et plus représentative rend aujourd'hui ces techniques très limitées dans leurs indications.

En effet, les rapports anatomiques intimes entre les dents et la cavité sinusale (dents antrales) d'une part, et les faibles différences de densité d'autre part, diminuent la puissance diagnostique de ces examens dans le cas de certaines sinusites maxillaires aiguës et dans la recherche de corps étrangers (54).

L'utilisation de ces techniques, inappropriée à la visualisation des sinusites maxillaires d'origine dentaire, a conduit à des erreurs diagnostiques.

Les techniques rétro-alvéolaires RA ne permettent pas une évaluation précise de l'état de la muqueuse sinusienne et de l'origine dentaire ou rhinogène, d'une sinusite maxillaire.

La radiographie panoramique offre une vue globale des arcades dentaires mais elle présente les mêmes limites que la radiographie intra-buccale et ne peut donc être proposée pour le diagnostic de la sinusite d'origine dentaire.

Ainsi, ici encore le cone beam trouve son indication dans l'exploration de l'étage sinusien pour la qualité des images obtenues et la diminution des doses observées par rapport au scanner RX (35).

Une symptomatologie clinique unilatérale ; à savoir généralement une rhinorrhée unilatérale droite purulente (ou non) ; doit systématiquement évoquer au praticien une pathologie sinusienne d'origine dentaire. L'interprétation diagnostique par panoramique ou rétro-alvéolaire n'est pas toujours simple alors que le cone beam permet de visualiser au mieux la dent causale avec ses lésions, leurs importances et leurs conséquences loco-régionales.

Les sinusites maxillaires d'origine dentaire se caractérisent par un épaissement inflammatoire muqueux de la membrane de Schröder, souvent mamelonné, en regard de la lésion dentaire développée.

Par ailleurs le CB permet également de confirmer l'existence ou non d'une communication bucco-sinusienne par exemple après extraction, impaction, parodontite avancée, etc.

Le cone beam permet également de visualiser les aspergilloses (développement d'un champignon microscopique au sein du sinus) et de vérifier si ce développement est bien en rapport avec un dépassement de matériau d'obturation au-delà du périapex d'une dent maxillaire ou si son étiologie est tout autre. La présence d'une cacosmie et des signes radiographiques signe alors le diagnostic.

Dans tous les cas, les images obtenues grâce au CB permettront au mieux la planification de l'intervention chirurgicale par l'ORL par voie endonasale.

L'exploration CB permet également d'établir un bilan pré-implantaire après sinus lift qui apprécie : l'homogénéité du greffon, sa qualité (c'est-à-dire sa délimitation nette ou éparse), ses dimensions (afin de mieux planifier la taille des implants à choisir et également la réaction inflammatoire possible du plancher du sinus maxillaire).

En cas de lésion expansive franchissant les limites osseuses sinusiennes, le cone beam doit laisser la place au scanner RX et/ou à l'IRM.

10- Odontologie médico-légale

Le cone beam aura de plus en plus sa place dans l'odontologie médico-légale.

En effet, l'acquisition de volume en 3 dimensions en fait un examen de choix pour cette discipline : les acquisitions sont reproductibles et superposables entre elles.

Cela diminue donc le risque de faux positif tout en augmentant le nombre d'identification. Cela empêche également la falsification si l'on utilise uniquement les empreintes dentaires, car l'anatomie des couronnes peut être facilement modifiée mais pas celles des racines.

Le regroupement futur de données numériques sur les réseaux mondiaux favorisera également la rapidité dans l'identification des personnes retrouvées.

11- Prothèses

11.A- Prothèse fixée :

Réaliser une empreinte fixée par radiographie semble relever de la science-fiction.

Néanmoins une étude préclinique publiée en mai 2014 en a réalisé l'expérience.

La précision de l'adaptation était de l'ordre de 200 μm et serait cliniquement acceptable selon les auteurs (55).

L'accès aux limites des préparations pour couronne est parfois difficile néanmoins la multiplication de l'irradiation semble ici non appropriée dans ce domaine. Ce d'autant que pour une empreinte précise par cone beam, il faudra réaliser une acquisition en mode haute résolution avec une dose significativement plus élevée. De plus une précision de 200 μm reste inférieure d'un facteur 10 à la précision des alginates de classe A qui est de l'ordre de 20 μm .

Conclusion : On devra toujours réaliser des empreintes classiques par matériau ou à l'avenir par empreintes optiques.

11.B- Prothèse amovible

Une fois encore ce sera l'irradiation qui guidera le choix de la technique opératoire. De plus, le cone beam (comme toute autre technique radiographique) n'ayant pas de sensibilité suffisante pour les tissus mous est donc proscrit.

Les développements hypothétiques viseraient au couplage entre empreinte optique et empreinte osseuse cone beam, non plus pour la surface à appareiller (réservée à l'empreinte optique et traditionnelle), mais pour l'anatomie des articulations temporo-mandibulaires et leurs implications dans la conception des prothèses.

11.C- Prothèse maxillo-faciale

L'empreinte osseuse cone beam est cette fois plus réaliste : elle permet de réaliser des prothèses ayant une anatomie fidèle d'emblée.

C'est le manque de recherche et de développement qui bride aujourd'hui le phénomène.

Néanmoins le cone beam sera bien la technique de référence dans ce domaine lors de bilans pré-chirurgicaux et lors de la confection de prothèse anatomique de remplacement osseux. Il existe d'ailleurs la possibilité de confection de greffon osseux sur mesure grâce à une acquisition cone beam pré-chirurgicale.

12- Pathologies osseuses des ATM

On a trop souvent tendance à résumer les troubles des ATM à une malposition du disque articulaire. Dans ce genre de pathologie, qui concerne du cartilage, il vaut mieux réaliser un scanner RX ou au mieux une IRM si l'on souhaite visualiser la position ou la pathologie rencontrant le disque.

Cependant les troubles de l'ATM ne portent pas que sur le disque articulaire mais bien sur l'environnement entourant ce disque situé au centre de l'ATM, c'est-à-dire le tissu osseux.

Le cone beam va nous permettre de détecter les diverses anomalies des structures osseuses, qu'elles soient d'origines traumatiques, dégénératives, congénitales, arthritiques ou tumorales, avec une grande précision et sans superposition de structures avoisinantes (56).

- Partie 3 : Exploration des pathologies osseuses de l'ATM grâce au cone beam

1- Anatomie radiologique de l'ATM

L'ATM est une entité anatomique complexe mêlant muscles, ligaments, capsule, disque et os. Néanmoins, l'imagerie par rayons X a une faible sensibilité pour les tissus mous. Aussi l'imagerie par rayons X va faire apparaître très distinctement les parties dures de l'anatomie c'est-à-dire les os (radio-opaques) et quasiment passer sous silence les parties molles (radioclares).

Observons cette coupe anatomique sagittale ci-après (Figure 23) et comparons la avec cette coupe radiologique de cone beam (Figure 24 : image NewTom)

La diversité des éléments osseux, fibreux et musculaires apparaît évidente au niveau de la coupe anatomique. Cette dernière montre la richesse et la complexité des structures composant une ATM.

Lorsqu'on compare ces 2 coupes, on remarque la disparition de tous les éléments non radio-opaques : les éléments non osseux (muscles, ligaments, disques articulaires, vaisseaux, nerfs ...)

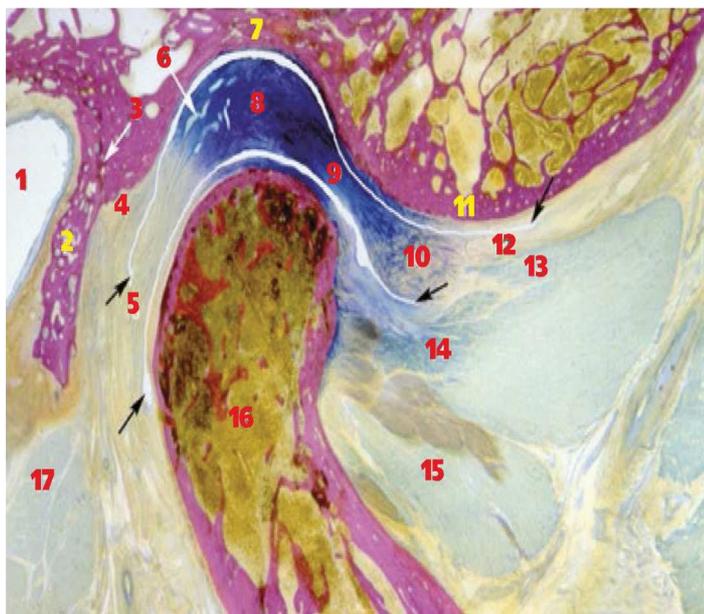


Figure 23: Coupe anatomique sagittale d'une ATM droite en position bouche fermée ID N°10 (57)

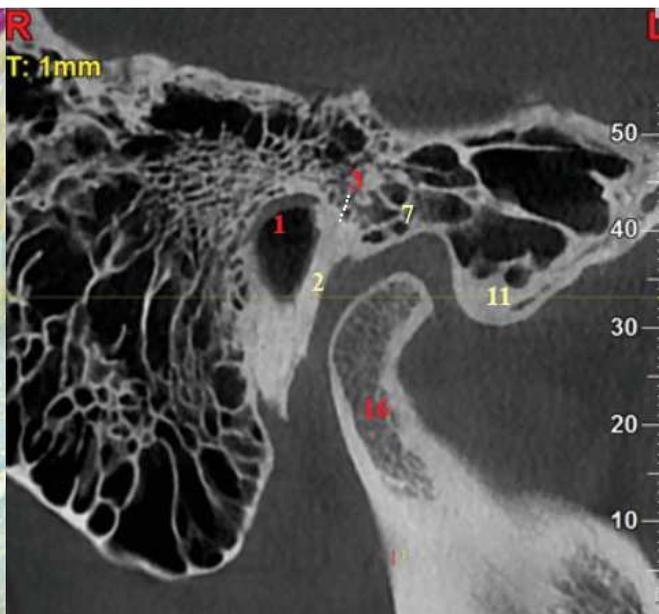


Figure 24: Coupe sagittale cone beam (NewTom)

