



HAL
open science

Analyse de la qualité d'image en CBCT en fonction de différents protocoles d'acquisition

Anthony Dheilly

► **To cite this version:**

Anthony Dheilly. Analyse de la qualité d'image en CBCT en fonction de différents protocoles d'acquisition. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03441006

HAL Id: dumas-03441006

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03441006v1>

Submitted on 22 Nov 2021

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

FACULTÉ DE SANTÉ

UFR D'ODONTOLOGIE
5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2020

N°

THÈSE pour le DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 09/12/2020

par **Anthony DHEILLY**

**ANALYSES DE LA QUALITÉ D'IMAGE EN CBCT EN FONCTION
DE DIFFÉRENTS PROTOCOLES D'ACQUISITIONS**

Dirigée par M. le Docteur Rufino FELIZARDO

JURY

Mme. la Professeure Laurence JORDAN	Président
Mme. la Docteure Vanessa BAAROUN	Assesseur
M. le Professeur Yves BOUCHER	Assesseur
Mme. la Docteure Maria-Clotilde CARRA	Assesseur
M. le Docteur Rufino FELIZARDO	Assesseur

UNIVERSITÉ DE PARIS

Présidente de l'Université : Mme la Professeure Christine CLERICI
Doyenne de l'U.F.R. d'Odontologie Garancière : Mme la Professeure Ariane BERDAL
Directrice Générale des Services : Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. la Professeure Laurence JORDAN	Président
M. la Docteure Vanessa BAAROUN	Assesseur
M. le Professeur Yves BOUCHER	Assesseur
M. la Docteure Maria-Clotilde CARRA	Assesseur
M. le Docteur Rufino FELIZARDO	Assesseur

Mme la Professeure Laurence JORDAN Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous nous faites en acceptant la présidence du jury de cette thèse. Pour votre gentillesse et votre disponibilité durant mes années à Garancière. Pour avoir toujours fait de votre mieux pour aider l'ensemble des étudiants de cette faculté qui vous en sont reconnaissants. Veuillez trouver ici mon profond respect et mes sincères remerciements.

Mme la Docteure Vanessa BAAROUN Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous nous faites en participant au jury de cette thèse et la qualité de votre enseignement en pharmacologie. Veuillez trouver ici l'expression de mes plus sincères remerciements.

M. le Professeur Yves BOUCHER Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous nous faites en participant au jury de cette thèse et la qualité de votre enseignement en physiologie oro-faciale. Veuillez trouver ici l'expression de mes plus sincères remerciements.

Mme la Docteure Maria-Clotilde CARRA Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous nous faites en participant au jury de cette thèse et la qualité de votre enseignement en parodontologie. Veuillez trouver ici l'expression de mes plus sincères remerciements.

M. le Docteur Rufino FELIZARDO Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant d'être mon directeur de thèse. La réalisation de ce travail à vos côtés a été pour moi un immense privilège, vous m'avez initié à cette discipline qu'est l'imagerie. Votre personnalité, l'étendue de vos connaissances, votre engagement m'ont captivé à chacun de vos cours et de nos échanges. Vous m'avez transmis un savoir noble et enrichi d'une très grande rigueur. Je vous remercie pour votre confiance et la bienveillance avec laquelle vous m'avez guidé. Je vous prie d'accepter ma profonde gratitude, mon profond respect et mes sincères remerciements

Introduction :	3
I/ Le CBCT :	4
1) Définition :	4
2) Principes Techniques	4
2.1 Faisceau à Rayon X	4
2.2 Pixel/ Voxel:.....	5
2.3 Paramètres d'expositions	6
3 Acquisition de l'image	8
3.1 L'exposition.....	8
3.2 La rotation.....	8
4 Reconstruction de l'image	9
4.1 Données brutes	9
4.2 Reconstruction primaire.....	9
4.3 Les reconstructions secondaires	11
4.4 Reconstructions Tridimensionnelle (3D).....	11
5 Caractéristiques de l'image	13
5.1 La résolution spatiale.....	13
5.2 Le contraste.....	14
5.3 La netteté.....	15
5.4 Le bruit.....	15
5.5 Les Artéfacts.....	16
II) Indications/ Recommandations/ Justification/ Optimisation :	20
1 Recommandations	20
1.1 SEDENDEXCT	20
1.2 HAS 2009	22
2 Indications du CBCT	23
3 Réglementation	25
3.1 Radioprotection.....	25
3.2 Justification des actes:.....	26
3.3 L'optimisation.....	26
3.4 Formation à la radioprotection	26
3.5 Installation et contrôle qualité	27
III/ Dosimétrie	28
1.1 Dose Absorbée (DA)	28
1.2 Dose équivalente	29
1.3 Dose efficace	29
1.4 Dose à l'entrée (PDS/DAP)	30
1.5 CDTI ou IDS	30
1.6 Produit-Dose-Longueur (PDL)	31
2 Les effets indésirables des rayons X	31
2.1 Les effets déterministes.....	31
2.2 Les effets stochastiques	33
3 Comment calcule-t-on la dose en CBCT ?	35
3.1 Fantôme Anthropomorphique	35
3.2 La DAP	40
3.3 Monte Carlo	43

3.4 CDTI	44
IV/ Analyse d'image/ Qualité d'image :.....	45
1) Définition :.....	45
2 Les critères de qualité.....	45
2.1 Le SNR	45
2.2 Le CNR.....	46
2.3 La Fonction de Transfert de Modulation (FTM)	47
4) Méthodes d'évaluation de la qualité d'une image	48
4.1 Évaluation objective.....	48
4.2 Évaluation subjective	52
V/ Problématique de l'étude:	55
1) Matériels et méthodes	55
1.1) Objectifs :.....	55
1.2) Choix de la pièce anatomique	55
1.3) Cahier des charges.....	56
1.4) Protocole de préparation de la pièce anatomique	57
1.5) Acquisition 3D.....	58
1.6) La dose	58
2) Protocole de l'évaluation objective de la qualité des images :	60
2.1) Choix des coupes 2D coronale et axiale	60
2.2) Choix des ROI	61
2.3) Calcul des SNR :	62
3) Protocole de l'évaluation subjective de la qualité des images :	63
3.1) Sélection des volumes par item:.....	64
3.2) Reproductibilité intra-examineur :.....	65
3.3) Présentation des résultats et analyse statistique	65
VI/ Résultats :.....	66
1) Résultats issus des données des protocoles d'expositions réalisés, des évaluation objective et subjective :	66
1.1) Dose :.....	66
1.2) Bruit-SNR :	70
1.3) Évaluation subjective :.....	75
1.4) Sélection des volumes ayant reçu un score minimum de 3 à l'évaluation subjective :.....	84
V/ Discussion :	85
Propositions d'un champ et d'un protocole d'exposition adaptés en fonction de l'indication posée :	89
Conclusion :	93
Bibliographie :	94
Table des figures :	98

Introduction :

Le Cône beam CT ou « l'imagerie volumique à faisceau conique » a fait son apparition en 1994 et fut introduit sur le marché Européen en 1996 avec le Newton 9000©, puis en 2001 pour les U.S.A.

C'est une technique permettant l'obtention d'une image 3D numérique à partir d'une rétro-construction de plusieurs centaines de projections bidimensionnels multi-angulaires.

En effet, grâce à son faisceau conique à rayon X, il permet l'exploration en profondeur des tissus minéralisés de la face (dents, os) avec une qualité d'image variable pouvant offrir une précision de l'ordre du dixième de millimètre.

Le CBCT se substitue à de larges indications jusque-là dévolues au scanner médical allant de la pathologie d'ordre maxillo-faciale à celle d'origine endodontique en passant par la planification implantaire.

Aujourd'hui l'une des missions de la radioprotection a pour but de diminuer au maximum la dosimétrie de chaque examen radiographique qu'un individu peut recevoir au cours de sa vie.

C'est ainsi que de nombreux concepts ont vu le jour, comme celui de ALARA (As Low As Reasonably Achievable) qui est devenu ALADA (As Low As Diagnostically Achievable). En effet, le premier visait à nous orienter lors de nos choix des paramètres d'expositions afin d'obtenir la dose la plus basse possible. Ceci pouvait conduire à des examens qui avaient une dose basse mais qui n'en demeuraient pas moins inexploitable car la qualité des images ne permettait plus de poser un diagnostic. C'est ainsi que le concept ALARA a été modifié en ALADA. Ce dernier préconise un bon choix des paramètres d'expositions en fonction de l'indication afin d'optimiser la dose finale mais également d'assurer l'obtention d'une qualité d'image permettant de poser un diagnostic.

Force est de constater que la littérature actuelle est peu précise sur le choix à faire des paramètres d'expositions afin de nous garantir une qualité des images qui sera en adéquation avec l'indication posée, et associée à une dose qui sera la plus basse possible.

I/ Le CBCT :

1) Définition :

Le Cône Beam CT ou tomographie volumique à faisceau conique est une technique permettant l'acquisition d'un volume anatomique en trois dimensions à partir d'une série de projections bidimensionnelles multi-angulaires.

Associant un générateur de rayons X et un capteur (CCD ou CMOS que nous verrons plus loin), il résulte de la rétro-construction de plusieurs centaines de projections en 2D d'images radiologiques classiques prises en rotation autour de l'objet à examiner afin d'en reconstruire le volume. A la différence du scanner médical classique ce n'est pas une tomodensitométrie reposant sur la mise en image d'une analyse de la densité d'un objet traversé.

2) Principes Techniques

2.1 Faisceau à Rayon X

Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique, au même titre que la lumière visible, l'infra-rouge, l'ultra-violet, les micro-ondes, les ondes radios ou rayons gamma. Leurs fréquences oscillent entre 10¹⁶ Hz et 10²⁰ Hz.

Les Rayons X sont produits dans des tubes dit de Coolidge. Des électrons sont émis par une cathode (filament en tungstène) chauffée par le passage d'un courant électrique. L'accélération des électrons dépendra de la différence de potentiel entre la cathode et la cible en métal plus communément appelée anode.

Les rayons X sont émis au niveau de l'anode selon deux principaux mécanismes :

- Le freinage des électrons, émis par la cathode, qui donnera le Bremsstrahlung.
- Les transitions électroniques au niveau de l'anode causées par les collisions des électrons provenant de la cathode avec ceux des atomes constituant l'anode. (Bellaïche et Méningaud 2016)

Les tubes à rayons X produisent pour une différence de potentiel donnée des rayons X avec des énergies très variables (figure 1).

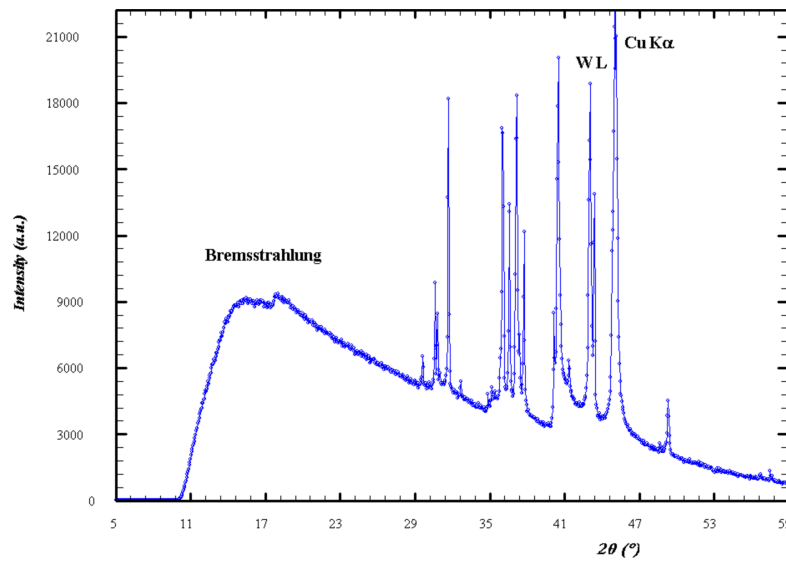


Figure 1 : Schéma du spectre de rayons x (Bellaiche et Méningaud 2016)

Les rayons X sortant d'un tube sont donc filtrés pour éliminer tous ceux qui présentent une faible énergie ne leur permettant pas de traverser un objet sans être atténué complètement.

Le CBCT se voit donc constitué d'un générateur à rayon X qui produira lors d'une acquisition un faisceau de rayon X de forme conique qui sera atténué plus ou moins par l'objet à explorer en fonction de la nature du matériau qu'il traversera et de la différence de potentiel sélectionnée. Le rayon X une fois atténué va être détecté par un capteur situé de l'autre côté de l'objet pour être analysé.

2.2 Pixel/ Voxel:

Le volume étudié avec un CBCT a pour unité le voxel. Ce terme est la contraction de « picture » et « volume », c'est un pixel en 3D. Il permet de stockage d'information de type colorimétrique avec ses coordonnées spatiales, voire temporelles, de positionnement. Généralement il est inscrit dans un espace matriciel.

Pour le CBCT, le voxel présente des caractéristiques particulières. Il est isotrope et isométrique, il se présente donc sous la forme d'un cube disposant de côtés de même longueur contrairement au scanner médical dont le voxel a la forme d'un parallélépipède.

Sa taille peut varier de 70µm à 300µm de côté, ce paramètre influencera la résolution finale du volume étudié. Pour un volume donné, la résolution sera inversement proportionnelle à la taille du voxel. Quel que soit le plan de coupe choisi pour l'analyse de l'objet, la résolution de l'image sera identique

à celle de l'écran (pixel 2D) à la différence du scanner médical pour lequel les coupes réalisées dans un plan autre que celui de l'acquisition axiale présentent une résolution dégradée du fait alors d'un pixel 2D hétérométrique, rectangulaire. (Bellaïche et Méningaud 2016)

2.3 Paramètres d'expositions

2.3.1 Le Champs de vue (FOV)

Le Champs de vue ou Field of View (FOV) de forme cylindrique, représente le volume observé. Il se détermine avant l'acquisition en fonction de l'indication de l'examen.

On le classe en fonction de ses dimensions en petits champs (inférieurs à 8x8cm), moyens champs (inférieurs à 10x10cm) et grands champs, (supérieures à 10x10cm). (figure 2)
Ils peuvent atteindre sur certains appareils, des dimensions de 30x30cm permettant un examen cervico-facial complet, le chirurgien-dentiste se limitera à des petits et moyens champs. Au-delà, il ne sera plus dans son champs de compétence au regard des recommandations de la Haute Autorité de Santé (HAS).

Le champ de vue est caractérisé par un matrice de reconstruction (associant colonnes et lignes de voxels dont la finesse) sera d'autant plus grande que les pixels et la taille du champs de vue seront petits.

Le taille du champ de vue aura également une influence sur la dosimétrie finale de l'examen.

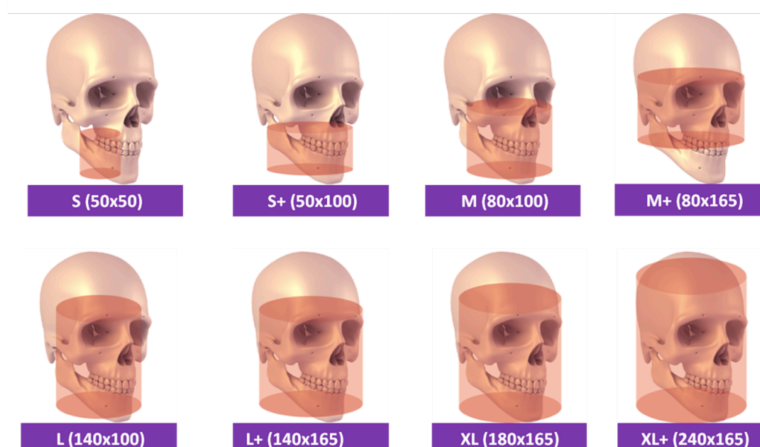


Figure 2 : Différentes tailles de champs de vue en mm (FOV) (Bellaïche et Méningaud 2016)

2.3.2 Intensité mA

« Un ampère est l'intensité d'un courant constant qui, s'il est maintenu dans deux conducteurs linéaires et parallèles, de longueurs infinies, de sections négligeables et distants d'un mètre dans le vide, produit entre ces deux conducteurs une force linéaire égale à 2×10^{-7} newton par mètre¹. »
Définition du comité international des poids et mesure en 1948.

Pour le CBCT l'intensité sera le plus souvent de l'ordre du milliampère (mA). Elle est généralement prédéfinie par l'appareil et est ajustée en fonction de l'indication donc du champ de vue sélectionné et la qualité d'image recherchée.

La dose finale de rayonnement est proportionnelle à l'intensité du courant lorsque tous les autres paramètres sont fixes, si on double l'intensité on double la dose (Ludlow et al. 2015).

2.3.3 Temps de pose

Le temps de pose correspond au temps durant lequel le patient sera soumis aux rayons X, il a pour unité la seconde et dépasse très rarement les 20 secondes. Les machines tendent à avoir des temps de pose les plus courts possibles pour diminuer les artefacts cinétiques causés par les mouvements du patient.

2.3.4 Tension électrique (Voltage)

La tension électrique s'analyse par la circulation du champ électrique le long d'un circuit mesurée en volt. Notée U aux bornes du dipôle. Elle est souvent confondue avec la notion de différence de potentiel (DDP) qui représente la tension entre deux points du circuit.

Elle est comprise entre 50 et 120 kVp pour la plupart des machines, elle peut être présélectionnée ou ajustée en fonction du morphotype de patient (enfant ou adulte...).

2.3.5 Les Détecteurs

Le détecteur va jouer un rôle primordial dans la chaîne d'acquisition de la future image. En effet, une fois que les rayons X sont atténués par l'objet qu'ils ont traversé, ils vont être détectés puis transformés en signal électrique pour être ensuite analysés. (Lofthag-Hansen et al. 2011; Pauwels et al. 2015)

Les tout premiers CBCT utilisaient des capteurs avec un système d'amplification d'image mais ont depuis été remplacés par des capteurs plan (flat panel detector FPD) permettant d'éviter les distorsions de l'image. Ils diminuent les bruits liés au système d'acquisition dégradant la qualité de l'image finale et permettent également une meilleure efficacité pour les programmes « basse dose ». Ceux-ci sont basés sur les technologies de deux types: ceux à transfert de charge (CCD), les transistors à couches minces (TFT) et les semi-conducteurs à oxyde métallique complémentaires (CMOS) FPD. Ils diffèrent par leur taille de détecteurs, taille de pixel, niveau de bruit, leur vitesse de lecture et présentent une rentabilité variable en fonction de la taille totale du détecteur. Ainsi, les capteurs (CCD) offrent une lecture à haute vitesse à haute résolution mais sont limités pour des champs de vision de petite taille. Les CMOS sont de plus en plus utilisés pour le CBCT car ils autorisent une acquisition à vitesse de lecture rapide et à faible bruit électronique.

