

Tomographie volumique à faisceau conique en imagerie dento-maxillo-faciale : indications et stratégies de prescription face aux autres techniques d'imagerie sectionnelle

Marie Dewilde

▶ **To cite this version:**

Marie Dewilde. Tomographie volumique à faisceau conique en imagerie dento-maxillo-faciale : indications et stratégies de prescription face aux autres techniques d'imagerie sectionnelle. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01932387

HAL Id: hal-01932387

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01932387

Submitted on 23 Nov 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

ACADEMIE DE NANCY- METZ

UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2016 N°9129

THESE

pour le

DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Marie DEWILDE

Née le 8 novembre 1989 à Laxou (54)

TOMOGRAPHIE VOLUMIQUE A FAISCEAU CONIQUE EN IMAGERIE DENTO-MAXILLO-FACIALE. INDICATIONS ET STRATEGIE DE PRESCRIPTION FACE AUX AUTRES TECHNIQUES D'IMAGERIE SECTIONNELLE.

Présentée et soutenue publiquement le
11 juillet 2016

Examinateurs de la thèse :

Pr J-M. MARTRETTE :	Professeur des Universités	Président du Jury
Dr V. STUTZMANN-MOBY :	Maître de Conférences des Universités	Directeur
Dr J. GUILLET-THIBAULT :	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr S. LECOCQ-TEIXEIRA :	Médecin-Radiologue	Juge

Par délibération en date du 11 décembre 1972,

la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que

les opinions émises dans les dissertations

qui lui seront présentées

doivent être considérées comme propres à

leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner

aucune approbation ni improbation.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI — Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Professeur Emérite : Pr J.P. LOUIS

Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme Mme M. Mlle Mlle M.	**DROZ Dominique (Desprez)** JAGER Stéphanie PREVOST Jacques HERNANDEZ Magali LAUVRAY Alice MERCIER Thomas		Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistante * Assistante Assistant *
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle Mlle	**FILLEUL Marie Pierryle** EGLOFF Benoît BLAISE Claire LACHAUX Marion		Professeur des Universités * Maître de Conférences * Assistante Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. Mme	**CLEMENT Céline** CAMELOT Frédéric LACZNY Emily		Maître de Conférences * Assistant * Assistante
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle Mlle	**AMBROSINI Pascal** BISSON Catherine JOSEPH David PENAUD Jacques BÖLÖNI Eszter PAOLI Nathalie		Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistante Assistante *
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	Mme M. Mlle Mlle M. Mlle M.	**GUILLET-THIBAULT Julie** BRAVETTI Pierre PHULPIN Bérengère BALZARINI Charlotte DELAITRE Bruno KICHENBRAND Charlène MASCHINO François		Maître de Conférences * Maître de Conférences Maître de Conférences * Assistante Assistant Assistante * Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M.	**YASUKAWA Kazutoyo** MARTRETTE Jean-Marc		Maître de Conférences * Professeur des Universités *
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle M.	**MORTIER Éric** AMORY Christophe BALTHAZARD Rémy ENGELS-DEUTSCH Marc BON Gautier MUNARO Perrine VINCENT Marin		Maître de Conférences * Maître de Conférences Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant Assistante Assistant *
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. Mme Mme M. M. M. Mlle	**DE MARCH Pascal** SCHOUVER Jacques VAILLANT Anne-Sophie CORNE Pascale HIRTZ Pierre LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles SIMON Doriane		Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences * Assistante * Assistant * Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mme Mme M. M.	**STRAZIELLE Catherine** MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume		Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant Associé

Souligné : *responsable de la sous-section* * temps plein

Mis à jour le 01.09.2015

REMERCIEMENTS

A notre président du jury,

Monsieur le Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Professeur des Universités-Praticien hospitalier
Doyen de la faculté d'Odontologie de Nancy
Chef de Service du CSERD de Nancy
Docteur en Sciences Pharmacologiques
Habilité à diriger des Recherches
Sous section : Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous avez fait en acceptant la présidence de cette thèse.

Veuillez trouver dans ce travail l'expression de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre juge et directeur de thèse,

Madame le Docteur Vanessa STUTZMANN-MOBY,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités
Docteur en Ingénierie Cellulaire et Tissulaire
Sous section : Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger notre travail.

Veuillez recevoir toute notre considération pour la qualité de votre enseignement dont vous avez fait preuve au cours de nos études.

Veuillez trouver ici l'expression de notre profond respect et de nos sincères remerciements.

A notre juge,

Madame le Docteur Julie GUILLET-THIBAULT

Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien interne
Ancien assistant hospitalo-universitaire
Maître de Conférences des Universités-Praticien hospitalier
Responsable de la sous section : Chirurgie Buccale, pathologie et thérapeutique, anesthésiologie et réanimation

Nous sommes sensibles à l'intérêt que vous avez porté à notre travail en acceptant d'en être le juge, avec la même gentillesse et le même dévouement que vous nous avez témoigné durant nos études.

Nous vous remercions pour votre présence, votre enseignement et vos compétences durant nos stages hospitaliers.

Veuillez retrouver dans ce travail l'expression de notre reconnaissance et de notre respect.

A notre juge,

Madame le Docteur Sophie LECOCQ-TEIXEIRA

Docteur en Médecine
DES de Radiodiagnostic et d'Imagerie Médicale
Ancienne assistante des Hôpitaux de Nancy et Chef de Clinique des Universités

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger notre travail.

Nous sommes sensibles à la gentillesse dont vous avez fait part lors de nos recherches.

Veuillez trouver ici l'expression de notre respect.

A ma famille,

A mes parents, à qui je dois tout. Je vous remercie pour votre soutient et vos conseils quotidiens. Je vous dois ma réussite. Ce travail est pour vous. Je vous aime.

A mes frères et sœurs, Jules, Gaston et Adèle, pour ce que vous êtes et ce que vous deviendrez, je suis fière de vous.

A mes grands parents, pour ce que vous m'avez apporté durant mon enfance et ce que vous continuez à m'apporter aujourd'hui. Merci à mamie Sol pour la correction des fautes d'orthographes et la lecture. Ce travail est pour toi aussi.

A ma marraine, à mes oncles et tantes, et à toute ma famille.

A mes amis,

A Caro, si j'écrivais tout ça serait aussi long que ma thèse donc je vais faire bref. Merci pour toutes ces années, pour tous tes conseils, pour ton amitié, pour tous les moments passés ensembles et pour tout ce qu'il reste à venir. Je te dois énormément pour ce que je suis devenue aujourd'hui, merci encore pour tout. Et à bat les pim'ss !

A Julien, merci de m'avoir soutenue et surtout supportée pendant toutes ces années, pour tes conseils, ta gentillesse et ton sale caractère. Tout le reste tu le sais. Et ca fait longtemps qu'on n'a pas fait un tour de tapis volant au fait !

A Cécile, ou cexyle, de nos débuts à l'orchestre jusqu'à aujourd'hui, pour nos soirées, nos looooongues discussions de filles et les aprems thé/yam's, pour tes conseils, ton écoute, et ta bonne humeur, merci infiniment. Et petite dédicasse à Citron qui m'a permis d'avancer considérablement ma thèse !

A mon God, celle là je l'aime pas, de l'eau a coulé depuis. Une vraie amie a qui on peut tout dire et tout demander. Je te fais même un bisou c'est pour dire. Merci pour tout et merci de m'avoir tenu les cheveux ! Et à l'aide pour le MISE EN PAGE !!

A Kev1, même Kevin je n'arrive pas à l'écrire. J'aurais bien mis un screen de nos conversations messenger mais beaucoup ne comprennent pas.. Merci pour tous ces moments, plus improbables les uns que les autres « ah ben c'est fermé » « non mais en fait il faut escalader ». Petite dédicasse à la C2buene et à bientôt à panam' pour faire les stars !

A Guit's, ou guipopim's, pour la P1, la colloc, et tout le reste. Beeez.

A Mathieu, parce que on a toujours su conserver notre amitié, à tous ces souvenirs au judo, à notre enfance. Et je t'en dois toujours une !

A Romain, ou romisch la quiche, pour les soirées qui durent jusqu'à l'aube, un anniv' hors normes.

A Pierre, souviens toi qu’il y a une demie pastèque en jeu.

A mes amis de la fac,

A Thomas, ou Tomtom, mais je préfère encore Debabouelle. Dès le premier jour j'ai été impressionnée par ta réactivité face aux attaques impromptues de souflettes, ô combien dangereuses. Bon c'est pas en cours qu'on a fait connaissance, on ne va pas le cacher, mais plutôt pendant nos longues aprem à rien faire. Et y'en a eu un paquet ! A tous nos fous rires, nos discussions, nos soirées (pour celles dont on se souvient). Un grand merci pour tout. Et j'attends toujours le snickers ! (« j'avais trop faim je l'ai mangé »)

A Sarah, à ma Sarah, pour toutes nos soirées, nos cafés avant les cours, nos goûters (ou brunch), nos discussions, nos rigolades et tout le reste depuis maintenant 7ans ! Merci pour tout, et pour tout ce qui reste à venir.

A Isa, comme tu l'as dit, les non-rattrapages de D2 m'ont permis de mieux te connaître, et la suite a été rapide entre les vacances, merci mercy, maintenant l'appart, balduimoche. Merci pour ton écoute dans les moments difficiles et pour tous les souvenirs, en espèrant qu'il y en ait beaucoup d'autres.

A Moux®, depuis la P2 on s'est mis d'accord sur une chose : le gras c'est la vie. Et ça l'est toujours d'ailleurs. En étant d'accord là dessus, on ne pouvait que bien s'entendre. Je repense aux soirées, aux restos, aux glaces Amorino et au reste. Merci pour ces moments.

A Lise, à nos petites sorties, balades, soirées, et discussions. J'ai découvert une vraie amie sur qui on peut compter.

A Timon, A Cécile, A Flora, A Pierre F, A Pierre W, A Pierre T, A Mush, A Michou, A Toufic, A Alex, A Val, A Fiqus, A Antho, A Guigui, A Julia, A Paul, et à tous ceux que j'ai rencontré pendant mes études.

A tous ceux qui m'ont aidé tout au long de mes études et pour l'écriture de ce travail,

Au service d'imagerie de l'hôpital central, au Professeur Blum et au Docteur Lecocq, je vous remercie pour votre accueil et de m'avoir fourni des images pour illustrer mon travail.

Au Docteur Hodez, au cabinet d'imagerie 125 rue saint dizier à Nancy, pour votre soutien dans mon travail, le temps que vous m'avez accordé, les images que vous m'avez fournies, vos connaissances, vos conseils et votre gentillesse, je vous remercie infiniment et vous souhaite une bonne retraite.

A Eszter, pour l'expérience enrichissante que j'ai eu en travaillant à tes côtés pendant un an, pour tes conseils et ta gentillesse, pour les services rendus, un grand merci !

Au Docteur Bigot, pour tout ce que vous m'avez appris pendant plus d'une année dans votre cabinet, votre expérience et vos conseils m'ont aidé à avancer, merci pour tout. Et bonne retraite, bien méritée !

A Sofia, pour ton écoute et ton aide au cabinet, et pour ton amitié en dehors, j'ai découvert une amie.

A Etienne, de m'avoir supportée durant le stage actif, pour tes conseils, et pour ta bonne humeur, merci !

SOMMAIRE

1. De la découverte des rayons X aux techniques d'imagerie sectionnelle actuelles

- **1.1. Définition, historique et radioprotection**
- **1.2. Le scanner à rayons X**
- **1.3. Le Cone Beam Computed Tomography (CBCT)**
- **1.4. L'Imagerie par Résonnance Magnétique (IRM)**
- **1.5. Tableau récapitulatif**

2. Imagerie dento-maxillo-faciale et indications

- **2.1. Imagerie dentaire et investigation des arcades**
- **2.2. Imagerie osseuse**
- **2.3. Imagerie sinusienne**
- **2.4. Imagerie articulaire**
- **2.5. Traumatologie**
- **2.6. Tableau récapitulatif**

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Tube de Coolidge ……..22
Figure 2 : Production des rayons X par rayonnements de freinage (A), ou rayonnements de fluorescence (B)……23
Figure 3 : Tube de Crookes alimenté par une bobine de Ruhmkorff……...24
Figure 4 : Radiographie de la main d'Anna-Bertha Röntgen ……25
Figure 5 : Radiographie des molaires d'Otto Walkhoff ……...25
Figure 6 : Acquisition de l'image scanner ……30
Figure 7 : Collimation primaire et collimation secondaire …… ……..32
Figure 8 : Principe du détecteur solide ……33
Figure 9 : Comparaison du système de détection en scanner monocoupe et multicoupe …… ……34
Figure 10 : Effet de cône …… ……35
Figure 11 : Conséquence de l'obliquité des rayons sur l'activation des détecteurs .. 35
Figure 12 : Les trois systèmes de détecteurs …… ……..36
Figure 13 : Exemple de combinaison de détecteurs en fonction de l'épaisseur de coupe désirée ……37
Figure 14 : Différents types de pitch de collimation …… 39
Figure 15 : Echelle des densités de Hounsfield …….. 40
Figure 16 : Projection des données d'une hélice en scanner hélicoïdal monocoupe.42
Figure 17 : Réaction d'annihilation ……..……..…… 43
Figure 18 : Principe de détéction en coïncidence de la caméra TEP …….. 44
Figure 19 : TEP-scan ……... 45
Figure 20 : Variation de la forme du faisceau en fonction des techniques : d'imagerie faisceau en éventail du scanner (A) et faisceau conique du CBCT (B)… 47
Figure 21 : Distorsion provoquée par l'amplificateur de brillance, avant et après correction ……... 49
Figure 22 : Différentes tailles de capteurs plan ……... 50
Figure 23 : Passage du pixel au voxel …….. 51
Figure 24 : Différentes tailles de champs d'exploration représentés par des cylindres virtuels …… 53
Figure 25 : Visualisation 2D des données volumiques CBCT dans les trois plans orthogonaux …….. 54
Figure 26 : Représentation du moment cinétique $\vec{S}$ et du moment magnétique $\vec{\mu}$ du proton …… 57
Figure 27 : Exemple d'équilibre avec 4 protons en surnombre ……59
Figure 28 : Effet des impulsions de radiofréquence sur le vecteur d'aimantation M.. 60
Figure 29 : La mise en phase des spins fait apparaître un vecteur d'aimantation transversal …… 61
Figure 30 : Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence …… 64

Figure 31 : Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence ……65
Figure 32 : La pondération en densité de protons d'une séquence est obtenue avec un TR long et un TE court ……...66
Figure 33 : Cliché rétro-alvéolaire, visualisation d'une lègere lésion périapicale …...71
Figure 34 : Visualisation de cette même lésion endo-parodontale en imagerie CBCT ……..71
Figure 35 : Bilan parodontal d'une parodontite agressive en imagerie CBCT…….72
Figure 36 : Lésion périapicale dûe à un défaut d'obturation du deuxième canal mésio vestibulaire de 26 en imagerie CBCT ……74
Figure 37 : Visualisation d'une lésion périapicale en imagerie scanner ……..75
Figure 38 : Visulation dans les 3 plans de l'espace d'une 3ème molaire mandibulaire incluse en imagerie CBCT ……..76
Figure 39 : Dentascan™ en coupes horizontales (A) et verticales (B) en imagerie scanner ……...80
Figure 40 : Prévisualisation d'implants mandibulaires en vue d'une réhabilitation complète de la mandibule (A et B) et radiographie après pose des implants (C) en imagerie CBCT ……..81
Figure 41 : Kyste périapical sur 41 en imagerie CBCT ……..83
Figure 42 : Kyste dentigère visualisé dans les 3 directions et en 3 dimensions en imagerie CBCT ……..84
Figure 43 : Visualisation d'un améloblastome dans les 3 plans de l'espace en imagerie CBCT ……..85
Figure 44 : Améloblastome en imagerie scanner ……86
Figure 45 : Ostéosarcome ostéogénique en imagerie CBCT ……87
Figure 46 : Ostéosarcome ostéogénique en imagerie scanner, « fenêtre osseuse » 88
Figure 47 : Métastase ostéolytique au niveau de la branche mandibulaire et du condyle d'un cancer du rein opéré un an auparavant en imagerie CBCT …… .89
Figure 48 : Métastase ostéolytique mandibulaire consécutive à un cancer du sein non diagnostiqué en imagerie scanner ……90
Figure 49 : Maladie de Kahler, lésions ostéolytiques observées dans les trois dimensions en imagerie CBCT ……..91
Figure 50 : Tumeur de langue mobile et adénopathies en imagerie scanner (A) et en imagerie TEP-SCAN (B) ……..92
Figure 51 : Ostéoradionécrose suite à un traitement par radiothérapie sur une tumeur parotidienne en imagerie CBCT ……..93
Figure 52 : Ostéoradionécrose en imagerie scanner suite à un traitement par radiothérapie pour myélome ……94
Figure 53 : Ostéochimionécrose consécutive à la prise de biphosphonates en imagerie CBCT (Zometa®) …….. ……96
Figure 54 : Sinusite dûe à une lésion périapicale sur 28 en imagerie CBCT ……..98
Figure 55 : Aspergillome dû à un dépassement du ciment d'obturation d'un canal dentaire en imagerie CBCT ……..100
Figure 56 : Imagerie scanner du massif facial en coupe coronale montrant un processus de densité tissulaire dû à un aspergillome sur pâte dentaire……101

Figure 57 : Sinusite aspergillaire en imagerie IRM séquence T1 (A) et séquence T2 (B) ……102
Figure 58 : Sinusite fongique érosive en imagerie IRM, séquence T1 Fat Sat Gado, coupe axiale (A) et en séquence T2 Fat Sat, coupe frontale (B) ……103
Figure 59 : Sinusite sphénoïdale droite en imagerie scanner, « fenêtre osseuse ».105
Figure 60 : Surfaces articulaires en imagerie scanner (a) et en imagerie CBCT (b) ……...107
Figure 61 : Arthrose des ATM en imagerie CBCT ……108
Figure 62 : ATM en vue frontale en imagerie IRM séquence T1 ……109
Figure 63 : ATM en vue sagittale en imagerie IRM séquence T2 ……..110
Figure 64 : Luxation discale réductible BO (A) et BF (B) en imagerie IRM ……..112
Figure 65 : Fracture du plancher de l'orbite droite en imagerie CBCT……...113
Figure 66 : Fracture du plancher de l'orbite avec invagnation du muscle « droit inférieur » gauche en imagerie scanner ……114

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Tableau récapituatif des principales caractéristiques du scanner, cone beam et IRM ……..69
Tableau 2 : Tableau récapitulatif des examens radiologiques en fonction du type de pathologie …….115

LISTE DES ABREVIATIONS

CBCT : *Cone Beam Computed Tomography.*

ICPR : *International Comission of Radiological Protection.*

UNSCAR : *United Nations Scientific Commitee on the Effects of Atomic Radiation.*

BEIR : *Commitee on the Biological Effects of Inizing Radiations*.

AIEA : Agence Internationale de l'Energie Atomique.

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire.

DGSNR : Direction générale de Sureté Nucléaire et de la Radioprotection.

EMI : *Electronical Musical Instrumental.*

TDM : Tomodensitométrie.

DAS : *Data Acquisition System*.

TEP-Scan : Tomodensitométrie par Emission de Positons.

CCD : *Charge Coupled Device*.

DICOM : *Digital Imaging and Communication Medicine*.

IRM : Imagerie par Raisonnace Magnétique.

TE : Temps d'écho.

TR : Temps de répétition.

HAS : Haute Autorité de Santé.

OPT : Orthopantomogramme.

EAO : *European Association for Ostheointegration*.

ALARA : *As Low As Responsability Achievable*.

FOV : *Field Of View*.

DAM : Dysfonctionnement de l'Appareil Manducateur.

ATM : Articulation Temporo-Mandibulaire.

BO : Bouche Ouverte.

BF : Bouche Fermée.

INTRODUCTION

INTRODUCTION

Depuis la découverte des rayons X le 8 novembre 1895 par le physicien allemand W.C.Röntgen et la mise en place de l'imagerie conventionnelle, l'étude et le diagnostic des pathologies dento-maxillo-faciales ont été largement facilités.

Grâce aux avancées technologiques et informatiques, le premier appareil permettant de réaliser de l'imagerie en coupes fut mis au point en 1972 : ce fut la naissance du scanner à rayons X. Dès lors, les techniques d'imagerie sectionnelle ne cessèrent de se développer, avec l'apparition de l'IRM notamment et également avec la découverte, il y a une vingtaine d'années, d'une technique très prometteuse, uniquement dédiée à la sphère cranio-faciale : la tomographie à faisceau conique.

L'imagerie sectionnelle permet de discriminer, coupe par coupe, les différentes structures anatomiques contrairement à l'imagerie conventionnelle et tient aujourd'hui une place importante dans le diagnostic des pathologies dento-maxillo-faciales.

La constante évolution de ces techniques ainsi que le manque d'information et de connaissance des praticiens conduisent parfois à des erreurs de prescriptions de ces examens. Ces trois techniques présentent des caractéristiques et des avantages qui leur sont propres et qu'il est essentiel de connaître afin de prescrire l'examen volumique adapté en fonction du tableau clinique auquel on fait face.

Nous allons donc dans un premier temps envisager les principes de ces techniques et leurs spécificités puis nous nous intéresserons aux indications et aux applications en imagerie dento-maxillo-faciale.

1. De la découverte des rayons X aux techniques d'imagerie sectionnelle actuelles

1.1. Définition, historique et radioprotection

1.1.1. Qu'est ce qu'un rayon X ? [46] [51] [20]

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques comme la lumière visible, les infrarouges, les ultraviolets, les ondes radio, les micro-ondes ou encore les rayons gamma.

Les ondes électromagnétiques sont classées et nommées en fonction de leur domaine de fréquence. Ainsi les rayons X ont une fréquence allant de 10^{16} à 10^{20} Hz et une longeur d'onde de l'ordre de 10^{-1} à 10^{-3} nm.

En imagerie médicale, les rayons X sont produits dans un tube de Coolidge (figure 1). C'est un tube à vide comprenant un filament de tungstène au niveau de la cathode et une cible métallique en tungstène également au niveau de l'anode. La cathode est chauffée par un courant électrique et va émettre des électrons qui seront accélérés par une différence de potentiel élevée en direction de l'anode.

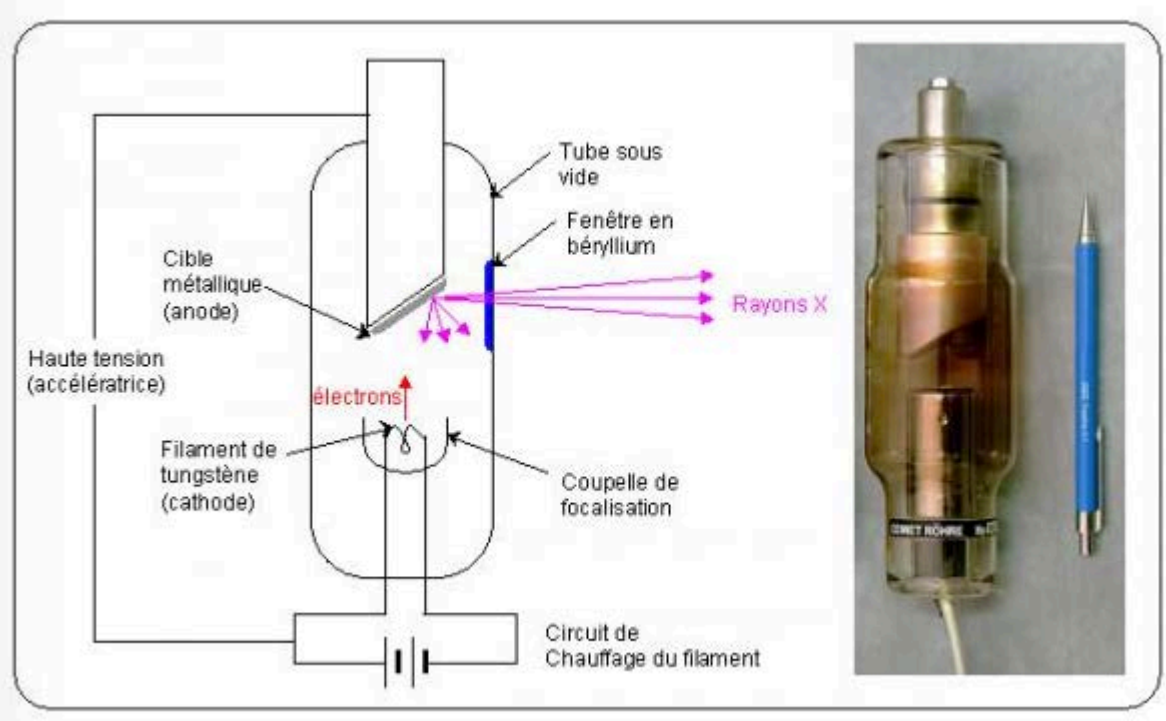


Figure 1 : Tube de Coolidge [46]

Le tube à rayons X a un très faible rendement: seulement 1% de l'énergie cinétique perdue par les électrons incidents sera convertie en rayons X, les 99% restants seront dégagés sous forme de chaleur. Le bombardement de la cible par les électrons incidents va donc produire principalement de la chaleur mais également des rayons X selon deux mécanismes (figure 2) :

- les rayonnements de freinage ou *Bremsstrahlung* : le plus souvent l'électron incident s'approche du noyau de l'atome et va être dévié dans sa trajectoire du fait de la charge positive du noyau. L'électron est donc ralenti et l'énergie de freinage est dégagée sous forme d'un rayon X.
- les rayonnements de fluorescence : l'électron incident expulse un électron de l'atome. Le réarrangement électronique qui en découle produira un rayon X. Ce rayonnement contribue seulement à une petite proportion de la production des rayons X.

A B

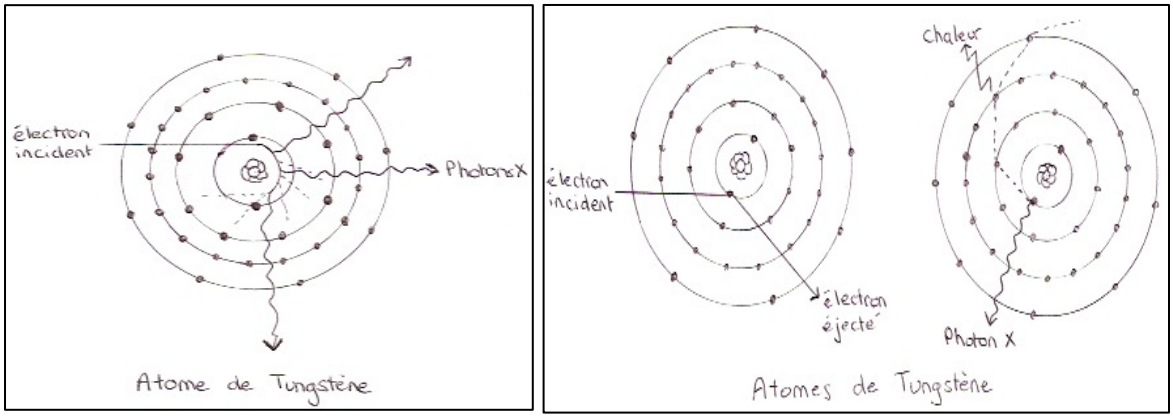


Figure 2 : Production des rayons X par rayonnements de freinage (A), ou rayonnements de fluorescence (B) (d'après [51])

La tension conditionne la qualité du faisceau de rayons X (énergie des photons élevée), tandis que l'ampérage conditionne la quantité de rayons X émis.

L'imagerie médicale utilisant les rayons X n'aurait pas pu voir le jour sans la découverte de ces rayons par W.C.Röntgen.

1.1.2. La révélation de W.C. Röntgen [42] [32] [14]

Le 8 novembre 1895, le physicien allemand Wihlem Conrad Röntgen, alors âgé de 50 ans, observa qu'en recouvrant un tube de Crookes (figure 3) d'un cache en carton noir, donc hermétique à la lumière, et en plaçant un écran en platino-cyanure de baryum (substance fluorescente sensible à la lumière visible) derrière le tube, ce dernier devenait fluorescent.



Figure 3 : Tube de Crookes alimenté par une bobine de Ruhmkorff [42]

Ce même phénomène se répéta en augmentant la distance entre le tube et l'écran jusqu'à 2 mètres, or à cette distance il savait que la fluorescence ne pouvait pas être due aux rayons cathodiques. Il intercala alors des objets entre le tube et la plaque fluorescente comme du papier, de l'aluminium ou encore du bois et constata que la fluorescence était toujours présente lors de la mise en tension du tube, mais qu'elle disparaîssait avec une fine feuille de plomb ou de platine. Il en conclut alors qu'il existait un rayonnement différent de celui émis par la cathode, très pénétrant car il pouvait traverser la matière, et que l'absorption des rayons augmentait avec la masse atomique des atomes absorbants.

Röntgen venait de découvrir les rayons qu'il nomma X en référence à l'inconnue en mathématiques. Le premier cliché fut celui de la main de son épouse Bertha, dont l'exposition dura plus de 20 minutes (figure 4).

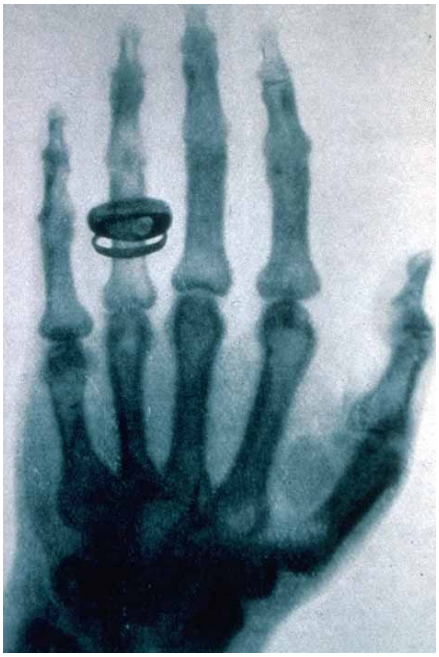


Figure 4 : Radiographie de la main d'Anna-Bertha Röntgen [42]

Le 28 décembre 1895, il publia un article intitulé : « A propos d'une nouvelle sorte de rayons » dans le bulletin de la Société physico-chimique de Würzburg, duquel on put tirer plusieurs conclusions : les rayons X sont absorbés et diffusés par la matière et ils impressionnent la plaque photographique. Cette découverte révolutionnera le monde du diagnostic médical et lui vaudra le prix Nobel de physique en 1901. Dix-sept jours après la première publication de Röntgen, Otto Walkhoff, dentiste de profession, décida de prendre une radiographie de ses propres molaires (figure 5), avec l'aide du physicien Fritz Giesel. Les différents tissus dentaires ne sont pas différenciés, seule l'ombre des dents et des mâchoires est perceptible.

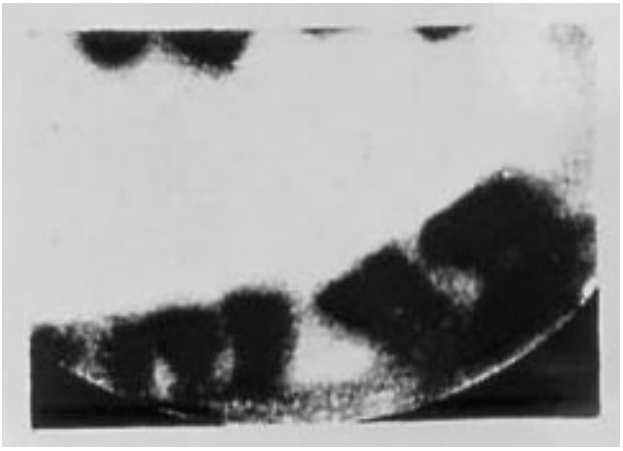


Figure 5 : Radiographie des molaires d'Otto Walkhoff [14]

Cette découverte aura de nombreuses applications dans le domaine médical, l'usage des rayons X se répandit dans le monde entier dès 1896. La première installation radioscopique vit le jour en France en 1897 à l'hôpital Tenon, où le Dr Beclère, pédiatre renommé et véritable père de la radiologie en France, fit des radiographies des poumons et du thorax afin de détecter la tuberculose.

Cependant, les temps d'exposition étaient alors longs, les doses élevées ce qui conduisit à des complications allant de simples brûlures jusqu'à la mort des personnes trop souvent exposées. L'utilisation des rayons X dans les foires, les magasins (des clichés étaient pris par exemple pour connaître la bonne adaptation d'une chaussure au pied d'un client) se répandit. Leurs utilisateurs ignoraient totalement les conséquences de l'exposition aux rayonnements. Il ne fallut pas beaucoup de temps pour qu'un lien causal soit établit entre irradiation et effets secondaires ; le premier congrès international de radiologie eut lieu en 1925, réunissant de grands scientifiques et émit des recommandations sur l'utilisation des rayonnements ionisants. Des mesures de radioprotection se mirent alors progressivement en place.

1.1.3. Radioprotection et réglementation [28] [32]

Depuis le 30 juin 1997, la radioprotection est devenue une obligation légale par la directive européenne 97/43/Euratom relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors des expositions à des fins médicales.

Au niveau de législation française, c'est l'ordonnance 2001-270 du 28 mars 2001 et le décret n°2003-270 du 24 mars 2003 qui transposent en partie cette directive et qui rend obligatoire pour les praticiens demandant ou réalisant des examens utilisant les rayonnements ionisants l'application de deux principes fondamentaux à savoir la justification des actes et l'optimisation des pratiques.

Par ailleurs, le code de la santé publique (article R1333-66) précise que « tout acte radiologique doit donner lieu à un compte-rendu qui, outre l'interprétation, reprend les éléments justifiant l'acte radiologique, les paramètres d'optimisation de l'exposition retenus et les informations utiles à l'estimation de la dose reçue par le patient ».

1.1.3.1. Justification des actes

La justification consiste au choix argumenté de l'indication clinique et de la technique d'imagerie utilisée, c'est la base de la protection des patients et ce même si les risques individuels découlant de la radiographie diagnostique bucco-dentaire sont faibles.

Toute exposition doit donner lieu à une analyse préalable de façon à évaluer la balance « bénéfice-risque » : l'avantage médical doit être supérieur au risque que l'utilisation des rayonnements ionisants peut entraîner, et dans la mesure où aucune autre technique d'efficacité comparable, comportant de moindres risques, n'est disponible.

L'anamnèse, l'examen clinique complet ainsi que la collecte des anciens examens du patient permettent d'éviter la prise de clichés superflus et diminuent ainsi l'exposition des patients.

1.1.3.2. Optimisation

Le principe d'optimisation se traduit par une maintenance et un contrôle régulier des appareils, le choix adéquat des récepteurs, l'utilisation des paramètres techniques les moins élevés (tension, ampérage et champ d'exploration) et compatibles avec la qualité d'image recherchée, ainsi que la collimation du faisceau.

Toutes ces recommandations permettent d'optimiser les doses délivrées aux patients, à noter que l'utilisation de tablier de plomb et de collier cervical pour protéger l'individu s'impose.

1.1.3.3. Formation à la radioprotection

La formation de tous les professionnels de santé concernés par la radioprotection est désormais rendue obligatoire.

L'article 1333-11 al.1 et 2 du code de la santé précise que « Les professionnels pratiquant des actes de radiodiagnostic, de radiothérapie, ou de médecine nucléaire à des fins de diagnostic, de traitement ou de recherche biomédicale exposant les personnes à des rayonnements ionisants et les professionnels participant à la réalisation de ces actes, à la maintenance et au contrôle de qualité des dispositifs médicaux doivent bénéficier, dans leur domaine de compétence, d'une formation théorique et pratique, initiale et continue, relative à la

protection des personnes exposées à des fins médicales relevant, s'il y a lieu, des dispositions de l'article l ; 900-2 du code du travail »

Un certificat de validation leur est remis, il est demandé lors du contrôle des installations, et doit être renouvelé tous les 10 ans.