- | | |
|---|--|
| 1) Méat acoustique externe | 10) Bourrelet antérieur du disque articulaire |
| 2) Os tympanal | 11) Éminence temporale de l'os temporal |
| 3) Fissure tympano-squameuse | 12) Lame tendineuse pré-discale |
| 4) Fibres supérieures de la zone bilaminaire | 13) Fibres discales du chef supérieur du muscle ptérygoïdien latéral |
| 5) Fibres inférieures de la zone bilaminaire | 14) Fibres osseuses du chef supérieur du muscle ptérygoïdien latéral |
| 6) Plexus veineux rétro-discal | 15) Chef inférieur du muscle ptérygoïdien latéral |
| 7) Fosse mandibulaire | 16) Col du condyle mandibulaire |
| 8) Bourrelet postérieur du disque articulaire | 17) Glande parotide |
| 9) Zone intermédiaire du disque articulaire | |

Face à la disparition de ces éléments, c'est l'interprétation des signes cliniques et radiologiques qui doivent mener au bon diagnostic.

C'est le caractère non traumatisant des rayons X de faibles doses qui fait du cone beam une technique intéressante pour l'exploration osseuse des ATM.

2- Intérêts de l'exploration des ATM par le cone beam

Dans l'odontologie quotidienne, il y a tout un panel de techniques radiologiques possible.

Dans l'exploration des ATM, le panel se réduit :

- il est impossible de visualiser une ATM par rétro-alvéolaire
- le panoramique ne permet que de visualiser grossièrement les ATM.

C'est pour cela qu'une visualisation précise des surfaces anatomiques à observer devient primordiale.

Comme nous l'avons vu dans les parties précédentes, le cone beam permet l'exploration de nombreuses pathologies dentaires différentes. Cette exploration se fait avec une précision égale, voire supérieure au scanner RX et avec une dosimétrie généralement inférieure à ce dernier si le choix de la machine et de ses réglages ont été optimisés (58).



Figure 26 : Coupes sagittales cone beam (Kodak) d'une ATM physiologique en bouche fermée (à gauche) et ouverte (à droite) (Cas du Dr Wannebroucq)

Remarque : En bouche ouverte, le centre du condyle ne dépasse pas le centre de l'éminence articulaire de l'os temporal.

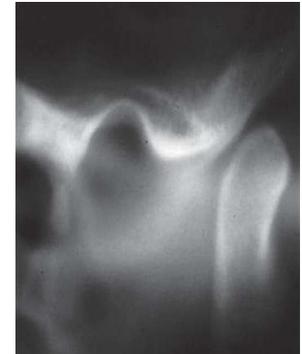


Figure 25: Coupe sagittale scanner RX d'une ATM en position anormale. Cas d'un patient présentant une hyperlaxité marquée.

Par ailleurs, la reconstitution des surfaces anatomiques en 3D des régions concernées permet généralement une meilleure compréhension de la pathologie, et par ce biais un meilleur diagnostic ainsi qu'une meilleure planification thérapeutique (59).

Il faudra cependant noter que l'irradiation, substantiellement inférieure du cone beam par rapport à celle du scanner RX dans les autres domaines dentaires, est nettement plus élevée lors de l'exploration des ATM par le cone beam.

Ceci s'explique par la dose efficace délivrée aux structures attenantes et de la radiosensibilité des organes exposés par un champ plus large et plus proche du cerveau notamment.

Peu d'études portent sur la dosimétrie lors de l'exploration des ATM par le cone beam.

Une étude récente (60) montre d'ailleurs que c'est seulement après optimisation des réglages que le cone beam sélectionné devient moins irradiant par rapport au scanner RX:

- avant optimisation : cone beam (Planmeca) 184 μ Sv vs 113 μ Sv (scanner RX)
- après optimisation : cone beam 184 μ Sv vs 124 μ Sv pour le scanner RX.

Cela nous montre une nouvelle fois qu'il est indispensable de bien sélectionner la machine que l'on va utiliser.

D'autre part, il y a bien eu augmentation de la dose après optimisation pour le scanner RX : le réglage des paramètres machine est primordial pour une qualité d'image exploitable.

Il faudra toujours rester critique quant aux doses annoncées par rapport à la qualité d'image recherchée.

Ainsi, en vertu du principe ALARA, l'exploration des ATM se fera avec une définition conseillée de l'ordre de 250 μ m (49).

Afin d'évaluer la cinématique mandibulaire, l'examen radiographique sera réalisé de manière bilatérale (pour chaque ATM) en bouche fermée et en bouche ouverte.

Faire l'acquisition des deux ATM en une seule rotation semble séduisante : mais diminuer la taille du volume irradié diminuera nettement les doses reçues par le patient.

Lukat et coll. (61) démontrent parfaitement ce fait : une acquisition unique par un cone beam Hitachi des 2 ATM par un champ de 23 cm correspond à une dose de 224 μ Sv alors que pour le cone beam Kodak avec un champ de 5 cm la dose tombe à 21 μ SV.

Néanmoins, les autres régions dentaires ne nécessitent généralement que la visualisation de tissus durs. Or, l'ATM est constituée à la fois de tissus durs et mous.

Aussi, d'autres techniques sont employées pour visualiser les parties molles de l'ATM.

Il existe différentes techniques afin de visualiser les parties molles de l'ATM cependant le consensus actuel va vers l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) (62).

En effet, l'IRM, ne nécessitant pas d'intervention chirurgicale, est nettement moins invasive par rapport aux autres techniques d'exploration des parties molles.

3- Indications du cone beam dans l'exploration des ATM

Les ATM peuvent être le siège de plusieurs pathologies pouvant entraîner de graves répercussions sur leur fonctionnement.

Ces répercussions peuvent aller de la perturbation partielle des mouvements de la mandibule, accompagnée ou non de douleur, jusqu'au blocage complet de l'ATM et donc à l'impossibilité d'ouvrir la bouche.

Grâce à ses capacités de reconstruction 3D et de visualisation des surfaces osseuses, le cone beam va permettre de déceler certaines pathologies.

Après examen clinique, le cone beam est indiqué pour le diagnostic radiologique des pathologies suivantes :

- les dysfonctionnements cranio-mandibulaires (DCM) comprenant :
 - algies et dysfonctions de l'appareil manducateur (ADAM) pour les troubles squelettiques avancés
 - ankyloses temporo-zygomatiques
- les malformations congénitales des ATM
- les arthropathies comprenant :
 - les manifestations dégénératives arthrosiques
 - les arthrites inflammatoires
- les lésions traumatiques
- les tumeurs

3.A- Les dysfonctions cranio-mandibulaires (DCM)

3.A.1- Les algies et dysfonctions de l'appareil manducateur (ADAM)

Cliniquement : il s'agit du motif de consultation le plus fréquent en ce qui concerne les ATM.

C'est une pathologie complexe car multifactorielle. Anciennement appelée « syndrome » algo-dysfonctionnel de l'appareil manducateur (SADAM), puis ADAM (algies et dysfonctions de l'appareil manducateur). On la dénomme actuellement dysfonction cranio-mandibulaire (DCM) ou dysfonction de l'appareil manducateur.

Les dysfonctions cranio-mandibulaires peuvent définir deux groupes distincts :

- les troubles musculaires
- les troubles articulaires (synovite, capsulite, ostéoarthrite)

Quelles que soient les origines des DCM, elles partagent un ou plusieurs symptômes communs (63):

- douleurs fonctionnelles de la mandibule (bailler, mastiquer, mordre), aux oreilles, aux tempes ou aux régions pré-auriculaires
- des bruits durant les mouvements de la mandibule
- une ouverture buccale difficile et/ou limitée

Le disque articulaire se plaçant dans une position anormale au sein de l'ATM vient perturber la bonne coordination de tout mouvement effectué par la mandibule.

L'ouverture, la fermeture de la bouche ainsi que les mouvements de latéralités (diduction) et de propulsion peuvent en être affectés.

Radiologiquement : Les examens radiologiques conventionnels ne permettent de constater que les troubles squelettiques avancés de l'ATM (49). Si l'on souhaite visualiser le disque articulaire, cela se fera par IRM.

Notre diagnostic sera donc orienté, dans un premier temps, par l'étude clinique de la dynamique articulaire des ATM :

- présence de claquements à l'ouverture en début ou en fin
- déviation du trajet
- blocage.

Tous les signes précédents sont annonciateurs d'une pathologie du disque articulaire qui sont synonymes soit :

- d'une luxation réductible du disque articulaire.
- d'une luxation irréductible du disque articulaire.

Lors de la prise en charge patient souffrant de DCM, le but recherché est la diminution de la douleur, la récupération de la fonction mandibulaire et le retour aux activités quotidiennes normales pour le patient (64).



Figure 27:
Coupe cone beam d'une anté-position discale irréductible. La patiente présente des douleurs à l'ouverture, la coupe cone beam met en évidence un remaniement osseux important au niveau de l'extrémité interne de la tête condylienne et révèle un net pincement de l'espace articulaire. Cas du Dr Savignat.