3 Acquisition de l'image

Lors de l'acquisition, deux grands paramètres sont à prendre en compte : l'exposition et la rotation, lesquels auront une incidence directe sur la qualité de l'image et la dosimétrie.

3.1 L'exposition

L'exposition des rayons X peut être de type continue ou pulsée. La majorité des CBCT à l'heure actuelle utilise uniquement une exposition pulsée car la dose est proportionnelle au produit du temps d'exposition par l'intensité du tube à rayons X. De plus l'exposition pulsée présenterait une résolution spatiale améliorée grâce à l'effet du mouvement réduit, c'est-à-dire le mouvement du bras pendant chaque exposition/ lecture. (Lofthag-Hansen et al. 2011)

3.2 La rotation

Le bras ou « C-arm » est composé du tube à Rayons X d'un côté et du détecteur de l'autre. Lors de l'acquisition il effectue une rotation autour de la tête du patient. Celle-ci peut être complète c'est-à-dire à 360° ou bien partielle pouvant aller jusqu'à 180° uniquement.

Une rotation partielle peut permettre l'obtention d'une dose deux fois moins importante par rapport à celle obtenue avec une rotation complète.

En termes de qualité d'image une rotation partielle peut diminuer cette dernière par rapport à une rotation à 360° surtout quand elle est associée à une diminution de l'intensité (mA) dû à une augmentation légère du bruit. (Lofthag-Hansen et al. 2011)

4 Reconstruction de l'image

4.1 Données brutes

Les données brutes font partie de la première étape de l'acquisition en vue de la reconstruction du volume que l'on souhaite visualiser. Elles sont constituées de projection 2D qui, selon les dispositifs, vont subir un premier traitement ayant pour objectif de supprimer toutes les aberrations qui ont pu être ajoutées par le détecteurs telles que des pixels supplémentaires, des pixels défectueux etc.. et ce, dans le but d'améliorer la qualité finale de l'image.

Une fois que les données brutes ont été filtrées, les différents procédés de reconstruction du volume en 3D à partir de coupe 2D vont pouvoir débiter. (Bellaïche et Méningaud 2016)

4.2 Reconstruction primaire

La reconstruction primaire fait appel à des algorithmes de reconstruction, le plus utilisé est le Feldkamp-Davis-Kress (FDK) car il permet une reconstruction facile et rapide. Le principe est simple : l'algorithme utilise les données brutes ou projections 2D pour les associer les unes aux autres afin de créer un volume en 3D ayant pour unité le voxel. Chaque voxel est issu d'un nombre plus ou moins important de pixel reprenant chacun leurs caractéristiques.

Lors de cette reconstruction, plusieurs filtres peuvent être appliqués. Ainsi, le filtre de rampe permet de supprimer le flou inhérent au processus de projection / rétroprojection et un filtre de lissage pour réduire le bruit à haute fréquence amplifié par le premier filtre. Ces filtres sont optionnels, ajustables, et peuvent, dans certains cas, réduire considérablement la résolution spatiale notamment lorsque la réduction du bruit est trop importante à haute fréquence. (Bellaïche et Méningaud 2016)

4.2.1 Reconstructions Directes 2D

Dans la reconstruction directe il faut distinguer les reconstructions bidimensionnelles dites « directes » et les reconstructions DICOM (Digital image and communication in medicine).

4.2.2 DICOM (Multiplanaire/ Dentescan)

Le DICOM (Digital Image and Communication in Medicine) fut créé en 1985 par l’American College of Radiology et la NEMA dans le but de faciliter la transmission et l’utilisation des données médicales en radiologie entre les différents appareils et logiciels disponibles sur le marché.

Pour le CBCT ce type de format permet l’exploitation du fichier par des logiciels spécialisés afin d’obtenir deux types de reconstructions multiplanaire et « dentascanner © ».

Les reconstructions multiplanaires sont des reconstructions directes, bidimensionnelles (2D axiales, frontales, sagittales ou obliques) et 3D.

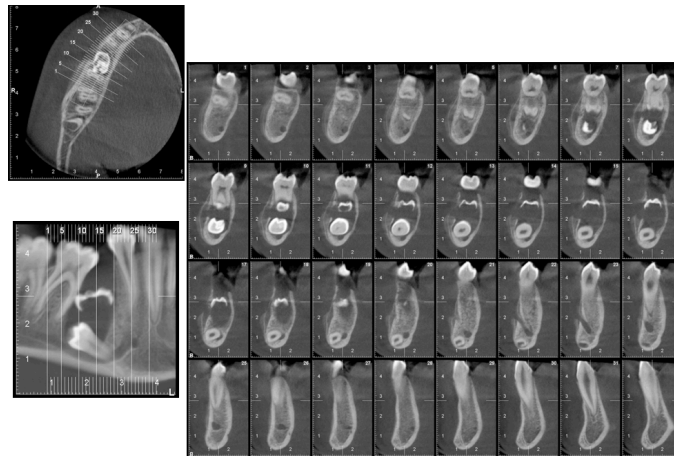


Figure 3 : Exemple de reconstruction dentascanner Dr Rufino Felizardo

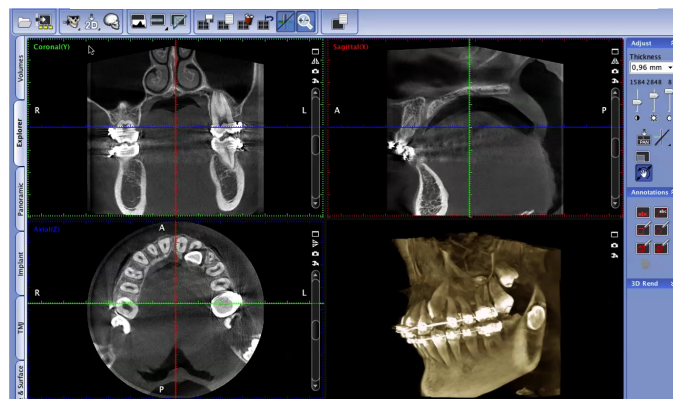


Figure 4 : Exemple de reconstitution multiplanaire Dr Rufino Felizardo

Les reconstructions « dentascanner © » sont quant à elles, réalisées selon les plans axial, panoramique et orthogonal à la crête et peut-être associé à des reconstructions 3D issues des travaux et des logiciels développés dans les années 1990 par SunSystems© et General Electric©.

Grâce au caractère isotropique du voxel constituant l'unité du volume reconstruit, l'image est à taille réelle sans déformation, il est donc possible d'utiliser ce type de reconstruction pour une planification implantaire à l'aide de logiciel tel que Simplant®, Nobelclinician®, BlueskyBio®... ou en navigation robotique (Iris®), ainsi qu'en orthodontie (Dolphin®). (Bellaïche et Méningaud 2016)

Certains CBCT proposent un autre type reconstruction obtenue à partir des données brutes ou des reconstructions primaires, les reconstructions secondaires ou rétro-reconstructions.

4.3 Les reconstructions secondaires

Ce type de reconstruction va permettre d'obtenir des images en ultra-haute résolution (UHR) à voxels de 75 à 80µm de côté. Ces images plus définies présentent généralement un bruit plus élevé que des images à résolutions inférieures, l'utilisation de filtre par le logiciel de reconstruction s'avère donc indispensable.

Ces reconstructions sont indiquées pour des pathologies d'origine endodontique (fêlures, diagnostic d'un deuxième canal mésio-verstibulaire sur une molaire maxillaire, résorption externe ou interne, anatomie atypique etc...) voire pour le diagnostic d'une ankylose limitée ou « débutante ». (Bellaïche et Méningaud 2016)

4.4 Reconstructions Tridimensionnelle (3D)

Elles sont de deux types : les images 3D en rendu de volume (volumique) et l'imagerie 3D de surface (surfactive). Elles sont de plus en plus utilisées dans le domaine de la chirurgie implantaire en pré et peropératoire, en orthodontie pour visualiser les rapports des dents ou les structures incluses ou afin d'appréhender certaines dysmorphoses. Elles peuvent également servir à la modélisation prothétique ou de guide radio-chirurgical. (Bellaïche et Méningaud 2016)

4.4.1 Imagerie 3D volumiques (Volume Rendering VR)

Ce type de reconstruction permet d'isoler des structures de densité donnée par seuillage c'est à dire que nous pouvons différencier les dents des tissus osseux et tissus mous. Par exemple, le seuillage osseux permet d'analyser les structures osseuses avec une transparence variable associé à un seuillage dentaire qui permet d'isoler la denture effacent les structures osseuses et les parties molles. On peut également associer des modélisations, comme par exemple, celle du canal mandibulaire lorsque nous réalisons une planification implantaire à la mandibule avec l'implant et la couronne idéale. (Figure 5)

A ceci près qu'en fonction du seuillage il peut apparaitre sur l'image des zones lacunaires qui n'existent pas dans la réalité mais qui ne sont que le résultat de l'analyse du niveau de gris moyen mesuré au sein d'un voxel. Ce phénomène est majoré dans les zones d'interfaces de milieux très différents tels que la fosse canine où la prédominance des tissus mous externes et de la cavité aérique sinusienne peuvent conduire à une fenestration virtuelle du fait de la très faible épaisseur de tissus minéralisé antéro-externe au sinus maxillaire.

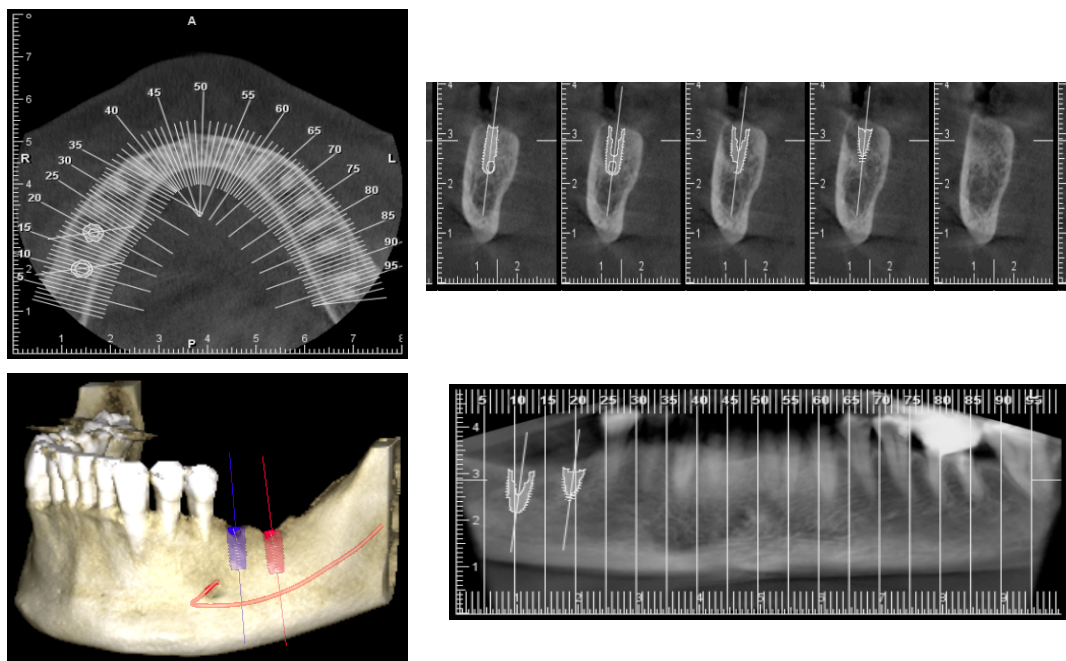


Figure 5 : Planification implantaire
Dr Rufino Felizardo

4.4.2 Imagerie 3D de surface (Surface Rendering)

Ce type de reconstruction montre uniquement les surfaces cutanées ou osseuses et ne permet pas l'analyse des structures internes. Elle est intéressante lorsqu'il est nécessaire d'évaluer une perte de substance osseuse importante pour apprécier son volume et sa forme avant une greffe. Elle trouve également un intérêt dans les pathologies congénitales malformatives (exemple les fentes labio palatines etc..) mais aussi dans le domaine maxillo-facial lors de traumatisme (exemple diagnostic de fracture de la face ou déplacement complexe).(Figure 6)

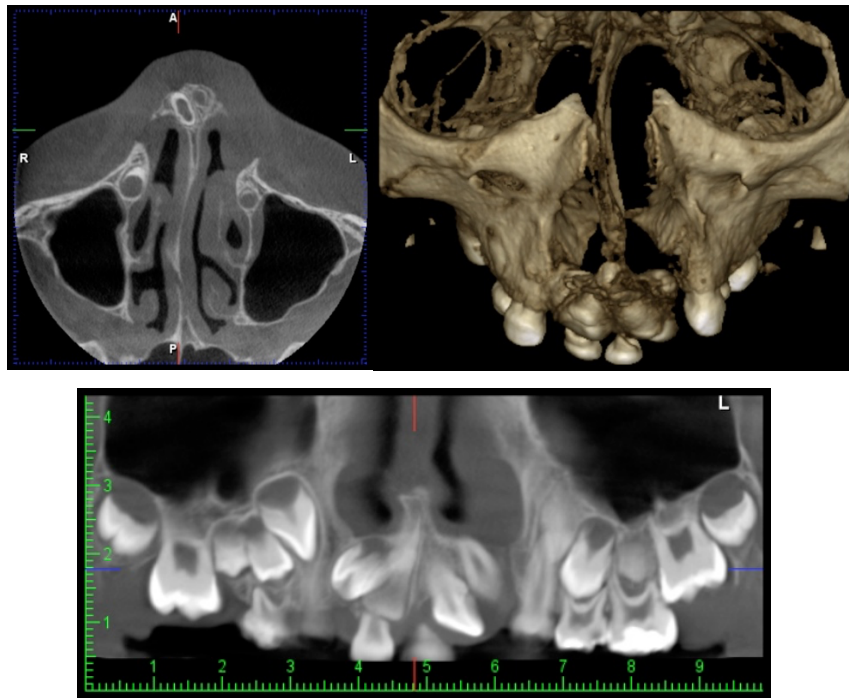


Figure 6 : Imagerie 3D de surface d'un grand champ (Dr Rufino Felizardo)

5 Caractéristiques de l'image

5.1 La résolution spatiale

La résolution spatiale est définie par la capacité d'un système à discerner deux petites structures proches. On l'assimile à la précision de l'image. L'utilisation de voxels isotropes de petites tailles permet au CBCT d'offrir une résolution spatiale supérieure par rapport au TDM (scanner) de l'ordre de 85 μ m contre 360 à 400 μ m. (Bellaiche et Méningaud 2016)

Pour améliorer la résolution spatiale on peut :

- Diminuer la taille du FOV associée ou non à une augmentation de la taille de la matrice pour des voxels de taille réduite.
- Augmenter la tension (kV).
- Diminution de l'épaisseur de la reconstruction.

Pour un petit FOV (inférieur à 8x8cm), les pixels doivent avoir des côtés mesurant entre **70 et 125µm** pour permettre un diagnostic en endodontie.

Pour des FOV plus grands, des pixels entre **150 et 250µm** sont suffisants pour la majorité des autres diagnostics.

La résolution spatiale pour un FOV donné est proportionnelle au nombre de voxel et inversement proportionnelle à leur taille.

En revanche la qualité de l'image ne dépendra pas uniquement que de la taille du voxel.

Les autres paramètres influant sur la qualité de l'image sont :

- La taille du foyer à rayon X (de 0,5 à 0,6mm).
- La taille du capteur (résolution du voxel d'acquisition de 50µm à 125µm).
- Le nombre de paires de lignes (de 4 à 10l/mm).
- Les niveaux de gris (de 12 à 16 bits).
- La résolution de l'écran de visualisation. Les écrans en ultra-haute résolution (3840x2160 pixels) sont à privilégier par rapport aux écrans *full HD* (1920x1080 pixels).

Il faut distinguer la résolution spatiale réelle qui dépend du détecteur et la résolution spatiale visuelle qui dépendra du logiciel d'exploitation (performance, filtres de reconstruction...) et du système d'affichage (ordinateur, carte graphique, écran...). (Maret 2010)

5.2 Le contraste

Le contraste est la capacité d'un système à distinguer deux structures à la densité proche. Celui-ci peut être augmenté en modifiant le rapport signal/bruit. La qualité d'image et la pertinence du diagnostic sont liés au contraste.

Les paramètres influençant le contraste sont :

- l'intensité du signal (mA).
- la taille du voxel en élargissant le FOV et/ou en diminuant la taille de la matrice.
- l'épaisseur de reconstruction.

Il sera majoré en diminuant les kilovolts et en augmentant les milliampères. (Nahum H. 2014)

Par rapport au TDM (scanner), le CBCT présente un contraste inférieur car son rapport signal/bruit est plus faible, ceci permet tout de même l'étude des tissus durs (os et dents). En revanche l'analyse des tissus mous est réservée à la TDM ou à l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

5.3 La netteté

La netteté de l'image est la qualité de la transition entre deux densités différentes, comme par exemple entre le pulpe et la dentine. Plus le contour du signal est bien défini, plus l'image sera nette.

La netteté de l'image dépend de plusieurs éléments : la taille des détails et de leur contraste, du gradient de contraste, de la résolution spatiale et du bruit (Zöller et al. 2009). C'est pour cela que les objets ayant un contraste élevé apparaissent subjectivement plus nets que ceux à faible contraste.

Le CBCT offre généralement une qualité d'image acceptable pour établir un diagnostic mais celle-ci peut-être plus ou moins influencée par le bruit ou des artefacts.

5.4 Le bruit

Le bruit est défini par la dispersion des valeurs de l'image autour d'une valeur moyenne pour un matériau uniforme. Il peut altérer le contraste en donnant un aspect de grain sur l'image. Il est toujours présent.

On peut distinguer deux types de bruit :

- le bruit photonique ou quantique qui résulte de la fluctuation quantique du faisceau à rayon X.
- le bruit du système provenant de l'ensemble des bruits prenant naissance dans la chaîne de détection, de transmission et de numérisation du signal. Généralement le bruit est produit par le détecteur lorsque le signal est amplifié et part le convertisseur numérique/analogique.

Dans la majorité des analyses d'image, le bruit va être comparé au signal à l'aide du rapport signal/bruit (S/B ou SNR).

Ce rapport est un indicateur intéressant pour évaluer la qualité d'une image objective car plus le signal est important par rapport au bruit, meilleure sera le contraste ainsi que la résolution spatiale. De plus ce rapport peut être amélioré en augmentant le signal ce qui peut engendrer une augmentation de la dose de rayonnement. A noter que pour des faibles doses le bruit quantique prédomine laissant place au bruit intrinsèque lorsque les doses sont plus importantes.