1.1.3.4. Organismes internationaux et français

Suite au deuxième Congrès International de radiologie à Stockholm, en 1928, l'ICPR (*International Commission of Radiological Protection)* ou Commission internationale de protection radiologique (CIPR), composée d'experts indépendants de plusieurs pays fut créée. Elle publie encore aujourd'hui des recommandations suivant l'évolution des connaissances et certaines directives Euratom résultent de ces recommandations.

L'Euratom, qui est l'organisme européen chargé de la radioprotection, dépend du Conseil des Communautés européennes et peut prendre des décisions qui s'appliquent obligatoirement aux pays membres. Ainsi les diréctives Euratom 96/29 et 97/43 ont été promulguées pour définir les bases de la radioprotection des travailleurs, de la population et de la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors des expositions à des fins médicales.

Suite aux événements survenus à Hiroshima et Nagasaki, l'UNSCAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*), le BEIR (*Commitee on the Biological Effects of Ionizing Radiations*), l'AIEA (l'Agence Internationale de l'Energie Atomique) ont été crées.

L'IRSN (Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire) participe à la recherche et aux expertises internationales, à l'élaboration, au recueil des niveaux de référence, ainsi qu'à la conservation des résultats de dosimétrie des travailleurs. La DGSNR (Direction Générale de Sûreté Nucléaire et de la Radioprotection) assure quant à elle la sûreté nucléaire et la radioprotection du public, des travailleurs et de l'environnement, sous l'autorité des ministres de l'environnement, de la santé et de l'industrie. Ce sont les deux principaux organismes français.

1.2. Le scanner à rayons X [12] [14] [40] [13] [2]

1.2.1. Historique [13]

Au début des années 1970, Godfrey Newbold Hounsfield, chercheur et ingénieur dans la société britannique EMI (*Electronical Muscial Instrumental*) imagina qu'il était possible de connaître le contenu d'un objet en trois dimensions à partir de plusieurs clichés radiologiques, pris dans des angles différents. Cette idée reposait sur le theorème de Radon, qui démontrait comment on pouvait reconstruire une image en trois dimensions à partir de plusieurs projections en deux dimensions enregistrées en tournant autour de l'objet.

En 1972, il développa le premier scanner qui couplait un tube à rayons X à un détecteur unique et qui, grâce à l'outil informatique permettait de reconstruire une image numérique, en coupes.

Les premières images obtenues furent celles du cerveau et permirent de mettre en évidence les différents ventricules. Cette découverte lui valut le prix Nobel de médécine en 1979.

A l'origine, l'exploration comportait une translation de la table puis une rotation du tube. Dans les années 1990, est apparue la technique de rotation continue (scanner dit « hélicoïdal ») ce qui améliora considérablement le temps d'acquisition, le système tube-détecteurs tournant de façon continue pendant le déplacement du lit. On a ensuite multiplié le nombre de rangées de détecteurs pour aboutir au scanner multirangées ce qui permis d'acquérir plusieurs coupes simultanément. Aujourd'hui il existe des appareils contenant jusqu'à 320 rangées (c'est à dire permettant d'obtenir 320 coupes en une seule rotation) mais la majorité des scanners utilisés contiennent entre 16 et 128 rangées. [2]

La TDM (tomodensitométrie) est aujourd'hui fréquemment utilisée en médecine pour le diagnostic des pathologies car elle permet de reconstruire informatiquement un volume en coupes très fines et contrastées.

1.2.2. Principe de fonctionnement

Le scanner est une chaîne radiologique constituée d'un générateur à rayons X, d'un tube et d'une série de détécteurs. Le patient est placé sur une table qui avance dans le sens longitudinal pendant que le tube et les récépteurs tournent autour de lui (figure 6). Le principe repose sur la mesure de l'atténuation des faisceaux de rayons X qui traversent un segment du corps, ce qui engendre une série de données, obtenues à des angles de rotation différents, qui seront transformées en signal électrique et envoyées à une base informatique. Le logiciel va alors les analyser, et reconstruire une image.

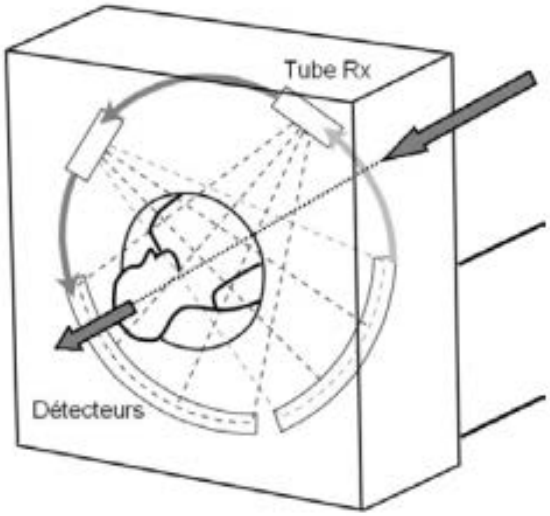


Figure 6 : Acquisition de l'image scanner [12]

1.2.2.1. Le générateur à rayons X

Le générateur à rayons X alimente le tube et délivre une tension continue (80 à 140 kV) ainsi qu'un ampérage constant (10 à 500 mA) ce qui lui donne une puissance totale de 50 à 60 kW. Cette énergie est nécessaire à l'accélération des électrons dans le tube à rayons X. Les générateurs sont dits « à tension constante » pour assurer un flux énergétique quasi constant, invariabilité essentielle car elle conditionne la valeur du coefficient d'atténuation mesuré.

1.2.2.2. Le tube

Le tube génère un faisceau de rayons X, qui va être atténué par les tissus qu'il traverse en fonction de leur densité. La valeur de l'atténuation est obtenue par

soustraction entre l'intensité du faisceau de rayons X avant et après la traversée de l'objet. L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les structures traversées et constitue donc une valeur moyenne.

Les tubes vont être extrêmement performants car ils doivent être capables d'absorber de fortes contraintes thermiques. En effet, la rotation rapide des tubes (0,5 secondes pour un tour complet) va entraîner un échauffement important de ceux-ci. Ils exigent donc d'utiliser une anode tournante, à foyer fin. De plus, ils doivent supporter les contraintes mécaniques de la force centrifuge. La tendance actuelle avec les scanners multicoupes est de diminuer la distance foyer/détecteurs pour limiter les contraintes mécaniques et préserver une réserve de puissance du tube. Ils sont généralement garantis pour 35000 coupes à cause de leur fragilité.
Depuis quelques années, les scanner bi-tubes se sont développés. Ils sont constitués de deux tubes à rayons X et de deux couronnes de détecteurs. A chaque rotation, deux images sont ainsi obtenues. Ils permettent de réduire le temps d'examen et la dose de rayonnements [36].

1.2.2.3. Le filtrage

Le filtrage est assuré par une lame métallique. Il permet d'arrêter les rayons sans intérêts et de durcir ainsi le faisceau de rayons X. En plus de ce filtre « plat », on trouve dans les scanners d'aujourd'hui un deuxième filtre dit en « papillon », plus épais au centre qu'en périphérie pour compenser les variations d'épaisseur du volume traversé, qui est plus important au centre.

1.2.2.4. Les collimations (figure 7)

1.2.2.4.1. La collimation primaire

La collimation primaire s'effectue après le filtrage. En scanner monocoupe, elle calibre le faisceau de rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe désirée, définit l'ouverture de celui-ci, qui peut varier de 40 à 50 degrés ainsi que sa largeur, de 1 à 10 mm. Elle est obtenue par des fentes fixes préformées dans du plomb. En scanner multicoupes, elle détermine le nombre et la largeur des rangées utilisées à l'acquisition.

1.2.2.4.2. La collimation secondaire

Le collimateur secondaire est placé avant la chaîne de détecteurs et doit être parfaitement aligné avec le foyer et le collimateur primaire. Il permet de limiter les rayonnements diffusés par l'objet et parvenant au détecteur, responsables de la dégradation du contraste.

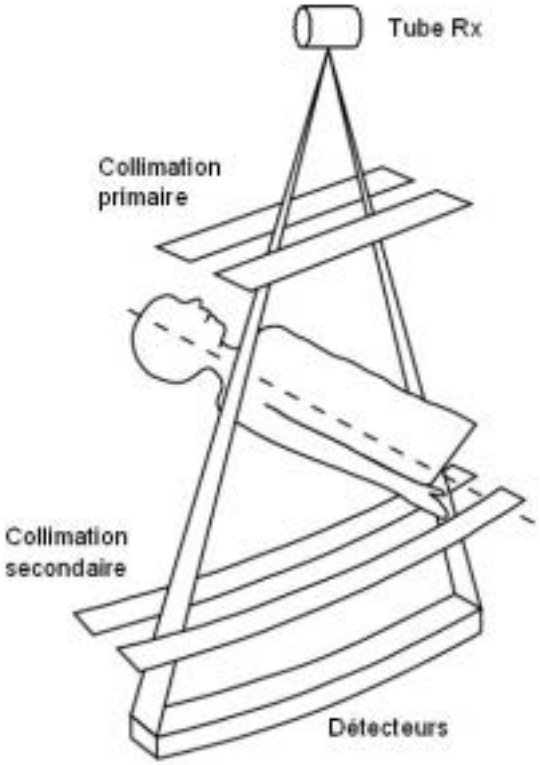


Figure 7 : Collimation primaire et collimation secondaire [12]

1.2.2.5. Les détecteurs

Ils transforment les photons X en signal électrique et présentent des caractéristiques essentielles qui sont :

- l'efficacité globale de détection qui représente le produit entre l'efficacité du détecteur (rapport entre le nombre de photons absorbés par le détecteur et le nombre de photons incidents) et l'efficacité géométrique qui dépend de la dimension des cellules des détecteurs et du collimateur secondaire.

- la précision et la stabilité différentielle des cellules : l'efficacité de détection de chaque cellule doit être constante en fonction de l'énergie et de la fluence énergétique.

1.2.2.5.1. Les types de détecteurs

Deux types de détecteurs sont disponibles :

- Les détecteurs à gaz

Il s'agit d'une chambre à ionisation contenant du xénon sous pression. L'efficacité de détection est de l'ordre de 50 à 60%, ce qui est faible.

- Les détecteurs solides ou semi-conducteurs (figure 8)

Ils sont composés d'un petit cristal scintillant associé à une photodiode. Le scintillateur transforme les rayons X en photons lumineux puis la photodiode les transforme en signal électrique. L'efficacité de détection est proche de 100% ce qui explique leur utlisation dans la plupart des scanners actuels. Les dimensions d'un détecteur sont d'environ 2 mm d'épaisseur, 20 mm de largeur et 2 mm de profondeur. Ils sont espacés de 0,3 à 0,6 mm.

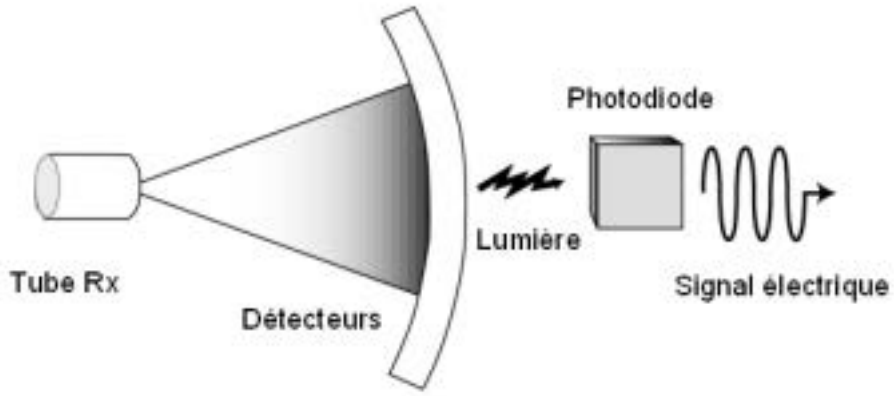


Figure 8 : Principe du détecteur solide [12]

Les scanners monocoupe comportent dans l'axe z (axe du patient) une seule couronne de détecteurs. De 500 à 900 détecteurs sont disposés dans l'axe x (figure 9) en éventail. Ils permettent l'acquisition d'une seule coupe par rotation.

Les scanners multicoupes permettent d'acquérir plusieurs coupes par rotation et comportent de multiples couronnes de détecteurs dans l'axe z. Ainsi, si un scanner monocoupe possède par exemple une couronne avec 900 éléments répartis dans l'axe X, le scanner multicoupe équivalent, dans le cas de 16 couronnes de détecteurs dans l'axe Z possédera une matrice de 900x16 soit 14400 éléments. Une

coupe peut être obtenue par une couronne ou par la combinaison des signaux de plusieurs couronnes de détecteurs adjacents.

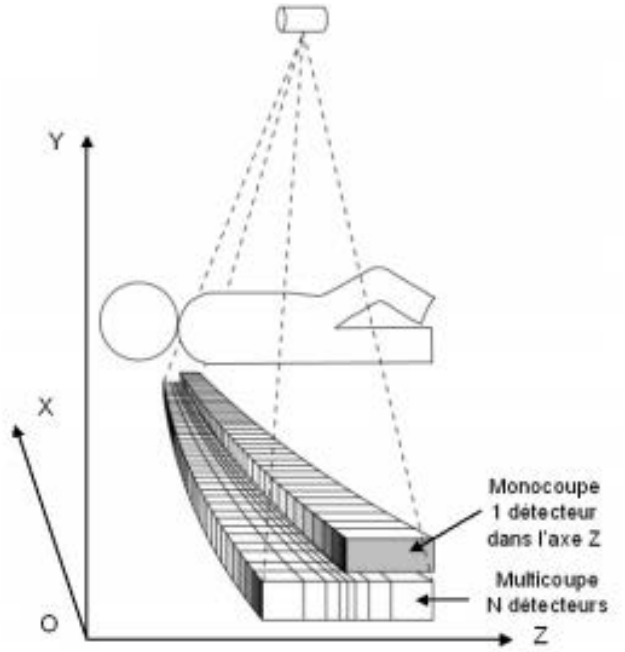


Figure 9 : Comparaison du système de détection en scanner monocoupe et multicoupe [12]

1.2.2.5.2. L'effet de cône

Le principal facteur limitant le nombre de coupes par rotation est l'artéfact de cône. En effet, sur les scanners multicoupes, la projection du faisceau de rayons X représente un cône dans l'axe du patient. Les rangées de détecteurs centrales sont atteintes perpendiculairement tandis que les rangées périphériques sont atteintes obliquement, ce qui dégrade la qualité de l'image (figure 10). En effet, la largeur du volume traversé par le faisceau de rayons X est alors plus importante que la largeur du détecteur.

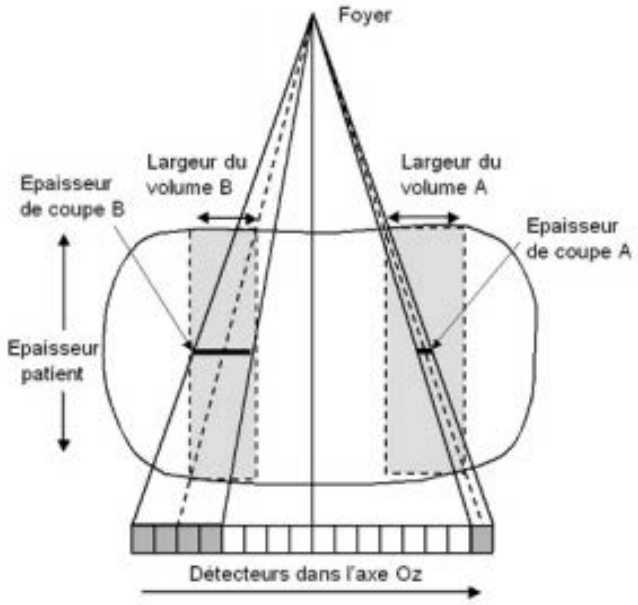


Figure 10 : Effet de cône [12]

Cette obliquité entraîne également une diminution de la sensibilité des détecteurs (figure 11).

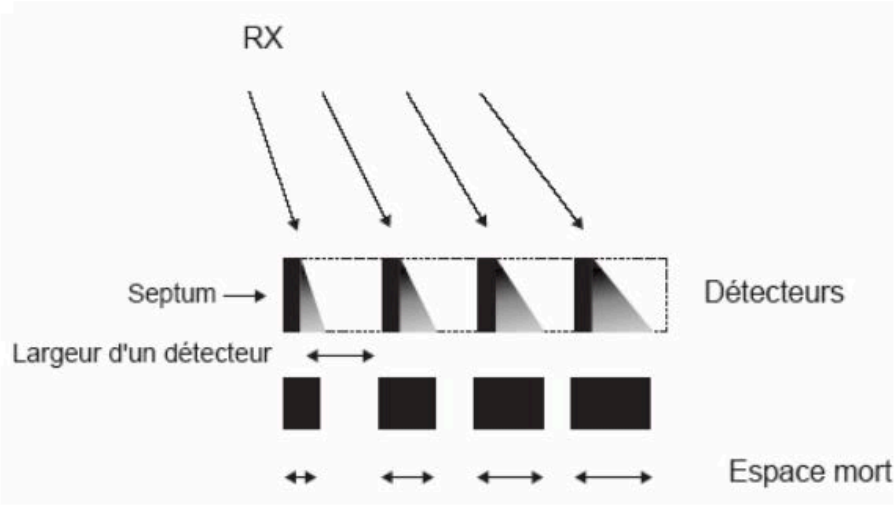


Figure 11 : Conséquence de l'obliquité des rayons sur l'activation des détecteurs [12]

1.2.2.5.3. Les système de détection

Il existe trois types de systèmes de détecteurs (figure 12), variant en fonction des fabricants et du nombre de coupes simultanées possibles : les détecteurs symétriques, les détecteurs asymétriques et les détecteurs hybrides.

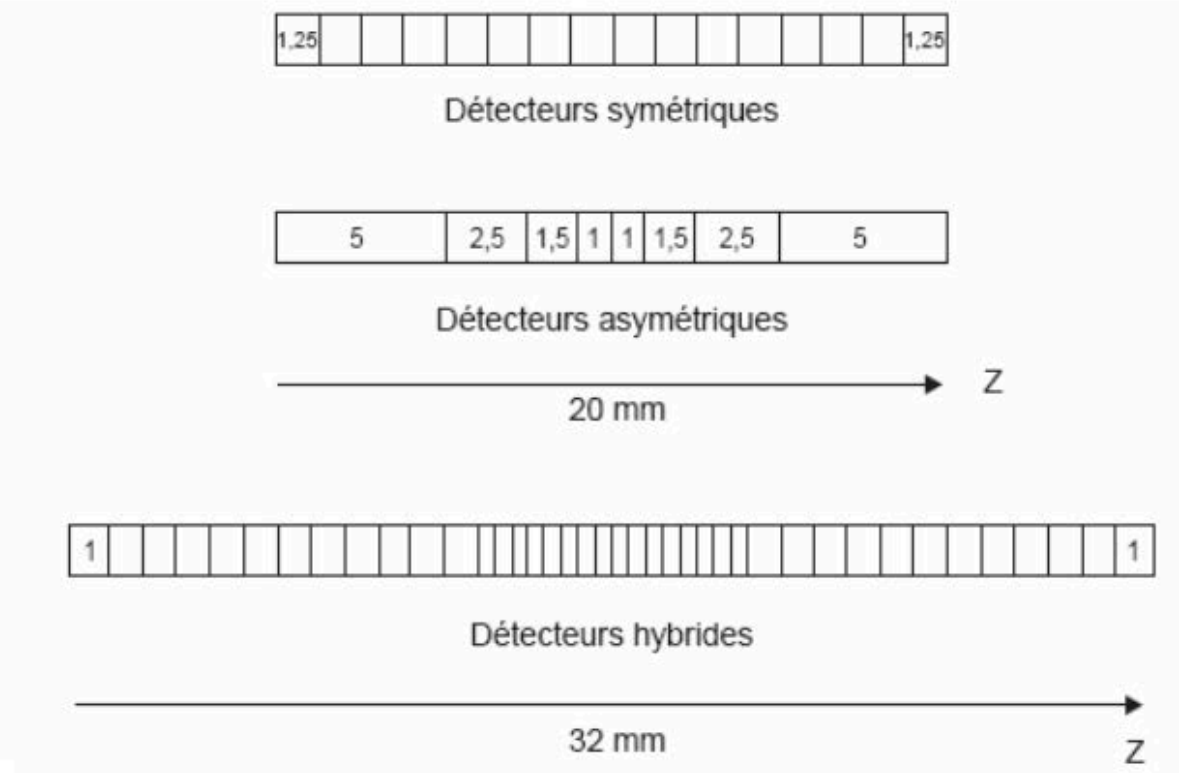


Figure 12 : Les trois systèmes de détecteurs [12]

- les détecteurs symétriques : tous les détecteurs ont la même largeur. Il sont composés de 16 détecteurs de 1,25 mm dans l'axe Z. L'épaisseur de coupe souhaitée est obtenue par l'activation des détecteurs par groupe de un, deux, trois ou quatre détecteurs permettant d'obtenir des coupes de 1,25, 2,5, 3 ,75 ou 5 mm (figure 13).

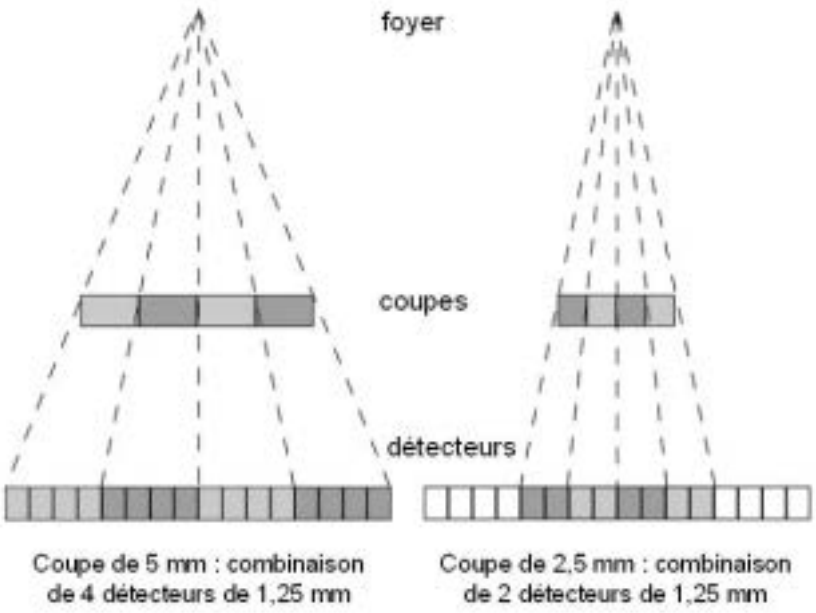


Figure 13 : Exemple de combinaison de détecteurs en fonction de l'épaisseur de coupe désirée. A noter que seules les coupes de 5 mm activent tous les détecteurs [12]

- les détecteurs asymétriques : la largeur des détecteurs croît du centre vers la périphérie. Ils sont composés de 8 capteurs de 1 à 5 mm et permettent d'obtenir deux coupes de 0,5 mm ou 4 coupes de 1 à 5 mm.

- les détecteurs hybrides : les détecteurs sont de largeur différente. Il y a 34 détecteurs : les 4 détecteurs centraux sont de 0,5 mm et les autres sont de 1 mm réalisant une couronne de 32 mm de largeur. Comme pour les détecteurs symétriques, c'est l'activation isolée ou par groupe qui permet de définir l'épaisseur de coupe. Ce système permet d'acquérir 4 coupes simultanées. Il existe des systèmes 8 et 16 coupes également.

Ces deux derniers types de système de détection permettent de limiter l'effet de cône.

1.2.2.6. Paramètres d’acquisition et de reconstruction

1.2.2.6.1. Collimation primaire et épaisseur nominale

La largeur de collimation du faisceau de rayons X à la sortie du tube définit l’épaisseur nominale de coupe en acquisition monocoupe.

En acquisition multicoupe, l’épaisseur nominale n’est pas égale à la collimation primaire. La collimation est égale à l’épaisseur nominale multipliée par le nombre de barettes Les valeurs actuelles de collimation primaire vont de 1 mm pour réaliser deux coupes de 0,5 mm jusqu’à 32 mm pour obtenir 4 coupes de 8 mm, ou 16 coupes de 2 mm. Elle varie en fonction du nombre de détecteurs et des épaisseurs de coupe disponibles.

1.2.2.6.2. Le kilovoltage et l’ampérage

Les tensions disponibles vont de 80 à 140 kV et l’ampérage de 10 à 500 mA. Ces paramètres sont modulables par l’opérateur.

1.2.2.6.3. Le temps de rotation

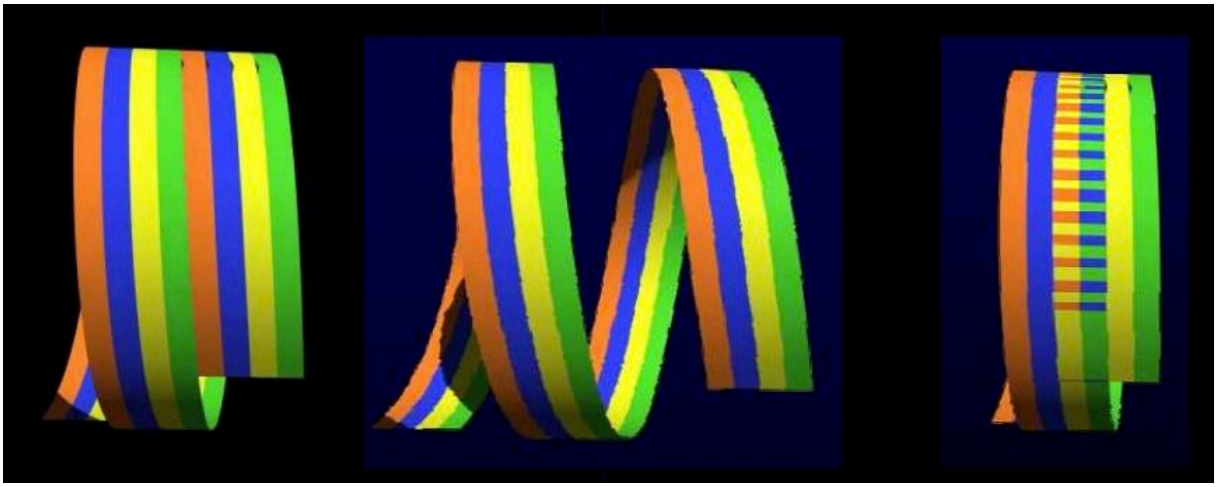
Il est le plus souvent de 0,4 à 0,75 seconde pour 360° sur tous les appareils multicoupe récents. C’est ce temps de rotation qui définit la résolution temporelle, c’est à dire le temps d’acquisition d’une séquence. Il est parfois utile d’augmenter ce temps de rotation par tour afin d’augmenter le nombre de mesures et améliorer ainsi la qualité de l’image.

1.2.2.6.4. Le pitch [24]

Il est défini comme le rapport entre le pas de l’hélice (distance parcourue par la table pendant une rotation de 360° du tube) et la collimation du faisceau de rayons X.

En scanner monocoupe, la collimation correspond à l’épaisseur nominale ce qui n’est plus le cas en acquisition multicoupe, où la collimation correspond à x fois l’épaisseur nominale de coupe (ou largeur du détecteur). On distingue donc le pitch de détection (épaisseur nominale de coupe ou largeur du détecteur) et le pitch de collimation (4 fois la largeur du détecteur pour un scanner 4 coupes par exemple).

Le choix du pitch de collimation rend plus compte de la géométrie du faisceau et de ce fait est plus largement utilisé. Les fabricants proposent des pitchs de collimation allant de 0,5 à 2 (figure 14). Un pitch inférieur à 1 conduira à un chevauchement partiel du faisceau, tandis qu'un pitch supérieur à 1 amènera à une hélice non jointive. En pratique, l'augmentation du pitch accélère les temps d'acquisition, diminue la dose, fait apparaître des artéfacts d'hélice et diminue les artéfacts cinétiques.



A B C

Figure 14 : Différents types de pitch de collimation : pitch de 1 : hélice jointive (A); pitch de 2 : hélice non jointive (B); pitch de 0,5 avec une superposition des hélices (C) [24]

1.2.2.7. Le transfert de données

Le signal analogique est transmis à la console de traitement par fibre optique ou par une technologie type radar.

Les données sont transférées à un convertisseur analogique-numérique : DAS (*data acquisition system*). En scanner monocoupe il y a un seul canal DAS, alors qu'en scanner multicoupe les détécteurs vont alimenter quatre, huit, voir seize canaux DAS en fonction du nombre de coupes par rotation.

1.2.2.8. Le traitement des données et la reconstruction de l'image

1.2.2.8.1. La matrice de reconstruction et l'échelle de Hounsfield

La matrice de reconstruction : elle est habituellement de 512x512 et peut aller sur certaines machines de 1024x1024. Elle détermine en fonction du champ de reconstruction la taille du pixel selon la relation :

Taille du pixel (en mm) = champ de reconstruction (en mm)/nombre de colonnes ou de lignes de la matrice.

Au terme de chaque acquisition, c'est à dire à chaque rotation entière du tube, l'ordinateur affecte à chaque élément matriciel du volume exploré une valeur de densité moyenne qui assure la visualisation en gamme de gris de chaque coupe. Les densités se répartissent de part et d'autre de celle de l'eau qui par convention est égale à 0, sur l'échelle de Hounsfield. Les valeurs de densités vont -1000UH pour l'air, à +1000UH pour l'os compact et la dent.

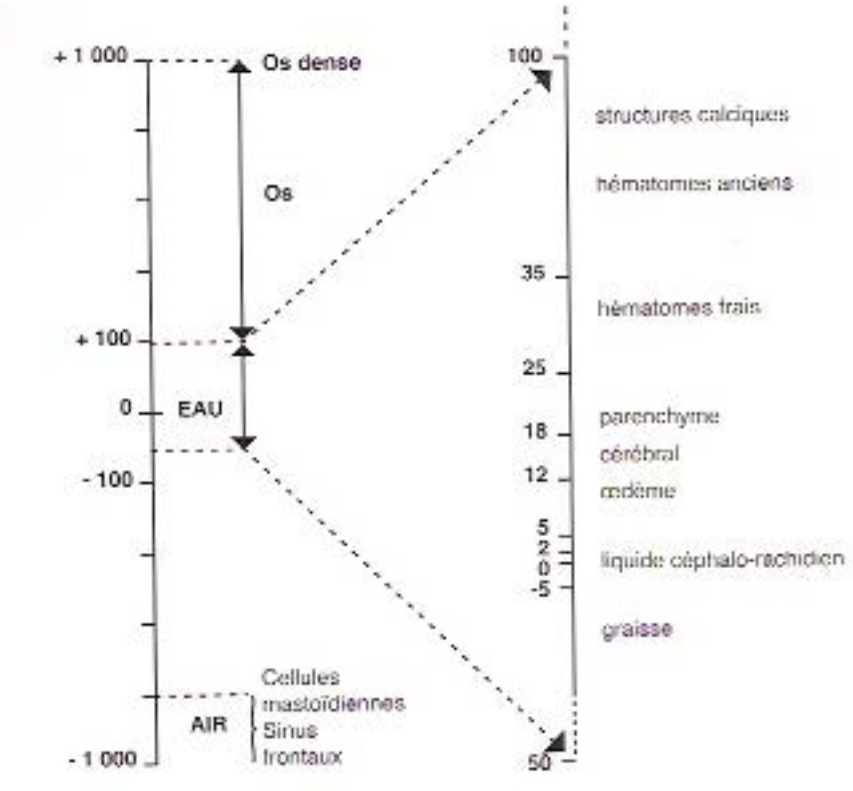


Figure 15 : Echelle des densités de Hounsfield [14]

Le fenêtrage permet d'augmenter le contraste entre des structures de densités proches. L'opérateur choisit la fenêtre c'est à dire le « centre » et la « largeur » de la fenêtre en fonction de la zone qu'il étudie, comme par exemple les différentes structures cérébrales (figure 15). Le centre signifie le milieu et la largeur signifie la gamme de gris visualisable.

En effet, l'œil humain ne pouvant distinguer que 20 à 35 niveaux de gris, alors que la majorité des systèmes radiologiques numériques peuvent enregistrer et présenter une gamme de 1024 à 4096 niveaux de gris, le fenêtrage s'impose comme un outil indispensable. Toutes les valeurs qui sont supérieures au seuil le plus haut s'affichent en blanc et toutes les valeurs qui sont inférieures au seuil le plus bas s'affichent en noir.

1.2.2.8.2. Le filtre de reconstruction

Dans un premier temps, les profils d'atténuation recueillis par les détecteurs sont convertis par une transformée de Fourrier en une gamme de fréquences avant l'étape de rétroprojection. Puis des filtres vont sélectionner ces fréquences en fonction de la région anatomique étudiée. Ainsi pour l'étude de structure à faible contraste naturel (foie, cerveau) on utilisera des filtres « mous », qui élimineront les fréquences élévées et atténueront le bruit et la visibilité des contours permettant une meilleure discrimination des structures à faible écart de densité.

A l'inverse, la sélection des fréquences élévées par des filtres dits « durs » privilégie la représentation des limites anatomiques des structures et des détails de l'image mais conserve le bruit de l'image et sera donc utilisée pour la visualisation de structures à contraste naturel élevé tel que l'os ou les poumons.

1.2.2.8.3. Les algorithmes d'interpolation

En scanner hélicoîdal, contrairement au mode séquentiel, les données brutes ne peuvent être utilisées directement en raison du déplacement continu du patient durant l'acquisition. En reconstruisant directement l'image à partir des données, on aura non seulement des artéfacts de mouvement mais également une altération de l'image due à la prise en compte de données acquises à des niveaux différents d'anatomie. Il est donc indispensable d'utiliser des données brutes planes à partir

des données volumiques et ce calcul est réalisé grâce à des algorithmes d'interpollation.

La projection des données d'une hélice peut être représentée sous forme d'une ligne oblique. Chaque point de la ligne représente une projection et peut être indéxé à l'axe Oz en raison du déplacement du lit (figure 16). En considérant un plan de reconstruction à une position précise dans l'axe Oz, un seul point d'hélice croise le plan de reconstruction. Une seule projection est réellement mesurée et il faut donc, par interpolation, calculer toutes les autres projections du plan de coupe d'angle 0° à 360°.

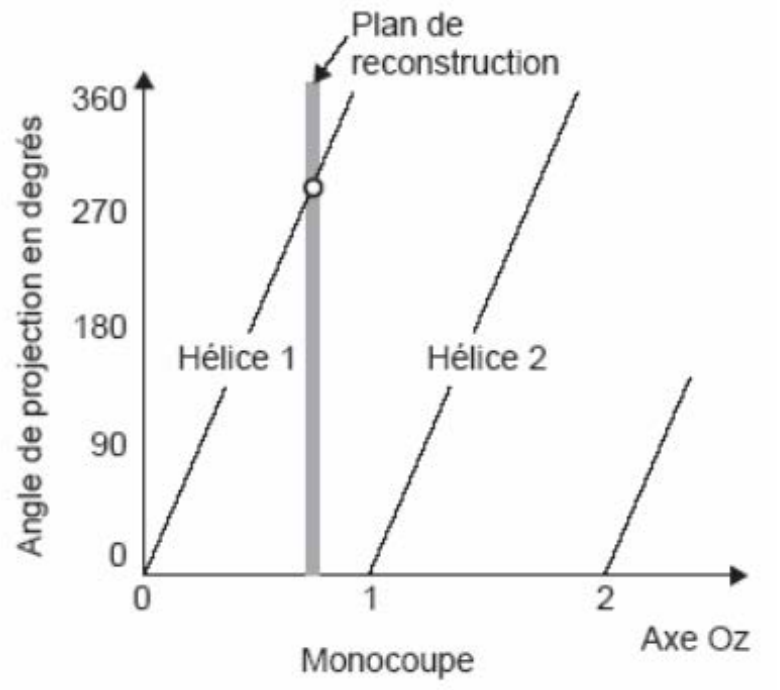


Figure 16 : Projection des données d'une hélice en scanner hélicoïdal monocoupe [12]

Plusieurs algortihmes d'interpolation sont disponibles, en fonction de l'acquisition monocoupe ou multicoupe. Pour cette dernière, ils tiendront compte de l'effet de cône grandissant avec le nombre de coupes effectuées par rotation, mais aussi de l'interpolation qui peut être réalisée à partir de plusieurs points. Les algorithmes d'interpolation ainsi choisis sont donc multiples et adaptés par les constructeurs en fonction du pitch utilisé.