Le cone beam a-t-il, néanmoins, un intérêt dans l'exploration de cette pathologie ?

Si l'examen clinique est rigoureusement mené, on va pouvoir bien analyser et diagnostiquer cette pathologie en se passant de l'imagerie classique.

Néanmoins, l'étude dynamique par cone beam va permettre de déceler un problème autre que discal lors de l'ouverture. On pourra ainsi mettre en évidence une insuffisance des déplacements condyliens, voire un blocage (ankylose, etc.) d'une articulation se superposant aux problèmes de disque articulaire (49).

Par ailleurs, à un stade précoce de leur développement, certaines métastases situées au niveau de l'ATM provoquent les mêmes signes de dysfonctionnements craniomandibulaires (65).

3.A.2- Les ankyloses temporo-zygomatiques

Elles font également partie des dysfonctionnements temporo-mandibulaires.

Anciennement appelées ankyloses temporo-malaires, ces pathologies portent en partie sur l'os zygomatique.

Une ankylose temporo-zygomatique est la résultante d'une fusion ou de la limitation de mouvement entre 2 surfaces osseuses normalement séparées.

Il existe plusieurs causes d'ankylose (66) :

- inflammatoire (infectieuse et rhumatismale)
- fibreuse,
- musculaire
- traumatique ou fonctionnelle



Figure 28: Coupe sagittale cone beam d'une ATM gauche présentant tous les signes d'une arthrose avec une synthèse osseuse plus importante faisant penser à un ostéome et menant à une pseudo-ankylose. (Cas du Dr Wannebroucq)

C'est l'importance d'un examen clinique critique qui doit nous rapprocher de son diagnostic et ne pas la confondre avec une pathologie discale.

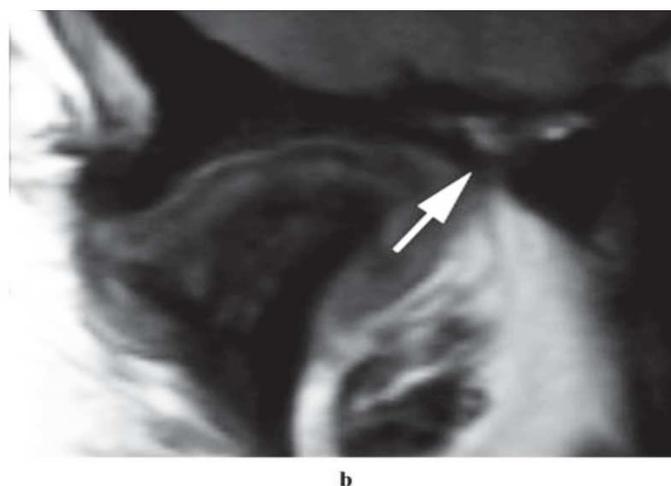
C'est là tout l'intérêt de l'imagerie sectionnelle cone beam qui va permettre de révéler les éléments anatomiques responsables de cette ankylose.

Comme le montre le cas de cette patiente de 59 ans (Fig. 29) (62), le cone beam montre encore sa supériorité par rapport à l'IRM. Cette patiente présentait des douleurs au niveau des ATM ainsi qu'une limitation de l'ouverture buccale.



a

Figure 29: (a) Cette coupe frontale de cone beam révèle parfaitement l'ankylose de la tête du condyle mandibulaire



b

(b) A l'IRM : l'ankylose n'est aucunement déterminée avec certitude (flèche blanche)
Source : PubMed Alkhader et coll. 2010 (62)

Cette revue de la littérature portait sur l'exploration de 106 ATM issues de 55 patients et révèle une sensibilité diagnostique pour l'ankylose de l'ordre de 61 % pour l'IRM (62).

Grâce au cone beam, on pourra observer :

- une **hypertrophie** (un surdéveloppement) des processus coronoïdes de la mandibule. Cette partie trop développée vient alors limiter partiellement ou totalement l'ouverture de la bouche en venant buter contre l'arrière de l'os zygomatique.
- une **hyperostose** (épaississement osseux) de l'os zygomatique venant bloquer les processus coronoïdes de la mandibule.
- une association entre hypertrophie des processus coronoïdes et une hyperostose zygomatique.
- un **chondrome articulaire** (tumeur du cartilage entraînant une déformation de ce dernier) peut venir bloquer l'articulation.
- une **myosite ossifiante** circonscrite généralement provoquée par des traumatismes répétés au sein de l'articulation. Les parties molles s'ossifient partiellement et viennent se souder avec les os de la mâchoire ce qui limite ou bloque totalement les mouvements de l'articulation (67).

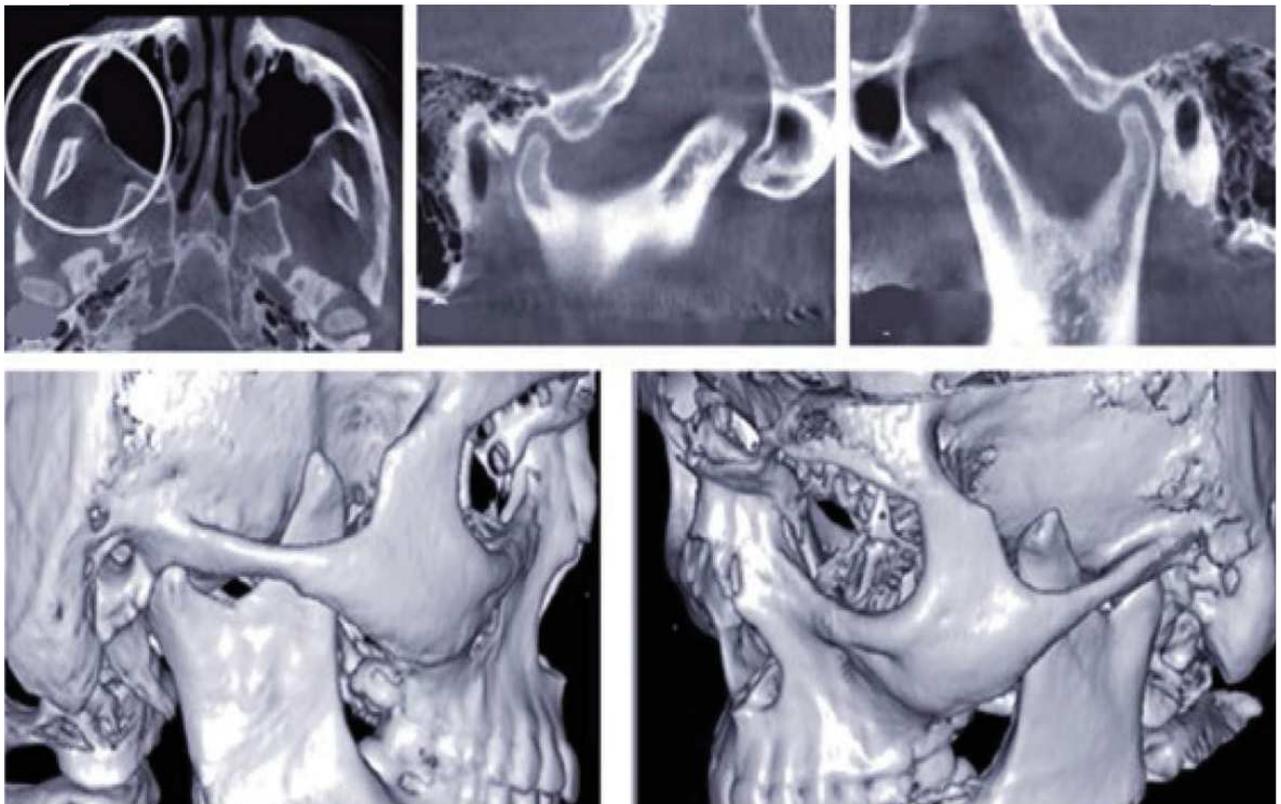


Figure 30: Coupes cone beam et reconstructions 3D d'un patient présentant un syndrome de Jacob: Hypertrophie bilatérale des processus coronoïdes entraînant une limitation indolore de l'ouverture buccale.

Cas des Dr Cavezian, Pasquet et Nguyen (68)

3.B- Les malformations congénitales de l'ATM

3.B.1- Les fentes latérales (syndrome du premier arc)

Cliniquement : L'aspect de la région temporo-mandibulaire est caractéristique.

Radiologiquement : On trouvera une *dysplasie* (forme finale anormale) ou une *hypoplasie* (sous-développement) voire une *aplasie* (absence de développement) du condyle mandibulaire. Dans ce cas-là, on observe l'absence de cavité temporale associée.

La déviation à l'ouverture se fait du côté pathologique et l'arcade mandibulaire est fortement asymétrique.

3.B.2- Les hypercondylios

Elles se caractérisent par leur unilatéralité. On observe une hypertrophie (surdéveloppement) du condyle de la mandibule souvent accompagnée de l'allongement du ramus (branche montante de la mandibule).

Cliniquement : Cette pathologie congénitale est évidente. On observe une déviation du côté sain de la mandibule et une malocclusion entraînant des troubles fonctionnels à l'ouverture de la bouche.

3.C- Les atteintes infectieuses et rhumatismales

3.C.1- Les pathologies infectieuses

L'arthrite peut être aiguë (streptocoque, staphylocoque...) ou chronique (tuberculose, gonocoque...). Grâce au progrès de la médecine (vaccin et thérapeutique anti-infectieuse de type antibiotique), ce type d'arthrite est devenu plus rare aujourd'hui.