L'optimisation de ce rapport peut être obtenue par une réduction du bruit en améliorant la qualité des capteurs et de la chaîne de transmission du signal. Dans le cas des images à haute résolution, le fait d'épaissir (« binning ») les coupes axiales, à taille de voxel constante, permet d'obtenir une amélioration du rapport S/B.

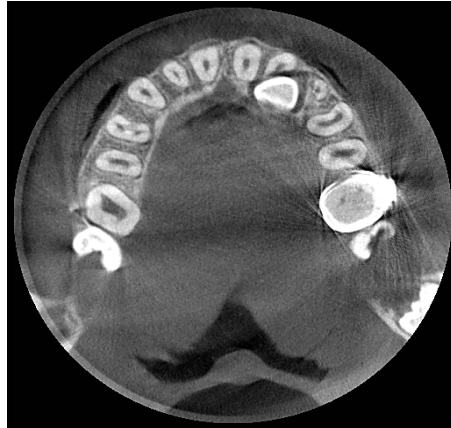


Figure 7 : Image présentant un bruit réduit par un filtre (Dr Rufino Felizardo)



Figure 8 : Image présentant un bruit élevé (Dr Rufino Felizardo)

5.5 Les Artéfacts

En imagerie, les artefacts regroupent toutes les altérations des résultats qu'un examen radiologique peut subir à cause de certains procédés techniques utilisés.

Les artefacts sont responsables de fausses images en modifiant le contraste, la netteté ou en ajoutant des images dites « fantômes ». Il est important que le praticien interprétant l'examen radiologique, les connaisse afin d'éviter toute erreur diagnostic.

Généralement les artefacts sont, soit d'origine cinétique, soit métallique. (Bellaiche et Méningaud 2016)

a) Les artefacts métalliques

De manière générale le CBCT présente moins d'artefact métallique que le scanner, ceci est possible à condition que les appareils utilisés soient bien calibrés.

Les artefacts métalliques apparaissent généralement lorsque le faisceau de rayons X rencontre des transitions trop abruptes de densités dans le volume exploré. En effet le faisceau de rayons X est poly-énergétique avant de pénétrer dans le volume à explorer. Lorsque le volume contient des objets de forte densité (couronne métallique/ implant etc..) les rayons de basse énergie vont être complètement atténués engendrant ainsi un durcissement du faisceau.

Ces artefacts métalliques sont le plus souvent causés par le durcissement du faisceau ou par le rayonnement diffusé. Ils peuvent se caractériser par la présence de plages de perturbations hypodenses, plus ou moins intenses (zones d'ombre, bandes sombres) de stries radiaires noires ou blanches qui sont centrées sur la structures métalliques. (figure 9)



Figure 9 : Artefacts métalliques (Dr Rufino Felizardo)

En pratique, pour limiter ce type d'artefact, il est nécessaire de retirer tous les objets métalliques amovibles se situant dans le volume exploré (prothèse amovible, piercing, bijoux, lunettes...).

Les artefacts métalliques peuvent se présenter sous différentes formes :

- « L'effet bord » se traduit par un liseré noir autour d'une structure à forte densité (implants, prothèse, tenon...) en fort contraste avec l'os alvéolaire. On peut le diminuer ou l'annuler en réglant le contraste de l'image.

- Les artefacts métalliques de couronne sont dus au durcissement du faisceau. Ils sont caractérisés par des bandes blanches ou noirs ou mixtes, parfois en « feu d’herbe », situés uniquement à la hauteur de la couronne.
- Les artefacts métalliques radiculaires sont principalement dus aux tenons, inlay-core, cônes d’argent que l’on peut retrouver en intra-radiculaire. Ils peuvent former des pseudo-trait de fracture horizontal sur une racine. Le diagnostic différentiel se fera avec la position de ce trait et le prolongement au-delà de la limite radiculaire de ce dernier, associer ou non à l’élargissement de l’espace desmodontal. Toutefois ceci reste souvent délicat à faire.
- D’autres artefacts métalliques existent tels que les fausses images lacunaires pouvant mimer une lésion carieuse ou une résorption coronaire/radiculaire souvent à proximité d’un amalgame. (Bellaïche et Méningaud 2016)

b) Artéfacts cinétiques

Ce type d’artefact est principalement dû aux mouvements du patient lors de l’exposition. Ils se traduisent par un dédoublement de l’image lors de l’interprétation. (figure 10)

La qualité de l’image est impactée par un « flou cinétique » susceptible d’induire des erreurs de mesures. Ils sont plus fréquents en CBCT qu’en scanner principalement dû au temps de pose plus long.

Pour diminuer ces artefacts, il faut :

- des moyens de contentions pour immobiliser le patient lors de l’examen. Certains appareils proposent même une position allongée du patient afin de majorer l’immobilité de ce dernier.
- Un temps de pose le plus court possible notamment chez l’enfant
- Une coopération obligatoire du patient pour limiter les mouvements physiologiques (déglutition, respiration etc..)

De plus, les artefacts cinétiques potentialisent les artefacts métalliques et inversement dans la dégradation de la qualité de l’image. Il est donc primordiale de les réduire un maximum au risque d’un examen inexploitable. (Bellaïche et Méningaud 2016)

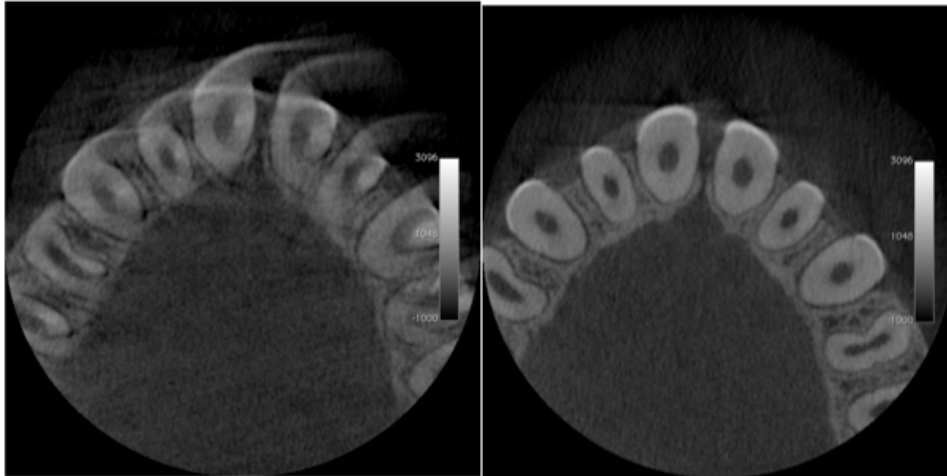


Figure 10 : Artefacts cinétiques (Dr Rufino Felizardo)

c) Les artefacts de capteurs

Les principales sources de ce type d'artefact sont, soit un capteur défectueux soit, un mauvais centrage des rayons X par rapport aux détecteurs (artefacts de calibration).

Pour éviter cela, des contrôles doivent être réalisés par les techniciens habilités lors de l'installation de l'appareil puis tous les 5 ans voire tous les ans en fonction des paramètres à contrôler.

Deux types d'artefacts peuvent en découler :

- Les artefacts cible qui sont à l'origine d'un vide d'informations au niveau des projections. Observables uniquement dans les parties molles, sous formes de cercles d'intensité variable sur les coupes axiales, centrés par l'axe de rotation, et sous forme de lignes verticales radiolaires ou radio-opaques sur les reconstructions verticales.
- Les artefacts de contraste observables lors de contraste important, notamment autour d'un implant si le capteur est mal calibré: on constate une différence de contraste accrue et brutale entre la bande d'image comprenant l'implant et les bandes sus-jacentes ou sous-jacentes.

II) Indications/ Recommandations/ Justification/ Optimisation :

L'usage du CBCT est soumis à de nombreuses recommandations et présente des champs d'indications bien définis. De nombreux travaux sont apparus ces dernières années pour encadrer la pratique à l'échelle européenne et nationale dans un but de respecter les principes d'optimisation et de justification des actes.

1 Recommandations

1.1 SEDENDEXCT

Depuis 2008, l'utilisation du CBCT est encadrée par des recommandations qui émanent du projet SEDENDEXCT.

Ce projet a été dirigé par l'Académie européenne de radiologie maxillo-faciale (EADMFR) avec l'aide de 300 experts. Il en ressort 20 principes de bonne pratique qui visent à optimiser la dose des examens des CBCT.

1.1.1 20 principes de bonnes pratiques du CBCT

- « 1. Les examens CBCT ne doivent pas être effectués sans qu'un historique du patient et un examen clinique n'aient été réalisés.
2. Les examens CBCT doivent être justifiés pour chaque patient, afin de démontrer que les bénéfices l'emportent sur les risques.
3. Les examens CBCT doivent potentiellement apporter des informations utiles à la prise en charge du patient.
4. Il n'est pas souhaitable que les examens CBCT soient répétés en routine, sans qu'une nouvelle évaluation bénéfice/risques soit réalisée.
5. En adressant son patient à un autre praticien pour un examen CBCT, le dentiste référent doit fournir suffisamment d'informations cliniques (issues de l'historique du patient et de l'examen clinique) afin de permettre au praticien réalisant l'examen CBCT d'appliquer la procédure de justification.
6. Les examens CBCT doivent seulement être réalisés quand la question pour laquelle l'imagerie est requise ne peut obtenir de réponse adéquate par une radiographie dentaire conventionnelle moins irradiante.

7. Les examens CBCT doivent faire l'objet d'une analyse clinique approfondie portant sur l'ensemble des données d'imagerie.
8. Quand il est probable que l'étude des tissus mous sera requise pour l'évaluation radiologique du patient, l'examen d'imagerie approprié sera le scanner médical conventionnel ou l'IRM plutôt que le CBCT.
9. L'équipement CBCT devrait offrir un choix de volume d'exploration et l'examen doit utiliser le volume le plus petit compatible avec la situation clinique si cela permet une dose d'irradiation moindre du patient.
10. Quand l'équipement CBCT offre un choix varié de résolutions, il convient d'utiliser une résolution compatible avec un diagnostic adéquat et une dose minimal.
11. Un programme d'assurance qualité doit être établi et mis en œuvre pour chaque installation CBCT, incluant des procédures de contrôle de l'équipement, des techniques et de la qualité des examens.
12. Des aides au positionnement précis et à la stabilité du patient du patient doivent toujours être utilisés.
13. Toute nouvelle installation d'équipement CBCT doit subir un examen critique et des tests de contrôle détaillés avant usage afin d'assurer une radioprotection optimale du personnel, du public et du patient.
14. Les équipements CBCT doivent subir des tests de routine réguliers afin de s'assurer que la radioprotection du personnel et des patients ne s'est pas détériorée.
15. Pour la radioprotection du personnel le matériel CBCT, les recommandations détaillées dans la section 6 du document radioprotection 136 de la commission européenne doivent être suivies.
16. Les utilisateurs d'un équipement CBCT doivent avoir reçu une formation théorique et pratique adéquate pour la pratique radiologique et une compétence suffisante en radioprotection.
17. Une formation continue est nécessaire après qualification, particulièrement quand un nouveau matériel ou de nouvelles techniques sont adoptées.
18. Les chirurgiens-dentistes responsables d'un équipement CBCT qui n'ont pas reçu préalablement de formation adéquate théorique et pratique doivent subir une période additionnelle de formation théorique et pratique validée par une institution académique. Quand une qualification nationale de spécialité en radiologie dento-maxillo-faciale existe, la conception et la délivrance de programme de formation en CBCT doivent impliquer un radiologue spécialisé en radiologie dento-maxillo-faciale.
19. Pour les images CBCT des dents, de leurs tissus de soutien, de la mandibule et du maxillaire jusqu'au plancher nasale (soit champs de vue 8x8 ou inférieurs), l'évaluation clinique (« commentaire radiologique ») doit être réalisée par un radiologue spécialisé en radiologie dento-maxillo-faciale ou si ce n'est pas possible, par un chirurgien-dentiste correctement formé.

20. Pour les petits champs de vue non dentaire (par exemple os temporal) et pour toute image CBCT cranio-faciale (champs de vue s'étendant au-delà des dents, de leur tissu de soutien, de la mandibule incluant l'ATM, et du maxillaire jusqu'au plancher nasal), l'évaluation clinique (« commentaire radiologique ») doit être réalisée par un radiologue spécialisé en dento-maxillo-faciale ou par un radiologue clinicien (radiologue médical). »

1.2 HAS 2009

En décembre 2009, l'HAS a publié un rapport qui reprend notamment les 20 principes du SEDENTEXCT auxquels elle ajoute, à l'aide d'un comité d'expert, les indications du CBCT ainsi que la réglementation qui encadre sa pratique.

Les différentes disciplines d'applications du CBCT dans la sphère oro-faciale sont ; l'endodontie, la parodontologie, l'implantologie, l'orthodontie, la chirurgie maxillo-faciale, l'ORL ont toutes été retenues dans le champ d'indication. (Haute Autorité de santé 2009)

Nous allons les développer point par point dans le tableau ci-dessous.

2 Indications du CBCT

Discipline	Indications
Cariologie	<ul style="list-style-type: none"> • Pas indiqué actuellement.
Endodontie Chirurgie endodontique	<ul style="list-style-type: none"> • Lors de signes cliniques contradictoires ou non spécifiques et des symptômes associés à des dents non traitées ou antérieurement traitées endodontiquement. (Fayad et al. 2015) • Pour les bilans péri-apical et pré-chirurgical pour l'endodontie chirurgicale. (Estrela et al. 2008)(Low et al. 2008)(Katakami et al. 2008) • Pour la recherche et localisation d'un canal radiculaire supplémentaire ou une suspicion d'une anatomie radiculaire atypique. (Matherne et al. 2008) • En per opératoire pour localiser un canal calcifié. • Pour le bilan d'une pathologie radiculaire de type fracture, résorption et/ou péri-apicale.(Liedke et al. 2009) (Bernardes et al. 2009) • Pour l'évaluation préopératoire d'un retraitement endodontique complexe. • En cas de traumatisme dentaire présentant une fracture radiculaire / luxation et/ou un déplacement de la dent et la localisation d'une éventuelle fracture alvéolaire.(Fayad et al. 2015)
Parodontologie	<ul style="list-style-type: none"> • Pour la prise de décision thérapeutique en vue d'un traitement d'une lésion atteignant la furcation d'une molaire maxillaire. (Walter et al. 2009) • Peut aider pour la prise de décision thérapeutique dans la prise en charge des péri-implantites. (Mandelaris et al. 2017)
Implantologie Chirurgie Buccale	<ul style="list-style-type: none"> • Pour la planification de l'avulsion de la dent de sagesse incluse lorsque la radiographie panoramique est insuffisante. (Tantanapornkul et al. 2007) • Pour l'évaluation de l'étendue d'une pathologie osseuse.

Implantologie Chirurgie Buccale	<ul style="list-style-type: none"> • Pour la planification de la pose d'un implant afin d'évaluer la hauteur, la largeur, la densité d'os résiduel ainsi que la localisation des obstacles anatomiques. (Haute Autorité de santé (HAS) 2009) • Pour la planification d'un sinus lift et son contrôle post-opératoire. • Pour l'évaluation des sites donneurs potentiels d'os (ramus/mentonnier) et le contrôle du greffon en post opératoire.
Maxillo-faciale	<ul style="list-style-type: none"> • Pour le diagnostic des fractures du massif facial.(Bremke et al. 2009)(Bai et al. 2018)(Shintaku et al. 2009) • En per opératoire des fractures complexes de l'os zygomatique. (Heiland et al. 2005)(Klatt et al. 2013) • En per et post-opératoire d'une chirurgie ortho-gnathique.(Klatt et al. 2013)
Orthodontie	<ul style="list-style-type: none"> • Pour l'évaluation des dysmorphoses cranio-faciales sévères afin d'optimiser la prise en charge ortho-chirurgicale et l'évaluation des résultats. • Pour l'évaluation préopératoire à la pose d'une mini-vis. • Dans le cas de dent présentant une inclusion (surnuméraire ou non) associée ou non à une morphologie atypique et/ou une résorption (inflammatoire ou de remplacement) des dents voisines. • Pour les patients ayant des SAHOS, afin d'optimiser la prise en charge chirurgicale associé à un traitement orthodontique et pour en évaluer les résultats.
ORL	<ul style="list-style-type: none"> • En préopératoire et peropératoire lors de chirurgie endoscopique du sinus.(Batra et al. 2008)(Batra et al. 2011)(Jackman et al. 2008) • Pour l'évaluation des pathologies et le suivie des implants de l'oreille moyenne.(Cerini et al. 2008)
Articulation Temporo- mandibulaire	<ul style="list-style-type: none"> • Pour le diagnostic de lésions articulaires inflammatoires, tumorales, dégénératives, traumatique ou anomalies liées à des malformations.

3 Réglementation

3.1 Radioprotection

La radioprotection regroupe l'ensemble des mesures prises pour protéger l'homme et l'environnement des effets néfastes des rayonnements ionisants. Son principe général est basé sur le concept du « ALARA », As Low As Reasonably Achievable, signifiant en français, aussi basse que raisonnablement possible, applicable au risque d'exposition des rayonnements ionisants.

Depuis 2015 un nouveau concept a fait son apparition, ALADA « Aussi bas qu'acceptable à des fins diagnostiques », qui est une modification de ALARA. (Jaju et Jaju 2015)

En fonction de l'indication, il est nécessaire de choisir des réglages appropriés du FOV, des mA et du kVp ainsi que les paramètres haute définition/ haute résolution doivent être sélectionnés pour obtenir une image acceptable et interprétable d'un point de vue diagnostic. (Jaju et Jaju 2015)

Le 30 juin 1997, elle devient une obligation légale par la directive européenne 97/43//Eurotom relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales.

En France, depuis le 28 mars 2001, les praticiens sont soumis à l'ordonnance 2001-270 de transposition d'une directive communautaire dans le domaine de la protection contre les rayonnements ionisants.

A cela s'ajoute le décret n°2003-270 du 24 mars 2003 rendant obligatoire l'application des principes fondamentaux de justification et d'optimisation à tout médecin.

Pour aider les praticiens à appliquer ces principes, un guide des « indications et des procédures des examens en odontostomatologie » est diffusé.

Il a pour but d'orienter le choix de l'examen le plus adapté à la pathologie explorée, à l'aide d'une procédure optimisée et des mesures de radioprotection adaptée . (HAS 2006)

Enfin, le praticien se voit dans l'obligation de réaliser un compte rendu pour tous les actes radiologiques qu'il réalise. (Article R1333-66 du code de santé publique)

Ce compte-rendu doit être constitué :

- d'une interprétation radiologique ;
- des éléments justifiants l'acte ;
- des paramètres d'optimisation de l'exposition retenus ;
- des informations utiles pour l'estimation de la dose reçue par le patient ;
- de l'identification du patient et du médecin/ chirurgien-dentiste réalisateur ;
- la date de réalisation de l'acte.