1.2.3. Apport de la tomoscintigraphie par émission de positons couplée à la tomodensitométrie (TEP-scan) [5] [1]

1.2.3.1. La tomoscintigraphie par émission de positons, définition et principe de fonctionnement

La tomoscintigraphie par émission de positons voit le jour dans les années 1950. C'est une technique d'imagerie médicale fonctionnelle métabolique, par opposition au scanner ou au CBCT qui sont des techniques d'imagerie anatomique.

Le principe repose sur l'injection par voie intraveineuse d'un traceur marqué pas une molécule radioactive. Les isotopes radioactifs sont produits dans un cyclotron.

L'excès de positons dans le noyau de l'atome conduit à une réaction d'annihilation entre le positon (issu de la désintégration du noyau) et un électron contenu dans le tissu. La réaction produit deux photons gamma de 511 keV qui partent dans la même direction mais dans un sens opposé (figure 17).

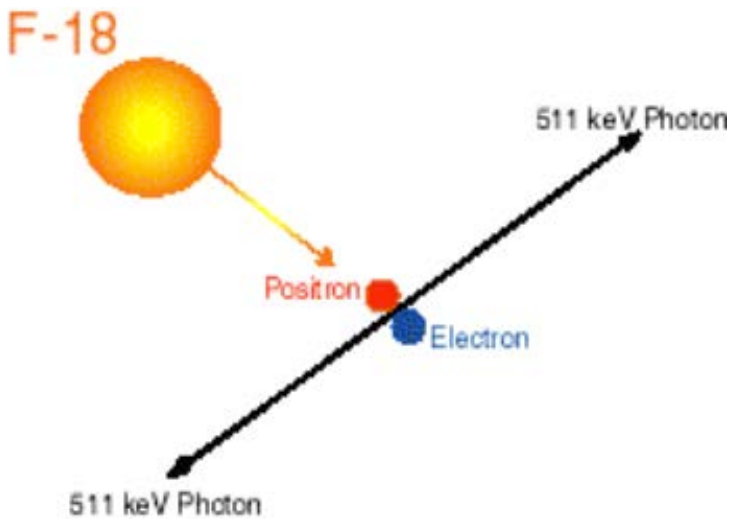


Figure 17 : Réaction d'annihilation [5]

Une caméra spécifique, de forme circulaire, va alors détecter « en coïncidence » les photons d'annihilation (figure 18). Les données sont transférées à l'ordinateur qui va reconstruire les images de la répartition du traceur.

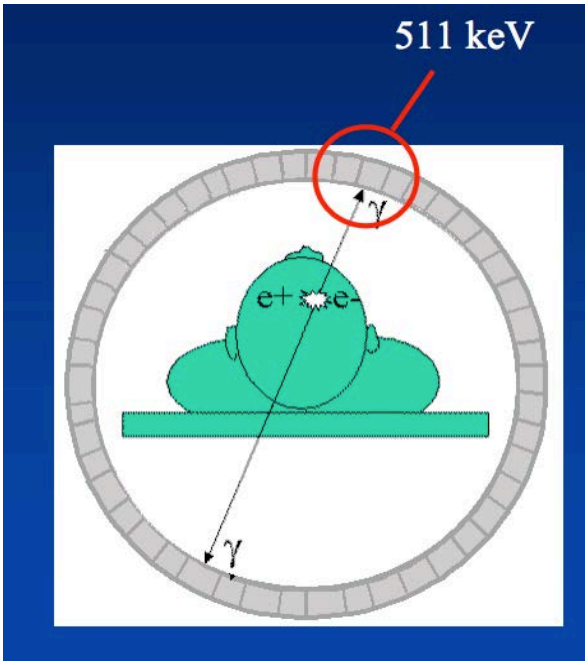


Figure 18 : Principe de détection en coïncidence de la caméra TEP [5]

Le marqueur radioactif le plus souvent utilisé est le fluor 18, incorporé dans une molécule de glucose formant ainsi le 18-fluorodéoxyglucose. Sa demi-vie est de 110 minutes. Ce traceur se fixe sur des molécules ayant besoin de grandes quantités de sucres, comme le cœur, le cerveau mais surtout les tissus tumoraux.

1.2.3.2. Le TEP-Scan

La tomoscintigraphie par émission de positons est maintenant couplée à un examen scanner (TEP-scan). La superposition des images anatomiques données par le scanner et fonctionnelles données par la TEP permet une localisation très précise du site de fixation du traceur. L'association de ces deux techniques est récente (années 2000) et, est désormais un standard de référence. Ces machines sont utilisées dans les services de médecine nucléaire (figure 19).

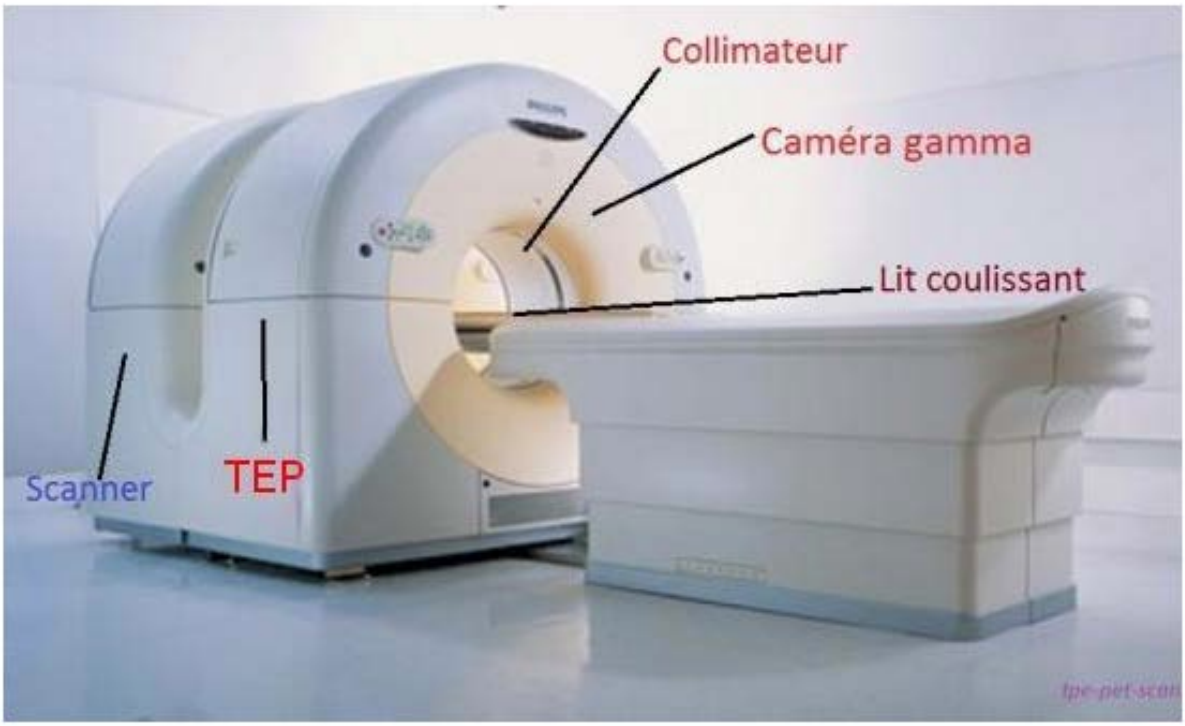


Figure 19 : TEP-scan [37]

1.2.4. Caractéristiques de l'image et limites du scanner

1.2.4.1. Caractéristiques de l'image

1.2.4.1.1. Taille des voxels et résolution spatiale

Le voxel du scanner est un parallélépipède rectangle dont la hauteur est différente de la largeur et de la profondeur ; le voxel est anisométrique ou anisotrope. Le volume est reconstruit à partir des coupes. La résolution spatiale se définit par la plus petite distance entre deux points et n'est donc pas la même dans les trois dimensions : elle est limitée en TDM par l'épaisseur de coupe. Elle est de l'ordre de 400-625 μm [11].

Depuis les années 2000, des études sont faites pour rendre le voxel isotropique mais malheureusement au prix d'une irradiation plus importante car cela implique un passage très lent de la table et un pitch faible. En effet, l'épaisseur de coupe ne peut pas être modifiée, mais le décalage est inférieur à cette épaisseur, ce qui permet de réenregistrer les informations d'une partie de la coupe et ainsi de la diminuer virtuellement.

1.2.4.1.2. Résolution en densité

La résolution en densité est très bonne en scanner et en fait une de ses principales qualités. Elle est principalement dûe à l'intensité du faisceau de rayons X. Secondairement, le fenêtrage permet de renforcer le contraste en plaçant les niveaux de gris d'interêts dans une fenêtre et en masquant les autres.

Des produits de contraste sont utilisés également comme l'iode qui est un métal lourd et permet de mieux visualiser les trajets vasculaires.

1.2.4.1.3. Artéfacts

Les artéfacts métalliques sont marqués en imagerie scanner du fait du fort flux photonique et de la forme du faisceau en éventail.

Il existe aussi des artéfacts cinétiques liés aux mouvements de la table et du patient mais qui se réduisent aujourd'hui considérablement grâce à une meilleure vitesse d'acquisition.

1.2.4.1.4. Bruit

Les facteurs qui influencent le bruit sont la quantité de photons, le filtre de reconstruction, l'algortihme d'interpolation et le pitch en scanner multicoupes. Le bruit est plus faible en scanner et le rapport signal sur bruit plus élevé qu'en imagerie CBCT (cf chapitre 1.3.3.1.4).

1.2.4.1.5. Dosimétrie

Le dose délivrée est de l'ordre de 500 à 1000 μSv pour un scanner maxillaire ce qui est considérablement plus élevé que le CBCT (cf chapitre 1.3.3.1.5).

1.2.4.2. Limites du scanner

De part son inconvénient dosimétrique, l'utilisation de la technique en pédiatrie est déconseillée et de façon générale il lui sera préféré le CBCT pour l'étude des tissus durs en imagerie dento-maxillo-faciale.

L'allergie aux produits de contraste est une contre-indication à l'injection de ceux-ci.

Le scanner est accessible principalement en milieu hospitalier.

1.3. Le Cone Beam Computed Tomography (CBCT) [13] [32] [1] [40] [9]

1.3.1. Historique [13]

Dernier développement de l'imagerie sectionnelle, le premier appareil, apparu en 1991 en Italie, est le Newton QR-DVT 9000. Il a été introduit en Europe en 1996 et aux Etats-Unis en 2001 ; depuis la technologie CBCT connaît un succès mondialement reconnu.

Ainsi, grâce aux améliorations et aux connaissances, de nombreux appareils, de plus en plus performants, sont désormais disponibles sur le marché.

1.3.2. Principe de fonctionnement

A la différence de la tomodensitométrie classique, **le CBCT enregistre directement des volumes** : l'ensemble du faisceau est en trois dimensions, et non en deux dimensions comme en scannographie. Le **faisceau conique** permet la transition de l'imagerie d'une ou plusieurs coupes à l'imagerie d'une région anatomique définie (figure 20).

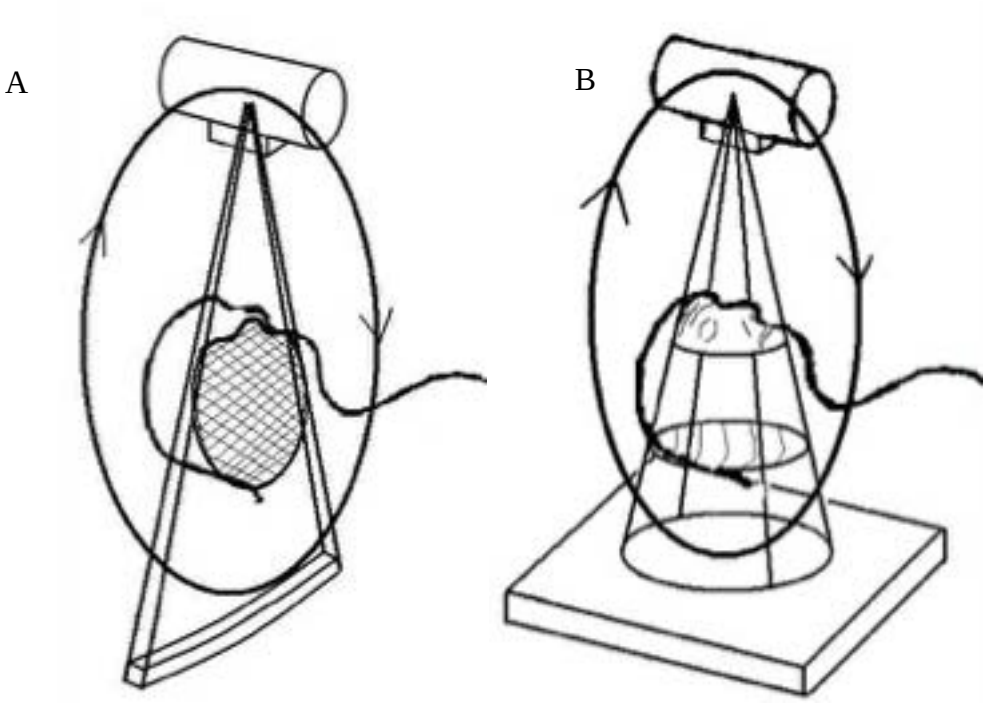


Figure 20 : Variation de la forme du faisceau en fonction des techniques d'imagerie : faisceau en éventail du scanner (A) et faisceau conique du CBCT (B) [31]

1.3.2.1. La chaîne radiologique

1.3.2.1.1. Le générateur

Il utilise un kV qui va de 60 à 90 kV et un ampérage allant de 5 à 25 mA, tandis que la TDM standard utilise des kilovoltages et ampérages bien plus élevés (cf chapitre 1.2.2.1).

1.3.2.1.2. Le tube

Les tubes utilisés actuellement sont très compacts et intègrent le générateur dans le boîtier du tube. Ils sont dits « tubes à rayons X monobloc ».

1.3.2.1.3. La collimation

Une collimation primaire est également effectuée avec tube en plomb dans le boîtier lui-même, puis dans une étape ultérieure, le faisceau, conique le plus souvent, pyramidal parfois, est défini précisément par une ouverture fixe.

1.3.2.1.4. Les détecteurs [23]

En TDM, nous avons vu (chapitre 1-2) qu'un faisceau en éventail produit une image 1D de l'objet au niveau d'un détecteur, une coupe 2D est ensuite générée à travers l'objet par une rotation et enfin un volume 3D est généré par compilation des coupes 2D grâce à une reconstruction secondaire. En CBCT, la géométrie du faisceau conique permet d'avoir directement un ensemble de données volumiques, en utilisant des détecteurs 2D et en une seule rotation de 180° autour de l'objet. Le faisceau conique a un angle allant de 190 à 210° selon les systèmes.

Il existe deux types de détecteurs pour l'imagerie 2D actuellement : le système d'amplification de brillance (*image intensifier system*) et le détecteur plan (*flat panel detector*), ils acquièrent tous les deux des images 2D individuelles sous forme de pixels individuels qui peuvent ensuite être numérisés.

Les systèmes d'amplification de brillance, dont l'invention remonte à l'année 1950, utilisent un système d'intensification électronique qui est connecté au système en amont de la caméra CCD (*Charge Coupled Device*). Initialement, les rayons X sont convertis en électrons sur l'écran récepteur, puis accélérés à environ

30 kV et enfin présentés sur un autre écran qui les convertit en quanta de lumière. Le facteur d'amplification total est d'environ 10 000, les quanta de lumière sont alors représentés sur la caméra CCD en aval.

L'amplificateur de brillance est un tube à vide avec des besoins en haute tension et une cible légèrement bombée provoquant des distorsions, due aux influences électromagnétiques dans la chaîne de l'intensificateur, qu'il faut corriger informatiquement, ce qui rallonge le temps de calcul des images (figure 21). Il nécessite des calibrations régulières et son volume est important. Son principal avantage est sa très grande sensibilité lumineuse ce qui permet de travailler avec de faibles doses de photons, mais peut engendrer des phénomènes d'éblouissement.

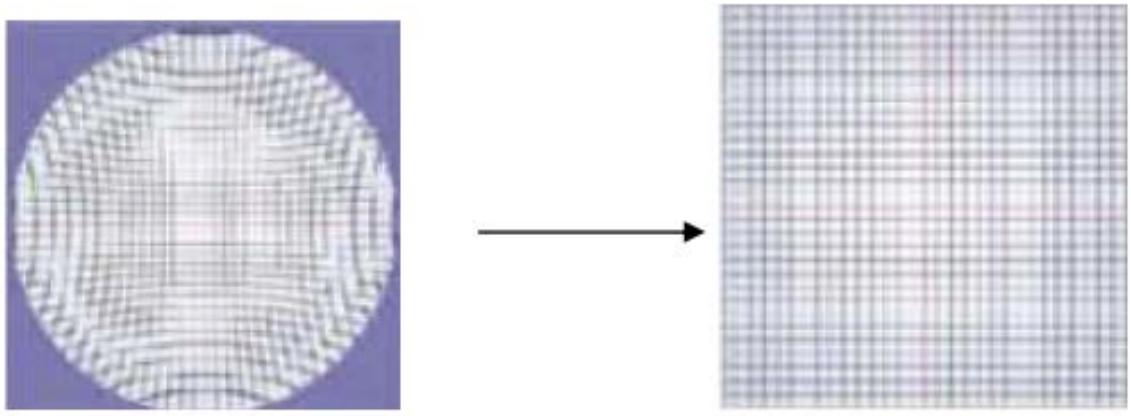


Figure 21: Distorsion provoquée par l'amplificateur de brillance, avant et après correction [9]

Le système de détecteur plan (figure 22) repose sur l'association d'une couche de détecteurs et d'un panneau de lecture des charges. Le panneau de lecture est une matrice de pixels et chaque pixel contient un élément de stockage des charges. Après exposition, les charges de chaque pixel seront lues ligne par ligne.

Il existe deux types de détecteur plan : les systèmes directs et indirects.

Pour les systèmes de conversion indirecte, une couche de matériau convertisseur faite généralement en iodure de césium, convertit les faisceaux de rayons X en photons qui sont ensuite transmis au panneau de lecture qui contient pour chaque pixel une photo diode qui assure la conversion des charges. La matrice d'extraction (ou panneau de lecture) est généralement faite de silicium amorphe.

Pour les systèmes de conversion directe, les faisceaux de rayons X sont convertis directement en électrons par une couche de sélénium amorphe, puis les électrons sont dirigés vers une matrice d'extraction : dans chaque pixel, une électrode permet d'établir le champ électrique aux bornes du photo-conducteur et de récupérer ainsi les charges créées au niveau de la couche de détection.

Une correction est également nécessaire avec ce type de détecteur en raison des lignes et pixels manquants ainsi que des influences thermiques mais elle est beaucoup plus faible.

Il permet d'obtenir instantanément une image radiologique et présente une taille beaucoup moins importante que les amplificateurs de brillance.

Actuellement, une activité de recherche importante examine des méthodes pour améliorer la conversion, la matrice d'extraction et leur couplage, afin d'optimiser les systèmes et surtout leur coût.



Figure 22 : Différentes tailles de capteurs plan [9]

1.3.2.2. Principe d'acquisition et reconstitution de l'image

Le mouvement des appareils CBCT est circulaire, isocentrique et constant. Dans la très grande majorité des cas, le faisceau de rayons X est pulsé.

Lors de chaque étape angulaire, le faisceau de rayons X modulé par la traversée du volume est recueilli sur un détecteur qui enregistre une image numérique bidimensionnelle. Ainsi, au terme de la rotation complète ou partielle du système, de multiples images planes, numérisées se créent. Les données numériques de ces projections multiangulaires sont traitées par des algortihmes de reconstruction

volumique qui restituent l'objet selon ses voxels. A partir de ce volume numérisé pourront être élaborées des reconstructions 2D selon les trois directions de l'espace, voire 3D comme il est possible de le faire avec les acquisitions scanner.

Avec le scanner, le volume numérisé est acquis par superposition des coupes, tandis qu'avec le CBCT il est obtenu directement par reconstruction informatique à partir des données initiales des projections 2D.

1.3.2.2.1. Le voxel

Au terme des acquisitions, l'ordinateur affecte à chaque élément matriciel du volume exploré, le voxel (*volume element*), une valeur de densité moyenne à laquelle répond un équivalent d'image, le pixel (*picture element*), qui assure la visualisation en gamme de gris (figure 23). La résolution de l'image dépend en grande partie de la taille des voxels.

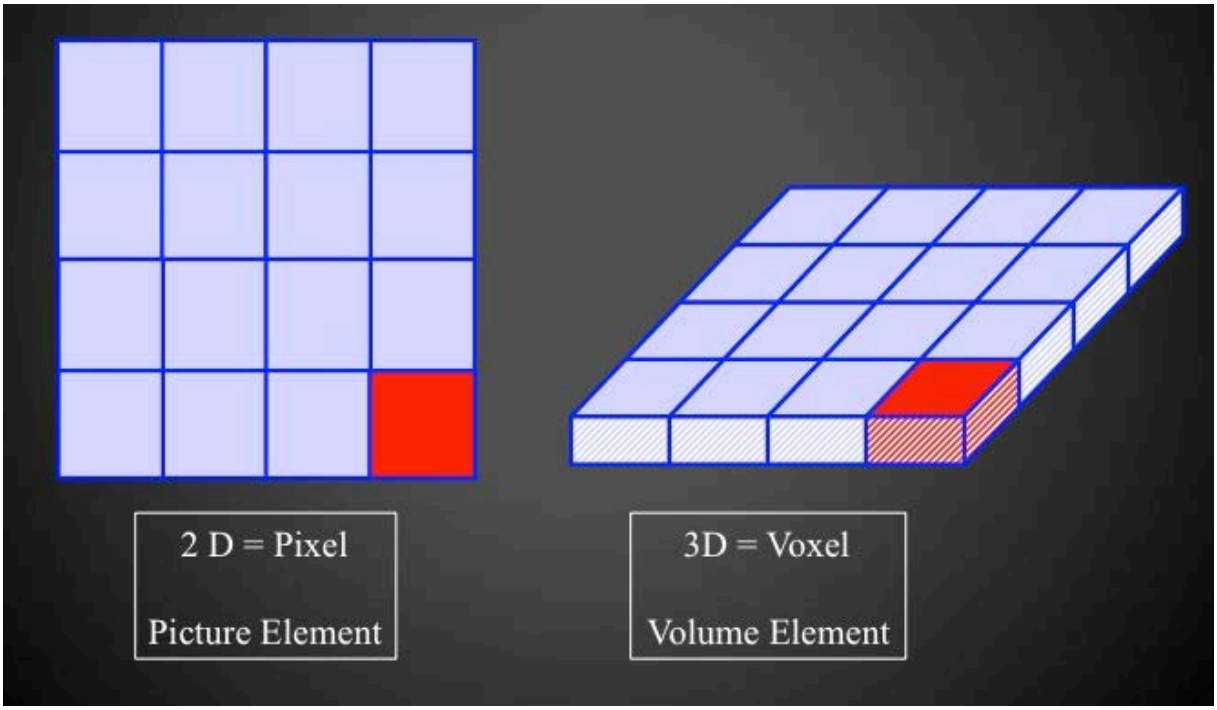


Figure 23 : Passage du pixel au voxel [31]

Le **voxel du CBCT** est cubique, ou encore **isotrope** ou isométrique. L'épaisseur de coupe est égale aux côtés du pixel, la résolution spatiale est constante quelle que soit l'orientation du plan d'examen. La résolution peut aller jusqu'à 125 µm pour les appareils les plus puissants, et jusqu'à 80 µm après reconstruction secondaire.

Le voxel du scanner est anisotrope : la hauteur est différente de la largeur et de la profondeur. Cette différence correspond à l'épaisseur de coupe, déterminée par le protocole d'examen. La résolution peut aller jusqu'à 625 μm. Depuis le début des années 2000, les avancées informatiques des scanners de dernière génération permettent, avec certains appareils, d'obtenir des voxels isotropiques mais au prix d'une irradiation plus importante (cf chapitre 1.2.4.1.1).

1.3.2.2.2. Le champ d'exploration

Le champ d'exploration est choisi par l'opérateur lors de l'installation du patient, en fonction des structures que l'on veut explorer, mais celui-ci est limité par la taille du capteur. Le champ d'exploration est visualisé par un cylindre virtuel (figure 24).

On distingue habituellement 3 types d'appareil CBCT :

-les appareils grand champ (supérieur à 15 cm)

-les appareils à champ moyen (entre 10 et 15 cm)

-les appareils à petit champ (inférieur à 10 cm)

Plus le champ d'exploration est grand et plus le temps de reconstruction est long. Le poids du fichier informatique est également plus important. De plus, l'exposition aux rayonnements est augmentée. Il est donc nécessaire d'ajuster correctement la taille du champ, sans en choisir un trop petit qui pourrait engendrer une perte d'information, voire imposer un nouvel examen avec un champ d'exposition plus grand.

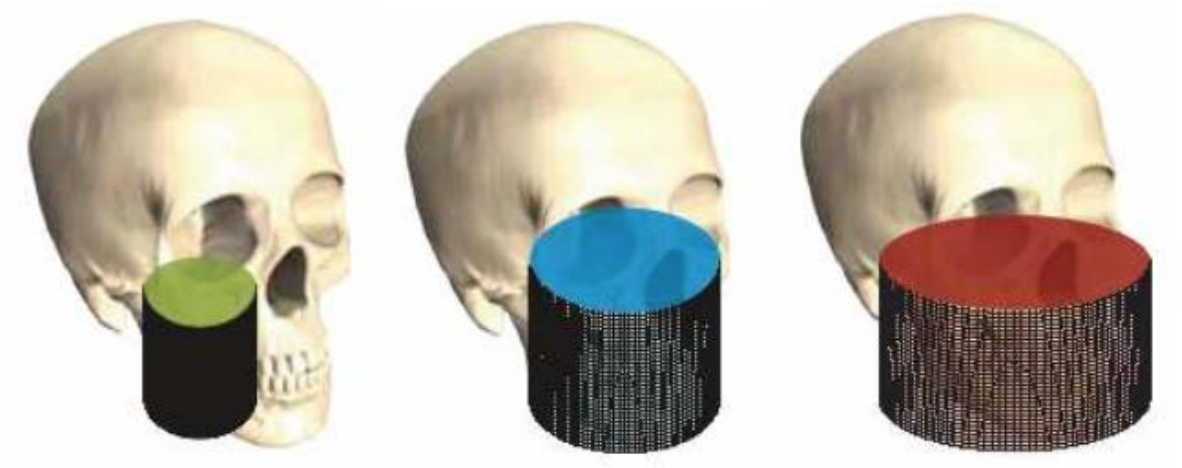


Figure 24 : Différentes tailles de champs d'exploration représentés par des cylindres virtuels [31]

1.3.2.2.3. L'algorithme d'interpolation

Le problème majeur rencontré lors de la reconstruction par faisceau conique est que les détails d'un objet dont on fait l'image s'affichent sur différents éléments du détecteur, selon leur distance respective à partir de l'axe de rotation. Ainsi les données rassemblées par un seul élément du détecteur au cours d'une rotation complète ne représentent plus une coupe plane. La reconstruction des images 3D issue des faisceaux coniques est donc beaucoup plus compliquée que son homologue 2D. L'algorithme de reconstruction le plus utilisé est l'algorithme de Feldkamp proposé en 1984, il permet de reconstruire une image 3D à partir de projections planes. On note qu'en acquisition volumique il n'y a pas de déplacement de la table, il n'y a donc pas de pitch.

1.3.2.2.4. Les reconstructions

La reconstruction primaire restitue le caractère tridimensionnel de l'objet. Elle est donc exploitable numériquement et pourra permettre :

- les reconstructions secondaires ou rétro-reconstructions, disponibles actuellement avec peu d'appareils et permettant de réaliser un zoom numérique et d'obtenir une résolution améliorée de l'ordre de 80 microns.
- les images 3D volumiques
- les images 2D multiplanaires (figure 25)

- l'imagerie DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medecine*) qui permet d'exporter les données et qui rend les acquisitions utilisables par les logiciels.



A B C

Figure 25 : Visualisation 2D des données volumiques CBCT dans les trois plans orthogonaux : A : plan coronal ou frontal, B : plan axial, C : plan sagittal [40]

Outre la possibilité de se déplacer dans les trois directions de l'espace, les logiciels offrent de nombreuses possibilités : le surlignage des éléments anatomiques comme par exemple le passage du nerf mandibulaire, le positionnement d'un implant virtuel, la réalisation de guides chirurgicaux, la réalisation de tracés céphalométriques pour l'orthopédie dento-faciale.

Le CBCT trouve depuis ces dernières années de nombreuses applications en dentisterie et plusieurs entreprises proposent une large gamme d'appareils, tous capables de fournir des informations précises sur les structures osseuses de la sphère oro-faciale [44].

1.3.3. Caractéristiques de l'image, limites du CBCT

1.3.3.1. Caractéristiques de l'image

1.3.3.1.1. Taille des voxels et résolution spatiale

L'isotropie des voxels du CBCT lui confère une résolution spatiale de grande qualité dans les trois dimensions. La résolution spatiale est la distance minimale séparant deux points, elle varie de 300 à 125μm, pour les systèmes les plus performants. Elle dépend donc de l'appareil utilisé mais aussi de la taille du champ de vue (*Field of View*) (cf chapitre 1.3.2.2.1). Certaines machines permettent de faire

des zooms à l'intérieur de l'image reconstruite, c'est la rétro-reconstruction qui donne des images encore plus fines d'environ 80 μm.

1.3.3.1.2. Résolution en densité

La résolution en densité désigne la différence de contraste entre deux structures adjacentes. Elle est faible en imagerie CBCT et représente le principal défaut de la technique. Elle s'explique par le flux photonique qui est plus faible qu'en imagerie scanner. Pour cette raison, il n'existe pas de produits de contraste en CBCT.

1.3.3.1.3. Artéfacts

Le CBCT est moins sensible aux artéfacts métalliques que le scanner ou l'IRM ce qui lui procure un net avantage, surtout au niveau de la cavité orale. Ceci est dû au flux photonique moins élevé et à la forme conique du faisceau. Cependant, l'étude d'une structure proche d'une couronne métallique ou d'un inlay-core rendra tout de même le diagnostic difficile.

1.3.3.1.4. Bruit [8]

Le bruit d'une image radiologique se décompose en bruit photonique et en bruit du système. Le flux photonique est faible ce qui engendre un bruit photonique élevé et le bruit du sytème dépend directement de l'ensemble des bruits prenant naissance dans la chaîne de détection, de transmission et de numérisation du signal. Le bruit augmente également de façon inversemment proportionnelle à la taille des voxels, donc meilleure est la résolution spatiale plus le bruit est perceptible. Pour améliorer le rapport signal sur bruit il faut soit augmenter le signal donc l'irradiation soit diminuer le bruit du système en améliorant la qualité des détecteurs et de la chaîne de transmission du signal.

1.3.3.1.5. Dosimétrie

L'irradiation varie en fonction de la taille des champs, de l'appareil utilisé et des constantes choisies mais reste globalement très inférieure à celle du scanner, même en protocole « *low dose* ». Il répond à l'obligation médico-légale de respecter les principes de justification et d'optimisation. Elle est définie par des études

dosimétriques mondiales comme la moins irradiante des techniques sectionnelles utilisant les rayons X [29].

La dose reçue exprimée en μSv varie de 40 à 200. Elle permet d'utiliser la technique en pédiatrie et lève les réticences que l'on avait à réaliser un examen scanner.

1.3.3.2. Limites du CBCT

Les caractéristiques du CBCT en font une technique de choix pour l'étude des tissus durs mais sa faible résolution en densité s'oppose à une étude correcte des tissus mous.

Les différents appareils commercialisés actuellement permettent uniquement des acquisitions au niveau de la sphère oro-faciale, en particulier à cause de la petite taille des capteurs et des algorithmes de reconstruction disponibles. La recherche et les avancées technologiques permettront prochainement le développement de cette technique pour l'étude d'autres régions anatomiques plus étendues comme le thorax ou l'abdomen.

Le coût et l'encombrement du CBCT sont beaucoup plus faibles face aux autres techniques d'imagerie sectionnelle, ce qui permet aux cabinets dentaires de s'équiper plus facilement.

1.4. L'Imagerie par Résonnance Magnétique (IRM) [33] [44]

1.4.1. Historique

Le phénomène de résonnance magnétique nucléaire a été décrit pour la première fois en 1946 par deux équipes américaines, récompensées par le prix Nobel de physique en 1952. En 1949, Erwin L. Hahn découvrit le principe de l'écho de spin, très important dans les séquences d'IRM.

L'évolution a été par la suite très rapide, les premières images humaines ont été acquises en 1976 par William Moore et Waldo Hinshaw. Depuis les années 1980, l'IRM s'impose comme un examen d'imagerie clinique fréquemment utilisé.

1.4.2. Bases physiques

1.4.2.1. Le magnétisme de l'atome

Le noyau atomique est constitué d'un certain nombre de protons et de neutrons qui sont animés d'un mouvement collectif complexe comportant en particulier une rotation individuelle autour d'un axe passant par leur propres centres. Les protons sont chargés positivement et leur quantité est égale au nombre d'électrons pour respecter la neutralité électrique de l'atome. Une particule qui tourne induit autour d'elle un **moment cinétique** ou « spin » et une charge qui tourne induit autour d'elle un **moment magnétique** : elle se comporte comme un petit aimant. Les deux vecteurs, $\vec{S}$ pour le moment cinétique et $\vec{\mu}$ pour le moment magnétique, sont alignés sur le centre de rotation. (figure 26)

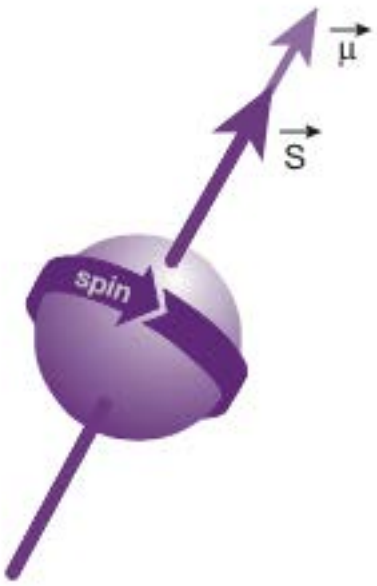


Figure 26 : Représentation du moment cinétique $\vec{S}$ et du moment magnétique $\vec{\mu}$ du proton [33]

Le seul noyau qui a un intérêt en imagerie IRM est le noyau d'hydrogène, il est constitué d'un seul proton, et représente 2/3 des atomes de l'organisme : on parle d'IRM « protonique ». Il possède un moment magnétique élevé et donne lieu à un phénomène de résonnance très net.

1.4.2.2. La résonnance magnétique nucléaire

Pour étudier la résonnance magnétique d'une substance, on la place tout d'abord dans un champ magnétique fixe, statique et élevé afin d'orienter les noyaux dans une même direction. On appellera ce champ magnétique $\vec{B}_{0.}$ Puis on va appliquer un deuxième champ magnétique tournant par impulsions : ce sont des ondes électromagnétiques ou onde radio.