Les arthrites entraînent des lésions synoviales, puis cartilagineuses et osseuses.

Unilatérales, elles sont généralement la résultante de séquelles de traumatismes passés ou chez un patient ayant bénéficié d'une transplantation (68).

Cliniquement : Elles se caractérisent par:

- une sensation de tension au niveau de l'articulation accompagnée d'une gêne à l'ouverture de la bouche. Par ailleurs, toute tentative de fermeture est douloureuse.
- des signes généraux marqués (notamment l'hyperthermie).
- une tuméfaction douloureuse, rouge et chaude au niveau de l'articulation
- des douleurs vives, pulsatiles exacerbées par les mouvements et irradiant vers l'oreille et la tempe (69).

Radiologiquement: On retrouve un flou et élargissement de l'interligne articulaire.

Elles se traduisent par une modification des structures osseuses. Son évolution à terme mène souvent à l'associer à l'ankylose temporo-mandibulaire dite réparatrice.

3.C.2- Les manifestations dégénératives arthrosiques

Elles sont la conséquence d'un trouble chronique d'équilibration ou d'un traumatisme ancien.

Cela entraîne des modifications globales au sein de l'articulation :

- lésion du cartilage,
- pincement de l'interligne articulaire,
- ostéocondensation des surfaces osseuses avec géodes sous-chondrales et ostéophytose
- altération du disque articulaire

La capacité à déceler les changements de cet ordre fait du cone beam une technique de choix dans le diagnostic de ces pathologies par rapport au scanner RX, à l'IRM et au panoramique (50) (61).

Ces modifications sont fréquemment rencontrées dans le cadre de déplacements anormaux du disque articulaire (68).

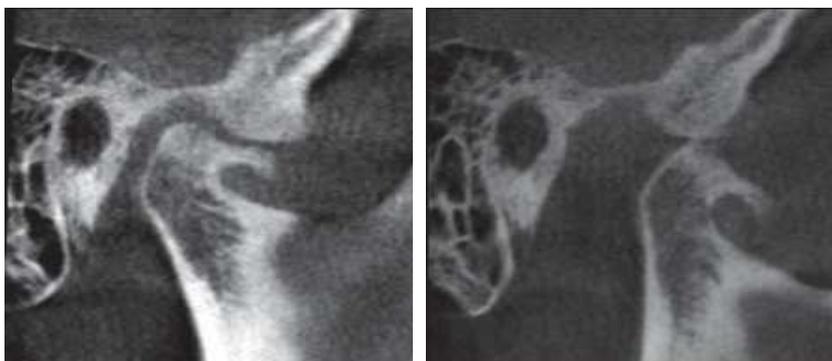


Figure 32 : Coupes cone beam sagittales d'une ATM droite (bouche fermée à gauche et bouche ouverte à droite) présentant des géodes, des ostéocondensations et bec osseux ostéophytique important.

On note également un pincement avancé de l'interligne articulaire et certainement une perforation du disque articulaire en bouche ouverte.

Le patient présente des douleurs ainsi qu'une limitation de l'ouverture buccale. (Cas du Dr Wannebroucq)



Figure 31: Représentation 3D cone beam d'une ATM gauche présentant des géodes et un petit bec ostéophytique (Cas du Dr Savignat)

3.C.3- Les spondylarthropathies

Des pathologies inflammatoires d'ordre général peuvent entraîner des répercussions au niveau des ATM.

Ces inflammations peuvent être chroniques ou aiguës.

Elles appartiennent aux maladies plurifocales (polyarthrite rhumatoïde, pelvispondylite rhumatismale, rhumatisme psoriasique, rhumatisme articulaire aiguë, spondylarthrite ankylosante etc.) c'est-à-dire qu'elles touchent plusieurs articulations de manière symétrique (70).

Elles s'expriment par poussées douloureuses et engendrent des modifications au sein de l'articulation. Les modifications engendrées sont celles de toute articulation.

On observera donc :

- un pincement articulaire,
- des surfaces osseuses irrégulières avec érosions multiples
- des déminéralisations osseuses.

Ces modifications peuvent être observées à la fois au niveau du condyle, de la fosse temporale et de la surface articulaire de l'os temporal.

L'IRM permet une reconnaissance précoce de cette pathologie avant toute modification des contours osseux. Ses signes précurseurs sont marqués par des modifications du signal par rapport à un os sain (68).

Lors d'une atteinte inflammatoire des ATM, la recherche d'autres localisations (mains, pieds, rachis, hanches ...) s'impose.

3.C.4- Résorption idiopathique du condyle mandibulaire

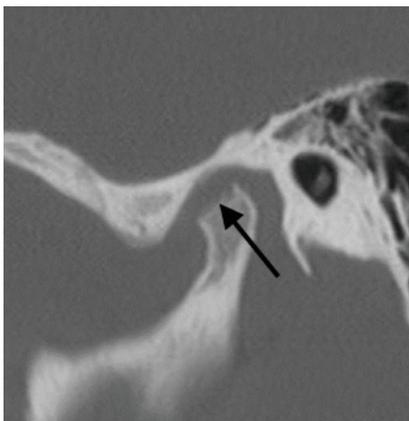


Figure 33: Image cone beam d'une résorption idiopathique du condyle mandibulaire (71)

Rarement observée, sa fréquence d'apparition semble plus élevée chez la femme possédant une petite mandibule accompagnée de rétrognathisme (71).

Comme son nom l'indique l'origine de cette résorption est inconnue.

Radiologiquement :

Cette pathologie intéresse seulement le condyle de la mandibule. Ce dernier subit une érosion marquée.

La fosse mandibulaire est intacte, tout comme la surface articulaire de l'os temporal.

Il peut également y avoir une réduction de l'interligne articulaire (71).

3.D- Les lésions traumatiques

Les traumatismes observés au niveau des ATM sont généralement issus d'accidents (plus ou moins violents) entraînant des fractures dentaires et peuvent s'inscrire dans une prise en charge secondaire ou tardive lorsqu'il s'agit de répercussions d'un accident polytraumatique.

Ces lésions comprennent :

- les simples *contusions articulaires* (c'est-à-dire un choc sans fracture osseuse) et pour lesquelles on observe aucune image radiologique.
- Les *luxations sans fracture* c'est-à-dire le déplacement du condyle mandibulaire en dehors de la zone habituelle.
- Les *fractures condyliennes* et luxations des ATM associées.

Lors d'un trauma situé au niveau mentonnier, il faudra toujours faire appel au principe suivant :

« Tout traumatisme mentonnier est une fracture condylienne mandibulaire jusqu'à preuve sectionnelle du contraire » (49) (72).

Ce principe est d'autant plus important qu'une fracture condylienne peut être totalement asymptomatique.

Par conséquent, le cone beam est un examen de choix lors d'un traumatisme maxillo-facial (49).

- Les lésions du disque articulaire : la force du choc peut entraîner soit un amincissement du disque soit son épaissement.

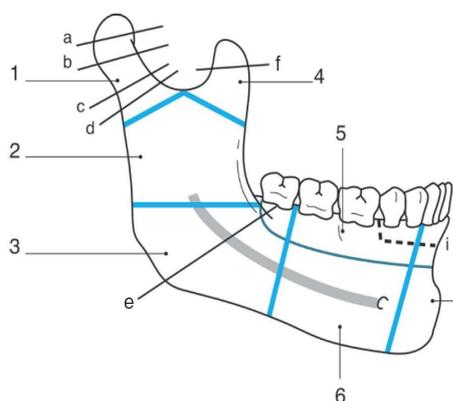


Figure 34: Schéma de répartition topographique des fractures mandibulaires.

(Modifié d'après Touré G, Meningaud JP, Bertrand JC. *Fractures de la mandibule*. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, EMC-Dentisterie 1 ; 2004. p. 228-43.)

1 : Région condylienne : a : capitale ; b : subcondylienne haute ; c : subcondylienne basse ; d : cervicale.
2 : Région ramique. 3 : Région goniale (e).
4 : Région coronoïde (f). 5 : Région des procès alvéolaires, zone vulnérable. 6 : Région corporeale.
7 : Région symphysaire.

De nouveau, le cone beam est indiqué pour le diagnostic et le pronostic de ces fractures.

L'exploration des traumatismes du massif facial en 1ère intention pourrait éviter la réalisation d'une panoramique inutilement irradiante et pouvant amener vers un mauvais pronostic.

Néanmoins, dans ce genre de cas, il peut être intéressant de coupler le cone beam à une IRM afin de vérifier la position du disque au sein de l'articulation (73).

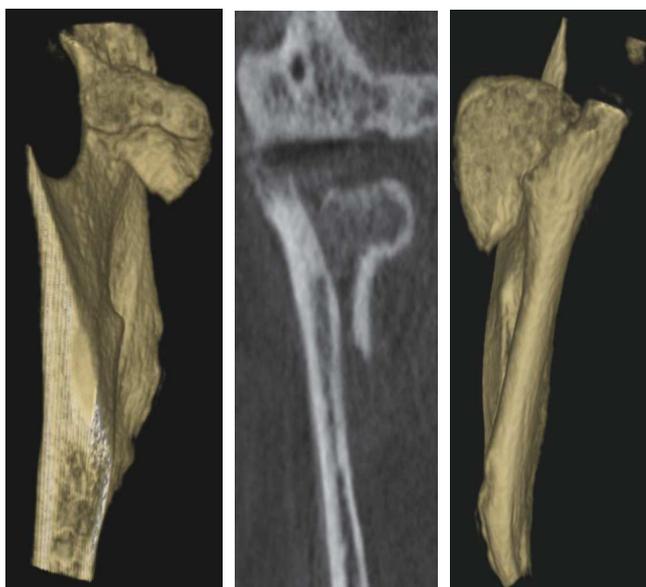


Figure 35:

Reconstructions et image cone beam d'une fracture du col de la mandibule montrant tout l'intérêt de l'imagerie sectionnelle et des reconstructions en 3D.