3.2 Justification des actes:

« Une activité nucléaire ou une intervention ne peut être entreprise ou exercée que si elle est justifiée par les avantages qu'elle procure, notamment en matière sanitaire, sociale, économique ou scientifique, rapportés aux risques inhérents à l'exposition aux rayonnements ionisants auxquels elle est susceptible de soumettre les personnes » (IRSN)

La justification est l'un des principes fondamentaux de la radioprotection.

Elle repose principalement sur le constat que les avantages des rayonnements ionisants sont plus grands que les risques engendrés par l'exposition d'un examen pour l'établissement d'un diagnostic.

L'HAS 2009 a dicté différentes recommandations afin d'aider les praticiens à respecter le principe de justification dans l'usage quotidien du CBCT. On y retrouve notamment certains principes du SEDENTEXCT de 2008.

3.3 L'optimisation

L'optimisation constitue le deuxième principe fondamental de la radioprotection. Elle reprend différents points à respecter afin de d'optimiser les doses délivrées aux patients.

L'HAS 2009 recommande la maintenance et le contrôles qualités des appareils, un choix judicieux des récepteurs, l'utilisations des paramètres techniques les moins élevés et compatibles avec la qualité d'image recherchée en réduisant notamment les mAs et le temps d'exposition ainsi que la collimation du faisceau.

3.4 Formation à la radioprotection

La formation à la radioprotection est obligatoire pour tous les professionnels de santé étant amenés à réaliser des actes de radiodiagnostic, radiothérapies ou médecine nucléaire à des fins de diagnostic, thérapeutique ou de recherche selon leurs domaines de compétence. Elle est initiale et continue tout le long de leur exercice.

Cette obligation est prévue par l'article 1333-11 al. 1 et 2 du Code de la santé publique. De manière plus ciblée, les chirurgiens-dentistes sont également soumis à une obligation de formation de radioprotection des patients par un organisme agréé qui fournira une attestation valable 10 ans ré-actualisable. Ce document doit être tenu à disposition des agents chargés du contrôle. Cette obligation est applicable depuis l'arrêté du 18 mai 2004 annexe II-4 « Objectifs et contenus des programmes spécifiques pour les chirurgiens-dentistes ».

Par ailleurs l'UNCAM par la décision du 20 mars 2012 exige une formation spécifique à l'acte CBCT en plus de la formation initiale pour qu'il ait prise en charge de cet examen afin de garantir le remboursement des clichés pour certaines indications.

En plus de la radioprotection, le chirurgien-dentiste détenant un dispositif radiologique dans sa structure est obligé de valider un contrôle initial puis périodique de son installation.

3.5 Installation et contrôle qualité

Tous les appareils radiologiques doivent faire l'objet d'une déclaration auprès de l'Autorité de Sureté Nucléaire qui classifera les générateurs en E4 (CBCT strict) ou E5 (appareils hybrides).

La liste des appareils soumis à une déclaration est consultable dans la décision n° **2009-DC-0146** de l'ASN du juillet 2009 modifiée la décision n° 2009-DC-0531 du 10 novembre 2015.

Cette déclaration doit mentionner la qualité du demandeur, l'établissement, l'organisation de la radioprotection, les appareils déclarés et le fonctionnement des installations qui les héberge.

Certaines informations concernent également les engagements du déclarant en matière de radioprotection des personnels et la sécurité des dispositifs appareils émetteurs de rayons X (décision **2009-DC-0148** de l'ASN du 16 juillet 2009)

Les caractéristiques d'implantation sont soumises à des normes bien spécifiques, elles doivent répondre à la norme NFC 15-160 de mars 2011 (AFNOR) pour celles mises en service après le 1er janvier 2016 d'après la décision homologuée par l'arrêté du 22 aout 2013 (JO du 3 septembre 2013). Cette décision est applicable pour toutes installations comportant des appareils électriques, fonctionnant sous une haute tension inférieure ou égale à 600 kV, utilisés à postes fixe ou mobiles dans le même local.

Enfin le CBCT est soumis à une obligation de maintenance et de contrôle qualité. Il se présente en deux catégories et fait intervenir différents acteurs. (Figure 11)

Le contrôle qualité interne réalisé par l'exploitant ou sous la responsabilité d'un prestataire.

Le contrôle qualité externe réalisé par un organisme de contrôle qualité agréé par l'ASN.

Pour les appareils de radiographie dentaire endobuccale et panoramique avec ou sans dispositif de tomographie volumique à faisceau conique soumis au régime de la déclaration

Type de contrôles	Personne réalisant le contrôle	Fréquence
Contrôle technique interne	Pour le compte de l'employeur, par : <ul style="list-style-type: none"> ▪ PCR ▪ organisme agréé ▪ IRSN 	Contrôles : <ul style="list-style-type: none"> ▪ à la réception dans l'établissement ▪ avant la première utilisation ▪ en cas de modification des conditions d'utilisation ▪ tous les ans
Contrôle technique externe	Par l'IRSN ou par un organisme agréé par l'ASN (distinct de celui ayant réalisé le contrôle interne)	Contrôles : <ul style="list-style-type: none"> ▪ tous les 5 ans

Figure 11 : Tableau récapitulatif des contrôles qualités à réaliser

III/ Dosimétrie

« La dosimétrie a pour but la détermination, par le calcul ou par mesure, de la quantité d'énergie déposée dans un milieu lors d'une exposition à des rayonnements ionisants. Chez l'homme, l'exposition peut être d'origine naturelle, médicale diagnostique ou thérapeutique, accidentelle » (Gambini DJ 2010)

D'un point de vue dosimétrique, le CBCT est plus avantageux par rapport au scanner (TDM). En effet la dose délivrée par rapport au scanner est significativement moins élevée. En revanche, elle reste très supérieure par rapport aux radiographies dentaires conventionnelles, panoramique et intra-orale. Elles peuvent varier de 1,5 à 12 par rapport au scanner et de 4 à 42 par rapport au panoramique selon les appareils utilisés, grand, moyen ou petit champ et la zone exposée. (Haute Autorité de santé (HAS) 2009)

1.1 Dose Absorbée (DA)

C'est la quantité d'énergie absorbée par unité de masse de matière irradiée. Elle s'exprime en gray (Gy). La dose absorbée en un point est définie par le quotient suivant :

$$D=dE/dm$$

où dE est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière dans un élément de volume dV de masse dm.

Elle est égale à la moyenne des doses en chaque point d'un volume donné représentant généralement un organe. Lorsque le milieu considéré est l'air, on parle de dose absorbée dans l'air (DA).

Elle est directement liée aux paramètres d'exposition radiologique qui sont la tension, l'intensité, le temps de pose et le volume exposé. Elle est mesurée à la sortie du tube et permet de quantifier les effets déterministes (pour la peau, les brûlures etc.) à dose élevée, en radiothérapie par exemple. (Gambini DJ 2010)

1.2 Dose équivalente

Elle permet de prendre en compte l'effet biologique d'une irradiation selon la nature du rayonnement. Elle est égale à la dose moyenne absorbée (DT), par un organe ou un tissu, multipliée par un facteur de pondération (WR) caractérisant le type et l'énergie du rayonnement recommandé par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR).

Pour les rayons X, le facteur de pondération est 1 par conséquent la dose équivalente est égale à la dose absorbée par l'organe ou le tissu. Elle s'exprime en Sievert (Sv).

$$HT = W_r \times D_{tr}$$

1.3 Dose efficace

Introduite par la CIPR en 1977, la dose efficace permet de traduire et d'extrapoler une exposition locale (en mGy) en terme d'exposition globale du corps entier. Elle prend en compte la qualité du rayonnement ainsi que la radiosensibilité tissulaire permettant d'évaluer le risque d'apparition d'effet stochastique chez l'homme.

La dose efficace (E) correspond à la somme des doses équivalentes des organes, chacune pondérée par un facteur (WT), elle est exprimée en Sievert (Sv). (Gambini DJ 2010)

$$E = \sum HT * WT$$

Les facteurs de pondération tissulaire (WT) ont été établis par la CIPR, la première fois en 1990 puis revus en 2007. Ils sont spécifiques à chaque organe ou tissu en fonction de leurs sensibilités aux rayonnements ionisants. (Figure 12)

Valeur du facteur de pondération tissulaire W_T (d'après^[18]).

Organe	W_T (2007)	W_T (1990) ^[43]
Gonades	0,08	0,20
Moelle osseuse rouge	0,12	0,12
Côlon	0,12	0,12
Poumons	0,12	0,12
Estomac	0,12	0,12
Seins	0,12	0,05
Vessie	0,04	0,05
Foie	0,04	0,05
Esophage	0,04	0,05
Thyroïde	0,04	0,05
Os (surface osseuse)	0,01	0,01
Peau	0,01	0,01
Cerveau	0,01	Non individualisé
Glandes salivaires	0,01	Non individualisé
Reste de l'organisme	0,12	0,05
Total	1,00	1,00

Figure 12 : Tableau des valeurs des facteurs de pondération tissulaire (CIPR 2007)

1.4 Dose à l'entrée (PDS/DAP)

Elle représente la dose à l'entrée du patient (ou fantôme), correspondant à la dose absorbée par l'air ainsi que les rayonnements diffusés, au point d'intersection de l'axe du faisceau de rayons X avec la peau du patient (ou la surface du fantôme).

Pour le CBCT la dose absorbée d'un examen est donnée par la mesure du Produit Dose Surface (PDS/DAP) exprimé en mGy.cm^2 et est généralement fourni après chaque examen par la machine.(Gambini DJ 2010)

1.5 CDTI ou IDS

En scanographie (scanner), l'index dose de référence se nomme IDS ou CDTI (Anglo-saxons) et il définit la dose absorbée sur une coupe d'épaisseur donnée T le long de l'axe z. Il permet d'estimer la dose reçue par tranche lors d'un examen de type scanner en mGy.

La Food and Drug Administration (FDA) recommande d'effectuer l'intégration sur une largeur équivalente à 14 coupes (CTDI_{FDA}) alors que la Commission Européenne, quant à elle, préconise d'intégrer une longueur fixe de 100mm (CTDI_{100}).

1.6 Produit-Dose-Longueur (PDL)

Utilisé pour évaluer le niveau de risque lors d'un examen de scanographie, il provient du produit du CTDI par la longueur (cm) du volume exploré. Il est exprimé en mGy.cm.

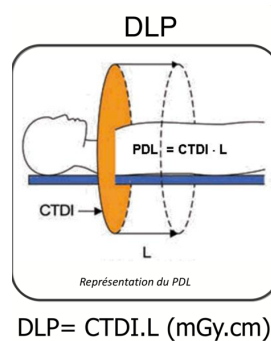


Figure 13 : Schéma représentant le calcul de la DLP (Boyer et Cordoliani 2010)

Tous ces index dose ont pour but d'évaluer le risque d'effets indésirables qui peuvent être provoqués par des rayons de toutes nature. Ces effets indésirables sont classés en deux catégories; les effets déterministes et les effets stochastiques. (Boyer et Cordoliani 2010)

2 Les effets indésirables des rayons X

2.1 Les effets déterministes

Les effets déterministes résultent de la mort cellulaire, provoquée par les rayons X, dont la compensation dépendra de la vitesse de renouvellement des cellules. Si celle-ci est trop importante et non compensée, elle entraînera des manifestations pathologiques pouvant aller jusqu'au décès de l'individu.

Les effets déterministes sont caractérisés par une apparition précoce, se manifestant entre quelques heures et jusqu'à un mois après l'irradiation. Ils peuvent être réversibles si les lésions ne sont pas trop sévères car les cellules intactes repeupleront peu à peu le tissu lésé. Ils apparaissent qu'à partir d'une dose seuil qui dépend de la distribution de celle-ci dans le temps et leur gravité augmente avec la dose. (figure 14). (Gambini DJ, Granier R. 2013)

Dose seuil des effets déterministes chez l'adulte (d'après [18]).

Tissu	Effet	Seuil ^a		Débit de dose annuel (Sv.an ⁻¹): expositions très fractionnées ou étalées sur plusieurs années
		Dose équivalente (Sv)		
		Exposition unique, brève	Expositions très fractionnées ou étalées	
Testicules	Stérilité transitoire	0,15	NA ^a	0,4
	Stérilité permanente	3,5-6,0	NA ^a	2,0
Ovaires	Stérilité	2,5-6,0	6,0	> 0,2
Cristallin	Opacités détectables	0,5-2,0	5,0	> 0,1
	Cataracte	5,0	> 8	> 0,15
Moelle osseuse	Dépression de l'hématopoïèse	0,5	NA	> 0,4

Sv: sievert; NA: non applicable.

^a Le seuil dépend plus du débit de dose.

Figure 14 : Tableau des doses seuils à effets déterministes chez l'adulte (Gambini DJ, Granier R. 2013)

Quand l'exposition est globale plus ou moins homogène, le syndrome aigu d'irradiation (SAI) peut apparaître. Il se caractérise par des manifestations hématologiques, gastro-intestinaux et cérébro-vasculaires en fonction du niveau de la dose reçue. (figure 15)

Effets d'une radioexposition aiguë chez l'adulte sain [30].

Dose	Forme clinique	Symptomatologie
< 1 Gy	Infraclinique	Aucun signe clinique chez la plupart des individus
1-2 Gy	Réaction générale légère	Asthénie, nausées, vomissements, de 3 à 6 h après l'exposition Sédation complète en 24 h
2-4 Gy	Hématopoïétique modérée	Lymphopénie, thrombopénie, anémie maximale 3 semaines après l'exposition Retour à la normale en 4 à 6 mois
4-6 Gy	Hématopoïétique grave	Hémorragies, aplasie DL50: 4-4,5 Gy
6-7 Gy	Gastro-intestinale	Diarrhée, vomissements, hémorragies
8-10 Gy	Pulmonaire	Hémoptysies, insuffisance respiratoire aiguë
> 10 Gy	Cérébrale	Coma, mort en 14 à 36 h

Gy: gray; DL50: dose mortelle pour la moitié des personnes exposées en l'absence de traitement.

Figure 15 : Tableau des effets d'une radioexposition aiguë chez l'adulte (Gambini D.J., Granier R. 2013)

Lorsque l'exposition est partielle, la symptomatologie diffère selon la région exposée. Chez l'homme, une stérilité transitoire peut apparaître pour 0,15 Sv et est définitive pour 3,5 à 6 Sv. Chez la femme, les ovaires présentent une radiosensibilité plus faible que les testicules, une stérilité temporaire se manifeste à partir de 3 Gy et définitive au-delà de 12 Gy. Les lésions radio-induites de la peau se caractérisent par un érythème ou desquamation sèche à partir de 3-5 Gy jusqu'à la nécrose pour 50 Gy avec un délai d'apparition inférieur à un mois. Pour l'œil, la partie la plus sensible est le cristallin, une cataracte radio-induite peut se manifester entre 1 à 10 ans après l'exposition en fonction du débit de la dose comprise entre 2 et 10 Gy pour une exposition aiguë. En cas d'exposition prolongée une cataracte peut apparaître pour une dose de 20 mSv par an pour les travailleurs. Pour les effets sur le développement de l'embryon et du fœtus, la nocivité des effets dépend du stade de grossesse principalement. Le risque est considéré comme négligeable pour une dose inférieure à 0,1 Gy. L'interruption thérapeutique de grossesse pourrait être entreprise pour une dose supérieure à 0,2 Gy. (Gambini DJ, Granier R 2013)

En CBCT nous atteignons jamais ces niveaux de dose, il est très peu probable de voir apparaître ce genre d'effet suite à un examen.

2.2 Les effets stochastiques

Les effets stochastiques sont les conséquences probabilistes à long terme, chez un individu ou sa descendance, d'une mutation radio-induite qui peut aboutir à la transformation d'une cellule somatique ou germinale.

Ils sont caractérisés par une manifestation au hasard, présentant une certaine probabilité, même à une très faible dose. En radioprotection, l'on considère qu'ils n'ont pas de seuil. Lorsque la dose croît, leur fréquence augmente tout en conservant le même niveau de gravité, ce qui les différencie des effets déterministes. Ils ne sont observables que chez quelques-uns des individus exposés de manière tardive, plusieurs années voire plusieurs dizaines d'années après l'exposition. Dans le cas des effets héréditaires, nous les retrouvons chez la descendance des individus exposés. Ils peuvent donc être de deux types soit cancérogènes soit héréditaires. (Gambini DJ, Granier R 2013)

2.2.1 Effets cancérogènes

Les rayonnements ionisants sont connus pour leurs effets cancérogènes depuis de nombreuses années. Le premier cas de cancer reporté date de 1902. Dès 1910 des cancers radio-induits étaient observables chez l'animal.

De nombreuses études épidémiologiques ont montré que la période de latence chez l'homme était en moyenne de 8 ans pour les leucémies et de 20 ans pour des cancers au niveau des seins ou des poumons. Les leucémies n'apparaissent plus au-delà de 40 ans après la radio-exposition tandis que les autres cancers continuent de survenir. La radiosensibilité est globalement plus élevée chez l'enfant et diminue avec l'âge adulte. (Gambini DJ, Granier R 2013)

2.2.2 Effets héréditaires

Ils sont principalement dus aux lésions causées par les rayons, sur les chromosomes ou les gènes portant la lignée germinale (spermatozoïdes ou ovules), susceptibles d'entraîner des anomalies dans la descendance de l'individu irradié. Les maladies qui en découlent, sont classées en maladies mendéliennes, chromosomiques et multifactorielles.

La CIPR donne des valeurs de facteurs de risque pour ces deux catégories d'effets. (Figure 16)

Valeurs du facteur de risque global (d'après [18]).

Population exposée	Facteur de risque ($\text{Sv}^{-1} \cdot \text{homme}^{-1}$)					
	Cancers		Effets héréditaires		Détriment	
	Mortels et non mortels	Mortels				
	2007	1990	2007	1990	2007	1990
Tous les âges	$5,5 \cdot 10^{-2}$	$6,0 \cdot 10^{-2}$	$0,2 \cdot 10^{-2}$	$1,3 \cdot 10^{-2}$	$5,7 \cdot 10^{-2}$	$7,3 \cdot 10^{-2}$
De 18 à 65 ans	$4,1 \cdot 10^{-2}$	$4,8 \cdot 10^{-2}$	$0,1 \cdot 10^{-2}$	$0,8 \cdot 10^{-2}$	$4,2 \cdot 10^{-2}$	$5,6 \cdot 10^{-2}$

Figure 16 : Tableau des valeurs du facteurs de risque global (Gambini DJ, Granier R 2013)

3 Comment calcule-t-on la dose en CBCT ?

3.1 Fantôme Anthropomorphique

« *L'anthropomorphisme est l'attribution de caractéristiques du comportement ou de la morphologie humaine à d'autres entités comme des dieux, des animaux, des objets, des phénomènes, voire des idées.* »

3.1.1 Le Fantôme

Un fantôme anthropomorphique est la technique de référence pour l'évaluation de la dose en CBCT.