Lorsque le proton est placé dans le champ magnétique $\vec{B}_0$, il peut avoir deux sens possibles : parallèle ou anti parallèle qui correspondent à des niveaux d'énergie différents notés respectivement E1 et E2. Le niveau E2 des protons anti parallèles est plus élevé que le niveau E1 et la différence d'énergie entre ces deux niveaux est proportionnelle à l'intensité du champ magnétique fixe $\vec{B}_0$. Il y a toujours des protons parallèles en surnombre, leur quantité est également dépendante de l'intensité du champ magnétique $\vec{B}_0$. Ce sont ces protons qui vont être à l'origine du vecteur d'aimantation $\vec{M}$.

Les protons possèdent une composante longitudinale et une composante transversale.

A l'équilibre (figure 27), les protons s'alignent selon $\vec{B}_0$, il y a donc une aimantation longitudinale, notée $\vec{M}_z$. De plus il y a une « dispersion » des composantes transversales car les protons sont « déphasés », et la résultante est nulle. Il n'y a pas de composante transversale, notée $\vec{M}_{xy}$. On note que seuls les protons en surnombre sont représentés.

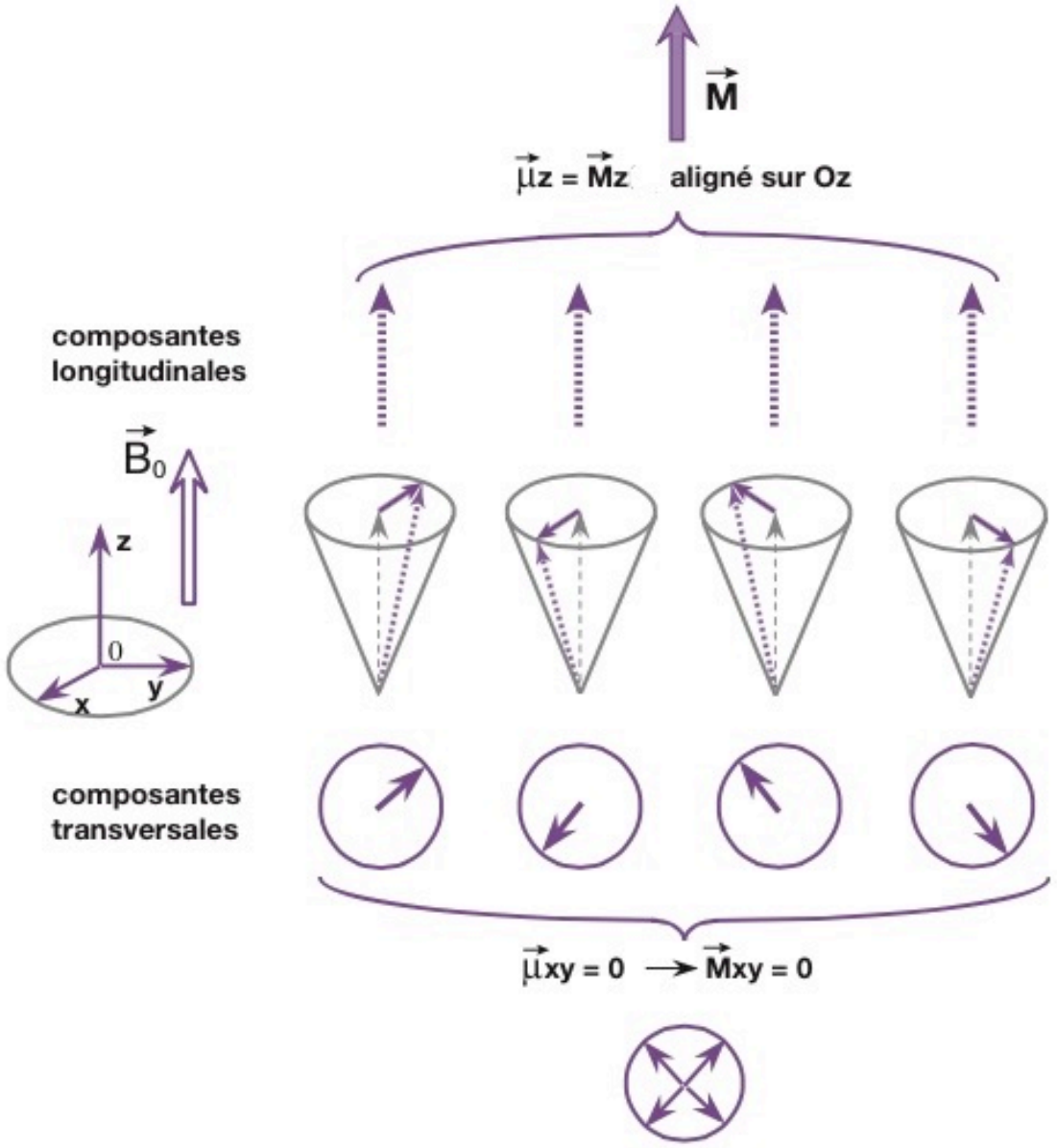


Figure 27 : Exemple d'équilibre avec 4 protons en surnombre [33]

En fournissant par une onde électromagnétique une quantité d'énergie égale à E2 – E1, les protons parallèles en surnombre vont passer du niveau de faible énergie au niveau de haute énergie E2.

Lorsque la moitié des protons est passée à ce niveau d'énergie (impulsion de 90°), il n'y a plus de composante longitudinale. Lorsque tous les protons sont passés au niveau d'énergie E2 (impulsion de 180°), il y a inversion de la composante longitudinale (-$\overrightarrow{Mz}$) (figure 28).

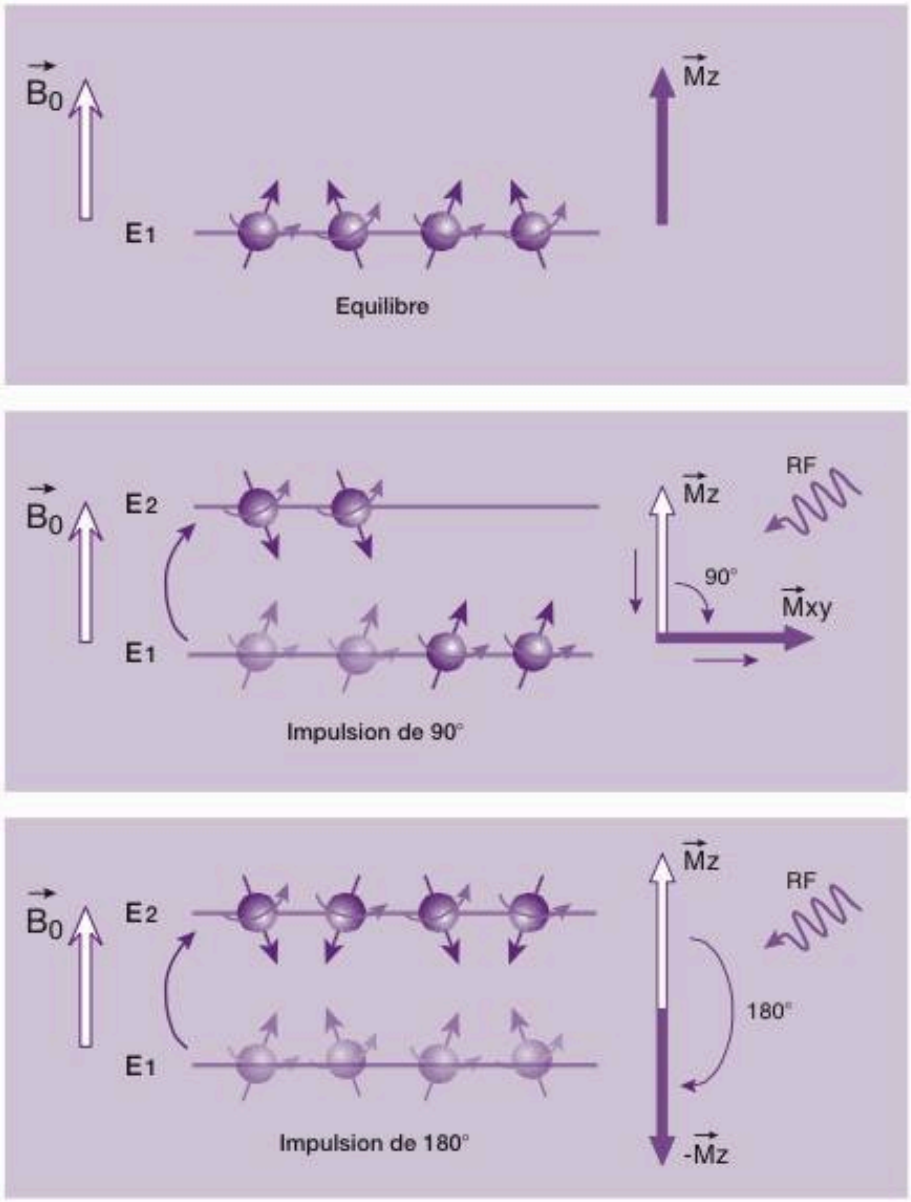


Figure 28 : Effet des impulsions de radiofréquence sur le vecteur d'aimantation M [33]

Pour changer de niveau d'énergie, les protons se « mettent en phase », ce qui fait apparaître une composante transversale (figure 29).

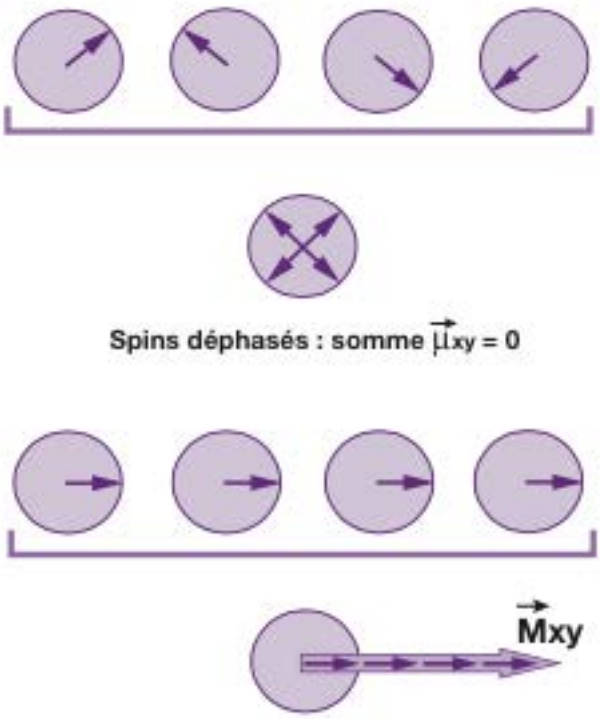


Figure 29 : La mise en phase des spins fait apparaître un vecteur d'aimantation transversal [33]

Dès la fin de l'excitation on observe un retour à l'état d'équilibre ou relaxation se traduisant par des phénomènes inverses : un déphasage rapide des protons (ou spin) et une transition du niveau E2 à E1 progressive des protons en surnombre. Mz repousse, tandit que Mxy décroît rapidement.

Il y a donc deux types d'aimantation tissulaire : l'aimantation longitudinale et l'aimantation transversale qui font intervenir des mécanismes très différents.

1.4.2.3. Phénomène de relaxation longitudinale et transversale

1.4.2.3.1. Relaxation longitudinale ou T1

L'excitation par l'impulsion de radiofréquence égale à 90° fait donc disparaître la composante longitudinale Mz du vecteur d'aimantation tissulaire M. Dès l'arrêt de l'impulsion, on va observer une repousse de la composante longitudinale Mz. Les protons repassent au niveau d'énergie plus faible E1 et émettent l'energie acquise lors de l'excitation en interagissant avec les milieux moléculaires environnants. La repousse de l'aimantation se fait selon une exponentielle croissante ou la constante

de temps T1 est caractéristique d'un tissu donné et de l'état solide ou liquide. Elle correspond à 63% de la repousse. Plus le T1 est court, plus l'aimantation longitudinale repousse rapidement. L'ordre de grandeur est de 500 ms à 1000 ms pour les tissus biologiques. Pour les grosses molécules comme la graisse, le T1 est court car les mouvements de ces dernières sont lents et ainsi les protons peuvent rapidement céder leur energie. Dans les liquides, les molécules sont plus petites avec des mouvements rapides, le T1 est donc plus long. Lorsque on augmente l'intensité du champ magnétique Bo, on allonge le T1. Ces différences de T1 vont être utilisées en imagerie pour les séquences dites « pondérées en T1 ».

1.4.2.3.2. Relaxation transversales ou T2

L'excitation par l'impulsion de radiofréquence égale à 90° fait donc apparaître une composante transversale dûe au rephasage des protons. Dès l'arrêt de l'impulsion, on va observer une disparition de cette composante transversale et un déphasage des protons (effet inverse) qui va se produire rapidement : c'est la relaxation longitudinale ou T2. Elle ne fait pas intervenir d'échange d'energie, c'est pour cela qu'elle est rapide. La disparition de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante où la constante de temps T2 est caractéristique d'un tissu donné. Elle correspond à 63% de la décroissance. Plus le T2 est court, plus l'aimantation transversale disparaît rapidement. L'ordre de grandeur est de 50 ms à 100 ms pour les tissus biologiques. Comme le T1, le T2 varie avec la structure moléculaire et l'état liquide ou solide de la matière. Il est plus long dans les liquides et plus court pour les grosses molécules. Ces différences de T2 vont être utilisées en imagerie pour les séquences dites « pondérées en T2 ».

1.4.3. Principe de fonctionnement de l'IRM

En imagerie par résonnance magnétique, on va se servir des propriétés décrites ci-dessus pour acquérir une image numérique.

1.4.3.1. La séquence de base : l'écho de spin

Cette séquence comporte plusieurs temps :

- à t=0, on réalise l'impulsion de 90°, les protons sont en phase et l'aimantation transversale est maximale.

- à la moitié du temps d'echo t = TE/2 (le temps d'écho TE est le temps pendant lequel on recueille le signal), on réalise une deuxième impulsion de 180° : elle inverse les déphasages mais les vitesses de rotation restent identiques,
- puis on arrive au temps t = TE, où les protons sont à nouveau en phase. Le signal réapparaît sous forme d'écho et il peut être mesuré.

Le cycle ainsi décrit ne permet d'obtenir qu'une ligne sur la matrice. Pour obtenir les lignes suivantes il faut répéter ce cycle autant de fois que nécessaire (128 ou 256 fois). Le temps de répetition ou TR correspond à l'intervalle entre deux séquences.

L'écho de spin est la séquence la plus utilisée en imagerie par résonnance magnétique et permet d'obtenir des images d'excellentes qualité pondérées en T1 ou T2. Son inconvénient est un temps d'acquisition long par rapport à d'autres séquences.

1.4.3.2. Les différents contrastes

Le contraste en IRM correspond à la traduction des signaux en niveaux de gris : le noir signifie que le signal est faible voir nul, le gris montre un signal modéré, et le blanc correspond a un signal d'intensité élevée. Ce contraste traduit les différences de temps de relaxation. Les trois facteurs T1, T2 et la densité de protons interviennent à des degrés divers dans les images obtenues. Par le choix des paramètres, on peut favoriser un facteur et ainsi « pondérer » la séquence.

1.4.3.2.1. Séquence pondérées T1 (figure 30)

Dans une séquence d'IRM, il faut donc répeter la séquence d'impulsion de radiofréquences de 90° et 180° pour créer un signal et le mesurer. L'aimantation longitudinale repousse jusqu'à un certain niveau en fonction de la longeur du TR. Si le TR est long, l'aimantation longitudinale a le temps de repousser à son niveau d'équilibre (4 fois le temps T1 est égal à 98% de la repousse). Si le TR est court, l'aimantation n'aura pas le temps d'atteindre son niveau d'équilibre. Pour pondérer une séquence en T1 on va donc choisir un TR court (400 à 600 ms) : le tissu ayant le T1 le plus court donnera un signal plus élevé que celui ayant le T1 le plus long. Si le TR était long, on ne pourrait pas mesurer la différence de signal. On choisit également un TE court (15 ms) pour « dépondérer en T2 ».

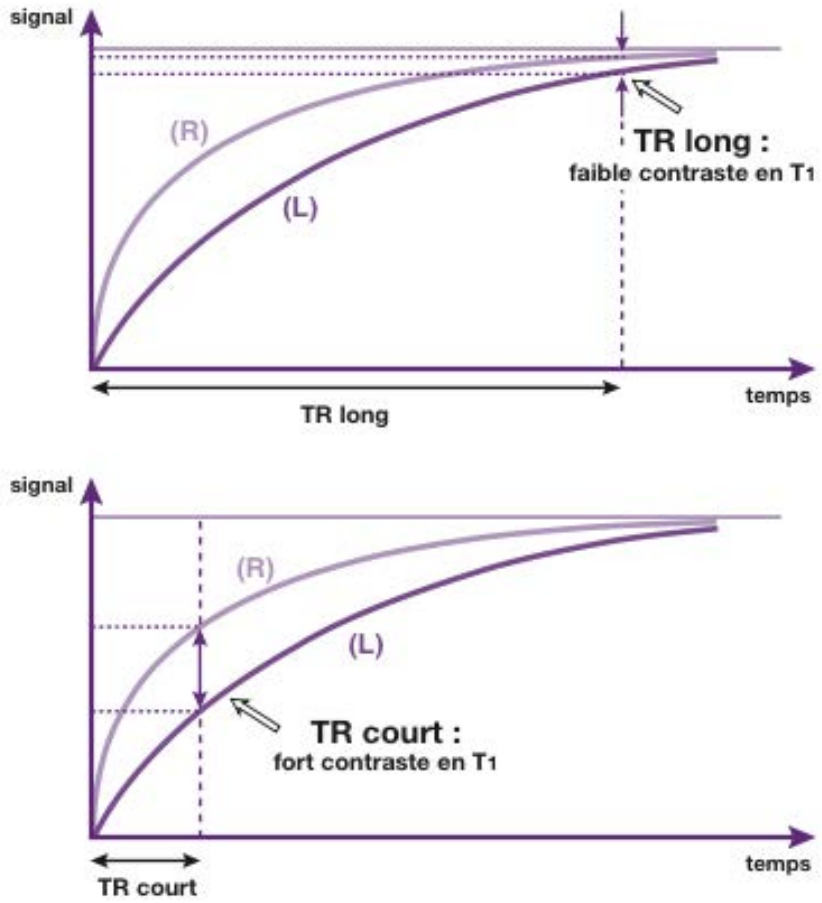


Figure 30 : Le TR conditionne la pondération en T1 d'une séquence
R= rapide, L= lent [33]

1.4.3.2.2. Séquence pondérée en T2 (figure 31)

Au début de la séquence, l'aimantation de 90° fait apparaître l'aimantation transversale, puis le signal décroît très rapidement. L'impulsion de 180° est appliquée et on mesure le signal au temps TE. Si le temps TE est court (15 à 20ms), les différences en vitesse de décroissance n'ont pas le temps de s'exprimer. Si le TE est long (80 à 100ms) le tissu au T2 le plus long décroît plus lentement que celui au T2 le plus court. On pourra donc observer la différence de signal. Plus on allonge le TE, plus la séquence est dite « pondérée en T2 ». Le tissu avec le T2 le plus long donne le plus de signal. Il faut également un TR long afin de « dépondérer » en T1.

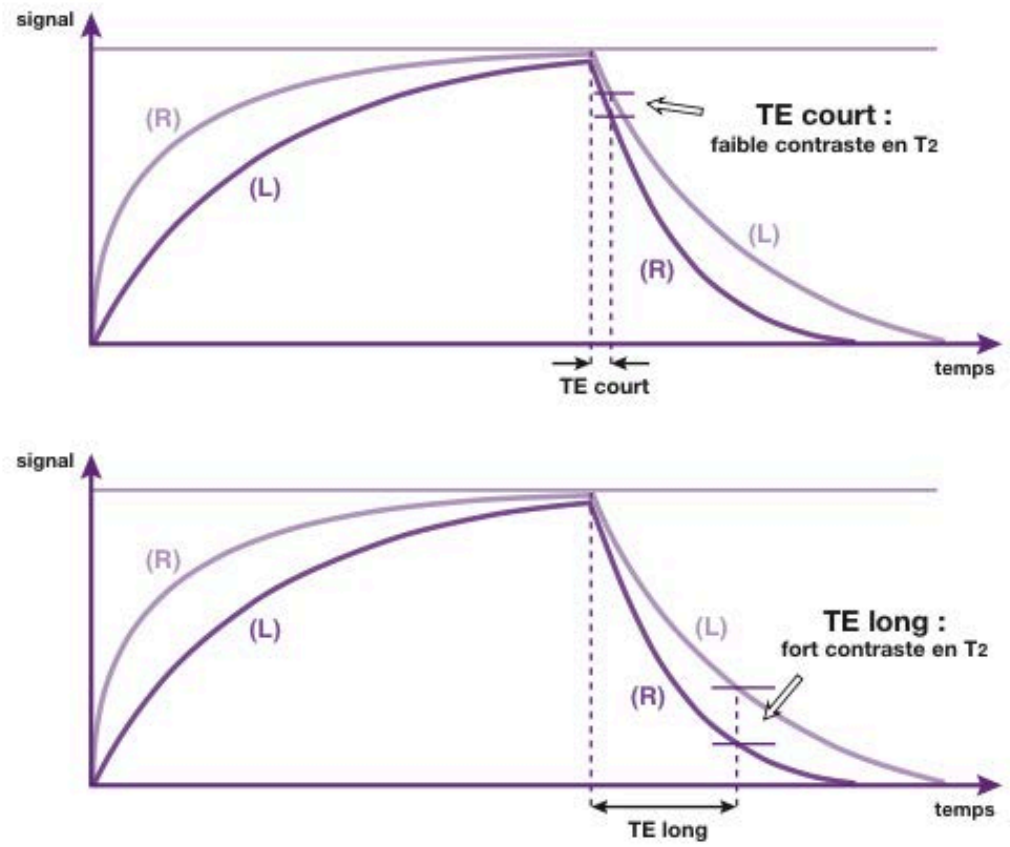


Figure 31 : Le TE conditionne la pondération en T2 d'une séquence [33]

1.4.3.2.3. Séquence pondérée en densité de protons ou rho (figure 32)

Elle est obtenue avec un TR long (pour dépondérer en T1) et avec un TE court (pour dépondérer en T2). Ainsi l'aimantation longitudinale a le temps de repousser entièrement, pour chaque tissu, et l'aimantation transversale n'a pas le temps de décroître. S'il n'y a pas de différence de densité protonique entre deux tissus (exemple des tissus A et B), mais, si en revanche un tissu (exemple d'un tissu C) possède plus de protons, il y aura une différence entre les vecteurs Mz à l'équilibre, et par conséquent une différence de signal. La « hauteur » atteinte par les courbes de repousse dépend de la densité protonique de chaque tissu.

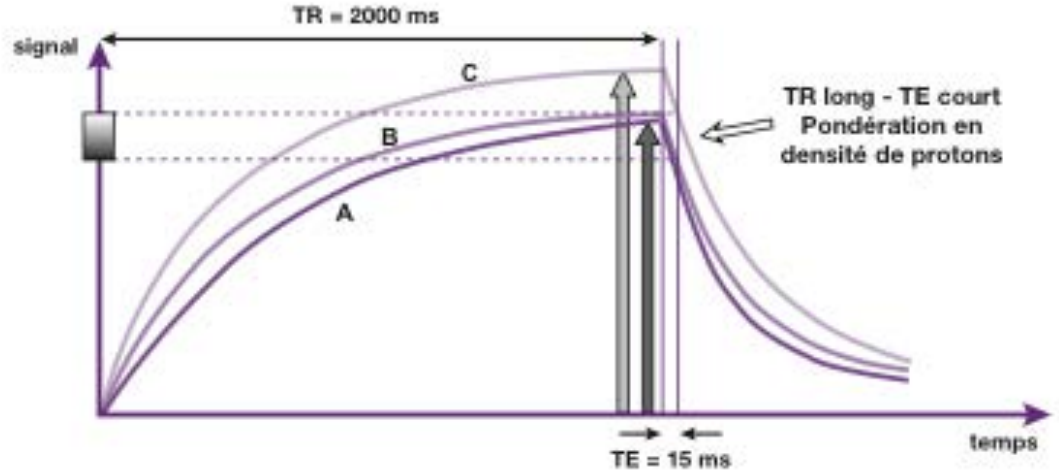


Figure 32 : La pondération en densité de protons d'une séquence est obtenue avec un TR long et un TE court [33]

1.4.3.3. Codage spatial

En IRM, des gradients linéaires de champs magnétiques vont être utilisés pour le codage spatial de l'image. Il permet une localisation dans l'espace grâce aux différences de fréquences. Ensuite, un gradient de sélection de coupe est choisi de façon à ce qu'entrent en résonnance uniquement les protons du plan de coupe. D'autres gradients sont appliqués pour permettre l'acquisition de l'image.

1.4.3.4. Reconstruction de l'image

A l'intérieur des plans de coupes, la reconstruction de l'image fait appel à une double transformée de Fourier. La notion de plan de coupes et d'image matricielle est basée sur un assemblage de pixels et de voxels comme en tomodensitométrie : le champ de vue représente les dimensions réelles, la taille de la matrice définit le nombre de lignes et de colonnes.

L'image reconstruite est accessible numériquement, et il est possible de visionner les images dans les 3 plans de l'espace. Une reconstruction en trois dimensions peut également être faite.

1.4.4. Caractéristiques de l’image et limites de l’IRM

1.4.4.1. Caractéristiques de l’image

1.4.4.1.1. Taille des voxels et résolution spatiale

Lorsqu’il n’y a pas d’artéfact métallique, il est possible de faire une séquence en écho de gradient et d’obtenir des coupes d’une épaisseur de 0,5 x 0,5 x 1 mm.

S‘il y a des artéfacts comme c’est souvent le cas, on est obligé de faire une séquence en écho de spin afin de diminuer ces derniers. On obtient alors des coupes de 0,5 x 0,5 x 2 mm.

La résolution spatiale est faible mais en imagerie IRM c’est le contraste du signal pour la caractérisation tissulaire qui est intéressante.

1.4.4.1.2. Intensité du signal (contraste)

L’IRM permet de réaliser des images avec un très bon contraste, ce qui permet une étude précise des tissus mous.

Il existe plusieurs produits de contraste en IRM. Ils permettent de modifier le signal d’une substance. Le plus utilisé est le sel de gadolinium, il permet d’augmenter le signal en T1 et ainsi de mieux visualiser les zones de vascularisations importantes (tumeur, inflammation).

Cependant en T1, la graisse possède un signal fort qu’il est possible de retirer afin d’avoir un meilleur contraste avec les substances marquées par le sel de gadolinium. Ces séquences sont dites pondérées « *T1 Fat Sat Gado* ».

1.4.4.1.3. Artéfacts

Les artéfacts métalliques sont très marqués en imagerie IRM et rendent l’interprétation des structures avoisinantes impossible.

Il existe des artéfacts de mouvements inhérents au patient, volontaires et involontaires (comme le flux sanguin par exemple).

1.4.4.1.4. Bruit

En IRM, le bruit provient du système électronique de traitement du signal, des mouvements moléculaires et des artéfacts. Le rapport signal sur bruit est ce qui

conditionne le plus la qualité de l'image. L'opérateur doit faire un compromis pour obtenir une résolution spatiale suffisamment faible mais avec un bruit acceptable.

1.4.4.1.5. Dosimétrie

C'est un avantage important de l'imagerie IRM, elle n'utilise pas les rayons X, il n'y a donc pas d'irradiation du patient.

1.4.4.2. Limites de l'IRM

Elle est contre-indiquée en cas de claustrophobie aiguë et pour les patients porteurs de corps étrangers métalliques dans l'œil ou de pacemaker. Les appareils orthodontiques et les couronnes métalliques ne présentent pas de contre-indications à la pratique d'une IRM mais vont altérer très fortement l'image au niveau des tissus environnants.

Ces appareils au coût important sont accessibles en milieu hospitalier principalement.

1.5. Tableau récapitulatif

	Scanner	CBCT	IRM
Résolution spatiale	Voxel anisotrope 400-625 μm	Voxel isotrope De 300 à 80 μm +++	Voxel anisotrope 500 μm
Résolution en densité	+++ Echelle de Hounsfield Fenetrage	--- Flux de photons faible	+++ Pour les tissus mous
Artéfacts métalliques	Gênant	Moins gênant	Très gênant
Bruit	Faible	Elevé	Elevé
Dosimétrie	500 à 1000 μSv	40 à 200 μSv	Pas d'irradiation
Temps d'examen	+	++	--
Disponibilité/Coût	Cabinets de radiologie Milieu hospitalier	Cabinet dentaire Cabinets de radiologie Milieu Hospitalier	Cabinets de radiologie Milieu Hospitalier
Indications	Etude des régions à fortes différences de densités. Tissus durs et tissus mous.	Etude des tissus durs	Etude des tissus mous.

Tableau 1 : Tableau récapituatif des principales caractéristiques du scanner, CBCT et IRM [document personnel]

2. Imagerie dento-maxillo-faciale et indications

2.1. Imagerie dentaire et investigation des arcades

En cabinet dentaire d'omnipratique, la radiologie est quotidiennement utilisée pour le diagnostic et l'évaluation des lésions qu'elles soient d'origine parodontale, endodontique ou encore traumatique. La majorité des examens radiologiques sont en deux dimensions (rétro-alvéolaire, *bite wing*, mordu, panoramique) car ils suffisent à visualiser la pathologie. De plus, ils sont moins consommateurs en rayonnements ionisants, facilement réalisables et accessibles.

Cependant, dans certains cas, le recours à l'imagerie sectionnelle est inévitable pour pouvoir accéder à la troisième dimension et ainsi traiter le patient de façon optimale.

2.1.1. Pathologie infectieuse

2.1.1.1. D'origine parodontale

La parodontite est une maladie inflammatoire fréquente et multifactorielle, qui se met en évidence avant tout grâce à un examen clinique rigoureux. Elle entraine une résorption de l'os alvéolaire (tissu de soutien entourant la dent) et peut affecter la globalité ou seulement une partie des parois osseuses. De même, elle peut atteindre une seule dent ou la totalité de la denture, et on oberve des niveaux de sévérité différents, pouvant aller dans certains cas jusqu'à la perte des dents.

L'examen radiologique de référence en parodontie est le **bilan long cône** cependant, l'acquisition de données volumiques permet de détecter, grâce à la restitution de la 3ème dimension (figure 34), des lésions non ou peu visibles sur un examen radiologique en deux dimensions (figure 33), comme une lésion linguale, vestibulaire ou palatine. La lecture des alvéolyses verticales et angulaires est souvent sous évaluée [41].

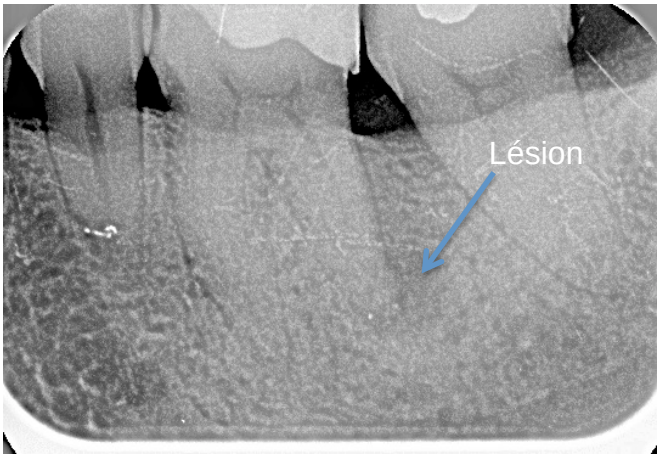


Figure 33 : Cliché rétro-alvéolaire, visualisation d'une image radioclaire correspondant à une lésion périapicale [11]

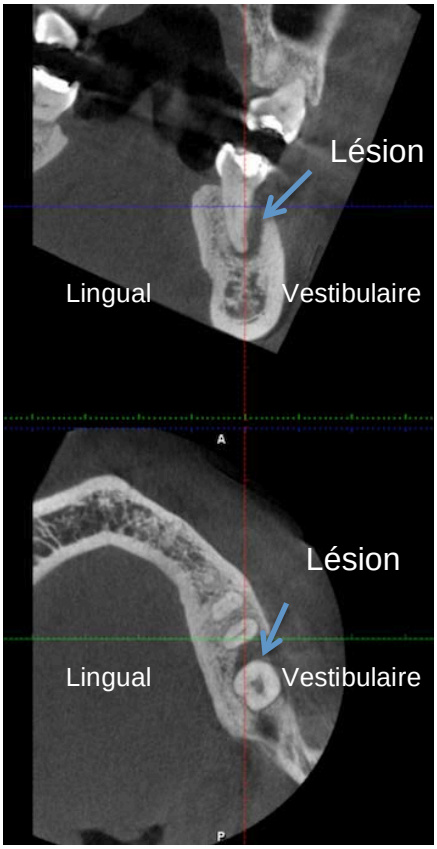


Figure 34 : Visualisation de cette même lésion endo-parodontale en imagerie CBCT [11]

On remarque que la lésion endo-parodontale est considérablement sous évaluée sur le cliché rétroalvéolaire (image en deux dimensions, figure 33). L'imagerie en trois dimensions (figure 34) permet d'observer précisémment l'espace occupé par la lésion : nous pouvons ainsi constater que cette lésion a entrainé une

lyse osseuse vestibulaire, mésiale et apicale. L'os lingual ne semble pas atteint. Le cliché rétro-alvéolaire superpose les éléments, c'est pour cela qu'on observe une légère zone radioclaire au niveau de la racine distale mais elle ne localise pas la lésion avec précision et ne donne donc pas toutes les informations nécessaires au praticien.

Grâce à sa très haute résolution spatiale, le CBCT permet de discriminer de façon très précise la hauteur d'os alvéolaire, l'anatomie des furcations des dents pluriradiculées et en particulier celle des molaires maxillaires. Les recommandations de la HAS de 2009 préconisent la réalisation d'un CBCT pour l'exploration pré-chirurgicale, ou encore la détermination du nombre de parois osseuses résiduelles [28].

L'examen CBCT est donc utile au diagnostic et au traitement des maladies parodontales, en particulier dans sa partie pré-chirurgicale, et permet de conserver un document permettant le suivi de l'évolution de la pathologie (figure 35).

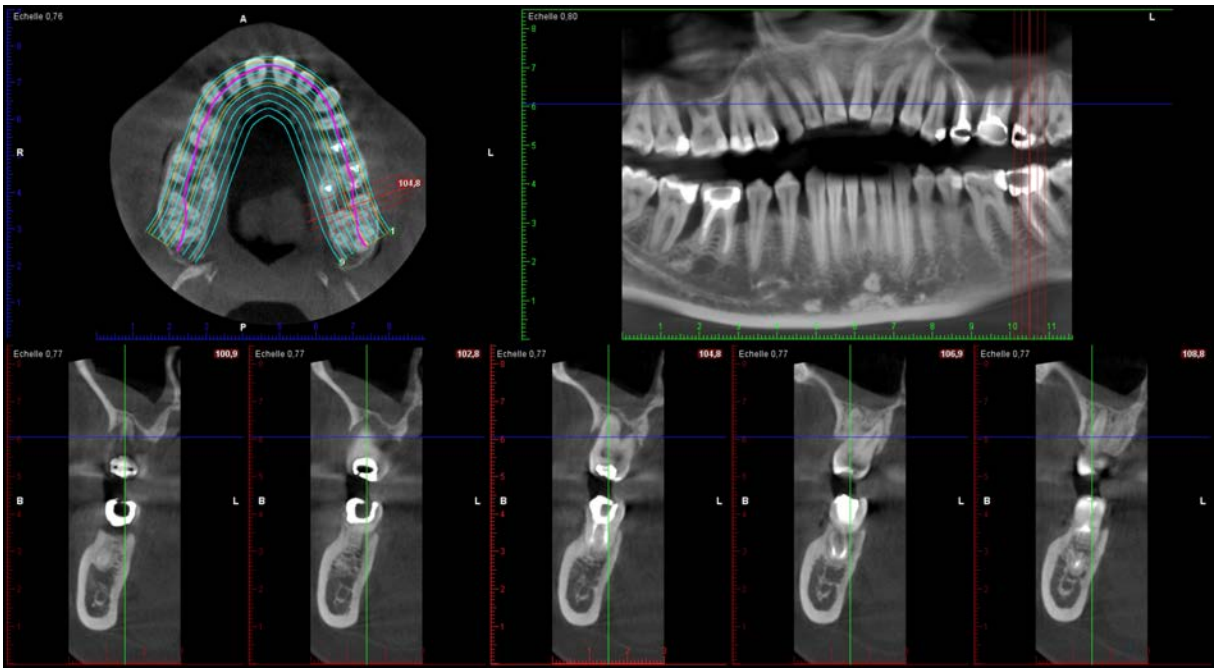


Figure 35 : Bilan parodontal d'une parodontite agressive en imagerie CBCT [11]

2.1.1.2. D’origine endodontique

La pulpe dentaire est un tissu conjonctif non minéralisé et se divise classiquement en deux parties : la pulpe coronaire et la pulpe radiculaire. Au sein des racines, elle peut se diviser en plusieurs canaux. Le système endodontique est complexe et il existe une forte variabilité interindividuelle. Pour mener un traitement de racines correct, il est donc indispensable d’avoir une bonne connaissance de l’anatomie et de réaliser des clichés radiologiques avant, pendant et après le traitement pour assurer la réussite de celui-ci. La radiographie rétro-alvéolaire est réalisée en utilisant la technique des plans parallèles pour permettre une reproductibilité, éviter les distorsions et avoir des dimensions les plus proches possibles de la réalité.