Vue sagittale, oblique antérieure, vue frontale, et oblique postérieure.

(Cas clinique du Dr Savignat : patiente de 49 ans ayant subi une chute de vélo avec choc au niveau du menton fracturant la prothèse mandibulaire)

3.E- Les tumeurs

Dans le cadre d'exploration tumorale au niveau de l'ATM, l'imagerie intervient essentiellement pour réaliser un bilan d'extension loco-régionale de la tumeur (atteinte osseuse et éventuellement propagation aux parties molles) (59).

Que ces tumeurs soient bénignes, malignes, primitives ou secondaires (métastases), leur développement est relativement peu fréquent au niveau de la région des ATM.

Par ailleurs, les tumeurs observées à ce niveau sont généralement bénignes (ostéomes, exostoses, ostéochondromes) (74).

3.E.1- Les métastases

Elles sont rarissimes au niveau de l'ATM. Néanmoins, notre attention doit se porter sur ses signes cliniques avant-coureurs.

Une revue rétrospective de la littérature datant de 2013 et portant sur 59 ans révèle que le point de départ de ces métastases provient principalement des cancers des poumons et des seins (65).

Cliniquement : Au stade initial de leur développement au sein de l'ATM, elles provoquent les mêmes signes qu'un dysfonctionnement de l'ATM.

S'ajoutent à ces signes, gonflements, sueurs nocturnes anormales et perte importante de poids.

Radiologiquement : C'est la radiologie qui révélera le caractère anormal de ce dysfonctionnement.

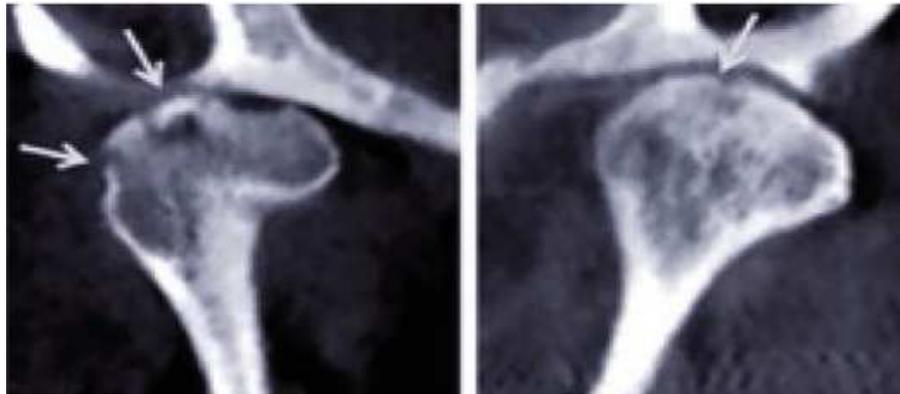


Figure 36 : Cas d'une patiente de 60 ans ayant des antécédents de cancer du sein et présentant des douleurs au niveau de l'ATM droite.

Remarque : Ébauche de fracture verticale, géodes osseuses visibles et rupture de la corticale signent l'existence de métastases.

Cas des Dr Cavezian, Pasquet et Nguyen (68)

Histologiquement : L'examen histologique révélera généralement des adénocarcinomes (65).

3.E.2- Les exostoses

Ce sont des tumeurs bénignes qui concernent l'os. Ce dernier va se développer de manière anormale en synthétisant trop d'os.

On pourra par exemple observer une *asymétrie condylienne* : avec d'un côté un condyle de volume normal, et, de l'autre, un condyle légèrement plus volumineux ou possédant une forme remaniée.

Ce phénomène peut également être observé au niveau de la fosse temporale et du processus articulaire de l'os temporal.

3.E.3- Les ostéochondromes ou exostoses ostéocartilagineuses

L'ostéochondrome est une tumeur bénigne. La tête, le col du condyle mandibulaire ou l'apophyse coronoïde sont considérés comme les sièges les plus fréquents de l'ostéochondrome dans le squelette facial (71).

Il s'agit d'une exostose particulière qui, en plus de synthétiser trop d'os, synthétise également du cartilage. On la dénomme ainsi exostose ostéocartilagineuse.

Cette tumeur ostéocartilagineuse se développe généralement au niveau interne de la surface articulaire.

En se développant, elle peut perturber les mouvements des ATM.

Cliniquement : Ses manifestations comprendront une asymétrie faciale évolutive, une réduction de la mobilité de la mandibule, une occlusion croisée du côté sain provoquée par la déviation de la mandibule, une malocclusion associée à une béance du côté atteint (75), des dysfonctions temporo-mandibulaires de type claquement ou craquement.

Ces signes cliniques peuvent même être associés à une sténose du conduit auditif externe (74).

Radiologiquement : Les ostéochondromes de l'ATM au niveau du condyle peuvent se développer jusqu'à venir l'encercler entièrement.

On peut observer une masse radio-opaque située au niveau du condyle qui semble posséder la même densité que l'os adjacent (76).

Une asymétrie de forme par comparaison entre les 2 condyles du patient associée aux signes cliniques évoqués doivent nous faire penser à son diagnostic.

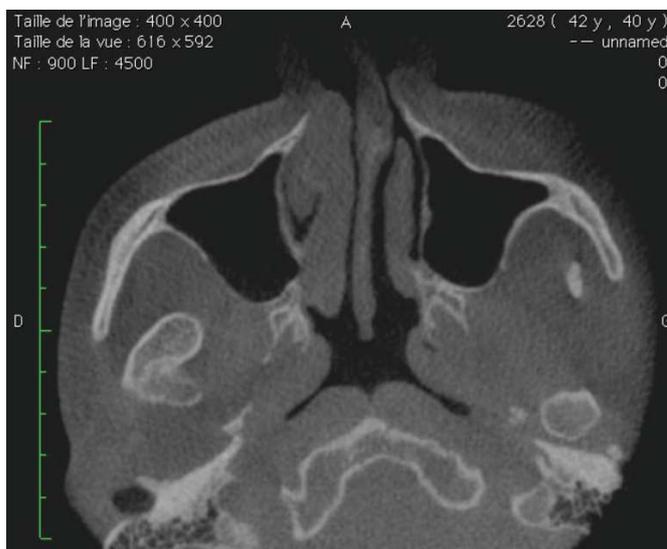


Figure 38: Coupe axiale cone beam d'un patient présentant tous les signes de l'ostéochondrome au niveau de l'ATM droite (76).



Figure 39: Photographie après condylectomie (76).



Figure 37: Coupe sagittale cone beam d'une ATM droite présentant un ostéochondrome (Cas du Dr Wannebroucq)

Diagnostic différentiel : - l'hyperplasie condylienne,
- l'hyperplasie (hypertrophie) héli-faciale
- tumeurs bénignes d'origine osseuse ou cartilagineuse avec atteinte du condyle mandibulaire.

3.E.4- Les ostéomes

3.E.4.a- Généralités

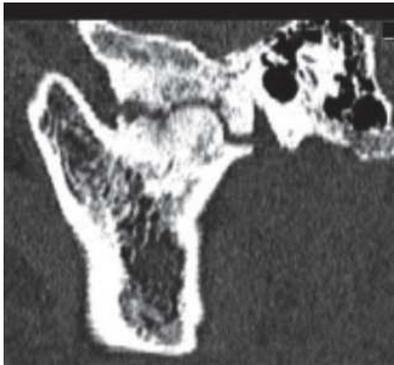


Figure 40: Coupe sagittale scanner RX d'une ATM gauche présentant les caractéristiques radiologiques d'un ostéome volumineux (77).

Il s'agit d'une tumeur osseuse bénigne qui est rarement observée au niveau des ATM.

Les ostéomes sont des excroissances osseuses anarchiques se développant généralement au sein des parties molles.

En se développant, les ostéomes touchant le condyle mandibulaire peuvent venir perturber le bon déroulement des mouvements de l'articulation. Ils peuvent causer une lente déviation de l'occlusion vers le côté sain.

Ces tumeurs peuvent aussi s'accompagner d'une tuméfaction faciale, de douleur et d'une limitation de l'ouverture buccale (76).

On pourra par exemple observer une asymétrie condylienne : avec d'un côté un condyle de volume normal, et, de l'autre, un condyle plus volumineux (77).

Ces ostéomes peuvent également être observés au niveau de la fosse temporale et du processus articulaire de l'os temporal.

Son étiologie n'est pas connue et des régressions spontanées ont été reportées au sein de la littérature médicale (71).

3.E.4.b- Cas particulier : l'ostéome ostéoïde ou ostéonécrose aseptique

Ce cas particulier appartient aux ostéomes ostéoïdes.

C'est généralement à la suite d'un choc que ce phénomène particulier se produit.

Le choc entraîne un processus d'ostéonécrose au sein de la tête de l'articulation. C'est l'ostéonécrose de l'os situé sous le cartilage qui entraîne la désolidarisation entre l'os de la tête du condyle et de son cartilage.

La partie de cartilage « libérée » subit ensuite une ossification au sein de l'articulation.

C'est ce que l'on nomme une désunion condylo-discale secondaire à une atteinte osseuse primitive (78).