Elle a pour but de reproduire la tête et le cou d'un être humain. Ces fantômes contiennent toutes les parties du squelette humain, associé à un matériau équivalent-tissu qui est réalisé à partir d'une forme complexe de plastique basée sur du caoutchouc isocyanate synthétique. Sa densité est de $0,985 \text{ g.cm}^{-3}$ pour un numéro atomique de 7,30, cela représente une composition moyenne de muscle, de graisse, de fluides etc. Ce matériau est très résistant (en particulier aux radiations) et reste stable pour différents facteurs environnementaux (températures, humidité, etc.).

Ils sont constitués de plusieurs tranches horizontales d'épaisseur variable en fonction du modèle. Il existe des modèles adultes (masculin ou féminin) et enfant. Le fantôme anthropomorphique adulte RANDO (radiation analog dosimetry system) est recommandé par CIPR. (Figure 17)



Figure 17 : Photo d'un fantôme anthropomorphique (Palomo et al 2008)

Dans ce fantôme, un nombre variable de dosimètre peuvent être placés à la localisation des organes radiosensibles de la tête et du cou.

Organe	Site (n°)	Niveau du fantôme	Nombre de TLD
Moelle osseuse	crâne antérieur (1)	2	2
	crâne postérieur (2)	2	2
	crâne gauche (3)	2	2
	colonne cervicale (4)	6	2
	mandibule droite (5)	7	1
	mandibule gauche (6)	7	1
Œsophage	haut (7)	8	2
	bas (8)	9	2
Thyroïde	surface gauche (9)	9	2
	ligne médiane (10)	9	2
Cerveau	centre (11)	2	2
	selle turcique (12)	3	2
Peau	joue droite (13)	5	2
	nuque (14)	7	2
	front (15)	2	2
Glandes salivaires	parotide droite (16)	6	1
	parotide gauche (17)	6	1
	submandibulaire droite (18)	7	2
	submandibulaire gauche (19)	7	2
	sublinguale (20)	7	2
Yeux	surface œil droit (21)	3	2
	surface œil gauche (22)	3	2
Total des TLD utilisés			40

Figure 18 : Exemple des localisations de dosimètre dans un fantôme anthropomorphique (Palomo et al 2008)

3.1.2 Les dosimètres

3.1.2.1 TLD

Les détecteurs thermo-luminescents (TLD) se présentent sous la forme de pastilles de tailles variables en fonction des besoins. La propriété thermo-luminescente de la matière qui les compose leur permet de restituer sous forme de lumière l'énergie accumulée lors d'une exposition à des rayonnements ionisants. Ils permettent de mesurer la dose absorbée avec un seuil de détection pouvant être égal à 0,1 mGy.

Ce type de détecteur est utilisé dans la majorité des cas.

3.1.2.2 OSL

Les détecteurs à luminescence optique stimulé (OSL) permettent une relecture antérieure ce qui les différencie des TLD. Ils présentent un seuil de détection de 10 μ Gy. Affichant des tailles plus importantes ils sont moins utilisés.

3.1.3 Protocole de cette technique

Le fantôme est placé dans le CBCT dans les mêmes conditions qu'un patient. Il est préférable d'utiliser des moyens de contention pour une meilleure précision.

Les paramètres d'exposition, en fonction des possibilités de la machine, sont choisis ainsi que le FOV et sa position sur le fantôme.

Pour un protocole donné, il est préférable de répéter l'exposition plusieurs fois afin de s'assurer que les dosimètres détectent les rayons X. Il suffira de diviser la valeur obtenue de chaque dosimètre par le nombre d'expositions effectuées.

Les valeurs des doses absorbées sont ensuite récupérées et répertoriées en fonctions de la localisation de chaque dosimètre. Elles sont converties en dose équivalente (cf partie 1.2).

Puis en fonction de leurs localisations, un facteur de pondération tissulaire leur est attribué afin de calculer la dose efficace (DE) (cf partie 1.3).

Permettant d'avoir pour un protocole donné, la dose efficace de chaque organe radiosensible ainsi que la DE totale en additionnant l'ensemble des DE.

3.1.4 Données de la littérature

En 2015, une méta-analyse réalisée par Ludlow a comparé les doses efficaces obtenues avec différents protocoles et FOV, chez l'enfant et l'adulte. Les études utilisaient la techniques du fantôme anthropomorphe pour la mesure des doses efficaces. Ces études mesuraient les doses efficaces au niveau de la moelle osseuse, surface osseuse, peau, thyroïde, glandes salivaires, œsophage, cerveau, en prenant en compte les recommandations de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) 2007 définissant la sensibilité aux rayons X de différents organes et tissus selon les coefficients de pondération.

Les auteurs ont inclus l'analyse de 20 études publiées ainsi que l'analyse de données complémentaires non encore publiées concernant 9 appareils CBCT. (Ludlow et al. 2015)

Champs de vue (FOV)	Adulte (167)	Enfant (52)
	Doses efficaces (μSv) en gras valeur moyenne	Doses efficaces (μSv) en gras valeur moyenne
Large	Protocole standard 46-916	Protocole standard 39-430
	Tous protocoles confondus 46-1073 212	Tous protocoles confondus 13-769 175
Moyen	Protocole standard 47-560	Protocole standard 39-430
	Tous protocoles confondus 9-560 177	Tous protocoles confondus 13-769 175
Petit	Protocole standard Vue max : 5- 140 53	Protocole standard Vue max : 16-177 67
	+ mand : 18-488 102	+ mand : 24-331 128
	Tous protocoles confondus 5-652 84	Tous protocoles confondus 5-582 103

Figure 19 : Tableau récapitulatif des résultats de la méta-analyse de Ludlow 2015

Le fantôme de l'enfant mimait les caractéristiques d'un enfant de 10 ans et celui de l'adulte d'un homme adulte d'âge moyen. Les protocoles utilisés chez l'adulte étaient au nombre de 41 pour un champ de vue large, 81 pour un champ moyen et 249 pour petit champ. Les protocoles utilisés chez l'enfant étaient au nombre de 8 pour un champ de vue large, 35 pour un champ moyen et 103 pour petit champ.

Les auteurs ont constaté que les protocoles standards peuvent donner une dosimétrie réduite de manière significative par l'utilisation de petit champ (FOV). Néanmoins le passage d'un grand champ à un champ moyen permet une réduction dosimétrique mais pas de manière significative par rapport au petit champ. Ceci s'explique car l'augmentation du champ de vue augmente le champ de l'exposition anatomique et de ce fait des tissus radiosensibles pondérés (thyroïde, glandes salivaires, tissus osseux et tissus cérébraux). De plus l'absence de différence significative entre champ moyen et grand champ pour un protocole standard s'explique par une grande variation des doses efficaces liées aux différents appareils et protocoles associés. En effet, les doses pour un même champ peuvent varier jusqu'à 15 fois entre des protocoles basse dose et haute résolution.

Dans cette même méta-analyse, il a été constaté que la position du FOV influence la dose chez l'adulte et l'enfant. En effet les doses sont significativement plus élevées lorsque le champ est localisé à la mandibule par rapport au maxillaire, dû à l'exposition de l'œsophage, les glandes salivaires. Chez l'enfant, avec un petit champ, la contribution de la thyroïde dans la calcul de la DE était significativement plus élevée (37%) que chez l'adulte (20%) ceci est dû à sa position anatomique plus haute.

Les études de Pauwels, Okano Al Okshi ont montré qu'avec un champs <10cm la dose est plus basse, à paramètres d'exposition fixes, lorsque le champ est situé au maxillaire antérieur qu'à la mandibule en postérieur, dû à une exposition des glandes salivaires, thyroïde plus importante pour cette dernière. (Al-Okshi et al. 2015)(Pauwels et al. 2012a)

La dose peut donc être réduite par une position adéquate du patient avec une sélection d'un champ de vue approprié à l'indication.

Les doses, pour un même appareil, peuvent aussi varier selon le volume exploré et les paramètres techniques retenus (mAs, kVp...).

La revue systématique de Al Okshi a permis la comparaison de doses efficaces obtenues avec le CBCT avec différents champs de vue. Une grande variabilité entre les études pour les méthodes de mesure des doses a été constatée. En effet le type et nombre de dosimètres, le type et taille des fantômes, les paramètres d'expositions et les protocoles ne sont pas standardisés et différent d'une étude à l'autre ce qui rend difficile une comparaison et reproductibilité inter-études. D'après les auteurs, les preuves sont insuffisantes pour déterminer quels protocoles peuvent être recommandés afin d'obtenir une image de qualité en respectant le principe ALADA. (Al-Okshi et al. 2015)

Les résultats montrent que la taille du champ est un facteur déterminant. La dose obtenue avec un champ de vue dont la hauteur est comprise entre 5.1 et 10 cm est réduite de 38% par rapport à la dose efficace moyenne obtenue avec un champ >10 cm. La dose obtenue avec un champ de vue, dont la hauteur est inférieure à 5.1, est réduite de 59% par rapport à la dose efficace moyenne obtenue avec un champ compris entre 5.1 et 10 cm.

Enfin le port d'une protection de la thyroïde réduit de manière significative la dose absorbée par la thyroïde chez l'enfant avec un grand champ de vue. (Hidalgo et al. 2015)

3.2 La DAP

3.2.1 Matériel et méthode

La DAP (Dose à l'entrée) est mesurable à l'aide d'une chambre d'ionisation que l'on place sur le bras du CBCT. (Figure 20)

De manière générale cette chambre est intégrée au CBCT permettant de fournir la DAP pour chaque examen réalisé. La DAP est initialement utilisée pour les examens de panoramique dentaire.

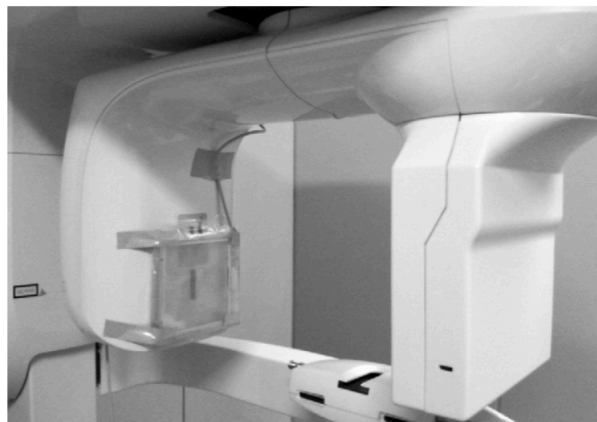


Figure 20 : Exemple d'une chambre d'ionisation sur un bras de CBCT (Araki et al. 2013)

3.2.2 Données de la littérature

H S Shin et col. ont réalisé un protocole dans lequel il a été calculé la DE à partir de la DAP pour différents protocoles d'exposition chez l'adulte et l'enfant. Les protocoles sont caractérisés par différents FOV ; C (200mmx200mm), P (154mm x 154mm), I (102mmx102mm) et D (51mmx51mm) avec des tensions et intensités variables.

Pour calculer la DE à partir de la DAP les auteurs ont utilisé des facteurs de conversions issus de la panoramique dentaire qu'ils ajustèrent en fonction de la tension.(Figure 21/22)(Shin et al. 2014)

$$\frac{E}{P_{KA}} = 0.00145 \times (\text{kV}) + 0.0118$$

$$E = [0.00145 \times (\text{kV}) + 0.0118] \times P_{KA}$$

$$\frac{E}{P_{KA}} = 0.08 \text{ mSv Gy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$$

$$E = 0.08 \text{ mSv Gy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2} \times P_{KA}$$

*Figure 21 : Équation pour les tensions >75 kv
E= dose efficace
Pka= DAP*

*Figure 22 : Équation pour les tensions <75 kv
E= dose efficace
Pka= DAP*

Les auteurs ont conclu que cette technique permettait d'obtenir des DE comparables à celle que l'on peut retrouver dans autres études (Ludlow et Ivanovic 2008) pour les FOV large et moyen. En revanche pour les petits FOV, les DE obtenues avec ces équations ne sont pas comparables avec d'autres études car trop faibles. En effet pour les petits champs les paramètres d'exposition et la position ont une incidence directe sur la dose finale. (Ludlow et al. 2015)

Dong-Soo Kim et col ont calculé des facteurs de conversion chez l'adulte permettant de passer de la DAP à la DE pour les modes C,P,I et D en prenant en compte leurs positions (maxillaire ou mandibulaire) pour les modes P,I, et pour le D leurs position antérieur ou postérieur. Ils commencèrent par calculer la DE pour chaque protocoles à l'aide d'un fantôme anthropomorphique ainsi que la DAP. Puis ils calculèrent le coefficient de conversion en divisant la DE par la DAP. (Kim et al. 2014)

Imaging modes	kV	mA	DAP (mGy cm ²)	E (μSv)	Conversion coefficient (E/DAP)
C mode standard	80	6	3704	183	0.049
	80	4	2485	123	
P mode for maxilla	80	9	4499	304	0.067
	80	5	2508	163	
P mode for mandible	80	9	4499	288	0.064
	80	5	2508	158	
I mode for maxilla	80	8	1910	146	0.076
	80	4	956	69	
I mode for mandible	80	8	1910	184	0.095
	80	4	956	85	
D mode for maxillary incisors	80	9	644	22	0.038
	80	6	429	20	
D mode for maxillary molars	80	9	644	25	0.041
	80	6	429	20	
D mode for mandibular molars	80	9	644	94	0.146
	80	6	429	62	

Figure 23 : Tableau des résultats de l'étude de Dong-soo kim et col.

Pour le petit champ (D), on constate que le facteur de conversion s'avère être le plus faible lorsqu'il est placé au niveau des incisives maxillaire (0.038) et est le plus élevé lorsqu'il est positionné dans la régions des molaire mandibulaire (0.146). Ceci rejoint le constat de Ludlow et col. 2013 sur l'influence de la position du FOV sur la dose. Néanmoins il faut prendre en compte que la tension est fixée à 80kV dans cette étude.

L'Agence de protection de la santé du Royaume-Uni a proposé d'utiliser la DAP comme DRL (niveau de référence diagnostic) avec une valeur de 250 mGy^{cm}2 pour l'examen d'un CBCT en vue du placement d'un implant en site de première molaire maxillaire chez l'adulte. Chez l'enfant il émet l'hypothèse d'utiliser comme valeur de référence l'examen d'une canine maxillaire incluse mais à l'heure actuelle le nombre d'étude est trop faible pour la déterminer. (Holroyd et Walker 2010)

3.3 Monte Carlo

3.3.1 Matériel et méthodes

Cette méthode nécessite un fantôme anthropomorphique et un programme informatique dans lequel il faudra renseigner un certains nombres de données, lui permettant de réaliser une simulation afin d'estimer une dose efficace pour un examen donné.

Les données à fournir au logiciel sont les suivantes :

- l'âge du patient
- la tension des rayons X
- la filtration
- le nombre de projections
- l'angle oblique du rayon central
- la distance foyer/point de référence
- rotation du tube autour du patient
- angle initial et final d'irradiation
- la largeur du faisceau de rayons X et la hauteur par rapport au point de référence
- les points de référence sur les axes X, Y et Z
- la quantité de dose d'entrée (DAP)

3.3.2 Comparaison avec la technique de référence

Un étude de Kim E-K et col a comparé la technique qui utilise un fantôme anthropomorphique avec des TLD avec celle avec le logiciel de simulation basée sur la technique Monte Carlo. Ils comparent les doses efficaces obtenues pour un champ large (20x17,9 cm) et deux champs moyens (15,4x15,4 cm et 10,2x10, 2 cm). Les résultats ont montré des doses efficaces calculées par le logiciel 16% à 18 % inférieures, par rapport à la technique avec les TLD, pour le grand et les moyens champs respectivement. Les auteurs concluent que la technique Monte Carlo pourrait être utile pour le calcul de la dose efficace en CBCT pour les grands et moyens champs. En effet, pour les petits champs, la détermination des points de référence s'avère complexe dans un volume où la position est un facteur clé dans le calcul de dose efficace. (Kim et al. 2018)

3.4 CDTI

Le CDTI est difficilement applicable pour le CBCT à cause de la distribution asymétrique de la dose autour de l'axe z. (Lofthag-Hansen et al. 2008)

En effet Pauwels et col. ont comparé la distribution de la dose sur différents plans (zy et xy) de manière expérimentale pour plusieurs protocoles d'expositions et positions d'axe. Ils ont conclu que la distribution de la dose est influencée par trois facteurs qui sont la taille du FOV, sa position (centré ou non sur l'axe z) et la rotation de l'arc (complète ou partielle).

La distribution est homogène et symétrique, s'approchant donc du scanner, lorsque la rotation est complète, l'axe en position centrale et un FOV de taille large. Dans tous les autres protocoles, ils ont constaté une distribution asymétrique de la dose. C'est pour cela que le CDTI est difficilement applicable pour le calcul de la dose en CBCT. (Pauwels et al. 2012)

De plus, nous sommes incités à utiliser des FOV de petite taille pour optimiser la dose des examens, ce qui engendre par conséquent des doses asymétriques inévitablement.

Pour conclure cette partie, la dose varie avec les paramètres biologiques (âge) et techniques (technologie des récepteurs, champ de vue, mAs, kVp, et résolution). Elle est plus élevée chez l'enfant et est influencée par les protocoles retenus. Elle diminue avec une résolution plus basse avec une réduction des paramètres d'exposition (mAs, kVp, temps de pose) et de la projection du nombre d'image. Enfin la taille et la position du champs sont des facteurs déterminants.

IV/ Analyse d'image/ Qualité d'image :

1) Définition :

« En radiologie, la qualité de l'image peut se définir comme la propriété à traduire l'atténuation des faisceaux de rayons X par l'objet dont on fait l'image aussi précisément que possible en une image perceptible ». (Zöller et al. 2009)

Une image de qualité permet à la fois une bonne résolution spatiale et en contraste.

Le bruit et artefacts auront un effet négatif sur la qualité de l'image finale. La qualité d'une image résulte du compromis entre d'un côté la puissance et l'intensité du rayonnement (directement liés à la dose); et de l'autre côté de la finesse recherchée de l'image et de la rapidité de l'examen radiographique. (Nahum H. 2014)

Les 3 paramètres principaux de la qualité de l'image sont la résolution spatiale, le contraste et le bruit (définis partie I.5).