Cependant, ces clichés montrent en deux dimensions un complexe pulpaire en trois dimensions.

L’utilisation du CBCT peut être justifiée dans le cas de morphologies canalaires complexes. Dans leur rapport de cas concernant le traitement endodontique d’une première molaire mandibulaire comportant six canaux, Shiraz Pasha et coll, affirment que l’imagerie CBCT leur a permis de visualiser distinctement les six canaux radiculaires et que cela a mené à la réussite du traitement des racines. Ils soulignent l’importance de l’imagerie en trois dimensions comme outil diagnostic pour ces traitements difficiles [47].

Dans d’autres cas, comme lors de lésions périapicales inexpliquées, l’imagerie CBCT, de par sa haute résolution spatiale, peut mettre en évidence un canal mal ou pas obturé, en particulier le deuxième canal mésio-vestibulaire des premières molaires maxillaires (figure 36), ou des canaux secondaires ou accessoires.

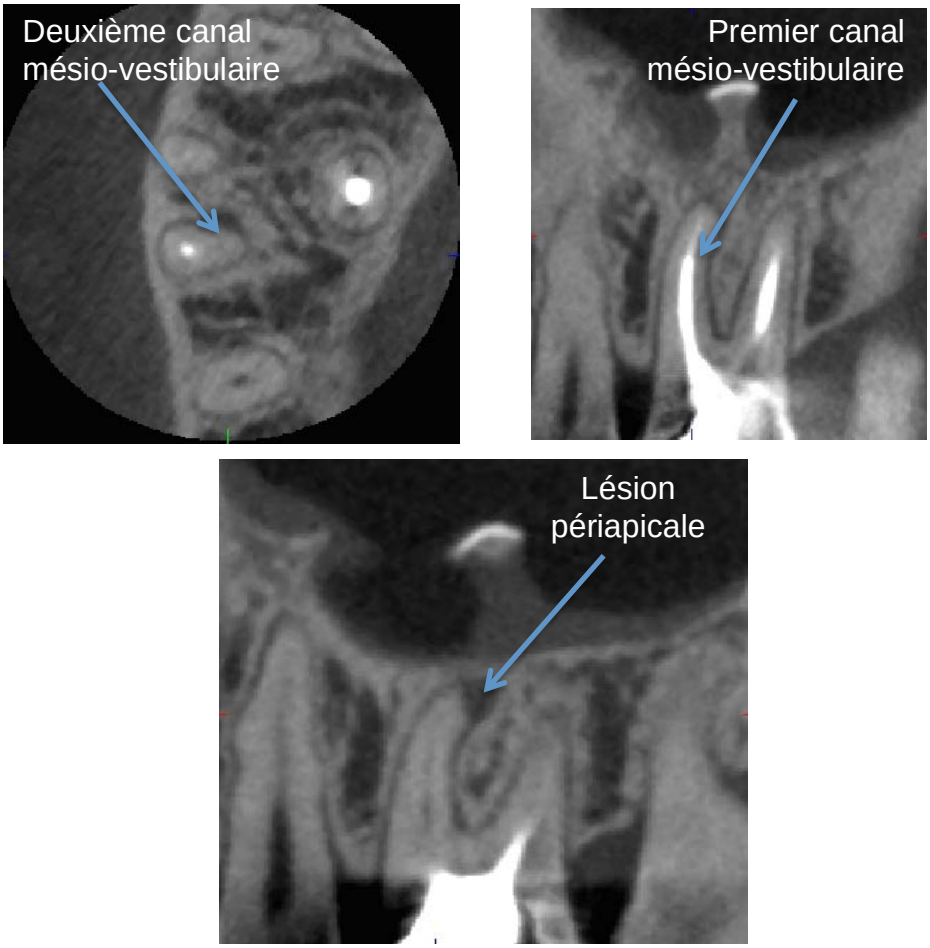


Figure 36 : Lésion périapicale dûe à un défaut d'obturation du deuxième canal mésio vestibulaire de 26 en imagerie CBCT [30]

Il permet également de visualiser les lésions périapicales, d'en apprécier l'importance et d'orienter la décision thérapeutique (retraitement endodontique, résection apicale ou avulsion), de suivre un éventuel trajet fistuleux ainsi que les rapports avec les structures voisines (sinus, foramen mentonnier, etc).

La HAS indique dans ses recommandations que « l'imagerie CBCT en endodontie peut présenter un intérêt dans certains cas bien sélectionnés, lorsque les informations fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle ne sont pas suffisamment contributives au diagnostic et qu'une image tridimensionnelle est indispensable, mais ne saurait se justifier si elle n'améliore pas dans des cas précis la prise en charge et le pronostic de la dent. » [28].

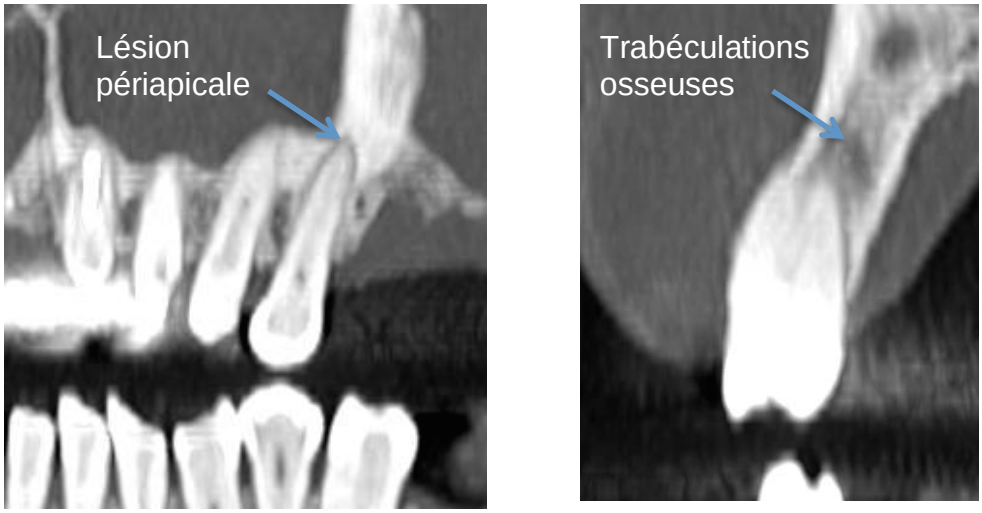


Figure 37 : Visualisation d'une lésion périapicale en imagerie scanner [10]

Lorsque l'on compare les figures 36 et 37, on remarque que les contours des racines sont moins nets en imagerie scanner. Les trabéculations osseuses et le système endodontique sont moins visibles. Les limites de la lésion périapicale sont nettement moins précises par rapport à celles que l'on peut visualiser en imagerie CBCT.

De par sa plus faible résolution spatiale, le scanner ne se présente donc pas comme l'examen sectionnel de choix dans l'étude du système endodontique et des lésions périapicales.

2.1.2. Chirurgie orale

2.1.2.1. 3ème molaire mandibulaire et nerf alvéolaire inférieur

Une dysharmonie dento-maxillaire conduit très fréquemment à des accidents d'éruption de la troisième molaire mandibulaire, allant de simple douleur jusqu'à la péricoronarite. Cette dent reste alors enclavée ou incluse. Cette dysharmonie dento-maxillaire conduit également à des morphologies souvent complexes de la dent qui s'édifie en fonction des contraintes anatomiques. Des rapports étroits peuvent donc exister entre la dent de sagesse et le nerf alvéolaire inférieur.

Pour l'exploration de la troisième molaire mandibulaire et des éléments anatomiques qui l'entourent, la technique d'imagerie de référence est la radiographie panoramique (OPT, orthopantomogramme). Cependant, lorsqu'on observe une

superposition du canal mandibulaire avec les apex de la dent, le recours à l'imagerie sectionnelle va s'avérer utile pour préciser leur rapport, optimiser le geste chirurgical et éviter ainsi les complications nerveuses [45].

L'imagerie CBCT est, dans ce cas, la technique la plus appropriée de par sa très bonne résolution spatiale et sa plus faible exposition aux rayonnements pour le patient face à l'imagerie scanner. Grâce à la troisième dimension, elle discriminera l'anatomie radiculaire ainsi que le trajet nerveux dans le plan vestibulo-lingual (il est nécessaire de savoir si celui-ci passe vestibulairement, lingualement ou au niveau inter-radiculaire au moment de la luxation de la dent afin d'éviter toute lésion nerveuse), et elle explorera les dents adjacentes (présence éventuelle de résorption ou d'ankylose) et les kystes inflammatoires qui peuvent etre associés.

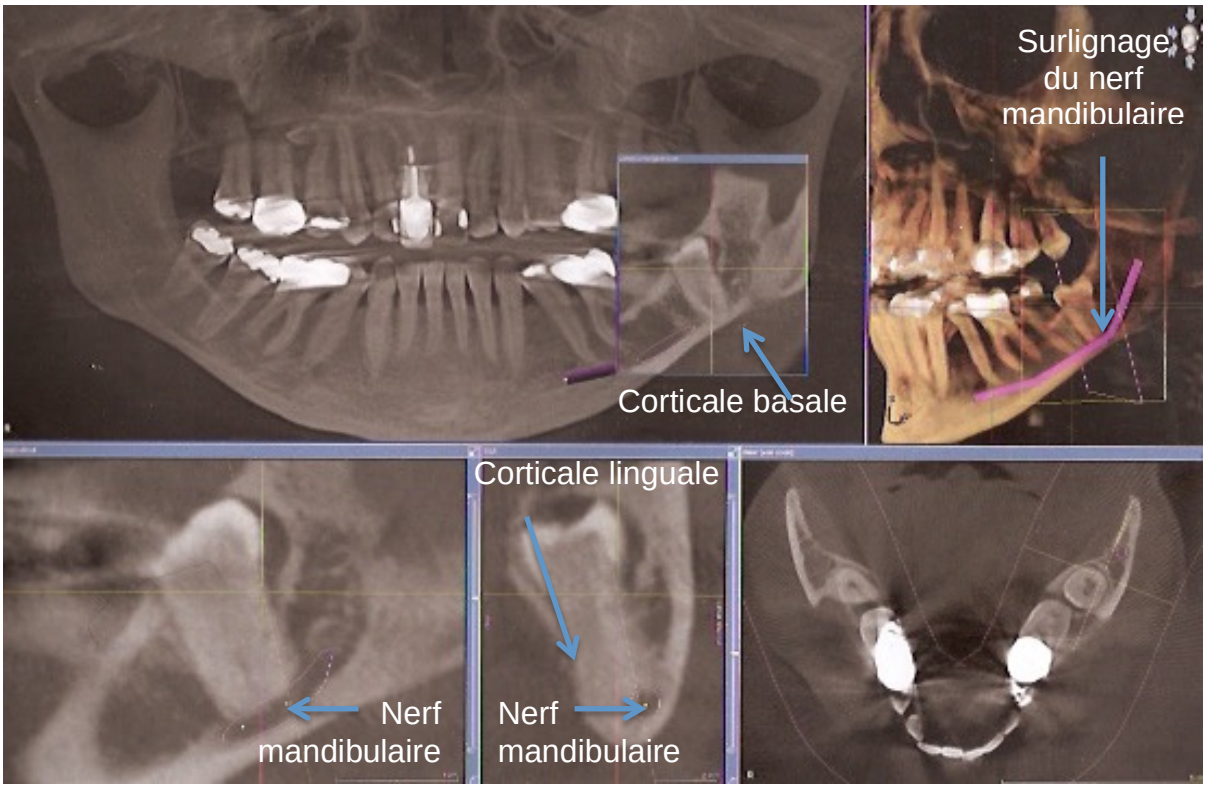


Figure 38 : Visualisation dans les 3 plans de l'espace d'une 3ème molaire mandibulaire incluse en imagerie CBCT [40]

Sur la figure 38, l'examen CBCT réalisé permet d'observer l'inclusion profonde de 38 et l'étroit rapport des racines avec le canal mandibulaire ; les apex s'étendent jusqu'à la corticale basale. La corticale linguale est très amincie. Le nerf alvéolaire inférieur passe vestibulairement par rapport aux racines. Les logiciels permettent un

surlignage de ce nerf pour une meilleure visualisation de son trajet. Il existe aussi une ostéolyse péricoronaire. Toutes ces informations n'auraient pu être acquises sans un examen en trois dimensions et vont permettre ainsi de mieux aborder l'étape chirurgicale.

2.1.2.2. Dents surnuméraires incluses

Chez l'adulte, sauf en cas de nécessité (implantologie, infection, atteinte des dents voisines, tumeurs des maxillaires), l'abstention thérapeutique sera privilégiée en cas de découverte de dents incluses.

Chez l'enfant, la décision thérapeutique est variable car ces dents incluses peuvent géner le déplacement des dents lors d'un traitement orthodontique.

Devant un retard d'éruption ou une malposition de dents sur l'arcade, une exploration radiographique sera réalisée pour rechercher d'éventuelles dents surnuméraires incluses.

En première intention, un OPT sera réalisé afin de visualiser la totalité de la denture. S'il est impossible d'évaluer avec précision la position de la dent ou des dents incluses et de connaître ses rapports avec les structures anatomiques en imagerie deux dimensions, en particulier si la décision d'avulsion ou de traction est prise, on réalisera en seconde intention un examen CBCT.

2.1.3. Bilan pré-implantaire [14][41][6]

La perte des dents avec l'âge a longtemps été considérée comme une fatalité physiologique à laquelle on ne pouvait remédier. Il fallut trouver un moyen pour compenser les édentements. L'implantologie existe depuis des siècles mais ce n'est qu'au début des années 1950, grâce au développement de la parodontologie, que l'on observa des résultats fiables et durables.

Le bilan pré-implantaire se constitue d'une anamnèse indispensable dans le cas de chirurgie, d'un examen clinique rigoureux ainsi que d'un examen radiologique.

D'après les recommandations sur la conduite à tenir en imagerie publiées par l'EAO (*European Association for Osteointegration*) dans *Guidelines for the Use of Diagnostic Imaging in Implant Dentistery* en 2002 [14], il est indiqué que l'examen radiologique doit être le plus économe possible en rayons X, conformément au

principe ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) et donc de privilégier les méthodes simples. L'examen de référence est le cliché panoramique.

En 2011, l'EAO indiquera que l'imagerie en coupes est indiquée dans les cas suivants [26] :

- lorsque les examens cliniques et radiologiques conventionnels ne permettent pas de définir correctement les limites anatomiques et de confirmer l'absence de pathologie

- lorque l'examen 3D apporte des informations supplémentaires susceptibles de limiter les risques de lésions des structures anatomiques importantes

- lorsque le volume osseux disponible est réduit et qu'une évaluation 3D précise conditionne le plan de traitement implantaire

- lorsque le positionnement implantaire peut être optimisé grâce à un guide radiologique et un système de planification informatique associé à la conception d'un guide chirurgical sur mesure.

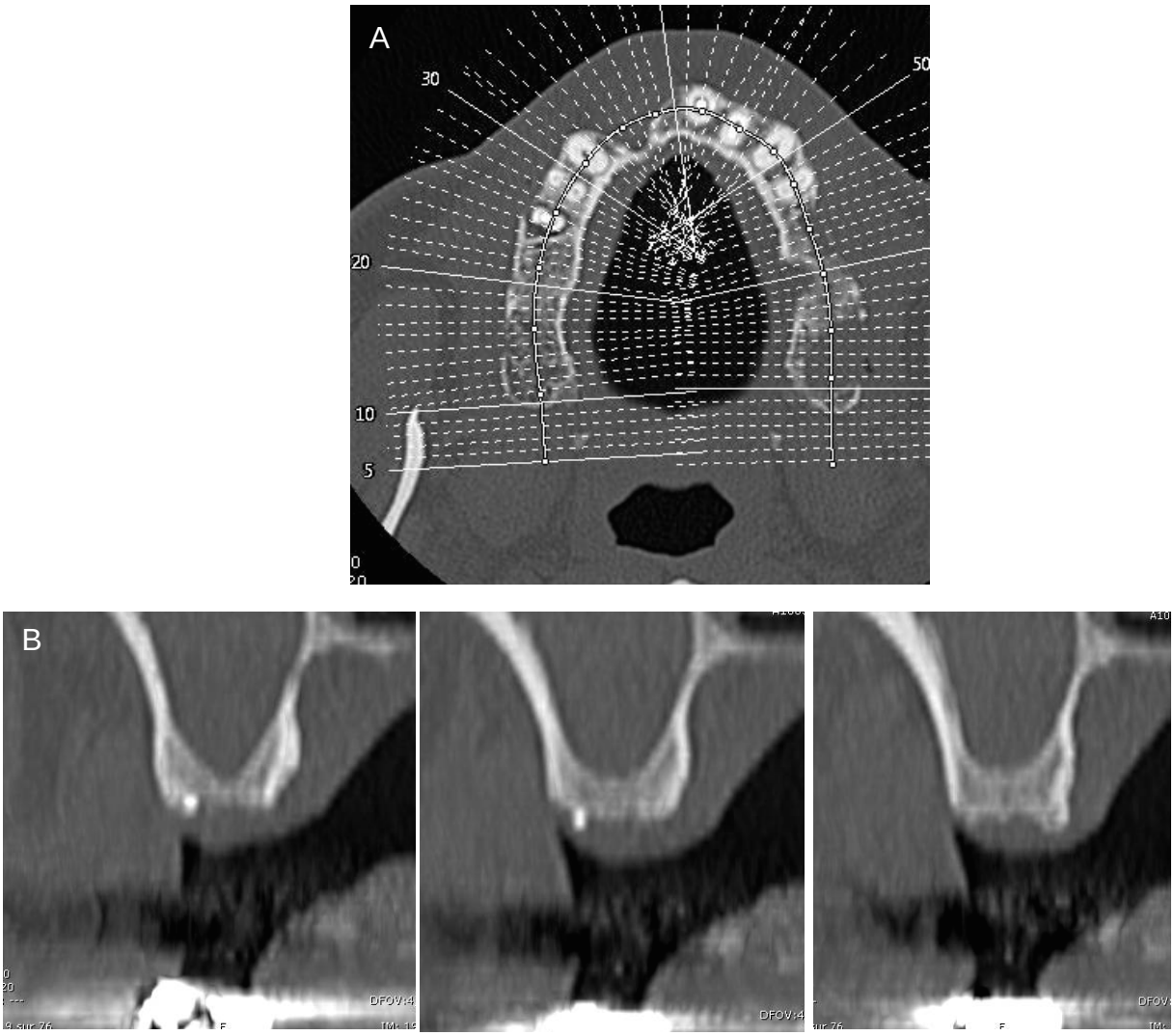
L'imagerie sectionnelle ne sera donc pas envisagée en première intention et est utile dans des cas précis, lorsque l'imagerie deux dimensions n'apporte pas suffisament d'indications sur l'anatomie du sujet et donc sur la faisabilité de la pose de l'implant.

La réalisation d'une radiographie volumique permettra à l'opérateur :

- de se renseigner sur la position des obstacles anatomiques maxillaires tels que les sinus (surtout dans le cas de « *sinus lift* »). On observe également le canal et le foramen incisif ainsi que le passage de l'artère alvéolaire postéro-supérieure
- de se renseigner sur la position des obstacles anatomiques mandibulaires comme le passage du nerf alvéolaire inférieur ou le foramen mentonnier
- d'évaluer quantitativement le volume osseux en le mesurant dans les trois dimensions
- d'évaluer qualitativement le volume osseux, visualiser les trabéculations, l'épaisseur des corticales
- d'estimer le volume osseux manquant en cas de nécessité de greffe
- déterminer la présence de pathologies osseuses

- de mesurer et visualiser les distances nécessaires, par exemple 2 mm sont nécessaires entre l'implant et le nerf alvéolaire inférieur, 1,5 mm entre un implant et une dent, 3 mm entre deux implants
- d'effectuer une simulation de pose implantaire
- mener la confection d'un guide chirurgical en particulier lors de grands édentements (axe des implants et point d'émergence notamment)

Quelques années après la mise sur le marché des scanners, la société «*GE Healthcare*» créa un logiciel adapté à la reconstruction dentaire et en particulier aux bilans pré-implantaires : c'est le dentascan^{TM} (figure 39). Il apporta une aide précieuse aux chirurgiens maxillo-faciales et aux implantologistes. Le protocole d'examen inclut des coupes en incidence axiale et coronale, des épaisseurs de coupe allant de 1 à 1,5 mm et des espacements de coupes allant de 1 à 3 mm [34]. La coupe axiale de référence est observée sur la figure 39A. Elle permet de se situer sur les planches de coupes coronales (figure 39B) qui sont numérotées. Il est ainsi possible d'avancer, de coupe en coupe, le long de l'arcade.



18-19 19-20 20-21

Figure 39 : Dentascan^{TM} en coupes horizontales (A) et verticales (B) en imagerie scanner [10]

Depuis l'arrivée du CBCT, de par sa plus faible irradiation, sa meilleure résolution spatiale et son accessibilité en cabinet dentaire, le scanner ne se présente plus comme l'examen diagnostic sectionnel de choix.

L'isotropie du voxel du CBCT permet d'obtenir des reconstructions de qualité contrairement au voxel anisotrope du scanner qui oblige à respecter le parallélisme par rapport au plan de référence. De plus, le CBCT présente une moindre sensibilité aux artefacts métalliques.

Il existe sur le marché de nombreux logiciels permettent d'anticiper et de choisir l'implant (figure 40) [15].

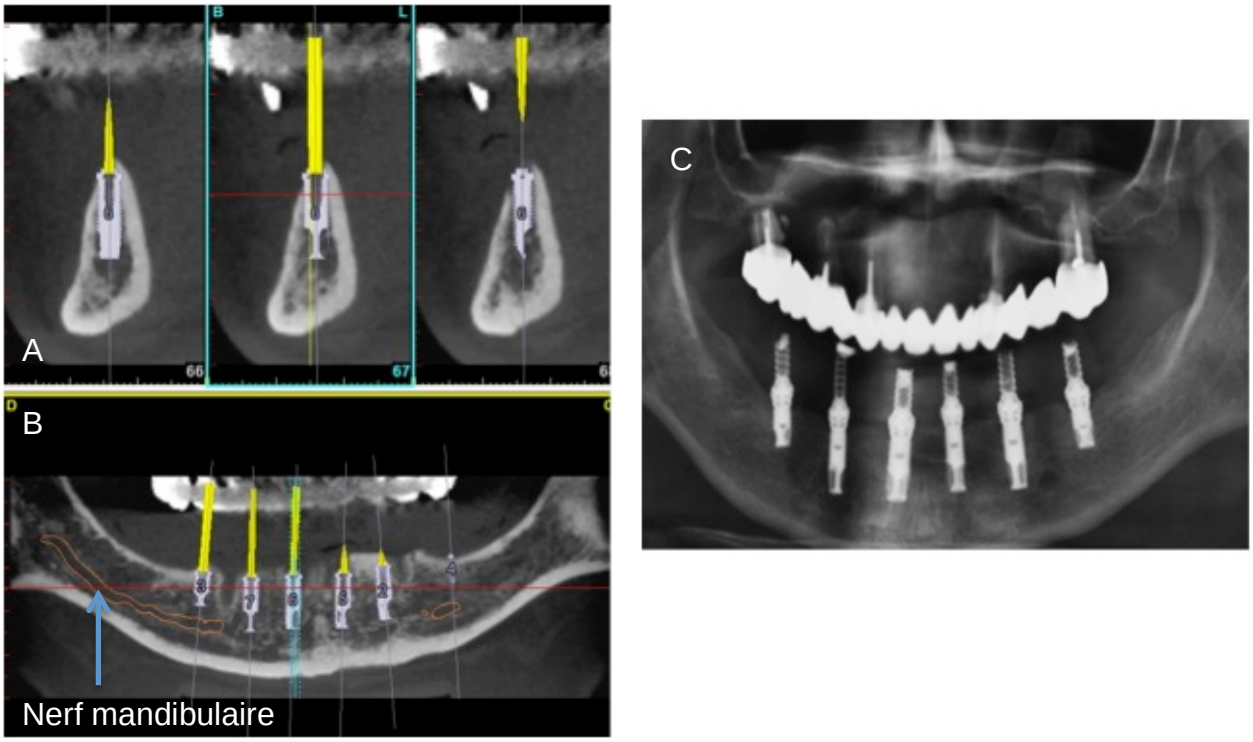


Figure 40 : Prévisualisation d'implants mandibulaires en vue d'une réhabilitation complète de la mandibule (A et B) et radiographie après pose des implants (C) en imagerie CBCT [11]

Les figures 40A et 40B nous permettent de prévisualiser le positionnement des futurs implants mandibulaires et le surlignage du nerf dentaire inférieur (figure 40B) permet d'évaluer la distance existant entre cet élément anatomique et les implants, afin de rester à distance de celui-ci. Les coupes coronales (figure 40A) permettent d'apprécier avec précision la hauteur et l'épaisseur d'os disponibles, ainsi que la qualité de ce dernier. Sur la figure 40C, on observe la radiographie post-opératoire de contrôle montrant les implants posés selon la prévisualisation.

Dans le cas de projets prothétiques de grandes étendues comme celui-ci, le recours à l'imagerie sectionnelle grâce au CBCT est indispensable pour mener à bien le traitement.

Lorsque l'on souhaite réaliser de l'imagerie en coupe, l'imagerie CBCT présente des qualités indéniables, permettant de fournir des informations indispensables tant au niveau de l'anatomie dentaire et de la proximité des dents

avec les structures nobles avoisinantes que dans le diagnostic des pathologies touchant les structures dentaires et parodontales.

Combinée aux informations cliniques, la pratique des chirurgiens est devenue ainsi plus efficace et aisée avec le CBCT et continuera à l'être s'il est utilisé de façon judicieuse en terme de gain de diagnostic par rapport au coût pour le patient et aux risques liés à l'exposition aux rayonnements [1].

2.2. Imagerie osseuse

Il existe de nombreux kystes et tumeurs siégant au niveau des maxillaires. Bien que l'imagerie soit une aide précieuse au diagnostic, l'anamnèse et l'examen clinique passant par les palpations endo et exobuccales sont des étapes incontournables. Enfin, l'examen anatomopathologique peut également apporter des informations importantes, mais il n'est pas entrepris dans la majorité des cas.

Plusieurs classifications histologiques des kystes et des tumeurs des maxillaires ont été décrites.

L'imagerie en coupe permet la description de plusieurs critères et d'orienter ainsi le diagnostic en précisant notamment : la situation des lésions, leur nature lytique ou ostéoformatrice, leur morphologie uni ou pluriloculaire, le cloisonnement des lacunes, les homogénéités ou hétérogénéités, l'aspect des limites, le refoulement des structures anatomiques, ou encore le refoulement ou la lyse des corticales.

2.2.1. Kystes odontogéniques

Ils regroupent en particulier les kystes inflammatoires (kystes radiculaires apicaux ou latéraux et les kystes résiduels) et les kystes malformatifs odontogéniques liés au développement (kyste dentigère ou folliculaire, kyste éruptif, kyste primordial, etc) [48].

Les kystes inflammatoires représentent 80% des kystes des maxillaires.

L'examen radiologique de première intention est la radiographie rétro-alvéolaire, cependant lors de lésions très étendues et en particulier lors de décision d'exérèse chirurgicale, l'examen sectionel se révéle indispensable.

L’imagerie CBCT s’impose ainsi comme l’imagerie sectionnelle de choix de par son excellente discrimination des différentes structures anatomiques (figures 41 et 42).

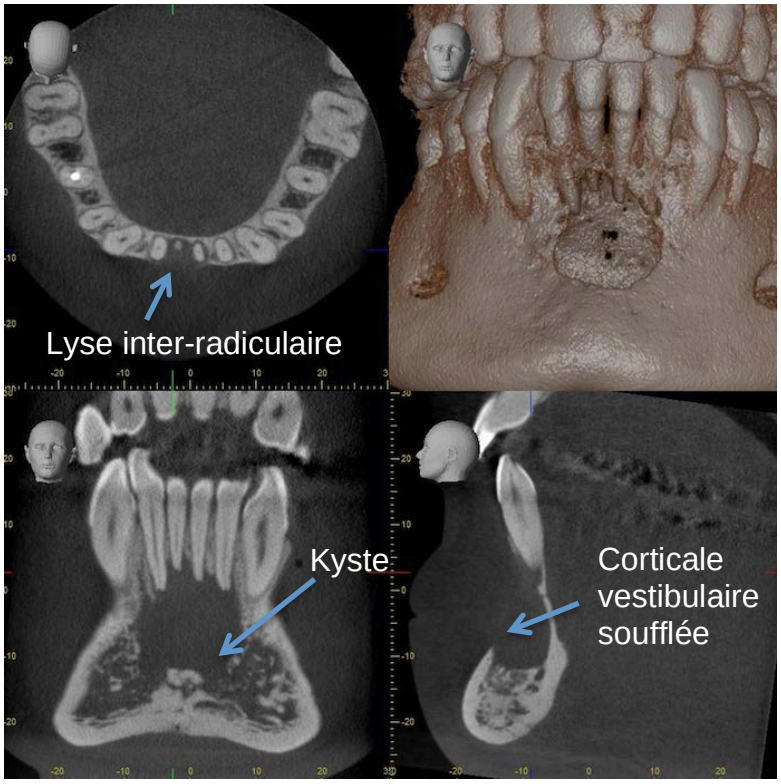


Figure 41 : Kyste périapical sur 41 en imagerie CBCT [30]

La figure 41 met en évidence la présence d’une lésion radioclaire, homogène, composée d’une géode unique située à l’apex de 41. La visualisation du kyste dans les trois plans de l’espace montre que la corticale vestibulaire est rompue. La lésion s’étend de la dent 42 jusqu’à la dent 32 ainsi que dans l’espace inter-radiculaire entre 42 et 31. Les contours sont nets. On note une rhizalyse de l’apex de 41 qui est probablement nécrosée.

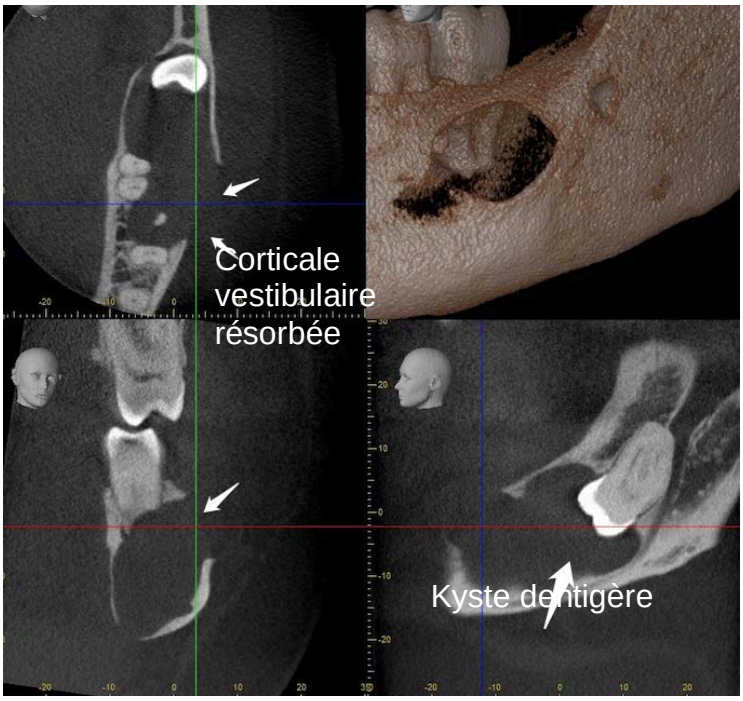


Figure 42 : Kyste dentigère visualisé dans les trois directions et en trois dimensions en imagerie CBCT [30]

Les kystes dentigères sont en relation avec une dent incluse. La lésion est homogène et bien circonscrite, classiquement monogéodique avec un liséré de condensation périphérique entourant la couronne dentaire. On peut, dans certains cas, observer une résorption des racines adjacentes qui traduit une évolution lente et progressive du kyste. La figure 42 met en évidence une résorption de la corticale vestibulaire de la dent 38 incluse, consécutive à la présence d'un kyste dentigère au niveau de cette dent.

2.2.2. Tumeurs bénignes

Il existe une multitude de tumeurs bénignes classées en fonction de leur caractère odontogénique et en fonction de leur origine embryologique.

L'améloblastome est la tumeur bénigne la plus fréquemment rencontrée. Il correspond à une ou plusieurs lacunes osseuses homogènes appelées géodes. Il a tendance à envahir les structures osseuses et dentaires (rhizalyse, destruction de

l’os et des corticales) et a un fort potentiel de récidive qui le qualifie de tumeur bénigne à potentiel malin. Il est habituellement localisé à l’angle de la mandibule.