Radiologiquement : Cela apparaît sous forme de « l'image classique du nidus » détaché de la tête condylienne mandibulaire à son pôle supérieur (49).

On observe une densification circonscrivant une lacune (zone radio-claire centrale où il existe une destruction osseuse et/ou cartilagineuse), d'où l'appellation de nidus.

3.F- Conclusion

Le choix de la technique d'imagerie afin d'explorer les ATM se fera toujours en fonction des éléments anatomiques à explorer.

C'est néanmoins, la qualité de l'examen clinique qui déterminera s'il est nécessaire de réaliser un examen radiographique.

Ainsi, l'imagerie osseuse statique et dynamique des ATM se fera par cone beam et, à défaut, avec le scanner RX (49).

Il faudra toujours préférer un petit champ plutôt qu'un champ large de manière à réaliser les examens radiographiques de chaque ATM séparément et avec la plus faible dose possible (60).

L'imagerie discale (et des muqueuses) statique et dynamique sera quant à elle réservée à l'IRM (62).

- Conclusion et Avenir du Cone Beam

Le cone beam, technique d'imagerie relativement récente, est déjà considéré comme le gold standard de nombreux domaines de l'odontostomatologie du quotidien. La considération et la reconnaissance des qualités de cet examen sont d'ordre international.

L'ultra haute résolution annoncée, depuis peu, par certains cone beam est effectivement très précise par rapport à la précision actuelle des scanners RX. Néanmoins l'ultra haute résolution des cone beam actuels est inférieure d'un facteur 10 à la résolution d'une rétro-alvéolaire classique. C'est bien la capacité de reconstituer les éléments radiographiques dans chaque plan de l'espace qui surpasse de loin la simple superposition de la radiographie en 2D.

Toutefois, le cone beam (et plus généralement l'imagerie) ne remplacera jamais le sens clinique qui devra rester seul juge du choix de la technique d'examen complémentaire à employer pour aboutir à un diagnostic.

L'optimisation des réglages ainsi que la qualité de la chaîne de traitements doivent être au premier plan lors du choix d'une machine cone beam.

Le principe ALARA tend à faire diminuer les doses. Cette diminution de la dose doit toujours rester conforme à la qualité diagnostique souhaitée pour l'examen radiographique choisi. Aussi, en vertu de ce principe et même s'il s'agit de la technique de référence, le cone beam n'est actuellement pas indiqué en tant qu'examen radiographique de première intention.

Les notions de précision et de doses ne sont pas à négliger ni dans la compréhension des discours commerciaux ventant cette technique ni dans l'intérêt de l'irradiation du patient.

De nombreuses recommandations concernant les doses de référence diagnostique restent encore à établir dans ce domaine. Cela ne pourra passer que par une uniformisation de l'unité de mesure choisie, du regroupement et de la fusion des bases de données et cela à un niveau international (79).

L'emploi du cone beam dans l'exploration osseuse des articulations temporo-mandibulaires trouve toute sa justification en vertu des principes précédemment évoqués. Bien que le cone beam soit justifié dans de nombreuses pathologies osseuses, l'emploi du cone beam trouve sa limite dans l'exploration des parties molles de l'ATM. Si leur exploration est nécessaire le cone beam cédera alors sa place à l'IRM.

A l'avenir, le cone beam se verra placé en tant qu'examen de première intention dans d'autres domaines de l'odontostomatologie. Ce développement futur sera assuré par l'évolution des machines, des algorithmes numériques situés au cœur de ce système et par la réduction en conséquence des doses délivrées pour la même qualité diagnostique des examens réalisés (42).

- **Annexes**

- **Tables des illustrations :**

1- Figures

Figure 1: Schéma d'un cone beam(eximm-cc.com).....	17
Figure 2: Photographie d'un cone beam et d'un patient (radiologie.com).....	17
Figure 3: Décomposition de l'acquisition des données lors de la réalisation d'un cone beam (Source http://www.exxim-cc.com)	17
Figure 4: Représentation du volume acquis après la rotation du cone beam autour du patient (www.exxim-cc.com).....	18
Figure 5: Comparaison des dispositifs radiographiques (source Miracle 2009 modifié) Cone Beam (A) et Scanner RX (B)	18
Figure 6: Comparaison des voxels isotropes pour le cone beam (à gauche) et anisotropes pour le scanner RX (à droite) (6) modifié.....	19
Figure 7: Schéma différenciant pixel et voxel (xaviertrizet.com).....	19
Figure 8 : Coupes sagittales scanner RX (à gauche) et cone beam Morita (à droite) Cas du Dr Lerouge.....	19
Figure 9: Illustration du découpage du volume acquis en voxel en fonction de la matrice choisie (source Morita modifié).....	24
Figure 10: Radiographie rétro-alvéolaire d'une 27 révélant une anatomie complexe.....	27
Figure 11 : Coupes cone beam dans différents plans de l'espace rendant le traitement plus prédictif.....	27
Figure 12: Radiographie rétro-alvéolaire du traitement réalisé. Grâce au cone beam, les difficultés ont été anticipées et le traitement a été simplifié.	27
Figure 13: Relation entre dose absorbée, dose équivalente et dose efficace (CIPR (24))	30
Figure 14: Photographie illustrée du mannequin anthropomorphe équipé de 24 dosimètres.....	32
Figure 15: Radiographie rétro-alvéolaire de la 36 présentant une volumineuse LIPOE.	42
Figure 16: Coupe cone beam sagittale (à gauche) et transversale (à droite) mettant en évidence l'existence d'une racine linguale supplémentaire non détectée à la radiographie 2D à l'origine de la lésion.....	42
Figure 17: Radiographie rétro-alvéolaire de la 36 après retraitement.	42
Figure 18: Radiographie rétro-alvéolaire de 2 traitements radiculaires récents. La patiente se plaint de douleur sur 24/25, radiologiquement les traitements semblent irréprochables.....	43
Figure 19: Coupe sagittale cone beam d'une 42 présentant une perforation vestibulaire et canal ultracalcifié.....	43
Figure 20: Coupes frontales cone beam de la 25: perforation de la corticale vestibulaire au niveau latéro-radiculaire.	43
Figure 21: Schéma de répartition topographique des fractures mandibulaires. (Modifié d'après Touré G, Meningaud JP, Bertrand JC. Fractures de la mandibule. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, EMC-Dentisterie 1 ; 2004. p. 228-43.)	46
Figure 22: Reconstruction 3D d'une acquisition cone beam représentant la fracture de l'angle goniale droit après extraction de la dent de sagesse inférieure droite (Cas du Dr Wannebroucq).....	46

Figure 23: Coupe anatomique sagittale d'une ATM droite en position bouche fermée ID N°10 (57).....	53
Figure 24: Coupe sagittale cone beam (NewTom).....	53
Figure 25: Coupe sagittale scanner RX d'une ATM en position anormale. Cas d'un patient présentant une hyperlaxité marquée.....	54
Figure 26 : Coupes sagittales cone beam (Kodak) d'une ATM physiologique en bouche fermée (à gauche) et ouverte (à droite) (Cas du Dr Wannebroucq).....	54
Figure 27: Coupe cone beam d'une anté-position discale irréductible. La patiente présente des douleurs à l'ouverture, la coupe cone beam met en évidence un remaniement osseux important au niveau de l'extrémité interne de la tête condylienne et révèle un net pincement de l'espace articulaire. Cas du Dr Savignat.....	57
Figure 28: Coupe sagittale cone beam d'une ATM gauche présentant tous les signes d'une arthrose avec une synthèse osseuse plus importante faisant penser à un ostéome et menant à une pseudo-ankylose. (Cas du Dr Wannebroucq).....	58
Figure 29: (a) Cette coupe frontale de cone beam révèle parfaitement l'ankylose de la tête du condyle mandibulaire	58
Figure 30: Coupes cone beam et reconstructions 3D d'un patient présentant un syndrome de Jacob: Hypertrophie bilatérale des processus coronoïdes entraînant une limitation indolore de l'ouverture buccale.....	59
Figure 31: Représentation 3D cone beam d'une ATM gauche présentant des géodes et un petit bec ostéophytique (Cas du Dr Savignat)	61
Figure 32 : Coupes cone beam sagittales d'une ATM droite (bouche fermée à gauche et bouche ouverte à droite) présentant des géodes, des ostéocondensations et bec osseux ostéophytique important.	61
Figure 33: Image cone beam d'une résorption idiopathique du condyle mandibulaire (71).....	62
Figure 34: Schéma de répartition topographique des fractures mandibulaires. (Modifié d'après Touré G, Meningaud JP, Bertrand JC. Fractures de la mandibule. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, EMC-Dentisterie 1 ; 2004. p. 228-43.)	63
Figure 35:.....	64
Figure 36 : Cas d'une patiente de 60 ans ayant des antécédents de cancer du sein et présentant des douleurs au niveau de l'ATM droite. Remarque : Ébauche de fracture verticale, géodes osseuses visibles et rupture de la corticale signent l'existence de métastases. Cas des Dr Cavezian, Pasquet et Nguyen (68).....	65
Figure 37: Coupe sagittale cone beam d'une ATM droite présentant un ostéochondrome (Cas du Dr Wannebroucq).....	66
Figure 38: Coupe axiale cone beam d'un patient présentant tous les signes de l'ostéochondrome au niveau de l'ATM droite (76).....	66
Figure 39: Photographie après condylectomie (76).	66
Figure 40: Coupe sagittale scanner RX d'une ATM gauche présentant les caractéristiques radiologiques d'un ostéome volumineux (77).	67