2 Les critères de qualité

2.1 Le SNR

La qualité d'une image dépendra en grande partie de la performance du système d'imagerie utilisé. Cette dernière peut être mesurée grâce au Rapport Signal sur bruit (ou Signal to Noise Ratio

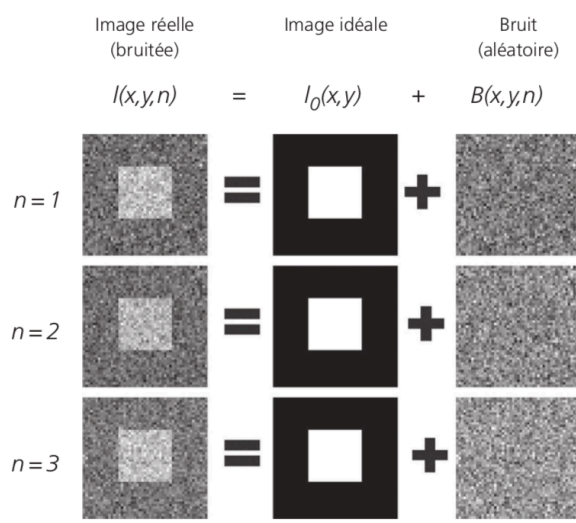


Figure 24 : Acquisition d'une même image à différents temps avec l'obtention d'un bruit différent à chaque fois (Durand E. Blondiaux E. 2017)

(SNR). En effet le signal se rapporte à la fluence particulaire, c'est-à-dire le nombre de photons enregistrés par le détecteur par unité de surface. (Tran Michel 2015)

Le bruit correspond à un phénomène aléatoire qui se surajoute à l'image idéale. Lorsque l'on réalise à plusieurs reprises l'acquisition d'un même objet, immobile et inchangé, on n'observe pas exactement le même résultat. C'est pour cela que le bruit est caractérisé par un écart type (racine carrée de la variance). (Durand E. Blondiaux E. 2017)

Le SNR est obtenu par le rapport mathématique de la moyenne des niveaux de gris d'une région étudiée d'intérêt (signal) et la variance de cette même région d'intérêt (bruit). (Figure 25)

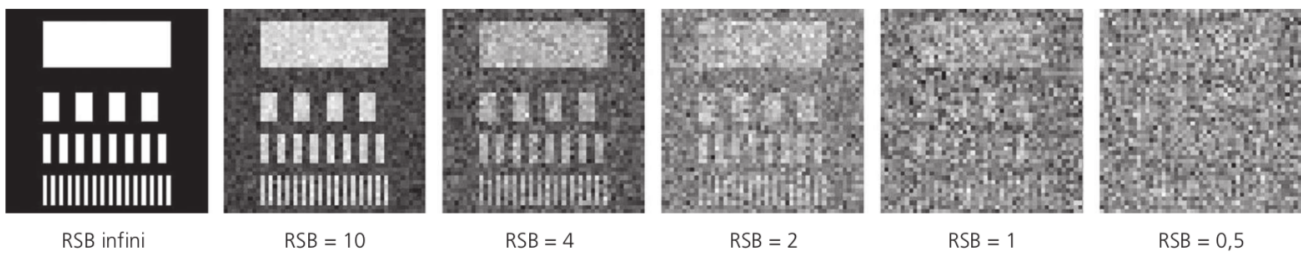


Figure 25 : Différents niveaux de rapports signal sur bruit (un rapport de 1 permet de distinguer les plus grosses structures mais plus les structure fines) (Durand E. Blondiaux E. 2017)

2.2 Le CNR

La qualité de l'image peut également être mesurée grâce au Rapport Contraste sur Bruit (ou Contrast-to-noise ration (CNR)), il est similaire au SNR mais différent par son calcul. Le contraste absolu est défini comme la différence de signal entre deux régions d'intérêts (Contraste = Signal(1)-Signal(2)). Le CNR est obtenu par le rapport mathématique entre la différence des moyennes de niveaux de gris de deux régions d'intérêts (contraste) et la racine carrée de la somme des variances de ces mêmes régions homogènes. (Figure 26)

$$\text{CNR} = \frac{\text{Contraste}}{\text{Noise}} = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}}$$

Figure26 : Formule du CNR

2.3 La Fonction de Transfert de Modulation (FTM)

La *fonction de transfert de modulation* (FTM) ou MTF en anglais, permet d'apprécier la résolution spatiale réelle d'un détecteur. Elle exprime l'évolution du contraste de l'image obtenue en fonction de la fréquence spatiale de l'image. Pour cela, on utilise des motifs de barres sombres et claires ou mires (représentant le contraste) plus ou moins espacées (représentant la résolution spatiale). Pour une fréquence spatiale basse, les barres seront larges et espacées, alors qu'à haute fréquence, elles seront fines et rapprochées. L'espacement est caractéristique d'une fréquence spatiale précise et est exprimée en paire(s) de lignes par mm (pl/mm).

La courbe de FTM est représentée par une courbe décroissante comprise entre 1 et 0. Le système retransmet correctement l'information de contraste lorsqu'il distingue correctement les barres de la mire. Dans ce cas la FTM sera proche de 1 (soit 100%). Le contraste diminue fortement lorsque la fréquence spatiale augmente, l'information de contraste devient alors nulle et le système est incapable de séparer les lignes de la mire. L'image est alors uniformément grise, sans aucun détail. La limite de résolution du détecteur est atteinte. (Estribeau Magali 2004)(Figure 27)

Pour deux systèmes A et B ayant chacun une FTM différente, une même image n'est pas restituée à l'identique. Si le système A comporte une bonne FTM, l'image a plus de contraste (donc plus de détails) qu'avec le système B qui a une mauvaise FTM. Le système A sera donc plus performant en terme de qualité d'image.

La FTM renseigne surtout sur la résolution spatiale réelle du système d'imagerie, différente de la résolution spatiale de visualisation communiquée par les fabricants. (Maret 2010)

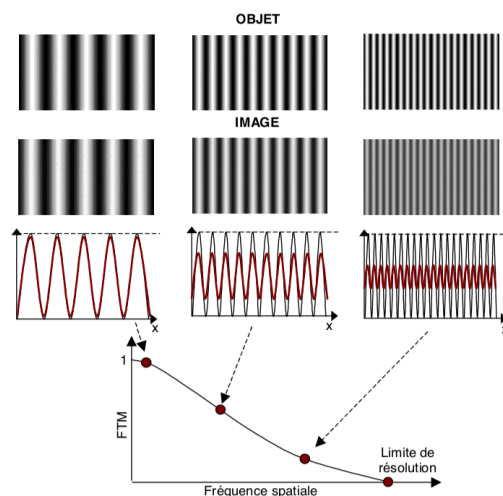


Figure 27 : Dégradation du contraste avec l'augmentation de la fréquence spatiale (Estribeau Magali 2004)

Ce paramètre permet d'évaluer la performance des détecteurs numériques et leurs comparaisons. La résolution spatiale d'un appareil est définie par la fréquence spatiale qui correspond à 10% du contraste (FTM 0,1). (Gupta et al. 2006)

4) Méthodes d'évaluation de la qualité d'une image

La qualité d'image d'un système d'imagerie peut être évaluée de plusieurs manières à différentes étapes de son utilisation. En effet on peut la retrouver lors des tests de validation permettant de s'assurer que le système répond aux critères de performance spécifiés par le fabricant, des tests de constance qui détecteront tous changements dans le système d'imagerie, des tests cliniques se concentrant sur la satisfaction des besoins cliniques, et d'optimisation qui s'efforceront de trouver le moyen idéal pour utiliser l'appareil pour un but diagnostique donné. Actuellement, deux méthodes d'évaluations existent; celle de la qualité d'image objective (ou physique) et celle de la qualité d'image subjective (anatomique et/ diagnostique).

4.1 Évaluation objective

Ce type d'évaluation repose principalement sur des mesures et des calculs de critères techniques, recueillis à l'aide de logiciels et de fantômes. En général les critères permettant d'évaluer la qualité de l'image reposent sur le contraste, le bruit et la résolution spatiale. Les outils de mesure utilisés sont le SNR, le CNR ou la FTM.

En 2011, Pauwels et al. ont tenté de développer un fantôme (SEDEX CT) pour le contrôle de la qualité d'image. Il se compose de plusieurs inserts en différents matériaux, ils ont utilisé le logiciel ImageJ pour le traitement des données. Le CNR a été calculé pour plusieurs CBCT et différents protocoles d'expositions. Ils ont constaté qu'il existait de grandes variabilités en termes de qualité d'image entre les appareils et les protocoles d'expositions. (Pauwels et al. 2011)



Figure 28 : Fantôme SEMENTEXCT

Suomalainen et al. ont comparé la dosimétrie et la qualité d'image objective de quatre appareils CBCT et d'un scanner (TDM). La qualité d'image a été mesurée à l'aide du CNR et FTM et les doses d'irradiations à l'aide d'un fantôme anthropomorphique. Les auteurs ont conclu que les appareils CBCT peuvent donner une qualité d'image adaptée à la radiologie dento-maxillo-faciale associée à des doses d'irradiation inférieures à celles du scanner (TDM). (Suomalainen et al. 2009)

Ludlow et al. ont évalué la qualité d'image objective de plusieurs clichés provenant de différents protocoles d'exposition d'un même CBCT. Ils ont observé que le CNR diminuait légèrement lorsque les dimensions du FOV augmentent. En revanche il augmente lorsque la taille du voxel passe de 0,3 à 0,4 mm. Pour la FTM, la valeur croît lorsque la taille du champ diminue avec celle du voxel. Ils ont conclu que des réductions significatives des doses d'irradiations s'accompagnaient de diminutions significatives de la qualité d'image mais qui reste compatible pour certains diagnostics. (Ludlow et Walker 2013)

de Oliveira MVL et al. ont mis au point un fantôme (Figure 29) qui permet un contrôle qualité d'image en CBCT qui pourrait être utilisé à l'installation puis en maintenance. La méthode qu'il propose est peu coûteuse, rapide et facile d'utilisation. Ils ont évalué 8 paramètres pour 7 protocoles d'expositions sur 3 CBCT différents. Ils ont constaté que l'uniformité et le bruit dépendaient du protocole. Les objets à haute densité ont un SNR élevé. L'évaluation de la précision géométrique a montré que toutes les mesures à distance étaient inférieures aux valeurs réelles. La résolution est faible

contraste est influencée par les paramètres d'expositions, l'inserts de 1mm n'a été représenté pour aucun des 3 appareils. (de Oliveira et al. 2017)



Figure 29 : Fantôme de Gomes Batista.(2018)

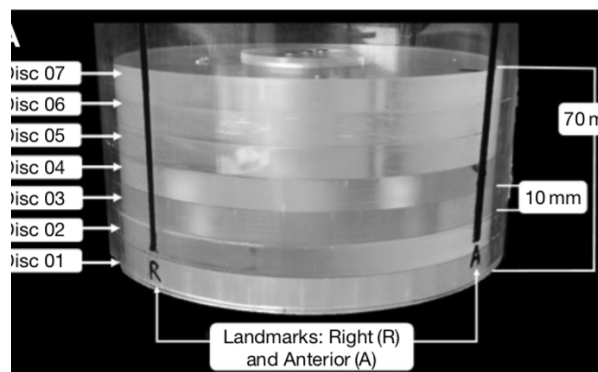


Figure 30 : Fantôme de de Oliveira et al. (2017)

Gomes Batista a développé et validé deux fantômes (Figure 30) pouvant évaluer 7 paramètres caractérisant une qualité d'image ; l'intensité ou valeur moyenne des pixels, le SNR, le faible contraste, la résolution spatiale, la précision des distance sur l'axe z, la distorsion géométrique et l'uniformité. Il ont testé 3 appareils avec différents protocoles. Ses deux fantômes ont été validés pour l'évaluation et lor contrôle qualité de l'image en CBCT. (Gomes Batista 2018)

Bamba et al ont développé deux fantômes, l'un pour l'évaluation de la résolution à faible contraste (Figure 31) et l'autre la distorsion géométrique dans les plans coronal, sagittal et axial de l'image.(Figure 32)

Une distorsion a été observée à la périphérie des FOV pour les plans z et axial. Les auteurs ont conclu que leurs fantômes pouvaient être utilisés pour l'évaluation de ces deux paramètres qui sont importants dans la qualité des images des image en CBCT. Ces mêmes paramètres qui ne sont pas évalués avec le fantôme SEDENTEX CT. (Bamba et al. 2019)

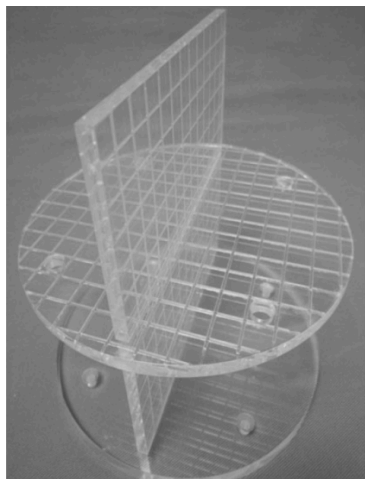


Figure 31 : Fantôme évaluant la distorsion géométrique dans les plan axial, sagittal et coronal (Bamba et al. 2019)

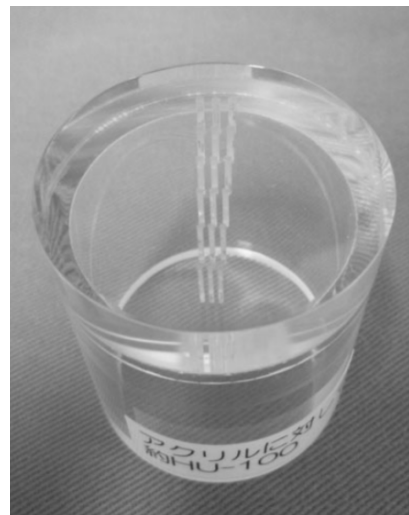


Figure 13 : Fantôme évaluant les haute et basse résolution (Bamba et al. 2019)

Nous pouvons constater que les fantômes permettant d'évaluer la qualité d'image, de manière objective, ont été marqué par une évolution et un développement importants. Ainsi cette évaluation est devenue plus précise, rapide et facile à mettre en œuvre.

L'évaluation objective de la qualité d'image d'un CBCT, permet de quantifier scientifiquement et précisément les facteurs influençant la résolution spatiale, le contraste, le bruit et la distorsion géométrique par exemple. Néanmoins, ce type d'évaluation permet un contrôle qualité, un comparatif entre appareils et une standardisation des protocoles mais les fantômes utilisés dans ces études ne prennent pas en compte la réalité clinique. En effet ces études ne prennent pas compte le contexte clinique et l'évaluation de la performance diagnostique. In vivo, la qualité d'image peut être affectée par l'atténuation liée aux tissus mous, les artéfacts, les mouvements ou la position du patient. (Haute Autorité de santé 2009)(Lindfors et al. 2017)(Pauwels et al. 2012b)

4.2 Évaluation subjective

L'évaluation subjective est une autre méthode d'évaluation de la qualité d'une image. Elle s'approche plus de la réalité clinique puisqu'elle se sert des informations apportées par l'image finale. Il est donc primordial d'avoir suffisamment d'informations pour pouvoir poser un diagnostic, ce qui engendra par conséquent le choix d'une thérapeutique.

Elle fait intervenir des observateurs devant juger de la qualité d'une image sur un même écran et en utilisant le même logiciel d'interprétation. Les séances peuvent être espacées d'une semaine ou plus. Dans ce type d'étude, la convergence inter et intra-observateur sont souvent calculées. Généralement, les observateurs utilisent des grilles d'évaluations pour noter les clichés sur 5-6 points ou de classer les images en fonction de leurs qualités. (Alqerban et al. 2011)(Liang et al. 2010)(Shelley et al. 2011)(El Sahili et al. 2018)

L'évaluation peut se baser sur deux types de critères, anatomique et/ou diagnostic :

Les critères anatomiques peuvent être l'émail, la dentine, la pulpe dentaire, le foramen mentonnier, l'os cortical etc..

Les critères diagnostics vont être définis en fonction du sujet de l'étude, ils peuvent évaluer la présence, l'absence ou le degré d'atteinte d'une pathologies (LIPOE, fracture, résorption...)(Alqerban et al. 2011), un projet thérapeutique (implantaire, chirurgicale...)(Lofthag-Hansen et al. 2011)(El Sahili et al. 2018) ou un traitement endodontique (longueur, densité, homogénéité...).

La qualité étant dépendant de l'information recherchée, il est intéressant d'inclure dans le protocole de l'étude les notions de visualisation de structures anatomiques et de performance diagnostique des clichés (bilan péri-apical, planification implantaire...).

Alqerban A et al ont comparé, in vitro, la qualité d'image de 6 CBCT dans la détection des résorptions radicaire causées par des canines incluses chez l'enfant. Ils ont utilisé des têtes de sujets anatomiques juvéniles sur lesquelles ils ont simulé des résorptions plus ou moins sévères. Ils ont constaté que les qualités d'image entre les CBCT sont significativement différentes. En revanche, la corrélation entre la sévérité diagnostiquée sur l'image et la réalité clinique n'est pas significativement différente pour l'ensemble des appareils de l'étude. Les auteurs ont conclu qu'une qualité d'image élevée est nécessaire pour la détection d'une résorption radicaire.(Alqerban et al. 2011)

Liang X et al ont comparé la qualité d'image entre cinq CBCT et un scanner classique. Cinq observateurs ont réalisé une évaluation subjective de 11 structures anatomiques pour 13 protocoles d'expositions différents. Les auteurs ont conclu que la qualité d'image en CBCT est comparable voire supérieure à celle du scanner (TDM), néanmoins il ont relevé qu'une variabilité existe au sein des

CBCT pour la détection certaines structures (ligament parodontal, os trabéculaire...). (Liang et al. 2010)

L'évaluation subjective de la qualité d'une image repose sur le jugement d'observateurs habitués à manipuler des clichés radiologiques. Les résultats pourront, dans une certaine mesure, être extrapolés à la pratique quotidienne. Néanmoins si l'opinion de l'observateur se base uniquement sur une impression de la qualité de l'image, l'utilité de l'évaluation semble discutable.

Elle sera plus pertinente dans le cas d'évaluation de critères à but diagnostic (ex : éléments anatomique, pathologie etc...). De plus il peut exister une variabilité entre les évaluations du même observateurs et entre différents observateurs donnant des résultats incertains. De ce fait une standardisation de ce type étude semble difficile à mettre en place. (Tran Michel 2015)

Certains auteurs ont cherché à évaluer la relation entre la qualité d'image et les paramètres techniques ou d'expositions.