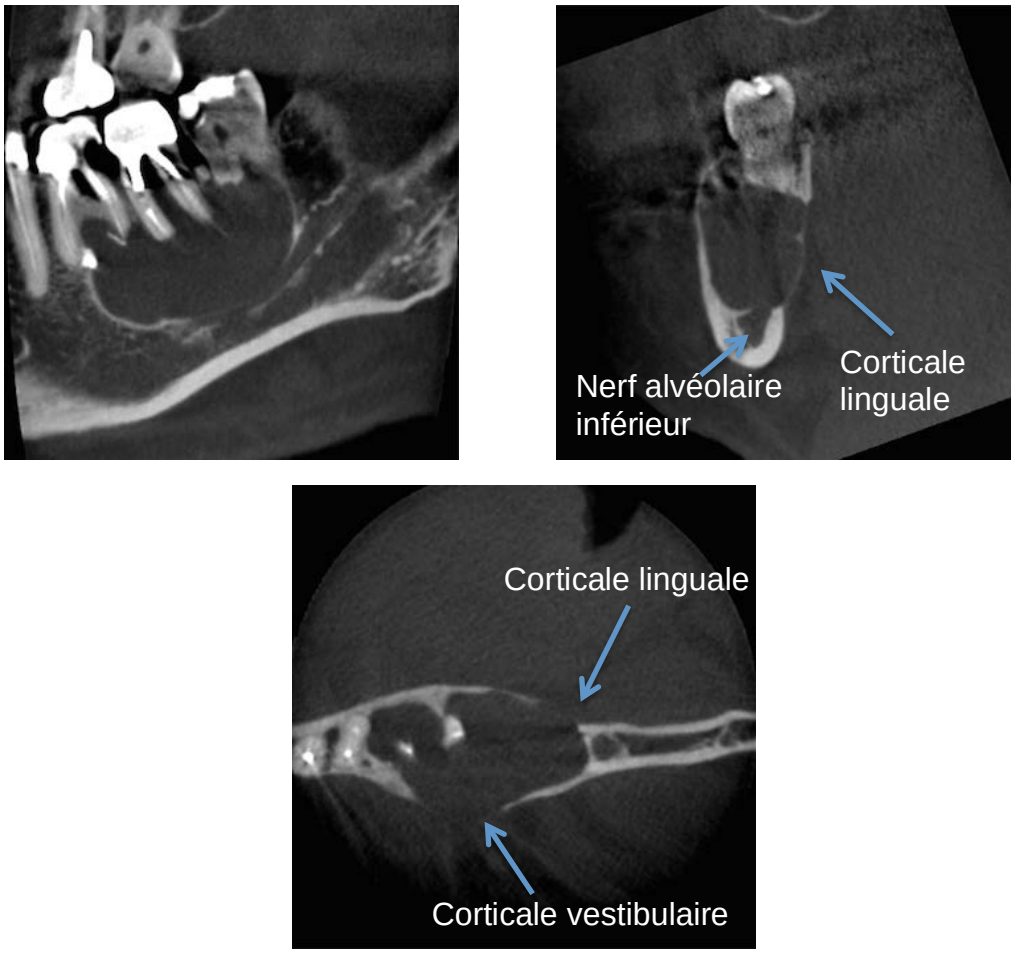


Figure 43 : Visualisation d’un améloblastome dans les 3 plans de l’espace en imagerie CBCT [30]

La figure 43 met en évidence la présence d’un améloblastome en regard des molaires mandibulaires gauches. On observe son aspect pluriloculaire, les corticales vestibulaire et linguale qui ont été soufflées, le refoulement du nerf alvéolaire inférieur et la rhizalyse partielle des racines de la troisième molaire mandibulaire. La rhizalyse permet de faire le diagnostic différentiel avec un kyste dentigère



Figure 44 : Améloblastome en imagerie scanner [43]

La figure 44 témoigne de l'aspect polygéodique d'un améloblastome avec des ruptures de la corticale à plusieurs niveaux.

Cependant, sur cette image « scanner », les limites sont moins bien définies et les trabéculations osseuses sont moins visibles qu'en imagerie CBCT. Ceci est dû à la plus faible résolution spatiale du scanner. De plus, ce dernier est plus irradiant pour le patient.

La technique CBCT est donc l'examen de choix pour l'étude de ce type de lésion, en particulier pour préparer l'abord chirurgical car elle offre une image plus précise et est moins consommatrice en rayonnements ionisants.

2.2.3. Tumeurs malignes

Elles regroupent les carcinomes et les sarcomes au niveau de la cavité orale. L'image radiologique est souvent mal délimitée, les contours sont irréguliers, la prolifération est rapide [35].

La lésion peut être découverte de manière fortuite lors d'un examen, ou réalisée en raison de douleur. L'imagerie CBCT permettra d'observer l'étendue des lésions, mais en cas de suspicion d'une tumeur maligne, il devra être obligatoirement

complété soit par un scanner (voire un TEP-scan) soit par une IRM ainsi que par une biopsie pour en révéler sa nature exacte.

En effet, ces deux derniers examens permettront, par leur meilleure discrimination des densités, d'en savoir plus sur la nature de la lésion, le CBCT ayant une faible résolution en densité.

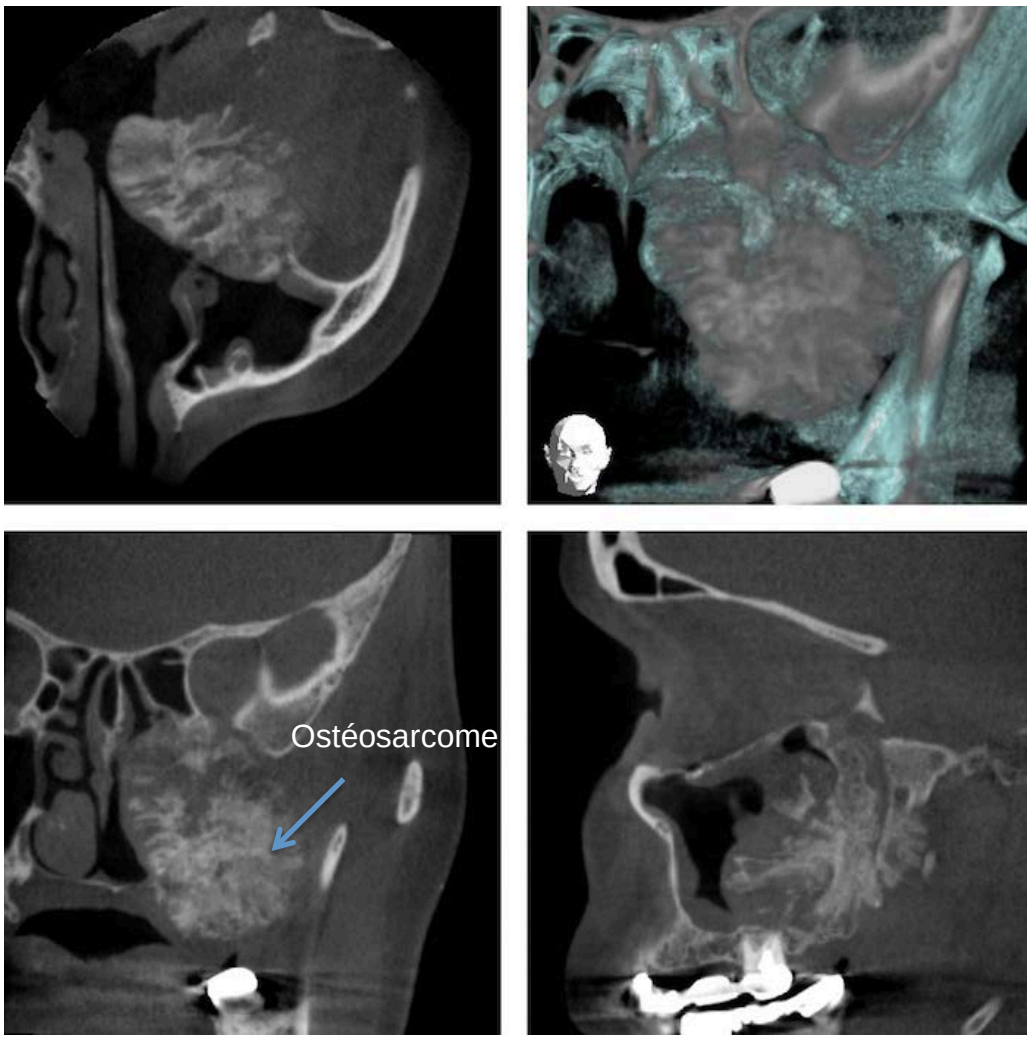


Figure 45 : Ostéosarcome ostéogénique en imagerie CBCT [30]

La figure 45 met en évidence la prolifération osseuse anarchique et envahissante de l'ostéosarcome au niveau du sinus maxillaire gauche, dans les trois dimensions de l'espace. Les ossifications à contours flous sont bien visibles (zones radiosombres), les différentes structures anatomiques denses (os de la face, dents, cloisons sinusiennes) sont facilement discriminées.

Par contre, le contraste entre les tissus mous est très faible, voire inexistant. L'imagerie CBCT ne permet donc pas d'évaluer une possible extension aux tissus mous, ce qui est nécessaire d'envisager dans le cas de tumeurs malignes.

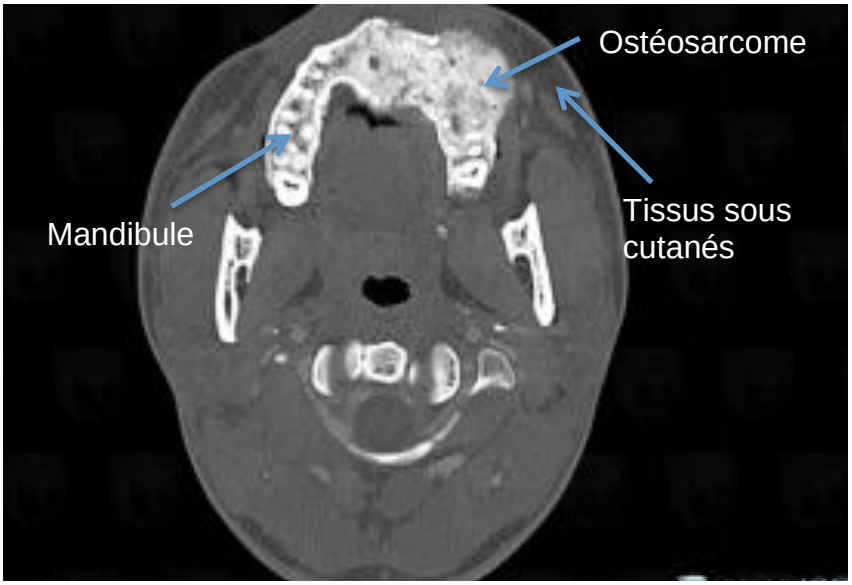


Figure 46 : Ostéosarcome ostéogénique en imagerie scanner, « fenêtre osseuse » [25]

En image « scanner » (figure 46), la visualisation des structures osseuses est moins précise que sur l'image « CBCT »; les limites de l'ostéosarcome sont moins nettes. Cependant, on observe mieux les parties molles (comme les tissus sous cutanés) que sur une image « CBCT », et dans un bilan d'extension aux tissus mous, on se place en fenêtre « partie molle » pour avoir une meilleure discrimination des densités. On peut également reconstruire une deuxième fois l'image avec un filtre « partie molle » et envisager l'injection de produits de contraste.

Les cancers du rein, du sein, de la prostate, de la thyroïde et du poumon sont ostéophiles et des métastases osseuses ostéolytiques ou ostéocondensantes doivent être recherchées (figure 47).

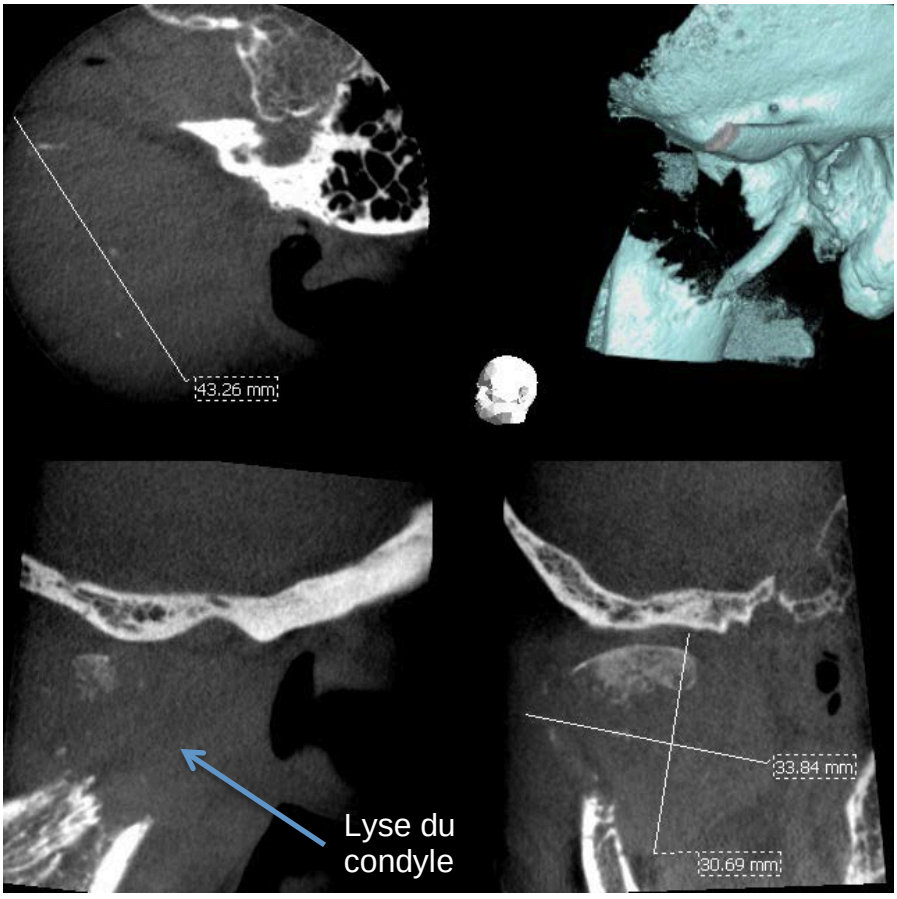


Figure 47 : Métastase ostéolytique au niveau de la branche mandibulaire et du condyle d'un cancer du rein opéré un an auparavant en imagerie CBCT [30]

La figure 47 met en évidence la présence d'une métastase ostéolytique touchant la branche mandibulaire et le condyle gauche. Nous pouvons observer sur ce cliché l'étendue de l'ostéolyse, les limites ne sont pas nettes, signe d'un envahissement malin. Une ostéolyse mal délimitée signe une ostéolyse aggressive. La métastase a détruit la quasi totalité du condyle mandibulaire. La reconstruction en trois dimensions permet d'apprécier le volume de la lésion et le logiciel permet de la mesurer.

Cependant, le contraste entre les parties molles est inexistant et l'examen CBCT est insuffisant pour donner le diagnostic positif d'une métastase. Il ne renseigne pas sur le type de tissu présent dans la lésion mais uniquement sur son volume.

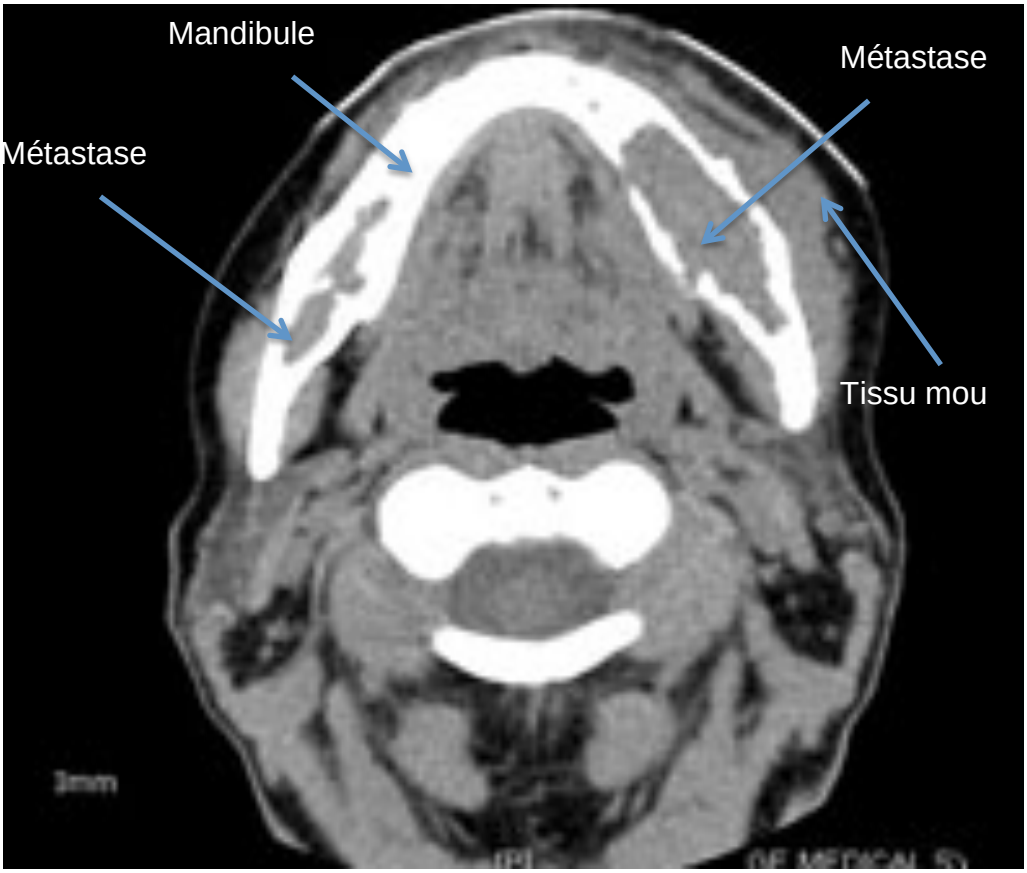


Figure 48 : Métastase ostéolytique mandibulaire consécutive à un cancer du sein non diagnostiqué en imagerie scanner [49]

A l'inverse, la figure 48 (image « scanner ») montre une image osseuse qui est moins nette : les trabéculations sont peu visibles. Par contre, on distingue les deux lacunes de part et d'autre de la mandibule, les tissus mous sont mieux différenciés qu'en imagerie CBCT (il y a plus de niveaux de gris). Les extensions aux parties molles sont visibles grâce au meilleur contraste. Comme pour la figure 47, il est possible de les voir encore mieux en modifiant la fenêtre et le filtre et en injectant un produit de contraste.

Lorsqu'on est face à une tumeur osseuse maligne, le scanner est indispensable, il visualisera les lésions osseuses ostéolytiques ou ostéocondensantes avec une précision inférieure à celle du CBCT , mais sa meilleure résolution en densité rendra possible l'étude de l'extension aux parties molles en adaptant les filtres.

Le myélome multiple, plus connu sous le nom de maladie de Kahler correspond à une prolifération anarchique des plasmocytes. Ces derniers sécrètent une substance qui détruit le tissu osseux [22].

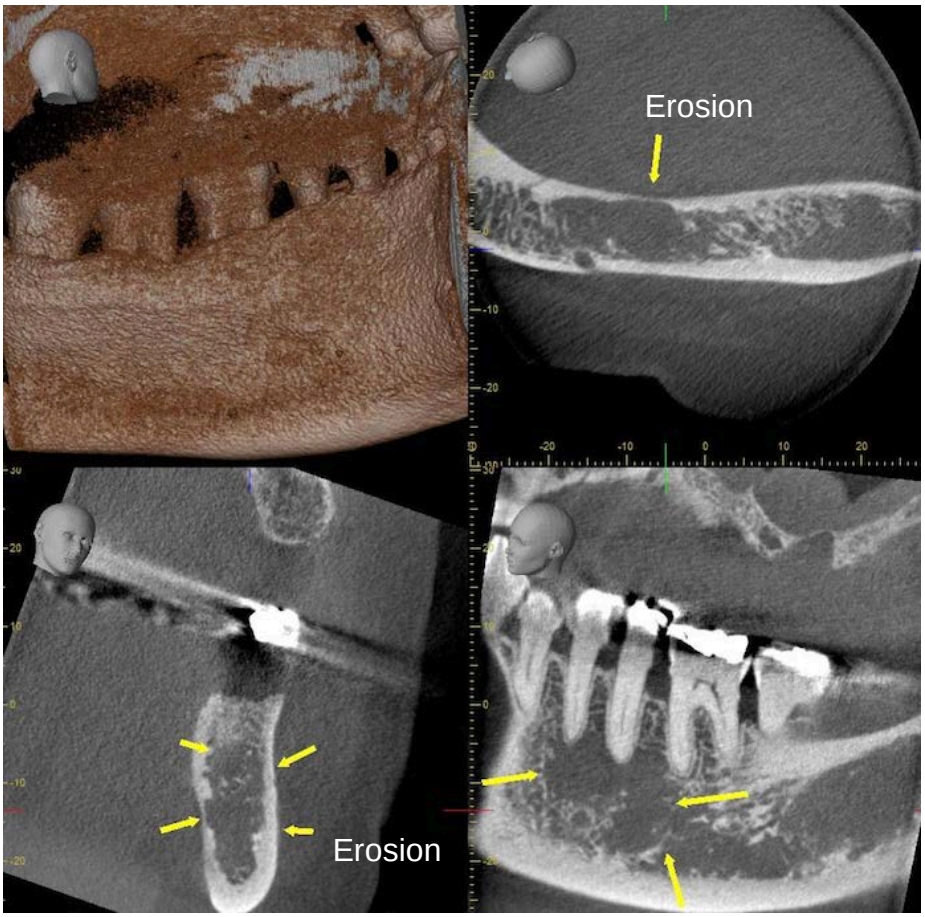


Figure 49 : Maladie de Kahler, lésions ostéolytiques observées dans les trois dimensions en imagerie CBCT [30]

La figure 49 met ainsi en évidence la présence d'une érosion des corticales, signe d'aggressivité. L'ostéolyse est significative d'un envahissement cancereux, contrairement à un amincissement et une déminéralisation de ces dernières qui orienteraient vers un diagnostic de tumeur bénigne. Les lésions compriment le nerf alvéolaire inférieur, elles n'ont pas de limites définies.

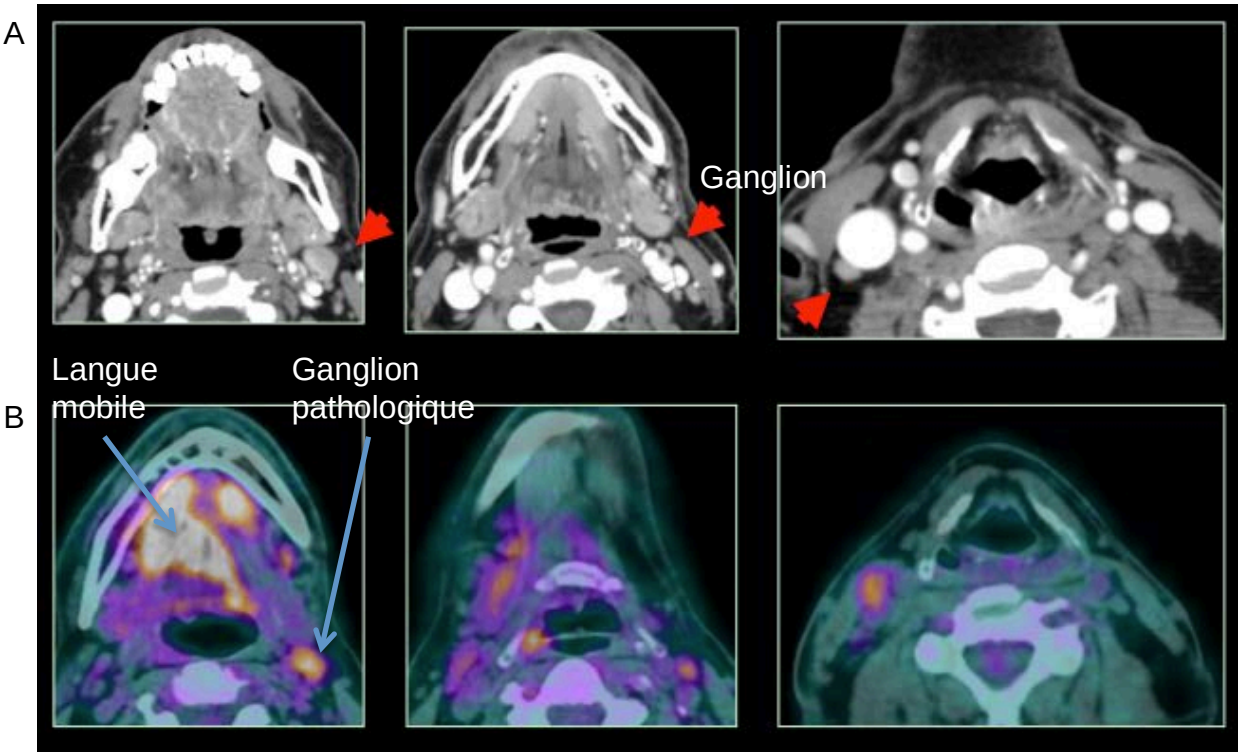


Figure 50 : Tumeur de langue mobile et adénopathies en imagerie scanner (A) et en imagerie TEP-SCAN (B) [10]

Sur la figure 50A, on observe les images obtenues avec un scanner. Les ganglions montrés par les flèches ne paraissent pas pathologiques. Cet examen permet une étude morphologique des tissus grâce à sa bonne résolution en densité.

Le TEP-SCAN permet une étude fonctionnelle (figure 50B) de ces ganglions. La gamma-caméra détecte les foyers qui consomment beaucoup de glucose et qui ont donc une activité « hypermétabolique ». Les ganglions marqués par les flèches en scanner ont fixé le traceur radioactif, cela siginifie qu'ils ont une activité anormale. Ils sont tumoraux. La langue mobile fixe également le radio-traceur en rapport avec la lésion tumorale.

2.2.4. Ostéonécroses [18]

L'ostéonécrose est une affection qui empêche le remaniement osseux. Cliniquement, on observe une exposition d'os nécrosé dans la cavité orale, une inflammation locale des muqueuses avoisinantes et des complications qui peuvent aller jusqu'à la suppuration avec ou sans fistules, la cellulite, la communication bucco-sinusienne, voire une fracture spontanée.

La prévention des risques d'ostéonécrose est donc importante, lors de traumatisme, d'avulsion dentaire ou de chirurgie maxillo-faciale, et se fait, chez les patients à risque, grâce à une antibioprophylaxie appropriée et un bon nettoyage de la zone ainsi que des sutures pour ne pas que l'os soit à nu dans la cavité orale.

Les ostéoradionécroses sont dûes aux effets de la radiothérapie dans le cadre de cancers ORL (oto-rhino-laryngés), aux facteurs locaux (traumatismes) et à des facteurs prédisposants comme le diabète, le tabac, et le manque d'hygiène bucco-dentaire notamment.

La prévention pré-traitement, passant par une remise en état bucco-dentaire, un enseignement à l'hygiène rigoureux, et post-traitement avec la mise en place de gouttière fluorée notamment s'impose.

2.2.4.1. Ostéoradionécrose

Un cliché en deux dimensions n'est pas suffisant pour faire un bilan efficace des lésions. L'imagerie CBCT, par sa résolution spatiale et son pouvoir de discrimination en trois dimensions permet de détecter précocement l'ostéonécrose et de mesurer l'ampleur des lésions dans les stades plus avancés. Les images radiologiques obtenues montrent des zones radioclaires consécutives à l'ostéolyse, une fragmentation osseuse avec ou sans séquestres, parfois des fractures. Le contexte clinique permet de faire aisément le diagnostic.

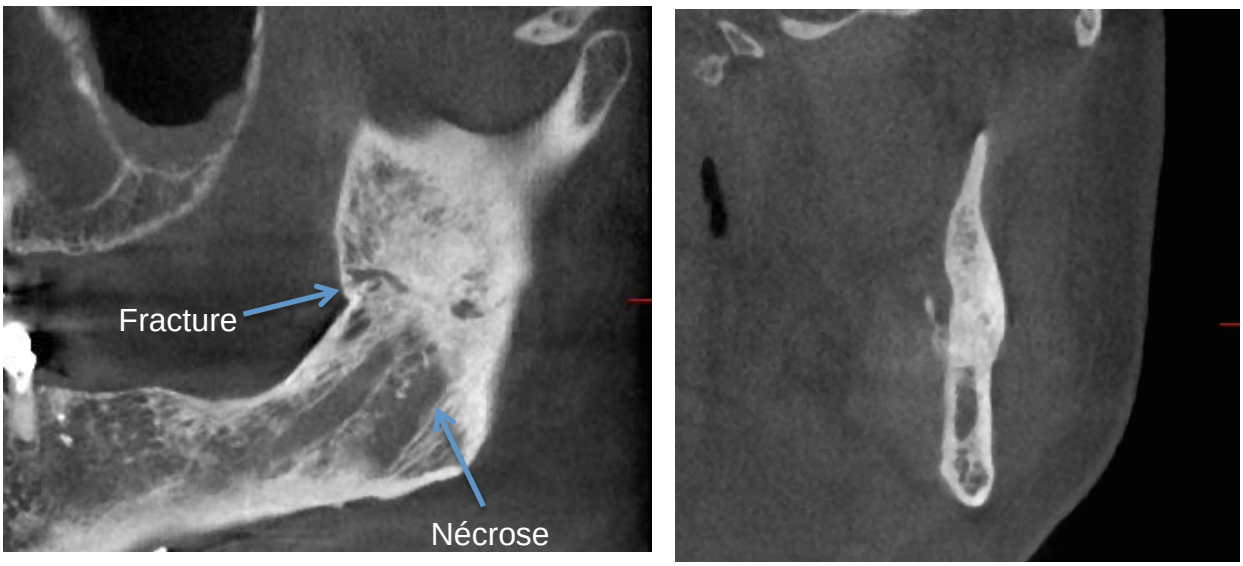


Figure 51 : Ostéoradionécrose suite à un traitement par radiothérapie sur une tumeur parotidienne en imagerie CBCT [30]

Ainsi, sur la figure 51, une zone radioclaire est visible au niveau de l'angle mandibulaire (flèche bleue) ce qui correspond à un foyer de nécrose osseuse. Les trabéculations sont bien visibles également. De part et d'autre des lacunes, on peut voir des zones de densification osseuse caractéristiques de la pathologie. En coupe coronale, on peut évaluer l'épaisseur d'os détruite. Ici, les corticales ne sont pas atteintes. On remarque également la fracture associée, au dessus de l'angle mandibulaire, grâce au liseré radioclair.

L'image « CBCT » permet donc d'analyser très précisement les différentes densités osseuses grâce à sa très bonne réolution spatiale.
Inversement, l'imagerie scanner n'apporte pas ces précisions nécessaires dans le cadre d'un bilan d'ostéoradionécrose (figure 52).

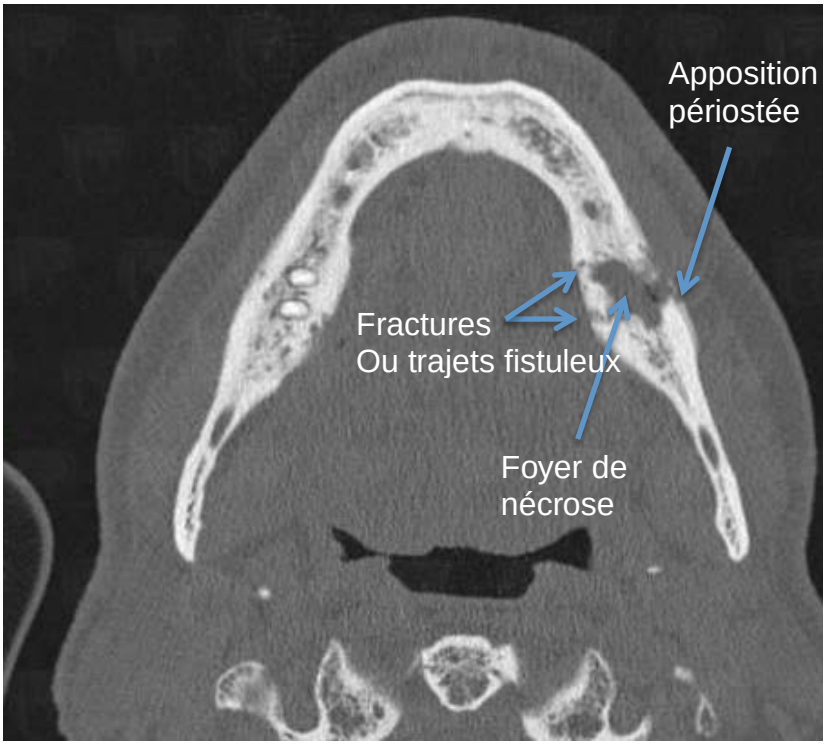


Figure 52 : Ostéoradionécrose en imagerie scanner suite à un traitement par radiothérapie pour myélome [10]

Sur la figure 52, on observe également des zones radioclaires, mais elles sont moins bien délimitées. Les trabéculations osseuses sont peu visibles et les densifications au pourtour des sites de nécroses également. On visualise tout de même un liseré radioclair traversant la corticale vestibulaire et linguale, signe d'une

fracture associée ou d'un trajet fistuleux. Il est difficle de différencier ostéoradionécrose et infection.

L'image « scanner » permet donc de repérer plusieurs éléments, mais présente une moins bonne définition que l'image « CBCT ».

2.2.4.2. Ostéochimionécrose

C'est une nécrose osseuse induite par des traitements médicamenteux, en particulier par les biphosphonates. Ces médicaments sont utilisés dans le traitement des myélomes, des métastases et plus largement pour l'ostéoporose. Les traitements par voie intraveineuse ont une incidence plus élevée sur le risque de développer une ostéochimionécrose.

Comme pour l'ostéoradionécrose, les facteurs locaux et systémiques ont une influence sur ce risque et la prévention pré-traitement (remise en état bucco-dentaire et enseignement à l'hygiène) et post-traitement (lors d'interventions intéressant le maxillaire et la mandibule notamment) est indispensable.

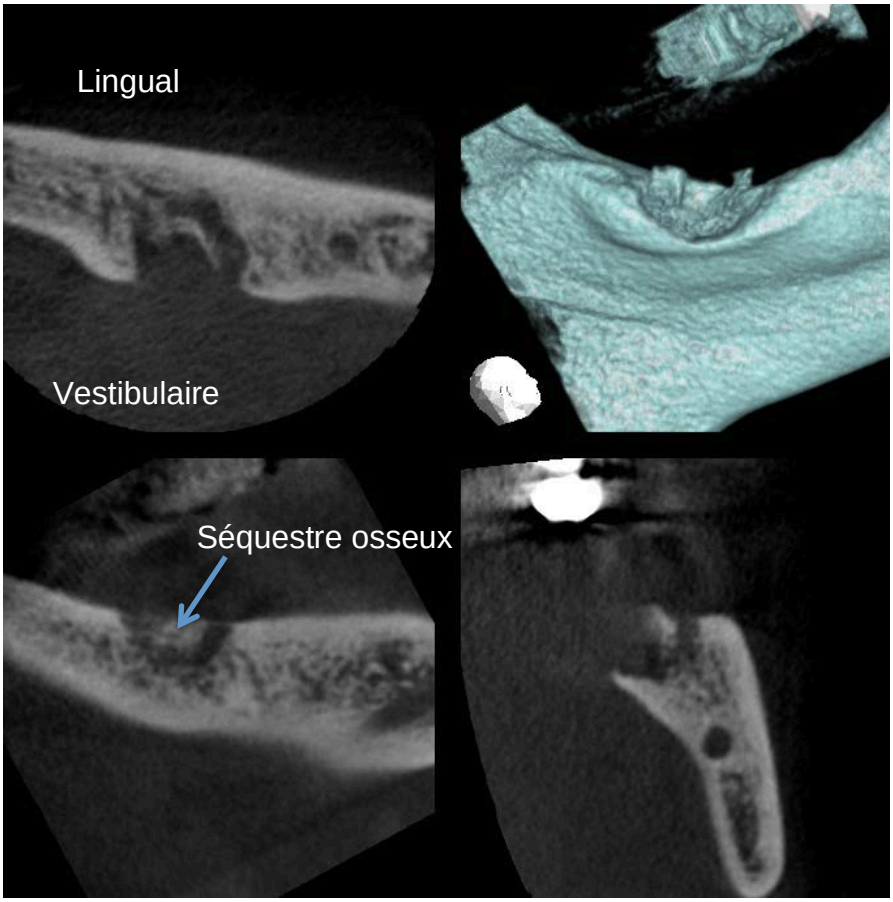


Figure 53 : Ostéochimionécrose consécutive à la prise de biphosphonates en imagerie CBCT [30]

La figure 53 met en évidence la présence d'une fragmentation de l'os au niveau de la mandibule avec présence d'un séquestre. Une partie de la corticale vestibulaire a été détruite et on apprécie la profondeur de la lésion. Les trabéculations osseuses sont bien visibles. L'analyse dans les trois dimensions permet de visualiser parfaitement et précisement l'étendue de la lésion.

2.3. Imagerie sinusienne

2.3.1. Imagerie des sinus maxillaires

Les sinus maxillaires sont des cavités aériques qui communiquent avec les fosses nasales par l'intermédiaire de méats qui s'ouvrent à la hauteur des cornets moyens. Ils sont tapissés d'un tissu muqueux appelé membrane de Schneider.

Les sinusites sont des inflammations des muqueuses recouvrant l'intérieur de ces cavités et qui peuvent évoluer vers une surinfection. Elles peuvent être aiguës ou chroniques.