2- Tableaux

Tableau 1: L'imagerie diagnostique dento-maxillaire 2D et 3D (revue ID 2014) (9).....	20
Tableau 2: Données techniques et dosimétriques concernant des CBCT de petit , moyen et grand champ Données issues des travaux de Hirsch et coll. 2008 (34) Loubele et coll. 2008 (35) Okano et coll. 2009 Roberts et coll 2009 (36) Theodorakou et coll 2012 (37) Pauwels et coll 2012 (38) et document SEDENTEXCT (p14-23) (32).....	34
Tableau 3: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques.....	35
Tableau 4: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques selon N. Bellaiche (2007) (41).....	36
Tableau 5: Effets des rayons X chez l'homme suivant la catégorie de dose (échelle logarithmique) (44) (45) (46) (24).....	38
Tableau 6: Comparaison des doses efficaces selon les modalités techniques de radiographie odonto-stomatologique et risque létal théorique associé (4) (40).....	39

3- Diagrammes

Diagramme 1: Comparaison de la résolution en paire de ligne par cm de différents cone beam (source : NHS Rapport d'évaluation sur les cone beam mars 2010, portée à mon attention grâce à Monsieur Arnaud Lecomte société Planmeca (20)).....	26
Diagramme 2: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques	35
Diagramme 3: Comparaison des doses efficaces minimales et maximales entre les divers examens radiologiques selon N. Bellaiche (2007).....	36
Diagramme 4: Comparaison des doses efficaces selon les modalités techniques de radiographie odonto-stomatologique et risque létal théorique associé (41) (modifié)....	40

BIBLIOGRAPHIE

1. Shah N, Bansal N, Logani A. Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World J Radiol.* 28 oct 2014;6(10):794-807.
2. Flores-Mir C, Rosenblatt MR, Major PW, Carey JP, Heo G. Measurement accuracy and reliability of tooth length on conventional and CBCT reconstructed panoramic radiographs. *Dental Press J Orthod.* oct 2014;19(5):45-53.
3. Guerrero ME, Noriega J, Castro C, Jacobs R. Does cone-beam CT alter treatment plans? Comparison of preoperative implant planning using panoramic versus cone-beam CT images. *Imaging Sci Dent.* juin 2014;44(2):121-8.
4. HAS rapport cone beam version finale (2009) [Internet]. [cité 20 mars 2015]. Disponible sur: http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2009-12/rapport_cone_beam_version_finale_2009-12-28_17-27-28_610.pdf
5. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *Journal of the Optical Society of America A.* 1 juin 1984;1(6):612.
6. CBCThowdoesitwork? doi:10.1016/j.cden.2008.05.005 - [Internet]. [cité 11 oct 2015]. Disponible sur: <http://www.perfendo.org/docs/CBCT/CBCThowdoesitworkScarfeetal2008.pdf>
7. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America.* oct 2008;52(4):707-30.
8. Jean-Philippe Dillenseger, Elisabeth Moerschel. *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie* - Elsevier Masson 2009.
9. L'imagerie diagnostique dento-maxillaire 2D et 3D [Internet]. *Information Dentaire.* [cité 22 oct 2015]. Disponible sur: http://www.information-dentaire.fr/011025-22827-L-imagerie-diagnostique-dento-maxillaire-2D-et-3D.html_1
10. Marchandise X., Bordenave L., De Certaines J., Grall Y., Idy-Peretti I.: *Biophysique: pour les sciences de la vie et de la santé* Librairie Lavoisier Décembre 2006.
11. Cone Beam : Imagerie dentaire et maxillofaciale. Principes, diagnostic et plan de traitement [Internet]. [cité 23 oct 2015]. Disponible sur: <http://www.librairie-garanciere.com/cone-beam-imagerie-dentaire-et-maxillofaciale-principes-diagnostic-et-plan-traitement.htm>
12. Jankowski A, Ferretti G. Tomodensitométrie volumique : principe, paramètres. *Revue des Maladies Respiratoires.* oct 2010;27(8):964-9.
13. ReviseMRI.com : Calculating voxel size [Internet]. [cité 23 oct 2015]. Disponible sur: http://www.revisemri.com/questions/pulse_sequences/voxel_size
14. Nyquist H. Certain topics in telegraph transmission theory. *Trans Am Inst Elec Eng* 1928; 47: 617-44.

15. GE_physics_6_for_SCMR.pdf [Internet]. [cité 10 oct 2015]. Disponible sur: http://www.scmr.org/assets/files/members/documents/GE_physics_6_for_SCMR.pdf
16. Burghardt AJ, Link TM, Majumdar S. High-resolution Computed Tomography for Clinical Imaging of Bone Microarchitecture. *Clin Orthop Relat Res.* août 2011;469(8):2179-93.
17. C. De Charry C. Intérêt du scanner cone beam dans l'évaluation de la microarchitecture osseuse comparativement au scanner périphérique à haute résolution. [cité 24 oct 2015]; Disponible sur: http://bibnum.univ-lyon1.fr/nuxeo/nxfile/default/c7940bed-9118-4b32-8520-b6f841a8170c/blobholder:0/THm_2014_DE_CHARRY_Charlotte.pdf
18. Brüllmann D, Schulze RKW. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140204.
19. Dillenseger J-P, Matern J-F, Gros C-I, Bornert F, Goetz C, Le Minor J-M, et al. MSCT versus CBCT: evaluation of high-resolution acquisition modes for dentomaxillary and skull-base imaging. *Eur Radiol.* févr 2015;25(2):505-15.
20. CEP 10048 Evaluating Report on dental cone beam computed tomography (CBCT) systems [Internet]. [cité 10 oct 2015]. Disponible sur: <http://nhscep.useconnect.co.uk/CEPProducts/Catalogue.aspx?ReportType=Evaluation+report>
21. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *Int Endod J.* sept 2010;43(9):798-807.
22. Michetti J, Maret D, Mallet J-P, Diemer F. Validation of Cone Beam Computed Tomography as a Tool to Explore Root Canal Anatomy. *Journal of Endodontics.* juill 2010;36(7):1187-90.
23. Décret n° 2007-1582 du 7 novembre 2007 relatif à la protection des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants et portant modification du code de la santé publique (dispositions réglementaires). 2007-1582 nov 7, 2007.
24. CIPR_103.pdf [Internet]. [cité 4 avr 2015]. Disponible sur: http://www.irsn.fr/FR/Larecherche/publications-documentation/collection-ouvrages-IRSN/Documents/CIPR_103.pdf
25. Kalender, W., Schmidt, B. Recent advances in CT: Will dose go down or will they go up? *Physical Medica.* 2000 16:137 - 1.
26. Ludlow J, Davies-Ludlow L, Brooks S, Howerton W. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofacial Radiology.* juill 2006;35(4):219-26.
27. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K.

- Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dentomaxillofac Radiol.* févr 2008;37(2):72-9.
28. Société française de radiologie Radioprotection DES 2015 D Sirinelli, H Ducou le pointe, H Brisse, JF Chateil [Internet]. [cité 11 oct 2015]. Disponible sur: http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2014/20140704-084941-668/src/htm_fullText/fr/JFC2%20Radioprotection%20DES%202015%20Chateil%20partie%202.pdf
 29. Arrêté du 22 septembre 2006 relatif aux informations dosimétriques devant figurer dans un compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants | Legifrance [Internet]. [cité 11 oct 2015]. Disponible sur: <http://www.legifrance.gouv.fr/eli/arrete/2006/9/22/SANY0623888A/jo>
 30. Kim D-S, Rashsuren O, Kim E-K. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. *Imaging Sci Dent.* mars 2014;44(1):21-9.
 31. Recommendations for the Design of X-ray Facilities and the Quality Assurance of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Systems [Internet]. [cité 15 oct 2015]. Disponible sur: https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/348022/HPA-RPD-065_for_website.pdf
 32. SEDENTEXCTguidelines_final.pdf 2011 [Internet]. [cité 27 mars 2015]. Disponible sur: http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf
 33. Araki K, Patil S, Endo A, Okano T. Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose-area product. *Dentomaxillofac Radiol* [Internet]. mai 2013 [cité 11 oct 2015];42(5). Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3635780/>
 34. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva M a. G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac Radiol.* juill 2008;37(5):268-73.
 35. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol.* sept 2009;71(3):461-8.
 36. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol.* févr 2009;38(2):79-85.
 37. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R, et al. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol.* févr 2012;85(1010):153-60.
 38. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* févr 2012;81(2):267-71.