Dans l'étude de Choi et al., les auteurs ont évalué à la fois l'aspect objectif et subjectif de la qualité des images à l'aide d'un fantôme SEDENTEXCT pour les mesures physiques (FTM, CNR et uniformité) et d'un fantôme crânien pour l'évaluation subjective (structures anatomiques et buts diagnostiques). Les auteurs ont constaté que la FTM était significativement différente entre les images jugées cliniquement « acceptables » et « inacceptables » par les observateurs. Il a été montré que le CNR et la FTM ont une association significative avec la qualité d'image subjective. (Choi et al. 2015)

Plus récemment des auteurs ont chercher à évaluer l'éventuel impact d'une optimisation de la dose sur la qualité d'image.

L'étude de Lofthag-Hansen et al. a cherché à évaluer l'influence des paramètres d'exposition (FOV, kV, mA, rotation) sur la qualité de l'image associé à une évaluation de la dose. Sept observateurs avec des expériences clinique et radiologique différentes ont évalué de manière subjective 150 examens dans le but d'une planification implantaire ou d'un diagnostic d'une lésion apicale. La dose a été évaluée à l'aide de la DAP. Les auteurs ont observé que le diagnostic des lésions apicales nécessite des paramètres d'expositions plus élevés que pour la planification implantaire. Cette dernière lorsqu'elle est prévue à la mandibule par rapport au maxillaire nécessite des paramètres d'exposition également plus élevés. Le FOV 4x4mm présente une meilleure qualité d'image subjective que le 6x6mm. Les auteurs ont conclu que les paramètres d'exposition doivent être ajuster en fonction de l'indication, la rotation partielle peut-être à privilégier sans perte importante en qualité de l'image mais permettant un diminution significative de la dose notamment pour la planification implantaire au maxillaire. (Lofthag-Hansen et al. 2011)

de Moura et al. ont cherché à optimiser la dose en ajustant les paramètres d'exposition ; tout en évaluant la qualité d'image pour l'évaluation d'un os maxillaire. À l'aide d'une tête de sujet anatomique humain, pour un FOV fixe, il ont évalué de manière objective (l'homogénéité et le contraste) et subjective avec deux examinateurs (un orthodontiste et un radiologue) la qualité de l'image de 2700 examens. Les auteurs ont constaté que la réduction du kilo-voltage permettait une augmentation du contraste dans l'os maxillaire et est associé à une réduction de la dose. Les auteurs ont conclu qu'il était possible d'obtenir une qualité d'image « juste » pour l'évaluation de l'os maxillaire en utilisant que 60% voir 15% de la dose suggérer par le fabricant. (de Moura et al. 2016)

El Sahili et al. ont cherché à évaluer un l'éventuel impact d'une optimisation de la dose par une réduction des mA sur la qualité d'image dans le but d'une planification implantaire. Les auteurs ont utilisé deux têtes de sujet anatomique humaine qui ont été exposées à différents protocoles allant d'un protocole basse-dose (2mA) à un protocole haute-dose (6,3 mA). Dix examinateurs (cinq jeunes praticiens et cinq expérimentés) ont analysé 36 examens. La DAP a été utilisée afin de comparer les doses. Les auteurs ont observé qu'il n'existait pas de différence significative pour la mesure osseuse entre les protocoles basse et haute dose, néanmoins la planification implantaire en position postéro-mandibulaire nécessite une augmentation de la dose. Les auteurs ont conclu qu'une réduction du milliamperage n'affecte pas la qualité d'image diagnostique pour la planification implantaire et permet une réduction significative de la dose. (El Sahili et al. 2018)

Les études associant l'évaluation de la qualité d'image à la fois objective et subjective avec la dosimétrie sont intéressantes car elles nous montrent qu'une optimisation de cette dosimétrie peut tout à fait être associée à une qualité d'image permettant un diagnostic. (Lofthag-Hansen et al. 2011)(de Moura et al. 2016)(El Sahili et al. 2018)

V/ Problématique de l'étude:

Aujourd'hui, il est primordial d'ajuster les paramètres d'expositions (kV, mA, Fov...) en fonction des indications lorsque l'on réalise un examen CBCT ; dans le but d'une optimisation de la dose tout en évitant de tomber dans l'excès au risque de se retrouver avec un examen inexploitable. (Jaju et Jaju 2015)

Force est de constater qu'à l'heure actuelle il n'existe pas de recommandations précises pour nous guider dans le choix des paramètres d'expositions (kV, mA, Fov...) pour chaque indication afin de nous donner l'assurance d'obtenir une qualité d'image permettant un diagnostic associé à une dose optimisée.

1) Matériels et méthodes

1.1) Objectifs :

L'objectif principal de cette étude est l'évaluation de l'influence des paramètres d'expositions sur la dose et la qualité d'image en CBCT. Ceci afin de proposer trois arbres décisionnels qui nous permettront un choix judicieux des paramètres d'expositions en fonction de l'indication posée. Cette analyse se fera sur les données DICOM issu de CBCT d'une mandibule humaine in vitro.

1.2) Choix de la pièce anatomique

Nous avons choisi une mandibule entière humaine de sexe féminin avec les dents 31,36 et 37 présentes sur l'arcade dentaire.

Les dents sur l'arcade sont indemnes de lésions carieuses ou restaurations coronaires et la mandibule ne présente ni fracture osseuse, ni lésion osseuse, ni implant.

Un examen CBCT préalable a été réalisé afin de vérifier la bonne visibilité radiographique des éléments anatomiques et dentaires. (Figure 33)

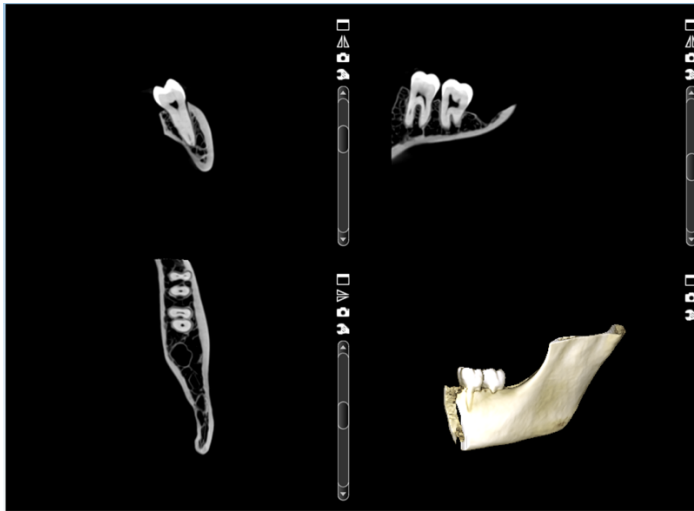


Figure 33 : CBCT test de la pièce anatomique non préparée

1.3) Cahier des charges

Le protocole doit répondre au cahier des charges suivant :

- Sa mise en œuvre doit être aisée et reproductible
- Les champs sélectionnés doivent comporter des dimensions pouvant répondre à toute les indications applicables au CBCT.
- Les résolutions sélectionnées doivent être les plus larges possibles.
- La dose doit pouvoir être récupérée pour chaque examen réalisé.
- La pièce anatomique doit se rapprocher au plus près des caractéristiques du vivant, une préparation préalable de la pièce est nécessaire.
- Des critères anatomiques remarquables comme par exemple une anatomie canalaire endodontique, le canal mandibulaire etc... doivent être présents pour permettre une analyse subjective de la qualité de l'image.
- Des zones anatomiques doivent pouvoir servir à l'étude objective de la qualité des images.

1.4) Protocole de préparation de la pièce anatomique

La mandibule a été plongée dans l'eau pendant 3 semaines afin de la réhydrater, elle a été ensuite recouverte de silicone à empreinte dans le but de mimer les tissus mous.

À chaque étape, un CBCT a été réalisé pour valider la bonne hydratation de la pièce anatomique et l'efficacité du silicone pour la simulation des tissus mous. (Figure 34-35)

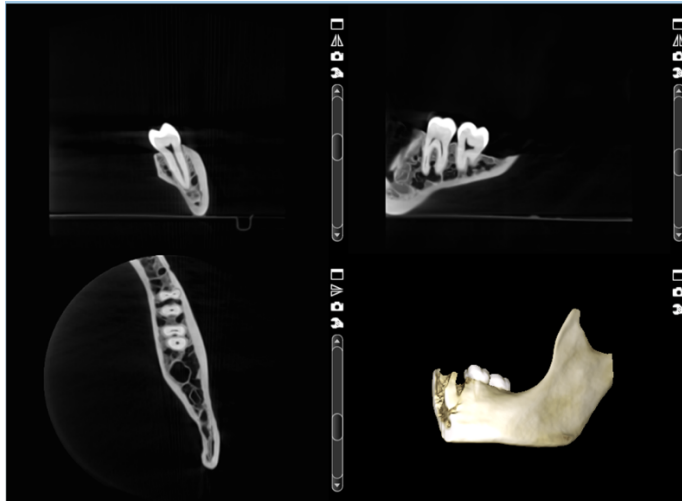


Figure 34 :CBCT test après 3 semaines d'immersion dans l'eau de la pièce anatomique

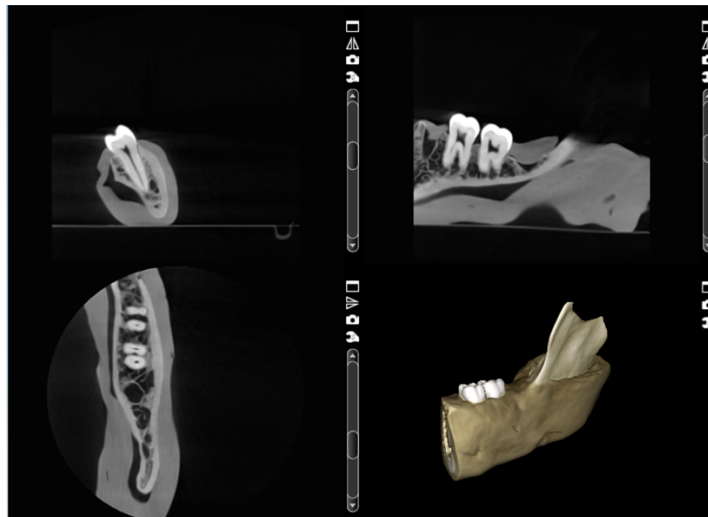


Figure 35 : CBCT test après enrobage de la pièce anatomique avec du silicone

1.5) Acquisition 3D :

Les acquisitions ont été réalisées au sein du service d'Odontologie de l'hôpital Rothschild de l'AP-HP par le Dr Rufino Felizardo (MCU-PH). Le matériel utilisé est un CBCT Planmeca ProMAX 3D Mid Proface© (Planmeca Co., Helsinki, Finlande).

Les champs sélectionnés pour les différentes acquisitions ont été 4x4 cm, 8x8 cm et 10x10 cm. Pour chaque taille de champs, des acquisitions ont été faites avec une sélection d'un gabarit (petit /moyen /grand) et une d'une résolution (Ultra Low Dose, Low dose, Normale et Haute définition) différents à chaque fois. (Figure 38)

Les données des 54 acquisitions obtenues, ont été stockées sous format Digital Imaging and Communications in Medicine (.dicom) et stockées sur le PACS de l'hôpital (système d'archivage et de transmission d'image).

Pour une meilleure reproductibilité, la pièce anatomique a été placée à l'aide des lasers sagittal et frontal émis par la machine dont leur intersection a été positionnée en distal de la dent n°37. (Figure 36-37)

1.6) La dose

Pour chaque acquisition la dose a été récupérée sur l'écran du CBCT. Elle est exprimée en mGy.cm².



Figure 14 : Pièce anatomique placée dans le CBCT

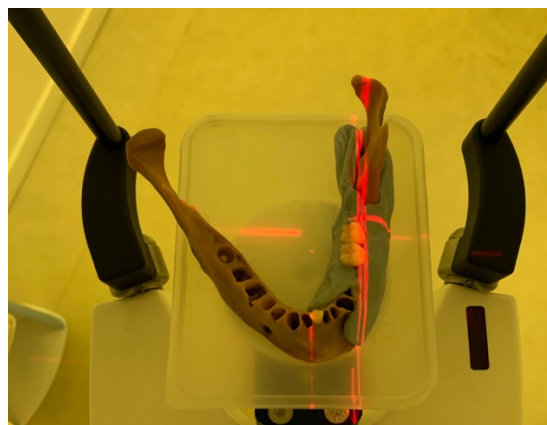


Figure 37 : Pièce anatomique placée à l'aide des lasers sagittal et frontal

Nom Protocole	Taille Champ (cm)	Taille Voxel (µm)	Tension (Volt)	mA	Temps de pose (s)	Rotation (Degrés)	Résolution	Taille gabarit
Vol 1	3.4 x 4.2	400	90	4	6.047	180	DENT 400 LOW RES	XS
Vol 2	4.0 x 5.0	400	90	7	6.029	180	DENT 400 LOW RES	M
Vol 3	4.0 x 5.0	400	90	11	6.022	180	DENT 400 LOW RES	XL
Vol 4	3.4 x 4.2	200	90	7	12.004	180	DENT 200 NORM	XS
Vol 5	4.0 x 5.0	200	90	10	11.992	180	DENT 200 NORM	M
Vol 6	4.0 x 5.0	200	90	12	11.946	180	DENT 200 NORM	XS
Vol 7	3.4 x 4.2	100	90	10	11.996	360	DENT 100 HR	XS
Vol 8	4.0 x 5.0	100	90	14	11.968	360	DENT 100 HR	M
Vol 9	4.0 x 5.0	100	90	14	11.975	360	DENT 100 HR	XL
Vol 10	6.8 x 4.2	400	90	4	6.027	180	DENT'S 8CM 400 LOW RES	XS
Vol 11	8.0 x 5.0	400	90	7	6.041	180	DENT'S 8CM 400 LOW RES	M
Vol 12	8.0 x 5.0	400	90	11	6.017	180	DENT'S 8CM 400 LOW RES	XL
Vol 13	6.8 x 4.2	200	90	7	11.988	180	DENT'S 8CM 200 NORM	XS
Vol 14	8.0 x 5.0	200	90	10	12.004	180	DENT'S 8CM 200 NORM	M
Vol 15	8.0 x 5.0	200	90	12	12.021	180	DENT'S 8CM 200 NORM	XL
Vol 16	6.8 x 4.2	150	90	8	15.003	180	DENT'S 8CM 150 HR	XS
Vol 17	8.0 x 5.0	150	90	12	15.058	180	DENT'S 8CM 150 HR	M
Vol 18	8.0 x 5.0	150	90	14	14.995	180	DENT'S 8CM 150 HR	XL
Vol 19	8.5 x 8.5	400	90	4	6.029	180	DENT'S 10CM 400 LOW RES	XS
Vol 20	10.0 x 10.0	400	90	7	6.023	180	DENT'S 10CM 400 LOW RES	M
Vol 21	10.0 x 10.0	400	90	11	6.019	180	DENT'S 10CM 400 LOW RES	XL
Vol 22	8.5 x 8.5	200	90	7	12.017	180	DENT'S 10CM 200 NORM	XS
Vol 23	10.0 x 10.0	200	90	10	11.995	180	DENT'S 10CM 200 NORM	M
Vol 24	10.0 x 10.0	200	90	12	12.029	180	DENT'S 10CM 200 NORM	XL
Vol 25	8.5 x 8.5	150	90	8	14.994	180	DENT'S 10CM 150 HR	XS
Vol 26	10.0 x 10.0	150	90	14	14.989	180	DENT'S 10CM 150 HR	M
Vol 27	10.0 x 10.0	150	90	12	15.041	180	DENT'S 10CM 150 HR	XL
Vol 28	3.4 x 4.2	400	90	1	2.993	180	ULD DENT 400 LOW RES	XS
Vol 29	4.0 x 5.0	400	90	2	3.018	180	ULD DENT 400 LOW RES	M
Vol 30	4.0 x 5.0	400	90	3	3.016	180	ULD DENT 400 LOW RES	XL
Vol 31	3.4 x 4.2	200	90	3	4.035	180	ULD DENT 200 NORM	XS
Vol 32	4.0 x 5.0	200	90	5	4.054	180	ULD DENT 200 NORM	M
Vol 33	4.0 x 5.0	200	90	9	4.046	180	ULD DENT 200 NORM	XL
Vol 34	3.4 x 4.2	100	90	5	4.05	180	ULD DENT 100 HR	XS
Vol 35	4.0 x 5.0	100	90	9	4.048	180	ULD DENT 100 HR	M
Vol 36	4.0 x 5.0	100	90	14	4.057	180	ULD DENT 100 HR	XL
Vol 37	6.8 x 4.2	400	90	1	2.962	180	ULD 8 CM 400 LOW RES	XS
Vol 38	6.8 x 4.2	200	90	3	4.032	180	ULD 8 CM 200 NORM	XS
Vol 39	6.8 x 4.2	150	90	4	5.055	180	ULD 8 CM 150 HR	XS
Vol 40	8.0 x 5.0	400	90	2	3.016	180	ULD 8 CM 400 LOW RES	M
Vol 41	8.0 x 5.0	200	90	5	4.046	180	ULD 8 CM 200 NORM	M
Vol 42	8.0 x 5.0	150	90	7	5.039	180	ULD 8 CM 150 HR	M
Vol 43	8.0 x 5.0	200	90	9	4.058	180	ULD 8 CM 200 NORM	XL
Vol 44	8.0 x 5.0	400	90	3	3.025	180	ULD 8 CM 400 LOW RES	XL
Vol 45	8.0 x 5.0	150	90	11	5.047	180	ULD 8 CM 150 HR	XL
Vol 46	8.5 x 5.0	400	90	1	2.979	180	ULD 10 CM 400 LOW RES	XS
Vol 47	8.5 x 5.0	200	90	3	4.033	180	ULD 10 CM 200 NORM	XS
Vol 48	8.5 x 5.0	150	90	4	5.059	180	ULD 10 CM 150 HR	XS
Vol 49	10.0 x 6.0	400	90	2	3.013	180	ULD 10 CM 400 LOW RES	M
Vol 50	10.0 x 6.0	200	90	5	4.044	180	ULD 10 CM 200 NORM	M
Vol 51	10.0 x 6.0	150	90	7	5.077	180	ULD 10 CM 150 HR	M
Vol 52	10.0 x 6.0	400	90	3	3.031	180	ULD 10 CM 400 LOW RES	XL
Vol 53	10.0 x 6.0	200	90	9	4.046	180	ULD 10 CM 200 NORM	XL
Vol 54	10.0 x 6.0	150	90	11	5.061	180	ULD 10 CM 150 HR	XL

Figure 38 : Tableau des 54 protocoles réalisés avec les paramètres d'expositions

2) Protocole de l'évaluation objective de la qualité des images :

2.1) Choix des coupes 2D coronale et axiale

Chaque volume a été importé sous format DICOM dans le logiciel Horos®. Pour chaque volume nous avons sélectionné une coupe coronale 2D et une coupe axiale 2D. Ces coupes devaient se situer au même niveau pour chaque volume étudié.