2.3.1.1. Sinusite unilatérale

Dans 90% des cas, les sinusites unilatérales sont d'origine dentaire et une sinusite maxillaire isolée amène obligatoirement à vérifier l'état des dents dont les apex dentaires sont en relation avec le sinus ainsi que leur état parodontal.

La radiographie, en plus de l'examen clinique, est donc indispensable au diagnostic.

L'OPT et la radiographie rétro-alvéolaire sont insuffisants pour l'étude précise de cette interface anatomique, ils ignorent les trois quarts postérieurs des cavités et discriminent mal les relations entre lésions dentaires et membrane sinusienne.

D'après les recommandations de la Haute Autorité de Santé en février 2008, la technique d'imagerie recommandée est la TDM [27].

Cependant, le rapport de 2009 indique que l'imagerie CBCT pourrait remplacer le scanner à cause de son atout dosimétrique principalement. On utilisera un appareil CBCT grand champ pour une vue globale des sinus et des arcades dentaires mais une réduction du FOV (*Field of view*) permettra de mieux discriminer les apex dentaires, les structures osseuses et la membrane sinusienne [28].

2.3.1.1.1. D'origine dentaire

L'imagerie en trois dimensions permettra de mettre en évidence une lésion d'origine endodontique ou parodontale, son importance ainsi que les conséquences induites (structures osseuses, plancher sinusien, cavité sinusienne) ou inversement d'écarter toute suspicion d'origine dentaire.

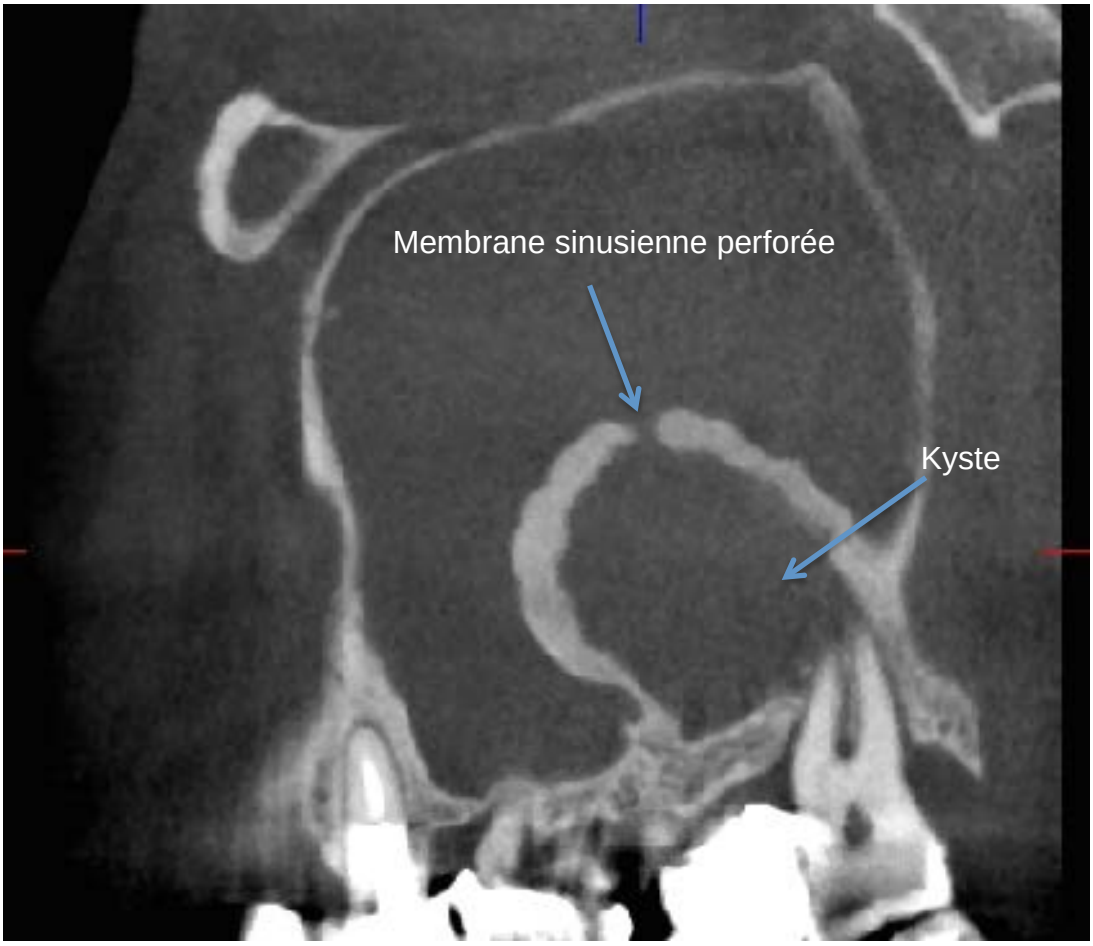


Figure 54 : Sinusite dûe à une lésion périapicale sur 28 en imagerie CBCT [30]

Sur la figure 54, on observe la membrane de Schneider épaissie et refoulée par le kyste apico-dentaire appendu aux apex de 28. Le plancher sinusien est rompu. Elle est rompue en un point; la cavité kystique communique avec le sinus. L'image de ce dernier est opaque, signe de l'inflammation et de sa mauvaise ventilation. La nécrose probable de 28 serait donc la cause de la sinusite. Pour cette pathologie, l'examen en trois dimensions permet d'évaluer la taille du kyste. Le CBCT est l'examen qui discrimine le mieux les différentes structures osseuses et apprécie donc aisément les rapports entre l'os, les apex dentaires et le sinus.

Une sinusite peut également être dûe à un antécédent de communication bucco-sinusienne ou après une chirurgie pour soulever les sinus (*sinus lift*) en implantologie.

2.3.1.1.2. D’origine non dentaire

Lorsque l’origine odontogène est écartée, une endoscopie sera envisagée pour trouver la cause du dysfonctionnement naso-sinusien.

En première intentention, la technique d’imagerie pratiquée sera le CBCT ou le scanner.

Cependant si une origine fongique est suspectée, et en cas de sinusite maxillaire dite « plus », c’est-à-dire une image revélant un comblement plus ou moins complet du sinus maxillaire débordant dans les fosses nasales (méat moyen) avec refoulement ou destruction des cloisons osseuses, une IRM sera pratiquée obligatoirement.

Les quatres étiologies principales de ces sinusites « plus » sont :

- l’aspergillose qui est une maladie causée par le développement d’un champignon et dans laquelle il forme une masse pseudo-tumorale.

- le papillome inversé qui représente la plus fréquente tumeur bénigne des tissus mous des fosses nasales et des sinus. Il est de croissance lente et peut détruire le tissu osseux qui l’entoure. Cette tumeur peut dans certains cas dégénérer en cancer.

- le polype de Killian qui est une tumeur bénigne inflammatoire solitaire des sinus, le plus souvent maxillaire.

- la pyocèle qui se définit comme un abcès chronique des sinus. Ce sont des formations kystiques bénignes surinfectées et expansives.

Ces pathologies sont souvent responsables d’obstructions nasales unilatérales, de rhinorées, de céphalées et de sinusites à répétition. L’exérèse chirurgicale est systématiquement envisagée dans le traitement de ces maladies.

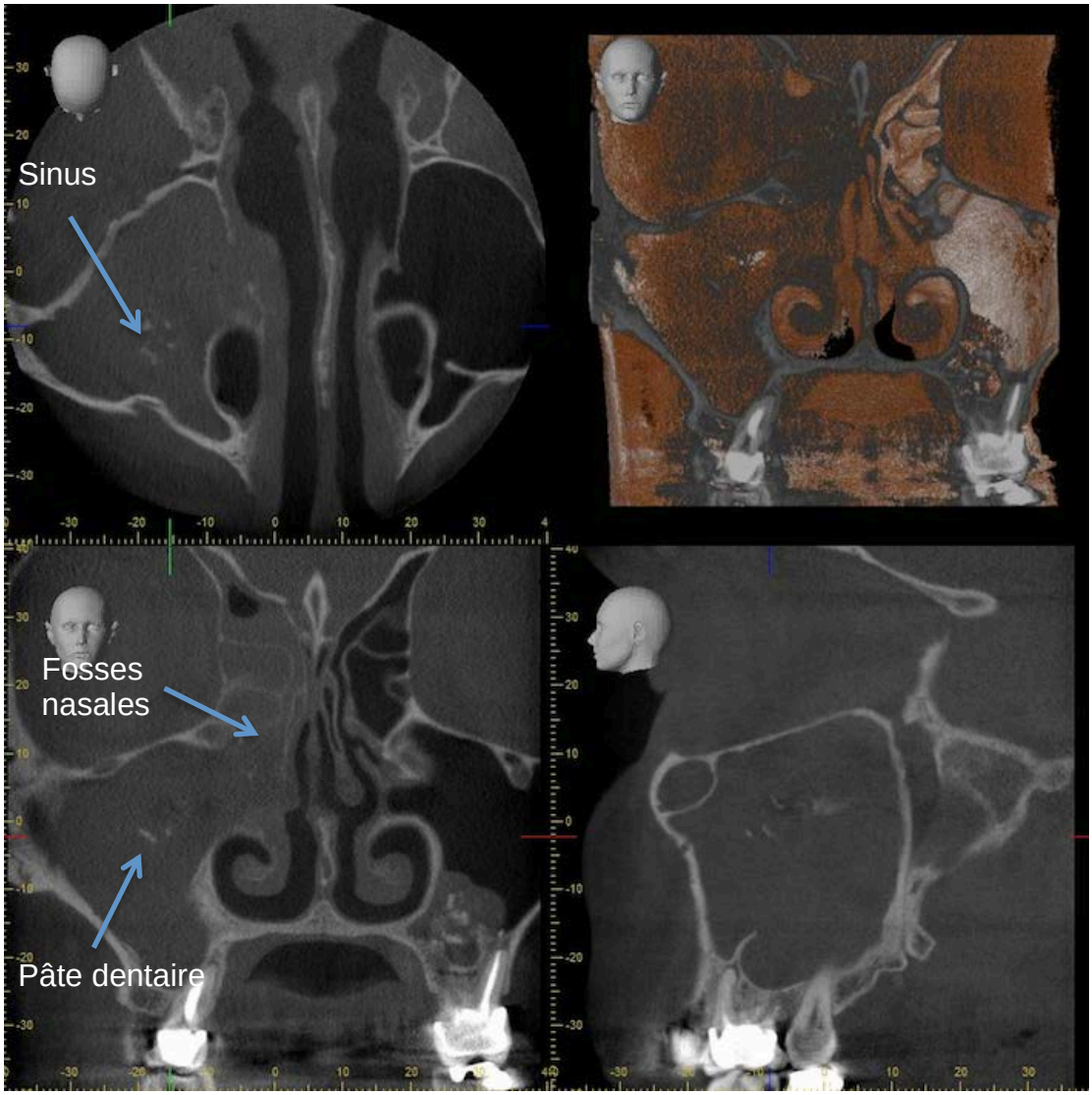


Figure 55 : Aspergillome dû à un dépassement du ciment d'obturation d'un canal dentaire en imagerie CBCT [30]

Sur la figure 55, nous constatons que le sinus droit et les fosses nasales droites sont radioopaques, signe de l'inflammation. Il existe un comblement complet du sinus droit, étendu aux cellules ethmoidales. De la pâte dentaire est en suspension à l'intérieur de ce sinus. La sinusite est unilatérale et l'imagerie CBCT permet d'écarter une origine dentaire car elle visualise bien les structures osseuses (os, cloisons) et dentaires.

Cependant, le contraste insuffisant entre les parties molles du CBCT ne permet pas d'apprécier les zones d'hyperhémies, le tissu inflammatoire et l'aspergillome en lui-même.

On est dans le cas d'une sinuste « plus » et une IRM devra être obligatoirement envisagée pour poser un diagnostic.

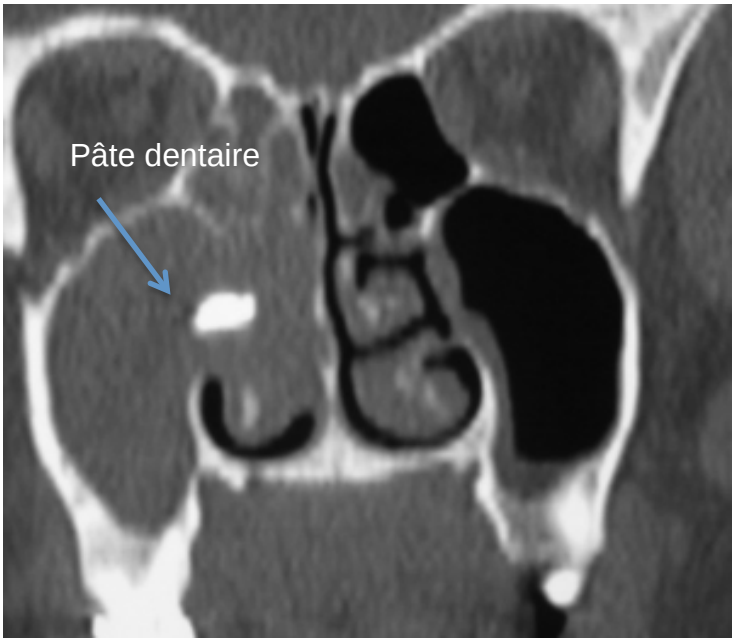


Figure 56 : Imagerie scanner du massif facial en coupe coronale montrant un processus de densité tissulaire dû à un aspergillome sur pâte dentaire [38]

Sur la figure 56, provenant d'un autre patient, on observe un comblement muqueux complet de la fosse nasale, du sinus maxillaire et de l'éthmoïde antérieur droits associé à un corps étranger intra-sinusien. Il correspond à un aspergillome sur pâte dentaire. Les sinus sont radioopaques, signe de leur inflammation et de leur mauvaise ventilation. Le contraste entre les tissus mous est meilleur qu'en imagerie CBCT mais il reste insuffisant dans ce cas. L'examen ne renseigne pas sur le type de tissu présent à l'intérieur des cavités.

Par contre, les structures osseuses sont moins nettes, on visualise l'os et les dents avec moins de précision, mais l'on peut tout de même écarter l'origine dentaire de la lésion.

Nous sommes également dans le cas d'une sinusite « plus », une IRM devra être pratiquée, mais l'atout dosimétrique du CBCT en fait l'examen de choix en première intention.

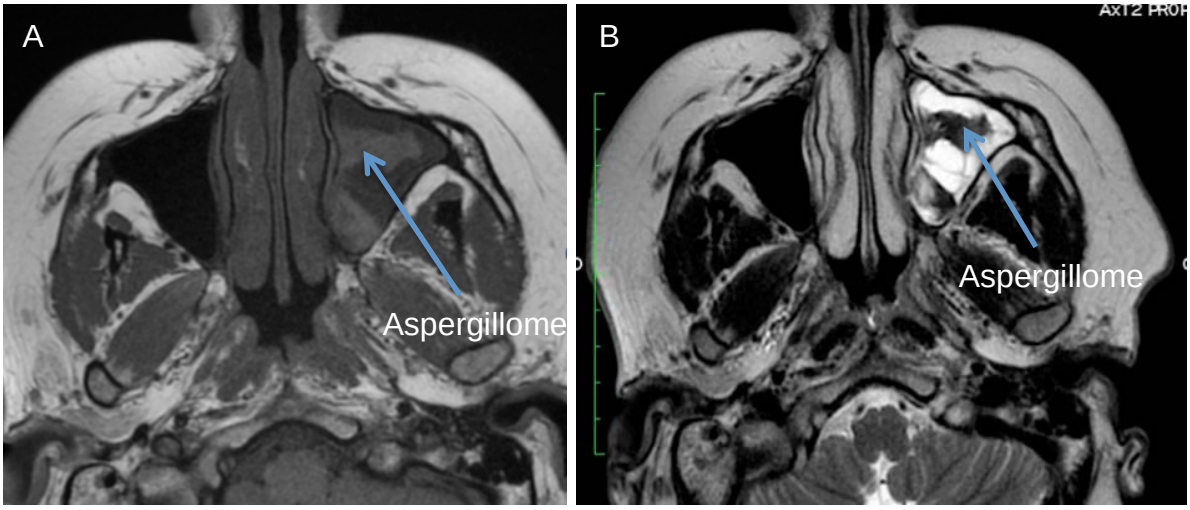


Figure 57 : Sinusite aspergillaire en imagerie IRM séquence T1 (A) et séquence T2 (B) [10]

La figure 57A, en séquence T1, met en évidence la présence d'une masse dans le sinus maxillaire gauche avec un iso-signal central (signal modéré) et présentant encore moins de signal aux pourtours (hyposignal). Cela correspond à de la muqueuse épaissie et donc inflammatoire.

Pour ce même patient, la cavité sinusienne gauche présente un hypersignal périphérique en séquence pondérérée T2 (figure 57B) en rapport avec la présence du tissu inflammatoire fortement vascularisé. (On rappelle qu'en séquence T2, l'eau et le sang donnent beaucoup de signal). Ceci est révélateur de l'infection fongique.

La zone centrale en hyposignal, montrée par la flèche bleue, correspond à l'aspergillome en lui même. Il existe donc bien une corrélation entre les informations obtenues en séquences T1 et T2 ce qui permet d'établir le diagnostic.

Sur les deux images, le vide de signal dans le sinus maxillaire droit correspond au signal de l'air présent de façon « physiologique » au sein de la cavité sinusienne.

L'examen IRM réalisé avec ces deux séquences permet donc de mettre en évidence le caractère inflammatoire du tissu présent dans la cavité sinusienne. Les différences de signal en T1 et en T2 sont caractéristiques d'une infection fongique : l'aspergillome au centre avec un signal modéré en T1 et très faible en T2, et le tissu inflammatoire, hyperhémique, avec un signal faible en T1 et fort en T2.

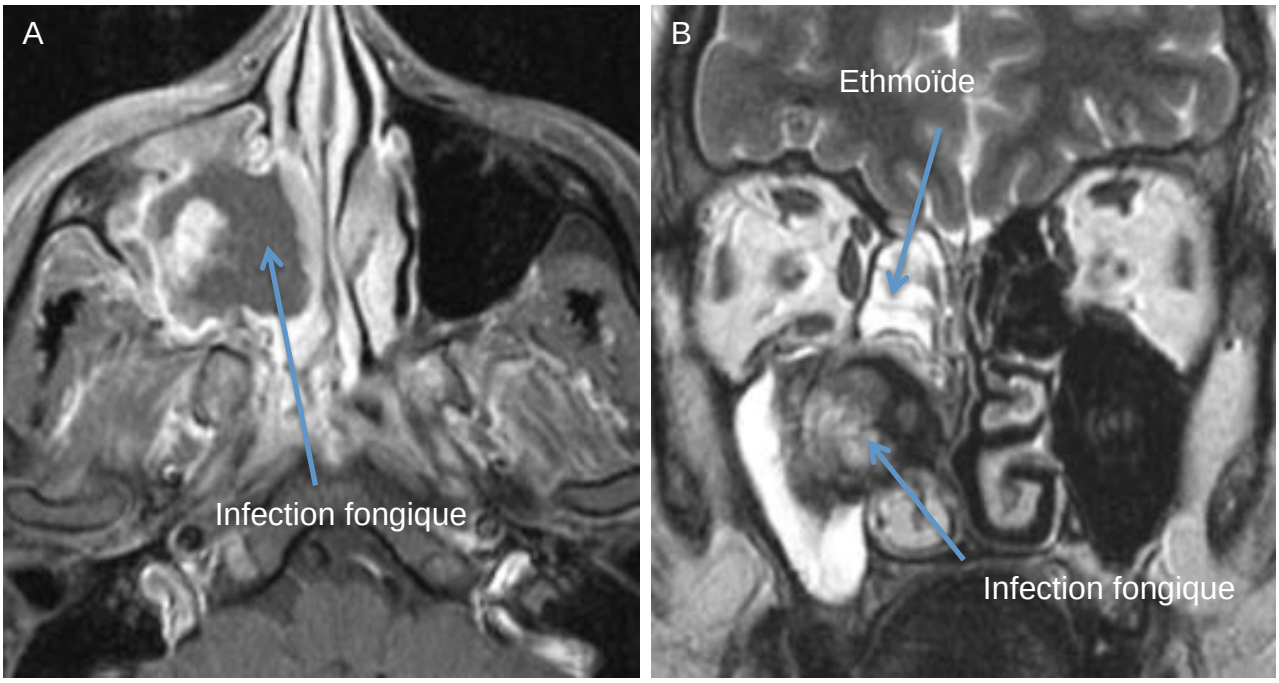


Figure 58 : Sinusite fongique érosive en imagerie IRM, séquence T1 Fat Sat Gado, coupe axiale (A) et en séquence T2, coupe frontale (B) [10]

En séquence T1 Fat Sat Gado (figure 58A), on peut discriminer l'invasion fongique dans le sinus droit qui s'étend jusqu'au niveau des fosses nasales. La zone centrale est en hyposignal et on observe un réhaussement périphérique, correspondant à de la muqueuse très fortement vascularisée et donc inflammatoire.

Chez ce même patient, en séquence T2 (figure 58B), on observe un hypersignal correspondant à de la muqueuse congestive présente dans l'ethmoïde. La masse centrale en hyposignal correspond à l'infection fongique. Elle peut envahir l'os.

Comme pour la figure 57, l'acquisition des images en séquences T1 et T2 permet de nous renseigner sur la nature du tissu présent au niveau des cavités sinusiennes: l'infection fongique et de la muqueuse inflammatoire fortement vascularisée qui l'entoure.

Dans leur étude comparative sur la qualité de l'image et de la dose de rayonnements entre CBCT et scanner au niveau des sinus paranasaux, De Cock J et coll, on conclut que lorsque les sinus étaient sains, les structures osseuses de la

région sinusienne étaient mieux visibles en imagerie CBCT. Au contraire, s'il y avait présence de polypes dans ces sinus, l'imagerie scanner permettait de mieux apprécier les différents éléments et la pathologie.

Cependant, les deux techniques permettent de visualiser la pathologie et l'atout dosimétrique du CBCT (la dose effective en scanner était supérieure de 42% par rapport au CBCT) lui laisse une place de choix pour l'étude de ces sinus. [17]

Par contre, en cas de suspicion d'infection fongique ou tumorale, une IRM et une endoscopie seront pratiquées.

2.3.1.2. Sinusite bilatérale

Les sinusites bilatérales ne font dans la majorité des cas pas l'objet d'une exploration radiologique car elles proviennent le plus souvent d'une infection virale ou bactérienne.

2.3.2. Imagerie des autres sinus de la face

Comme pour l'étude des sinus maxillaires, l'imagerie de première intention des autres sinus de la face est le CBCT ou le scanner.

2.3.2.1. Imagerie des sinus frontaux

Le sinus frontal est creusé à l'intérieur de l'os frontal, au dessus des orbites et communique par l'intermédiaire du canal naso-frontal dans le méat moyen.

Il est exploré en imagerie CBCT pour sa meilleure discrimination des structures osseuses mais comme pour les autres sinus, en cas de suspicion d'infection fongique ou tumorale, une IRM et une endoscopie seront pratiquées.

2.3.2.2. Imagerie des sinus ethmoïdaux (cellules ethmoidales)

Les sinus ethmoïdaux sont creusés dans les masses latérales de l'ethmoïde. Ils sont constitués de plusieurs petites cavités : les cellules ethmoidales qui communiquent entres elles. Ils communiquent avec les fosses nasales par l'intermédiaire des orifices situés dans le méat moyen. La fente olfactive doit etre

inspectée car un comblement à ce niveau doit faire suspecter la présence d'un adénocarcinome.

Comme pour les autres sinus, il est exploré en imagerie CBCT et doit être complété dans certains cas par une IRM et une endoscopie.

2.3.2.3. Imagerie des sinus sphénoïdaux

Le sinus sphénoïdal est creusé à l'intérieur de l'os sphénoïdal qui communique avec la paroi postérieure des fosses nasales.

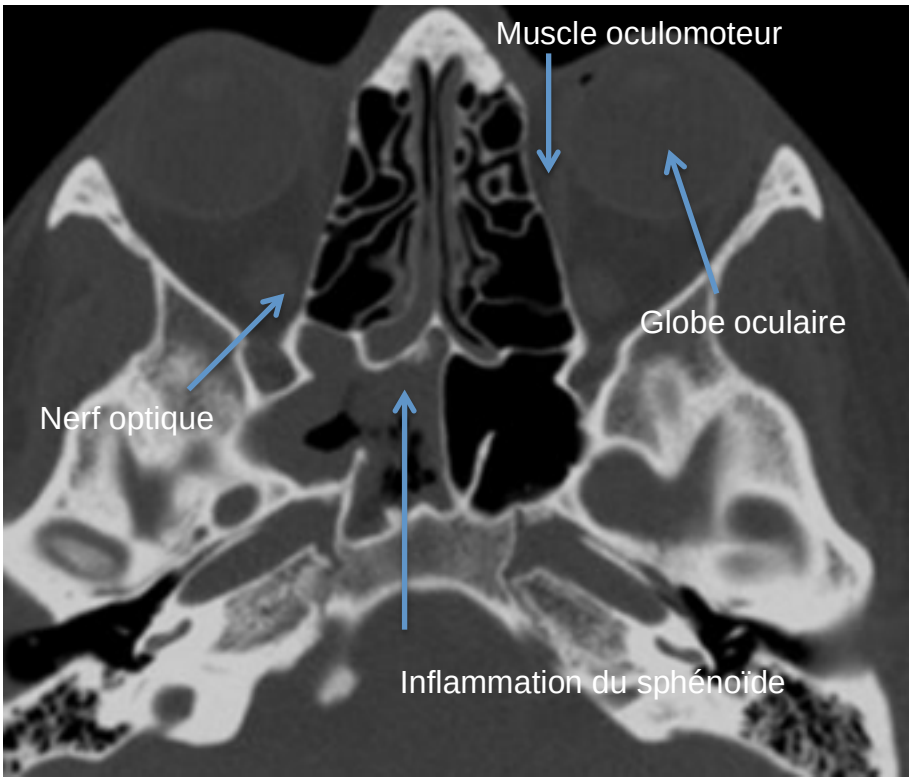


Figure 59 : Sinusite sphénoïdale droite en imagerie scanner, « fenêtre osseuse » [21]

La figure 59 met en évidence la présence d'un comblement muqueux de la quasi totalité du sinus sphénoïdal droit. Cela correspond à de la muqueuse très épaissie, signe d'une obstruction de la cavité et de la surinfection. Le sinus controlatéral est bien ventilé (image radioclaire).

Le scanner ne permet cependant pas de savoir quel type de tissu est à l'intérieur de la cavité, car il discrimine moyennement les parties molles. On distingue quelques éléments anatomiques comme le globe oculaire, une partie du nerf optique et des muscles oculomoteurs mais le contraste reste trop faible. Les structures

osseuses comme les cloisons au sein des sinus sphénoïdaux et les cellules ethmoïdales sont bien visibles.

2.4. Imagerie articulaire

L'articulation temporo-mandibulaire fait partie de l'appareil manducateur et sert dans les fonctions de mastication, déglutition, phonation et respiration. Elle se compose de deux surfaces articulaires: la cavité glénoïde de l'os temporal et le condyle de la mandibule, d'un disque articulaire, du système capsulo-ligamentaire et de plusieurs muscles.

Devant un syndrome algique et dysfonctionnel de l'appareil manducateur (DAM, dysfonctionnement de l'appareil manducateur), l'anamnèse et l'examen clinique sont fondamentaux avant d'envisager un bilan radiologique.

Une mauvaise occlusion dentaire serait un facteur favorisant et la réhabilitation prothétique, l'ajustage occlusal et le port de gouttière occlusale peuvent permettre la rééducation de l'articulation.

Les algies de l'articulation temporo-mandibulaire sont souvent la symptomatologie d'un dysfonctionnement du disque articulaire (luxation réversible ou irréversible). Elles peuvent être associées à des douleurs musculaires de cette zone anatomique particulière. Elles peuvent être consécutives à des traumatismes, des processus dégénératifs, des inflammations ou des tumeurs.

L'imagerie sectionnelle permettra l'évaluation des structures denses (cf figure 47, image ostéolytique du condyle mandibulaire) c'est à dire des surfaces articulaires osseuses. L'IRM est adaptée aux structures molles comme les éléments capsulaires, musclaires et ligamentaires [32].

2.4.1. Imagerie osseuse

Pour **l'exploration osseuse** des ATM, on préférera l'imagerie CBCT à l'imagerie scanner en raison de sa meilleure résolution spatiale et de sa plus faible exposition aux rayons X.

Plusieurs acquisitions peuvent être faites en particulier bouche ouverte et bouche fermée, pour une étude dynamique.

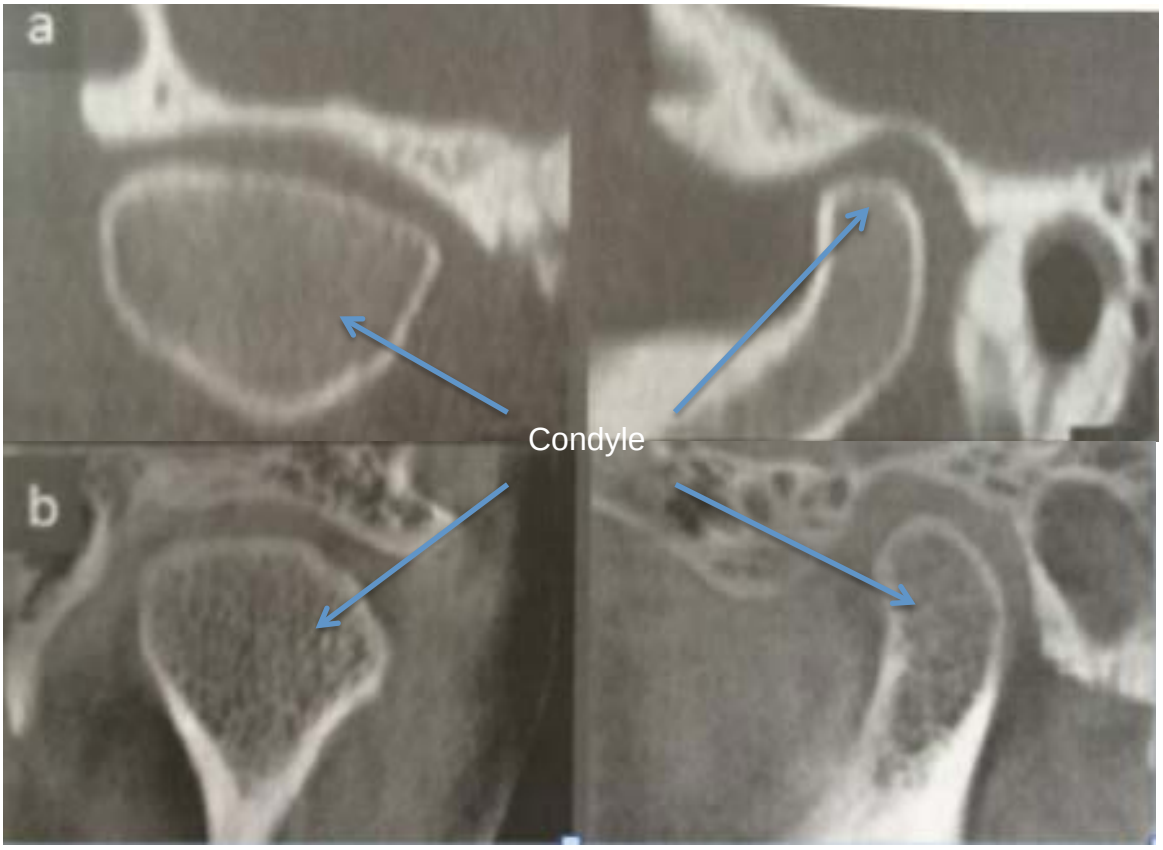


Figure 60 : Surfaces articulaires en imagerie scanner (a)
et en imagerie CBCT (b) [32]

Sur la figure 60, les trabéculations osseuses du condyle sont visibles avec une plus grande netteté et précision en imagerie scanner (figure 60a) qu'en imagerie CBCT (figure 60b).

Cependant, l'imagerie par rayons X ne montre pas les parties molles, on ne voit ni le disque, ni les ligaments ou encore les muscles.

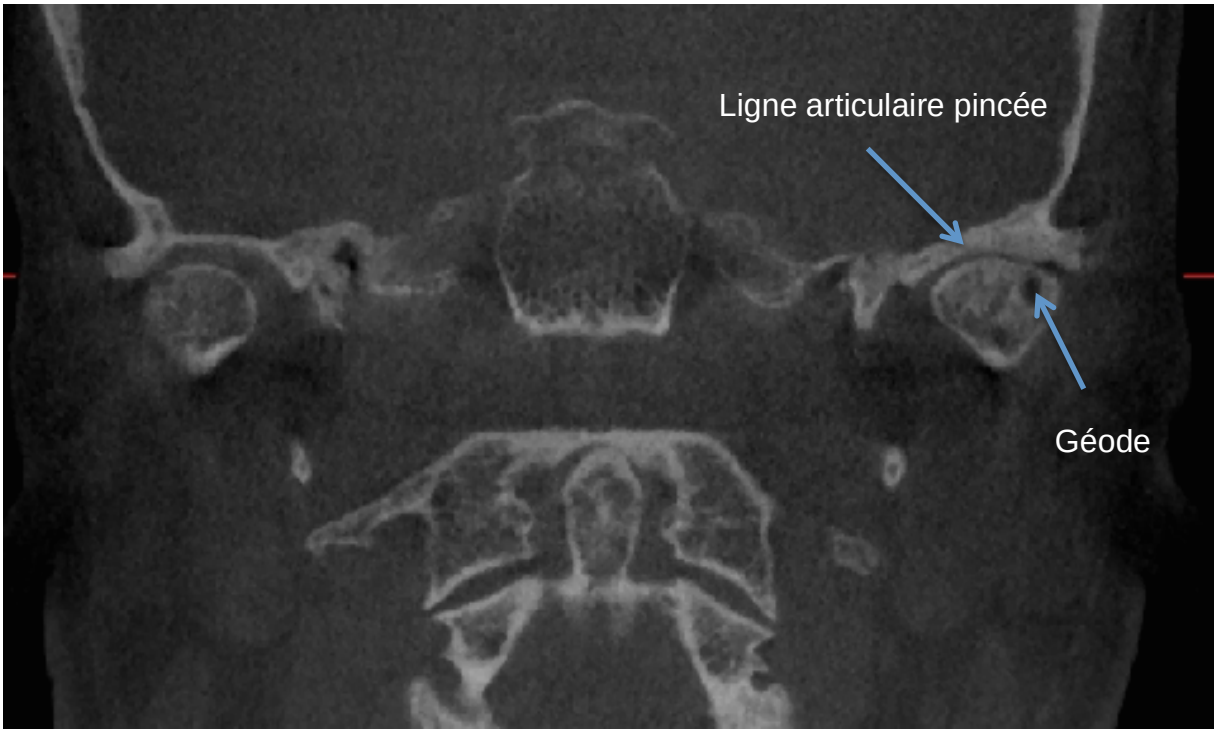


Figure 61 : Arthrose des ATM en imagerie CBCT [30]

La figure 61 met en évidence la présence d'un pincement de la ligne articulaire (celle-ci est affinée par rapport à l'articulation saine controlatérale), une ostéosclérose des surfaces articulaires ainsi que des géodes dites « sous chondrales » (sous le cartilage) [30].

2.4.2. Imagerie musculaire, ligamentaire, capsulaire et discale

Pour une étude des parties molles, on utilisera l'IRM. Il permet également une étude statique et dynamique de l'articulation (on peut enregistrer plusieurs séquences à des niveaux de fermeture différents pour observer à quel moment le disque bascule lors de luxation par exemple). Autrefois, l'arthographie, combinant un examen scanner et l'injection d'un produit de contraste dans l'articulation, était réalisée. Depuis l'arrivée de l'IRM, cette technique est très rarement utilisée.