39. Al-Okshi A, Lindh C, Salé H, Gunnarsson M, Rohlin M. Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br J Radiol.* janv 2015;88(1045):20140658.
40. Foucart JM, Felizardo R, Bourriau J,, Bidange G. La tomographie volumique à faisceau conique (CBCT): du mythe à la réalité... *Clinic* 2009.
41. Dr N. Bellaiche. Cone beam pratique en odontostomatologie GENERALITES : principe, technique, qualité d'image, artéfacts, types d'appareil, indications. 2007. [cité 11 oct 2015]; Disponible sur: <http://www.conebeamparis.net/fiches-conseil/fiche-202.htm>
42. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: A review. *Phys Med.* 15 oct 2015;
43. Cavézian. Approche fantasmatique de la radioactivité et des rayons X : de l'attrance à la répulsion. *Actes de la Société française d'histoire de l'art dentaire.* Rouen, 2006 ; 11.
44. Tubiana M, Feinendegen LE, Yang C, Kaminski JM. The Linear No-Threshold Relationship Is Inconsistent with Radiation Biologic and Experimental Data. *Radiology.* avr 2009;251(1):13-22.
45. ICRP « Publication 84 de la CI PR. Grossesse et irradiation médicale ». p. 8. IPSN. EDP Sciences , 2001.
46. Ozasa K, Shimizu Y, Suyama A, Kasagi F, Soda M, Grant EJ, et al. Studies of the mortality of atomic bomb survivors, Report 14, 1950-2003: an overview of cancer and noncancer diseases. *Radiat Res.* mars 2012;177(3):229-43.
47. Kiarudi AH, Eghbal MJ, Safi Y, Aghdasi MM, Fazlyab M. The Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Endodontics: A Review of Literature. *Iran Endod J.* 2015;10(1):16-25.
48. Deng Y, Wang C, Li T, Li A, Gou J. [An application of cone-beam CT in the diagnosis of bone defects for chronic periodontitis]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* janv 2015;50(1):7-12.
49. Cavézian R, Pasquet G. Cone beam: imagerie diagnostique en odontostomatologie : principes, résultats et perspectives. Issy-les-Moulineaux: Elsevier-Masson; 2011.
50. Veyre-Goulet S, Fortin T, Thierry A. Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* déc 2008;10(4):226-30.
51. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC, et al. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* juin 2012;113(6):817-26.

52. Felizardo R, Thomas A, Foucart J-M. [Useful radiological techniques in orthodontics]. *Orthod Fr.* mars 2012;83(1):11-22.
53. Pittayapat P, Limchaichana-Bolstad N, Willems G, Jacobs R. Three-dimensional cephalometric analysis in orthodontics: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* mai 2014;17(2):69-91.
54. Joachim E. Zöller, Jörg Neugebauer. *Cone-beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine* London : Quintessence Publ., 2008. pp. 127-138.
55. Karim Darugar, Morad Bensidhoum, Dove Chaoua, Emmanuel Soffer. Empreinte en prothèse fixée par tomographie à faisceau conique (cone beam): étude pré-clinique - Cahiers de Prothèse n° 166 du 01/06/2014 - Revues.
56. Richard Abboud| Joseph Hobeiche. Rôle du cone beam dans le diagnostic des pathologies des articulations temporo-mandibulaires 2014. *Information Dentaire.*
57. R. Felizardo P. Carpentier. Les articulations mandibulaires bases anatomiques *Information Dentaire* n° 10 Vol.97 - 11 Mars 2015.
58. Katakami K, Shimoda S, Kobayashi K, Kawasaki K. Histological investigation of osseous changes of mandibular condyles with backscattered electron images. *Dentomaxillofac Radiol.* sept 2008;37(6):330-9.
59. Larheim TA, Abrahamsson A-K, Kristensen M, Arvidsson LZ. Temporomandibular joint diagnostics using CBCT. *Dentomaxillofacial Radiology.* 4 nov 2014;44(1):20140235.
60. Kadesjö N, Benchimol D, Falahat B, Näsström K, Shi X-Q. Evaluation of the effective dose of cone beam computed tomography and multi-slice computed tomography for temporomandibular joint examinations at optimized exposure levels. *Dentomaxillofac Radiol.* 2 juin 2015;20150041.
61. Lukat TD, Wong JCM, Lam EWN. Small field of view cone beam CT temporomandibular joint imaging dosimetry. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(10):20130082.
62. Alkhader M, Ohbayashi N, Tetsumura A, Nakamura S, Okochi K, Momin MA, et al. Diagnostic performance of magnetic resonance imaging for detecting osseous abnormalities of the temporomandibular joint and its correlation with cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* juill 2010;39(5):270-6.
63. P-H Dupas. *Le Dysfonctionnement cranio-mandibulaire* Edition CDP 2011.
64. The National Institutes of Health (NIH) Consensus Development Program: Management of Temporomandibular Disorders [Internet]. [cité 10 oct 2015]. Disponible sur: <https://consensus.nih.gov/1996/1996temporomandibular disorders018html.htm>
65. Pretzl C, Lübbers H-T, Grätz KW, Kruse AL. [Metastases in the temporomandibular joint: a review from 1954 to 2013. Rare causes for temporomandibular disorders].

Swiss Dent J. 2014;124(10):1067-83.

66. Bocquet E, Mercier M, Moreau A, Ferri J, Danguy M. Un trouble temporo-mandibulaire particulier : l'ankylose. Notions fondamentales et cliniques. L'Orthodontie Française. déc 2014;85(4):363-75.
67. Benkada S, Jroundi L, Jaziri A, Elkettani NC, Chami I, Boujida N, et al. ostéo-articulaire - La myosite ossifiante circonscrite : à propos d'un cas. /data/revues/02210363/00870003/317/ [Internet]. 19 mars 2008 [cité 16 oct 2015]; Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/en/article/121963>
68. R. Cavezian, G. Pasquet T-H Nguyen. L'imagerie diagnostique des articulations temporo-mandibulaires. Information Dentaire mars 2015 [Internet]. [cité 16 oct 2015]; Disponible sur: <http://www.information-dentaire.fr/0115-2251-ID-n-10-Vol-97-11-Mars-2015.html>
69. Pintor F, Carrasco R, Verdugo-Avello F, Landaeta M. Septic arthritis of the temporomandibular joint: Report of one case. Revista médica de Chile. juin 2015;143(6):805-8.
70. Jacobson JA, Girish G, Jiang Y, Resnick D. Radiographic Evaluation of Arthritis: Inflammatory Conditions. Radiology. 1 août 2008;248(2):378-89.
71. Boeddinghaus R, Whyte A. Computed tomography of the temporomandibular joint. Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology. 1 août 2013;57(4):448-54.
72. Dysfonctions de l'Articulation Temporo-Mandibulaire - aos2010250p189.pdf [Internet]. [cité 9 oct 2015]. Disponible sur: <http://www.aos-journal.org/articles/aos/pdf/2010/02/aos2010250p189.pdf>
73. Huang G, Zheng J, Zhang S, Yang C. [The value of panoramic radiograph, CT and MRI for the diagnosis of condylar fracture]. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. juill 2014;49(7):434-9.
74. Meng Q, Chen S, Long X, Cheng Y, Deng M, Cai H. The clinical and radiographic characteristics of condylar osteochondroma. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. juill 2012;114(1):e66-74.
75. Ward BB, Pires CAS, Feinberg SE. Osteochondromas of the Mandible: Case Reports and Rationale for Treatment. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 1 juill 2005;63(7):1039-44.
76. N. Rei, N. Bach, M. El-Hakim, A. Kauzman. Importante occlusion croisée unilatérale consécutive à une tumeur du condyle mandibulaire | JADC [Internet]. [cité 25 oct 2015]. Disponible sur: [about:reader?url=http%3A%2F%2Fwww.jcda.ca%2Ffr%2Farticle%2F16](http://www.jcda.ca/about:reader?url=http%3A%2F%2Fwww.jcda.ca%2Ffr%2Farticle%2F16)
77. Misra N, Srivastava S, Bodade PR, Rastogi V. Osteoma of temporomandibular joint: a rarity. BMJ Case Rep [Internet]. 5 sept 2013 [cité 25 oct 2015];2013. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3794170/>

78. Sarrat P, Cheynet F, Chossegros C, Orthlieb J, Philip E, Carrasset S, et al. IRMde l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) dysfonctionnelle. /data/revues/02210363/00800011/1543/ [Internet]. 20 mars 2008 [cité 9 oct 2015]; Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/en/article/122598>
79. ICRP, Rehani MM, Gupta R, Bartling S, Sharp GC, Pauwels R, et al. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. Ann ICRP. juill 2015;44(1):9-127.

Th. D. : Chir. Dent. : Lille 2 : Année 2015 – N°:

Applications du Cone Beam dans l'exploration des articulations temporo-mandibulaires

MORDACQUE Guillaume.- p. 79 : ill. 50 ; réf. 79

Domaines : Imagerie et Radiologie

Mots clés Rameau : Tomographie volumique à faisceau conique ; Dosimétrie ; Imagerie médicale – Qualité de l'image ; Articulations temporo-mandibulaires ;

Mots clés FMeSH : Tomodensitométrie volumique à faisceau conique ; Articulations temporomandibulaires ;

Résumé de la thèse

Mieux voir pour mieux comprendre et mieux soigner a toujours fait partie de la quête de la compréhension du corps humain.

Le cone beam technique d'imagerie sectionnelle en 3 dimensions est une technologie émergente en plein essor depuis seulement une quinzaine d'année.

Cette technique est promue comme étant ultra précise et très peu irradiante.

Ces arguments commerciaux ne sont pas tout à fait exacts et cette thèse s'est d'abord intéressée à ces éléments sujets à controverses.

De par le monde, cette technique devient au fur et à mesure un « gold standard » dans de nombreux domaines de l'odontostomatologie quotidienne.

Le domaine des articulations temporo-mandibulaires n'a à ce jour qu'été peu exploré par le cone beam.

Pourtant comme vous le lirez au sein de cette thèse la capacité d'exploration des tissus osseux par le cone beam, fait de cette technique un examen complémentaire de choix dans l'exploration des pathologies osseuses de l'ATM.

L'avancée de l'ère numérique et la réduction des doses en conséquence imposeront de plus en plus le cone beam à l'avenir en tant qu'outil au quotidien.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Hervé BOUTIGNY

Asseseurs : Monsieur le Professeur Thomas COLARD
Madame le Docteur Mathilde SAVIGNAT
Madame le Docteur Laure MARTIN