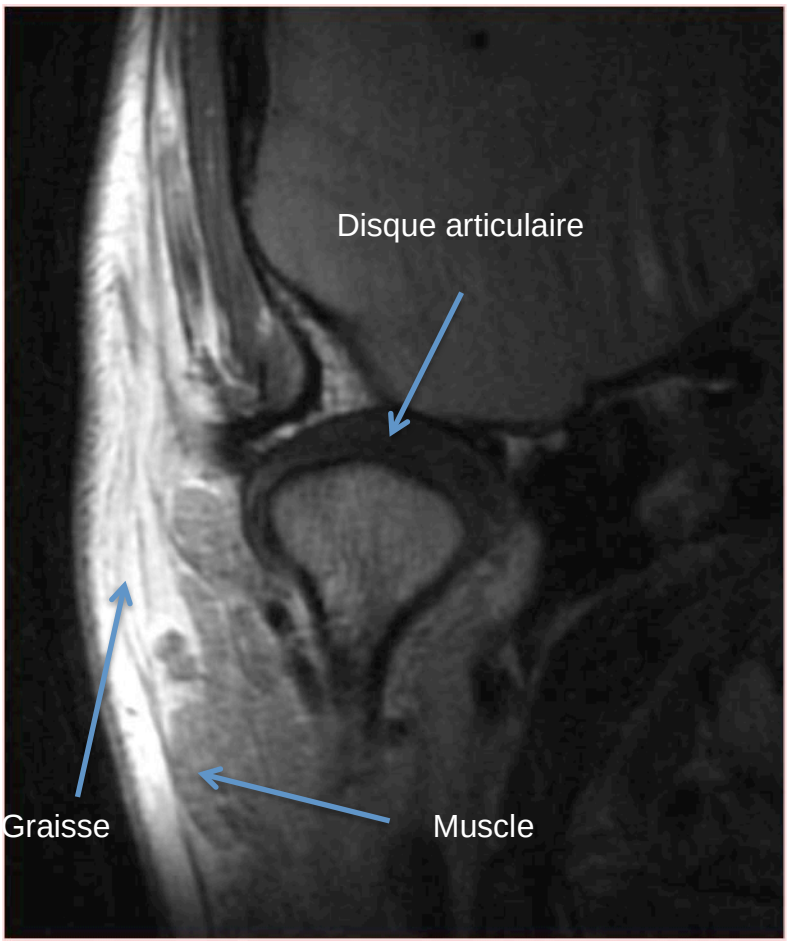


Figure 62 : ATM en vue frontale en imagerie IRM séquence T1 [10]

Sur la figure 62, on observe aisément le disque articulaire ainsi que les différents muscles. La graisse est en hypersignal sur la partie extérieure et correspond aux tissus sous-cutanés. Les muscles présentent un signal modéré (iso-signal) et la surface articulaire un signal faible (hyposignal).

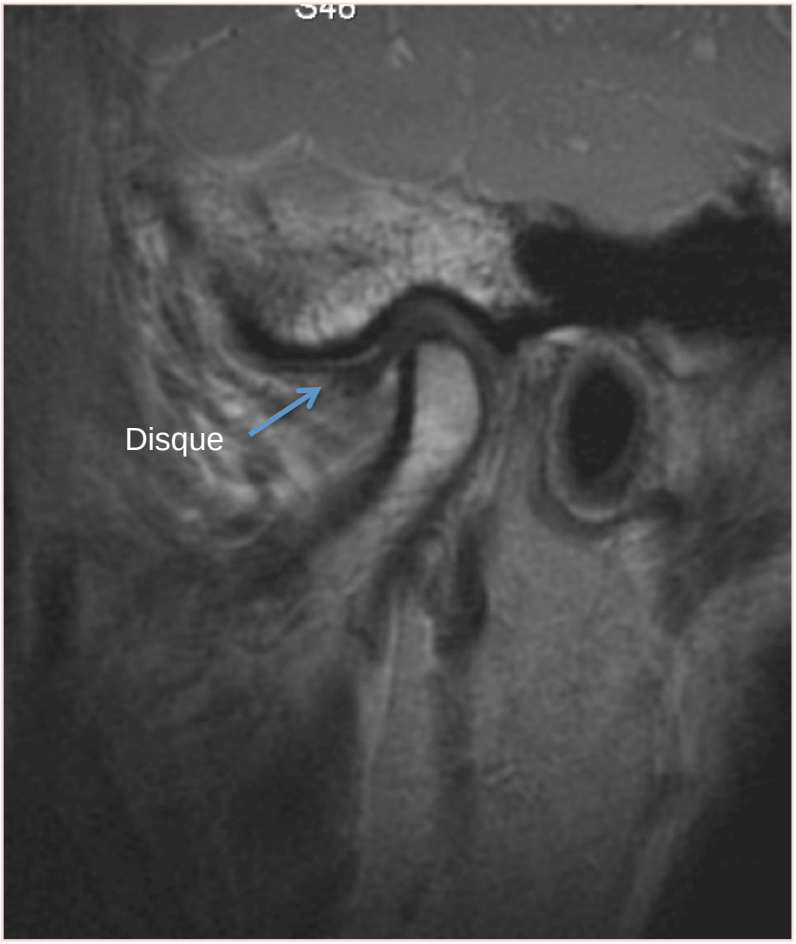


Figure 63 : ATM en vue sagittale (bouche fermée)
en imagerie IRM séquence T2 [10]

Sur la figure 63, le disque apparait en hyposignal, ses bords sont soulignés par le liquide synovial en hypersignal. L'IRM permet d'observer avec précision la position du disque.

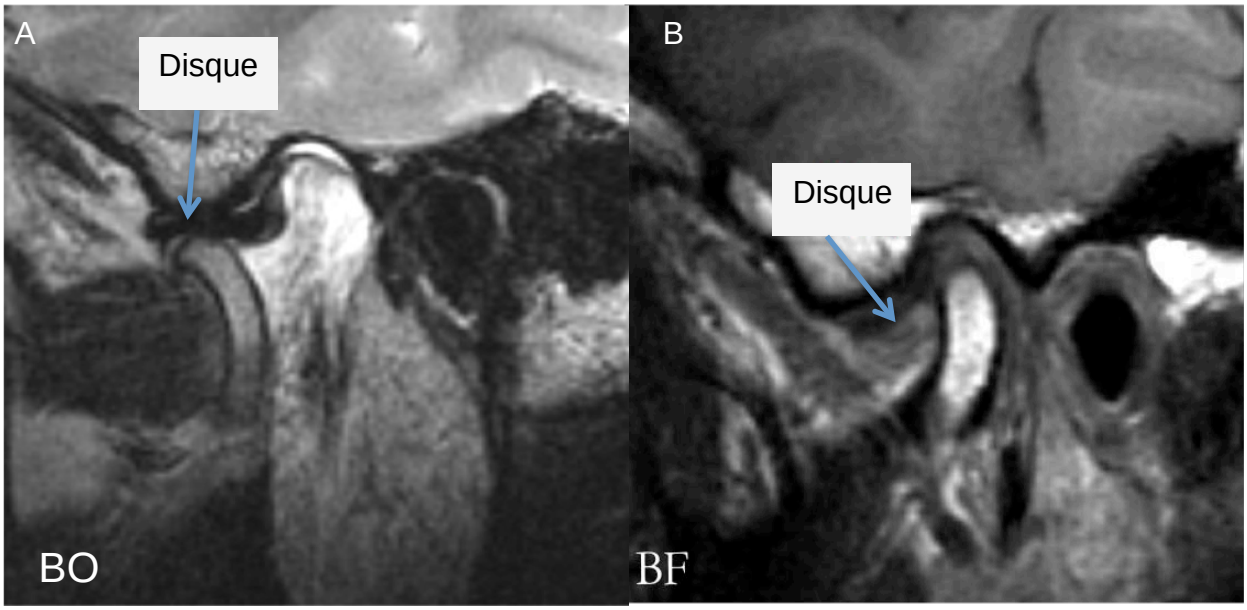


Figure 64 : Luxation discale réductible BO (A) et BF (B) en imagerie IRM [10]

En position bouche ouverte (BO), le disque est à sa place normale, entre les deux surfaces articulaires (flèche bleue) (figure 64A).

Pour ce même patient, lorsqu'on réalise l'examen en position bouche fermée (BF) (figure 64B), le disque articulaire a une position trop antérieure; il est luxé (flèche blanche). A l'examen clinique, on peut entendre un claquement. C'est le signe d'une luxation discale réversible.

L'IRM est donc la technique d'imagerie de choix pour l'étude du ménisque, de la capsule articulaire, des muscles et des ligaments.

2.5. Traumatologie

En traumatologie, la sphère maxillo-faciale est une zone fréquemment touchée et peut entrainer de graves complications. Après un examen clinique rigoureux, on effectuera un contrôle radiologique systématiquement pour confirmer ou visualiser les lésions.

On note que chez le très jeune enfant, la réalisation d'imagerie sectionnelle est souvent difficile car il faut rester immobile.

2.5.1. Traumatisme dentaire

Les traumatismes au niveau dentaire (région incisive maxillaire) sont fréquents en particulier chez les enfants. En cas de petit choc localisé avec une luxation ou une fracture de la dent voire de l'os alvéolaire, on fera après l'examen clinique un cliché rétroalvéolaire de la zone ou une radiographie panoramique. Dans les cas de traumatismes dentaires de plus grande étendue, on pourra avoir recours à l'imagerie CBCT [43] afin d'évaluer les lésions dans les trois dimensions et d'observer la globalité des arcades. Cela évite de prendre plusieurs radios rétroalvéolaires avec plusieurs incidences, est moins traumatisant et permet de gagner du temps. Ainsi, un traitement adéquat pourra être mis en place rapidement, des radiographies de contrôle seront nécessaires ultérieurement.

L'imagerie CBCT évaluera avec une haute résolution spatiale les fractures dentaires, l'état du desmondonte, des apex et les parois alvéolaires en particulier dans le sens vestibulo-palatin.

2.5.2. Grand traumatisme de la face

Dans le cas de grands traumatismes de la face, par exemple pour les accidentés de la route ou les coups portés à la figure, il se peut qu'il y ait une atteinte des tissus mous et des tissus durs. Le scanner est l'imagerie de choix car il discrimine bien les densités, et permet d'avoir une vision globale des lésions grâce à son champ d'exploration large.

En urgence, il est indispensable de contrôler tout épanchement liquidien ou fracture osseuse. Si nécessaire, une IRM sera envisagée en deuxième intention.



Figure 65 : Fracture du plancher de l'orbite droite en imagerie CBCT [30]

Dans le cas d'une fracture de plancher d'orbite, il faut rechercher une invagination du muscle droit inférieur. On ne visualise presque pas les muscles en imagerie CBCT comme on peut le voir sur la figure 65. On observe nettement le trait de fracture et l'invagination de tissus associée, mais on ne sait pas à quoi ils correspondent. Cet examen n'est donc pas adapté.

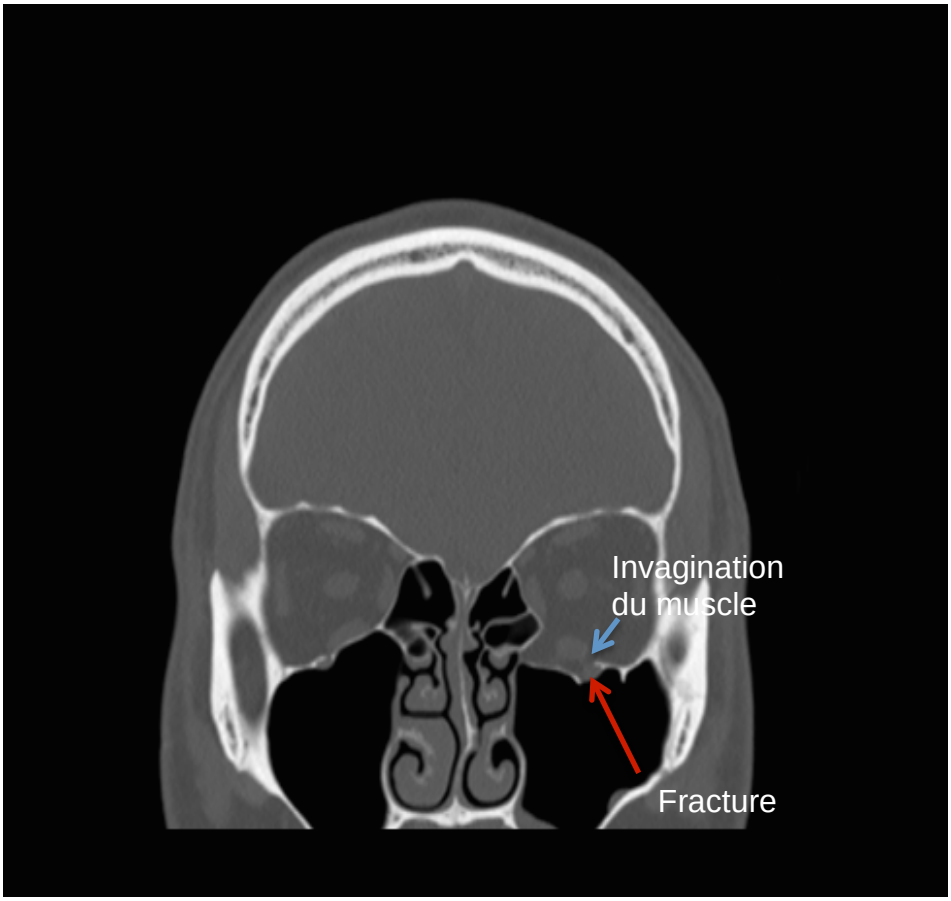


Figure 66 : Fracture du plancher de l'orbite avec invagination du muscle « droit inférieur » gauche en imagerie scanner [10]

Ici, on observe la fracture et les différents muscles présents dans l'orbite, en particulier le muscle « droit inférieur » gauche. L'image « scanner » confirme l'invagination de ce muscle, il doit être remis en place, c'est une urgence chirurgicale.

Le scanner permet donc de discriminer les tissus durs et les tissus mous et se présente comme l'examen de référence en grande traumatologie.

2.6. Tableau récapitulatif

Domaine	Type d'examen	Examen complémentaire
Parodontie	Bilan long cône OPT	CBCT
Endodontie	Rétro-alvéolaire	CBCT
3ème molaire mandibulaire	Panoramique Rétro-alvéolaire	CBCT
Dents incluses	Panoramique Rétro-alvéolaire	CBCT
Bilan pré-implantaire	Panoramique	CBCT
Kyste odontogène	Rétro-alvéolaire Panoramique	CBCT
Tumeur bénigne des maxillaires	Panoramique CBCT	Scanner IRM
Tumeur maligne des maxillaires	Rétro-alvéolaire Panoramique CBCT	Scanner IRM
Ostéonécrose	CBCT	
Sinusite unilatérale d'origine dentaire	CBCT	
Sinusite unilatérale d'origine non dentaire	CBCT Scanner	IRM
ATM surfaces osseuses	CBCT	
ATM disque, capsule, ligament, muscle	IRM	
Petit traumatisme	Rétro-alvéolaire Panoramique	CBCT
Grand traumatisme	Scanner	

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des examens radiologiques en fonction du type de pathologie [document personnel]

CONCLUSION

CONCLUSION

En imagerie dento-maxillo-faciale, la radiologie conventionnelle en deux dimensions permet de visualiser la majorité des pathologies dento-maxillaires, elle est facilement accessible et économe en rayonnements ionisants mais elle est parfois insuffisante pour étudier précisémment les différentes structures anatomiques, en particulier à cause des superpositions qui peuvent exister.

Associée à un examen clinique et une anamnèse rigoureuse, l'imagerie en coupe se justifie donc dans certains cas bien précis.

Le scanner a longtemps été utilisé pour l'étude des tissus durs au niveau de la sphère oro-maxillo-faciale mais il a été supplanté progressivement par l'appareil CBCT, mis au point il y a une vingtaine d'années. Ce dernier remplace aujourd'hui le scanner dans la plupart des indications. En effet, il est plus économe en rayonnements ionisants, plus accessible en cabinet dentaire et présente une meilleure résolution spatiale.

Cependant, la technique n'est pas encore bien connue par tous les praticiens, car elle est relativement récente et en constante évolution. Plusieurs rapports ont pourtant décrit l'imagerie CBCT comme technique d'imagerie sectionnelle de référence pour la sphère oro-faciale mais le manque de connaissances et d'informations conduit à de mauvaises prescriptions par les professionnels de la santé.

L'IRM reste quant à elle spécifiquement dédiée à l'étude des tissus mous, peu visibles avec l'imagerie par rayons X. Ses indications sont plus restreintes, mais décisives en particulier dans la recherche de tissu tumoral.

Il s'avère donc nécessaire de connaître ces différentes techniques, leurs spécificités, leurs indications et leur utilisation afin de choisir au mieux l'examen sectionnel dans le but de pouvoir traiter de façon optimale les patients.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

1 AHMAD M, JENNY J, DOWNIE M, Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. Australian Dental Journal. 2012 ; 57 : (1 Suppl) : 82-94.

2 ARRIVE L. Imagerie médicale pour le clinicien. Issy-lès-Moulineaux ; Elsevier Masson ; 2012. 432p.

3 AUBERT B, et al. Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie [en ligne]. 2006 [consulté le 3/08/2015]. Disponible sur http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/documentation/Documents/guide_exam_rx%20dentaire_oct2006.pdf

4 BALLIVET DE REGLOIX S, MAURIN O, LISAN Q, PONS E, CRAMBERT A, GENESTIER L, et al. Relations pathologiques entre dents et sinus maxillaire. EMC – Médecine buccale. 2015 ; 10(1) :1-11 [Article 28-270-V-10].

5 BECKERS S, VERMEERE V, La tomographie par émission de positons (tep) [en ligne]. 2007 [consulté le 01/09/2015]. Disponible sur : https://facmed.univ-rennes1.fr/wkf/stock/RENNES20071205084737sbeckerTEP.pdf

6 BELLAICHE N. Cone beam en implantologie orale (deuxième partie ; radioanatomie implantaire du maxillaire). Dental Tribune. 2014 ; 6(5) : 13-15.

7 BELLAICHE N. Cone Beam en implantologie orale (troisième partie : radioanatomie implantaire à la mandibule. Les obstacles anatomiques à la mandibule). Dental Tribune. 2014 ; 16-17.

8 BELLAICHE N. Qualité d'image et artéfacts en cone beam. Dental Tribune. 2014 ; 12-14.

9 BLANC G. Ergo Pratic : La radiographie dentaire 3D. Le fil dentaire. 2007 ; 20 : 16-22.

10 BLUM.A, LECOCQ.S, Archives numériques du Service d'imagerie Guilloz, Hôpital central, 29 avenue maréchal de lattre de Tassigny, 54000 Nancy.

11 BOLONI E. Archives numériques du Cabinet dentaire, 21 rue pré gondé, 57000 Metz.

12 BOYER B, LE MAREC E, AIT-AMEUR A, HAURET L, DION AM et ATERERII-TEHAU C. Tomodensitométrie : principes, formation de l'image. Encylopédie Médico-Chirurgicale. 2003 ; 170(35) : 16 [Article 35-170-A-10]

13 CAVEZIAN R. Evolution historique du concept implantaire : passé, présent et futur des moyens prédictifs d'imagerie [en ligne]. 2007 [consulté le 14/08/2015]. Disponible sur : http://www.biusante.parisdescartes.fr/sfhad/vol12/2007_07.pdf

14 CAVEZIAN R, PASQUET G. Cone beam imagerie diagnostique en odontostomatologie. Issy-les-Moulineaux : Elsevier masson ; 2011. 296p.

15 DAVARPANAH M. Les implants en odontologie l'essentiel de la pratique. Rueil-Malmaison : Edition CdP ; 2015. 200 p.

16 DAVID M, DOHMAN EHRENFEST DM. Dossier scanner et cone beam. Les tomographies volumiques à faisceau conique tour d'horizon. Information dentaire, 2008 ; (1/2) : 20-24.

17 DE COCK.J, ZANCA.F, CANNING.J, PAUWELS.R, HERMANS.R A comparative study for image quality and radiation dose of a cone beam computed tomography scanner and a multislice computed tomography scanner for paranasal sinus imaging, Eur Radiol. 2015; 25(7); 1891-900.

18 DEVAUX E, GUILLET J. Ostéochimionécrose des maxillaires induite par les biphosphonates : étude rétrospective sur 3 ans réalisée à l'institut de Cancérologie de Lorraine. [Thèse d'exercice d'odontologie]. Nancy : Université de Lorraine ; 2014. 122p.

19 DE VOS W, CASSELMAN J, SWENNEN GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region : a systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009 ; 38(6) ; 609-25.

20 ERNST O. Les rayons X [en ligne]. 2015 [consulté le 12/09/2015]. Disponible sur : http://www.sfrnet.org/Data/upload/files/Le%20rayonnement%20X.pdf

21 ESPINOZA S, HALIMI P, MNIF E, COUCHON S, BADOUAL C. Les sinusites localisées Pathologies de continuité : sinus maxillaire/fosse nasale [en ligne]. 2014 [consulté le 8/01/2016]. Disponible sur : http://slideplayer.fr/slide/3094816/

22 Fondation contre le cancer. Myélome multiple [en ligne]. 2008. [consulté le 20/01/2016] Disponible sur : http://www.cancer.be/les-cancers/types-de-cancers/my-lome-multiple-maladie-de-kahler

23 GERBAUD F. Cone beam principe de fonctionnement, interêts et limites dans la pratique odontologique. [Thèse d'exercice d'odontologie]. Nantes. Université de Nantes ; 2009. 113p.

24 GERVAISE A. Réduction de dose en scannographie : influence du pitch [en ligne]. 2011 [consulté le 5/07/2015]. Disponible sur http://onclepaul.net/wp-

content/uploads/2011/07/pitchFILEminimizer.pdf

25 GRANIER P. Fight cancer cells, ostéocondensation mandibulaire/maxillaire [en ligne]. 2013. [consulté le 13/01/2016]. Disponible sur : http://your-health-care-online.blogspot.fr/2013/12/osteocondensation-mandibulaire.html

26 HARRIS D, HORNER K, GRONDAHL K, JACOBS R, HELMROT E, et al. EAO Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. 2012; 23(11) : 1243-53.

27 Haute Autorité de Santé. Indication de la radiographie du crâne et ou du massif facial [en ligne]. 2008 [consulté le 4/08/2015]. Disponible sur http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2008-06/rapport_radiographie_crane_2008-06-30_11-52-59_159.pdf

28 Haute Autorité de Santé. Tomographie a faisceau conique de la face [en ligne]. 2009 [consulté le 4/08/2015]. 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

29 HIRSCH E, WOLF U, HEINICKE F, SILVA MA. Patient exposure by various X-ray techniques for implant planning. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. 2008; 37(5) : 268-73.

30 HODEZ C. Archives numériques du Cabinet de radiologie, 125 rue saint Dizier 54000 Nancy.

31 HODEZ C. Imagerie dento-maxillaire en coupe, Cours DCE03, faculté d'odontologie de Nancy.

32 HODEZ C, BRAVETTI P. Imagerie dento-maxillo-faciale par faisceau conique « cone beam ». Montpellier : Sauramps medical ; 2010, 251p.

33 KASTLER B, VETTER D. Comprendre l'IRM, manuel d'auto apprentissage. Issy-lès-Moulineaux : Elsevier Masson ; 2011. 389p.

34 LACAN A. Nouvelle imagerie dentaire. Malakoff ; édition Cdp ;1992.

35 LEZY PJ, PRINC G. Pathologie maxillo-faciale et stomatologie. Issy-lès-Moulineaux ; Elsevier Masson ; 2010. 232p.

36 MARTINEZ-SOULOUMIAC L, GOSSO F. Scanner : une pause dans la course au nombre de coupes !!! CT: status on multi-detector row scanners. Journal de radiologie 2006; 87 (7-8) : 927-935

37 MELINE C, TROUINARD MA, VAIZAND L. Le Pet-scan [en ligne]. 2011 [consulté le 4/09/2015]. Disponible sur : http://tpe-pet-scan.e-monsite.com/pages/le-pet-scan.html

38 NAHA L, KADOUR N, HEMMAOUI B, ERRAMI N, EN-NAFAA I, BOUAITY B, et al. Sinusite aspergillaire d'origine dentaire dans sa forme pseudo-tumorale Elsevier Masson Journal de mycologie médicale 2014; 24(2) : 171-174.

39 NAHUM H. Traité d'imagerie médicale. 2ème édition édition. Cachan ; Lavoisier ; 2013. 820p.

40 NEUGEBAUER J, ZOLLER JE. Cone Beam Imagerie dentaire et maxillo faciale. Charenton le Pont : Quintessence International ; 2014. 276p.

41 SALMON B. Cone beam CT en pratique dentaire. Montpellier ; Sauramps medical. 2014.

42 SAMUELI JJ. La découverte des rayons X par Röntgen [en ligne]. 2009 [consulté le 25/07/2015]. Disponible sur : https://www.bibnum.education.fr/sites/default/files/RONTGEN-ANALYSE.pdf

43 SAOUD S, MIMOUNI I, GHARBI A, MOUSSALI N, EL BENNA N, ABDELOUAFI A. Imagerie des améloblastomes (a propos de 20cas) [en ligne]. 2010 [consulté le 17/09/2015]. Disponible sur : http://pe.sfrnet.org/Data/ModuleConsultationPoster/pdf/2010/1/a270843a-23bf-4564-a342-610e52729a21.pdf

44 SCARFE WC, LI Z, ABOELMAATY W, SCOTT SA, FARMAN AG. Maxillofacial cone beam computed tomography : essence, elements and steps to interpretation. Australian Dental Journal 2012 ; 57 (1suppl): 46-60.

45 SEDENTEXCT European Commission. Radiation protection n°172 Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology [en ligne]. 2012 [consulté le 6/09/2015]. Disponible sur http://www.sedentexct.eu/files/radiation_protection_172.pdf

46 SIMAND C, La radiographie II. Qu'est-ce qu'un rayon X ? Comment en produire ? Quel mécanisme permet d'obtenir une radiographie ? [en ligne] 2009 [consulté le 13/08/2015]. Disponible sur : http://culturesciencesphysique.ens-lyon.fr/ressource/imagerie-medicale-radiographie-principe.xml

47 SHIRA P, BATHULA VC, KUSUM VS. Cone beam computed tomgraphic evaluation and diagnosis of mandibular first molar with 6 canals, Case reports in dentistery. 2016; 10(1155): 1016985.

48 THOMAS E, WANG C. Les grands kystes des maxillaires : diagnostic, traitement et suivi. [Thèse d'exercice d'odontologie]. Nancy : Université de Lorraine ; 2011. 193p.

49 VIVIANO M. Carcinome métastatique se présentant comme une névralgie du trijumeau. J Can Dent Assoc. 2012;77(32) : c32.

50 WALTER C, WEIGER R, ZITZMANN NU. Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. J Clin Periodontol. 2010; 37(5) : 436-41.

51 WHAITES E, DRAGE N. Radiography and Radiology for dental care professionals. Amsterdam : Churchil Livingstone Elsevier ; 2013. 488p.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS **4**
LISTE DES FIGURES **15**
LISTE DES TABLEAUX **18**
LISTE DES ABREVIATIONS **19**
INTRODUCTION **20**
1. De la découverte des rayons X aux techniques d'imagerie sectionnelle actuelles **22**
1.1. Définition, historique et radioprotection 22
1.1.1. Qu'est ce qu'un rayon X ? 22
1.1.2. La révélation de W.C. Röntgen 24
1.1.3. Radioprotection et réglementation 26
1.1.3.1. Justification des actes 27
1.1.3.2. Optimisation 27
1.1.3.3. Formation à la radioprotection 27
1.1.3.4. Organismes internationaux et français 28
1.2. Le scanner à rayons X 29
1.2.1. Historique 29
1.2.2. Principe de fonctionnement 30
1.2.2.1. Le générateur à rayons X 30
1.2.2.2. Le tube 30
1.2.2.3. Le filtrage 31
1.2.2.4. Les collimations 31
1.2.2.4.1. La collimation primaire 31
1.2.2.4.2. La collimation secondaire 32
1.2.2.5. Les détecteurs 32
1.2.2.5.1. Les types de détecteurs 33
1.2.2.5.2. L'effet de cône 34
1.2.2.5.3. Les système de détection 36
1.2.2.6. Paramètres d'acquisition et de reconstruction 38
1.2.2.6.1. Collimation primaire et épaisseur nominale 38
1.2.2.6.2. Le kilovoltage et l'ampérage 38
1.2.2.6.3. Le temps de rotation 38

1.2.2.6.4. Le pitch 38
1.2.2.7. Le transfert de données 39
1.2.2.8. Le traitement des données et la reconstruction de l'image 40
1.2.2.8.1. La matrice de reconstruction et l'échelle de Hounsfield 40
1.2.2.8.2. Le filtre de reconstruction 41
1.2.2.8.3. Les algorithmes d'interpolation 41
1.2.3. Apport de la tomoscintigraphie par émission de positons couplée à la tomodensitométrie (TEP-scan) 43
1.2.3.1. La tomoscintigraphie par émission de positons, définition et principe de fonctionnement 43
1.2.3.2. Le TEP-Scan 44
1.2.4. Caractéristiques de l'image et limites du scanner 45
1.2.4.1. Caractéristiques de l'image 45
1.2.4.1.1. Taille des voxels et résolution spatiale 45
1.2.4.1.2. Résolution en densité 46
1.2.4.1.3. Artéfacts 46
1.2.4.1.4. Bruit 46
1.2.4.1.5. Dosimétrie 46
1.2.4.2. Limites du scanner 46
1.3. Le Cone Beam Computed Tomography (CBCT) 47
1.3.1. Historique 47
1.3.2. Principe de fonctionnement 47
1.3.2.1. La chaîne radiologique 48
1.3.2.1.1. Le générateur 48
1.3.2.1.2. Le tube 48
1.3.2.1.3. La collimation 48
1.3.2.1.4. Les détecteurs 48
1.3.2.2. Principe d'acquisition et reconstitution de l'image 50
1.3.2.2.1. Le voxel 51
1.3.2.2.2. Le champ d'exploration 52
1.3.2.2.3. L'algorithme d'interpolation 53
1.3.2.2.4. Les reconstructions 53
1.3.3. Caractéristiques de l'image, limites du CBCT 54
1.3.3.1. Caractéristiques de l'image 54

1.3.3.1.1. Taille des voxels et résolution spatiale 54
1.3.3.1.2. Résolution en densité 55
1.3.3.1.3. Artéfacts 55
1.3.3.1.4. Bruit 55
1.3.3.1.5. Dosimétrie 55
1.3.3.2. Limites du CBCT 56
1.4. L'Imagerie par Résonnance Magnétique (IRM) 56
1.4.1. Historique 56
1.4.2. Bases physiques 57
1.4.2.1. Le magnétisme de l'atome 57
1.4.2.2. La résonnance magnétique nucléaire 58
1.4.2.3. Phénomène de relaxation longitudinale et transversale 61
1.4.2.3.1. Relaxation longitudinale ou T1 61
1.4.2.3.2. Relaxation transversales ou T2 62
1.4.3. Principe de fonctionnement de l'IRM 62
1.4.3.1. La séquence de base : l'écho de spin 62
1.4.3.2. Les différents contrastes 63
1.4.3.2.1. Séquence pondérées T1 63
1.4.3.2.2. Séquence pondérée en T2 64
1.4.3.2.3. Séquence pondérée en densité de protons ou rho 65
1.4.3.3. Codage spatial 66
1.4.3.4. Reconstruction de l'image 66
1.4.4. Caractéristiques de l'image et limites de l'IRM 67
1.4.4.1. Caractéristiques de l'image 67
1.4.4.1.1. Taille des voxels et résolution spatiale 67
1.4.4.1.2. Intensité du signal (contraste) 67
1.4.4.1.3. Artéfacts 67
1.4.4.1.4. Bruit 67
1.4.4.1.5. Dosimétrie 68
1.4.4.2. Limites de l'IRM 68
1.5. Tableau récapitulatif 69
2. Imagerie dento-maxillo-faciale et indications 70
2.1. Imagerie dentaire et investigation des arcades 70
2.1.1. Pathologie infectieuse 70

2.1.1.1. D'origine parodontale 70
2.1.1.2. D'origine endodontique 73
2.1.2. Chirurgie orale 75
2.1.2.1. 3ème molaire mandibulaire et nerf alvéolaire inférieur 75
2.1.2.2. Dents surnuméraires incluses 77
2.1.3. Bilan pré-implantaire 77
2.2. Imagerie osseuse 82
2.2.1. Kystes odontogéniques 82
2.2.2. Tumeurs bénignes 84
2.2.3. Tumeurs malignes 86
2.2.4. Ostéonécroses 92
2.2.4.1. Ostéoradionécrose 93
2.2.4.2. Ostéochimionécrose 95
2.3. Imagerie sinusienne 96
2.3.1. Imagerie des sinus maxillaires 96
2.3.1.1. Sinusite unilatérale 97
2.3.1.1.1. D'origine dentaire 97
2.3.1.1.2. D'origine non dentaire 99
2.3.1.2. Sinusite bilatérale 104
2.3.2. Imagerie des autres sinus de la face 104
2.3.2.1. Imagerie des sinus frontaux 104
2.3.2.2. Imagerie des sinus ethmoïdaux (cellules ethmoidales) 104
2.3.2.3. Imagerie des sinus sphénoïdaux 105
2.4. Imagerie articulaire 106
2.4.1. Imagerie osseuse 106
2.4.2. Imagerie musculaire, ligamentaire, capsulaire et discale 108
2.5. Traumatologie 111
2.5.1. Traumatisme dentaire 112
2.5.2. Grand traumatisme de la face 112
2.6. Tableau récapitulatif 115
CONCLUSION 116
BIBLIOGRAPHIE 118
TABLE DES MATIERES 124

DEWILDE Marie – Tomographie volumique à faisceau conique en imagerie dento-maxillo-faciale. Indications et stratégies de prescription face aux autres techniques d'imagerie sectionnelle.

Nancy 2016 : 128 pages. 66 figures ; 2 tableaux.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy 2016

Mots clés : Tomographie volumique à faisceau conique – Imagerie sectionnelle radiodiagnostic – Imagerie dento-maxillo-faciale

Résumé :

Les diagnostics des pathologies dento-maxillo-faciales ont été largement facilitées par l'arrivée de l'imagerie sectionnelle : scanner et IRM dans un premier temps, suivis ensuite par la radiographie à faisceau conique. Cependant la constante évolution de ces techniques, ainsi que le manque d'information et de connaissance des praticiens conduisent parfois à de mauvaises indications de prescriptions de ces examens complémentaires. Notre travail consistera en la description de ces différentes techniques et de leurs indications au niveau de la sphère oro-faciale afin d'optimiser le diagnostic.

Examinateurs de la thèse :

Pr. J-M MARTRETTE	Professeur des Universités	Président
Dr. V MOBY	Maître de Conférences des Universités	Directeur
Dr. J GUILLET-THIBAULT	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr. S LECOCQ-TEIXEIRA	Médecin-Radiologue	Juge

Adresse de l'auteur :

DEWILDE Marie
40, domaine de Largantier
57155 MARLY

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie

Jury : Président : J.M. MARTRETTE – Professeur des Universités
Juges : V. MOBY– Maître de Conférence des Universités
J. GUILLET-THIBAULT– Maître de Conférence des Universités
S. LECOQ Médecin Radiologue

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Mademoiselle DEWILDE Marie, Joëlle, Nathalie**

né(e) à: **LAXOU (Meurthe-et-Moselle)** le **8 novembre 1989**

et ayant pour titre : « **Tomographie volumique à faisceau conique en imagerie dento-maxillo-faciale. Indications et stratégie de prescription face aux autres techniques d'imagerie sectionnelle** ».

Le Président du jury

J.M. MARTRETTE

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 9129

NANCY, le

– 2 JUIN 2016

Le Président de l'Université de Lorraine

P. MUTZENHARDT