Ces repères seront :

- Dans le sens axiale, l'apparition de la furcation inter-radicaire de la dent numéro 37 lorsque nous défilerons les coupes axiales dans le sens corono-radicaire.

- Dans le sens coronaire, le repère sera l'apparition des cornes pulpaires de la racine distale de la dent numéro 37 lorsque nous défilerons les coupes coronaires dans le sens mésio-distal.

Un total de 108 coupes en format TIFF ont été exportées et nommées avec le nom du volume d'origine.

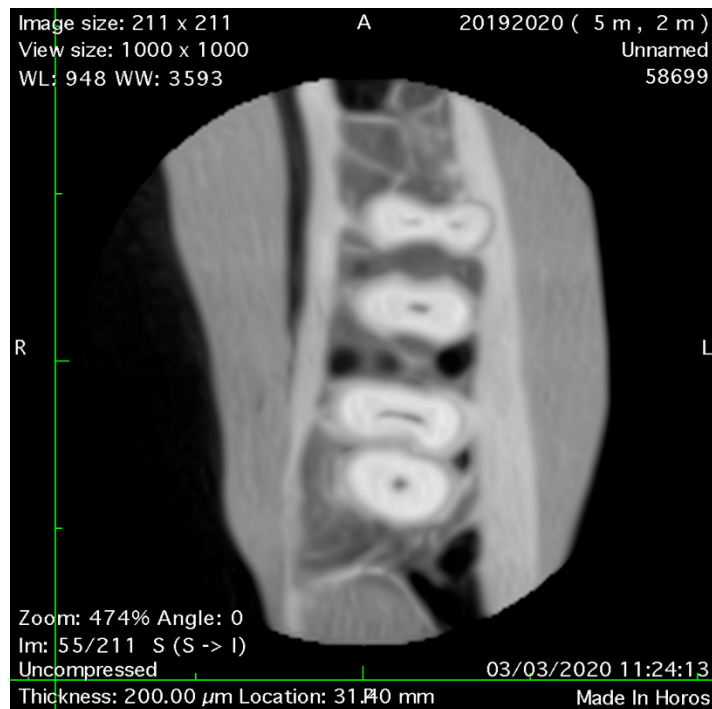


Figure 39 : Coupe axiale choisie au niveau de la furcation inter-radicaire de la dent numéro 37

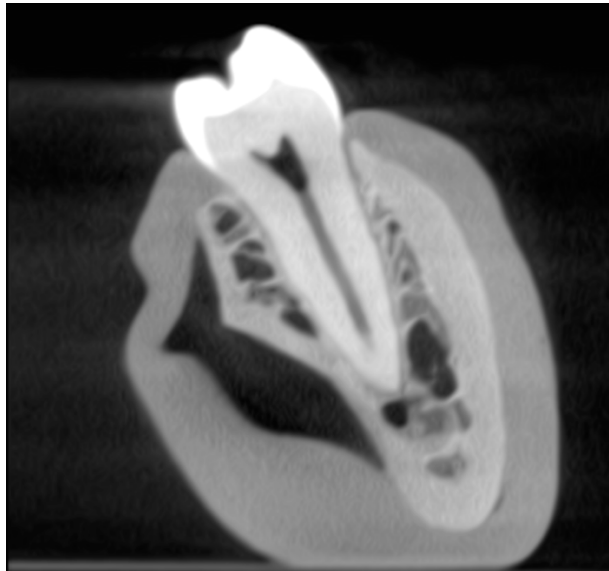


Figure 40 : Coupe coronale choisie au niveau des cornes pulpaires distales de la dent numéro 37

2.2) Choix des ROI

Pour chaque coupe 2D, nous nous sommes intéressés à deux régions d'intérêt (ROI), l'une concernant une partie osseuse (ROI Os) l'autre une partie dentaire (ROI Dent). Elles devaient présenter toutes les deux une forme rectangulaire et des dimensions qui ont été fixées et reproduites dans chacune des coupes étudiées.

Leurs caractéristiques sont les suivantes :

- ROIDENT : un rectangle de 160x110 pixels ayant pour centre le canal de la racine distale de 37.
- ROIOS : un rectangle de 70x110 pixels centré sur la limite os cortical-os médullaire située en lingual de la racine mésiale de 37.

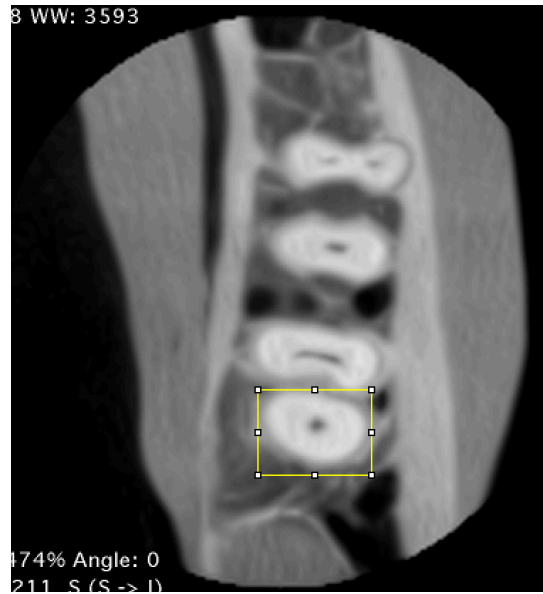


Figure 41 : ROI dent

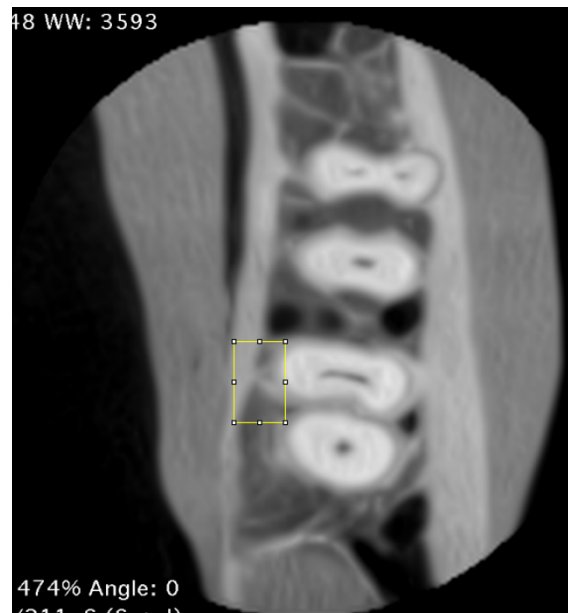


Figure 42 : ROI os

2.3) Calcul des SNR :

Les 54 coupes 2D ont été exportées dans le logiciel ImageJ® afin de récupérer les données fournies par les ROIs. Ces données nous ont permis, par la suite, de réaliser le calcul du SNR propre à chaque ROI.

Ces données sont :

- La valeur moyenne des gris
- L'écart-type
- Les valeurs maximales et minimales de gris

Puis le SNR de chaque ROI a été calculé comme dans le protocole de de Oliveira MVL et al. (de Oliveira et al. 2017)

$$\text{SNR (ROIDENT)} = (\text{Valeur moyenne des gris (ROIDENT)})/(\text{Écart-type (ROIDENT)})$$

$$\text{SNR (ROIOS)} = (\text{Valeur moyenne des gris (ROIOS)})/(\text{Écart-type (ROIOS)})$$

3) Protocole de l'évaluation subjective de la qualité des images :

L'évaluation a été réalisée par un examinateur. Elle a été faite sur une coupe 2D coronale et une coupe 2D axiale pour chaque volume. Une grille d'items a été fournie à l'examinateur et pour chaque item un score devait attribué allant de 1 à 4 comme dans le protocole de l'étude de El Sahili et al.. (El Sahili et al. 2018)

Les coupes ont été analysées en condition de pénombre sur un ordinateur MacBookPro® Retina 13,3 pouces (2560x1600).

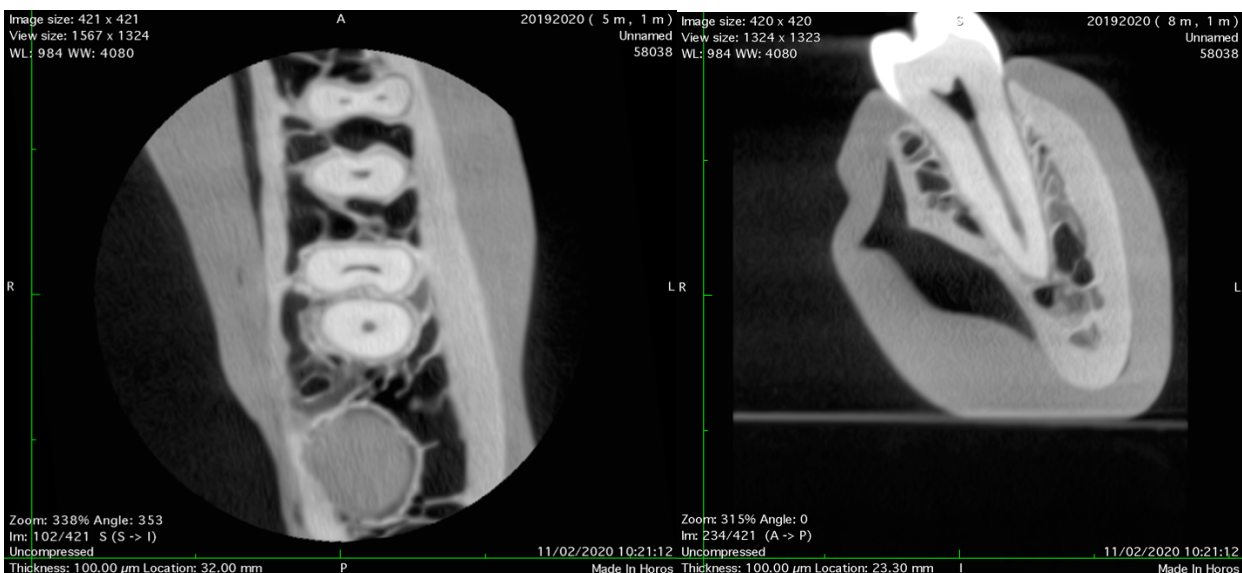


Figure 43 : Coupe 2D axiale utilisée pour l'évaluation subjective du volume n°7

Figure 44 : Coupe 2D coronale utilisée pour l'évaluation subjectif du volume n°7

Os cortical	Visibilité de l'os cortical ?
Os trabéculaire	Visibilité de l'os trabéculaire ?
Canal mandibulaire	Visibilité du canal mandibulaire ?
Diagnostic endodontique	La qualité de l'image permet-elle d'établir un diagnostic endodontique ?
Planification implantaire	La qualité de l'image permet-elle d'établir une planification implantaire ?

Figure 45 : Tableau de la grille d'items de l'évaluation subjective de la qualité des images

Score 1	Très Mauvaise
Score 2	Mauvaise
Score 3	Bien
Score 4	Très Bien

Figure 46 : Tableau des scores attribuables aux items de la grille de l'évaluation subjective des images

3.1) Sélection des volumes par item:

Les volumes ont été classés, en fonction des scores qu'ils ont reçu à leurs items, soit dans les groupes acceptables soit dans les groupes non acceptables.

Groupes acceptables : les volumes qui ont reçu un score supérieur ou égale à 3 à l'item concerné.

Groupes non acceptables : les volumes qui ont reçu un score un score inférieur à 3 à l'item concerné.

3.2) Reproductibilité intra-examineur :

Afin de limiter le biais lié au niveau des attributions des scores, une seconde série d'attribution de score obéissante au même protocole a été effectuée sur 15 volumes tirés au sort une semaine après la première séance d'évaluation. Ces deux séries de mesures vont permettre de vérifier la concordance statistique en appliquant le test de kappa de Cohen qui a évalué la reproductibilités intra-examineur dans l'attribution des scores lors de l'évaluation subjective de la qualité des images.

3.3) Présentation des résultats et analyse statistique

Le recueil des résultats, les analyses statistiques et la réalisation des diagrammes associés ont été réalisées à l'aide des logiciels XLStat pour Excel® (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA).

VI/ Résultats :

- 1) Résultats issus des données des protocoles d'expositions réalisés, des évaluation objective et subjective :

1.1) Dose :

Pour l'ensemble des protocoles d'exposition de cette étude les doses sont comprises entre **74,2** et **2024,3** mGy.cm² dans le groupe normal et entre **11,5** et **339,3** mGy.cm² dans le groupe ULD.

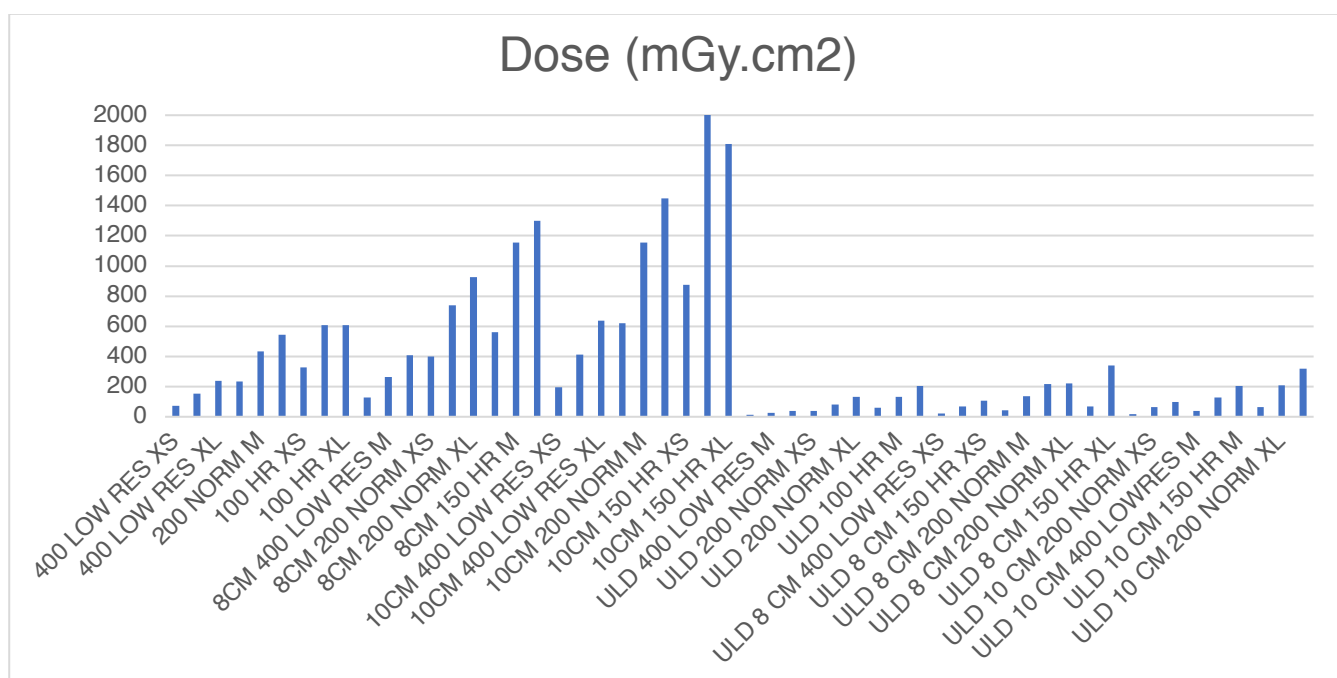


Figure 47 Graphique présentant les doses pour chaque protocoles d'exposition de l'étude

La moyenne des doses tous champs confondus, en séquences normales est de 677 mGy.cm² contre 114 mGy.cm² pour les séquences en basse dose ULD soit un rapport de 5,9 fois.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk) et montre **une différence statistiquement significative** : $t(26) = 6,682$, $p < 0,0001$.

Ainsi en moyenne, les séquences basses doses permettent de diminuer de près de **6** fois l'exposition des patients.

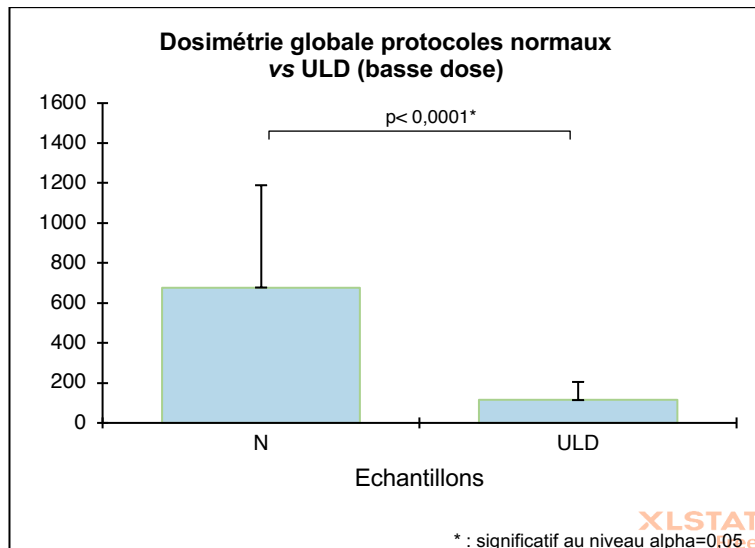


Figure 48 Comparaison de la moyenne des doses entre les protocoles normaux et ULD pour tous champs confondus en mGy.cm²

1.1.1) Doses des protocoles d'expositions normaux :

Pour les protocoles d'expositions normaux, la dose était en moyenne de **358, 653 et 1020** mGy.cm² pour les petit, moyen et grand champs respectivement. La taille des voxels est comprise entre 100 et 400 µm.

1.1.2) Doses des protocoles d'expositions ULD :

Pour les protocoles d'expositions ULD, la dose était en moyenne de **80, 135 et 126** mGy.cm² pour les petit, moyen et grand champs respectivement. La taille des voxels est comprise entre 100 et 400 µm.

1.1.3) Comparaison entre normal et ULD pour les petits champs :

La moyenne des doses pour les petits champs en séquences normales est de 358,7 mGy.cm² contre 80 mGy.cm² pour les séquences en basse dose ULD soit un rapport de 4,48 fois. Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et montre **une différence significative** : $t(8) = 5,875$, $p < 0,0001$.

Ainsi en moyenne, les séquences basses doses permettent de diminuer de près de **4,5** fois l'exposition des patients lors de petits champs.

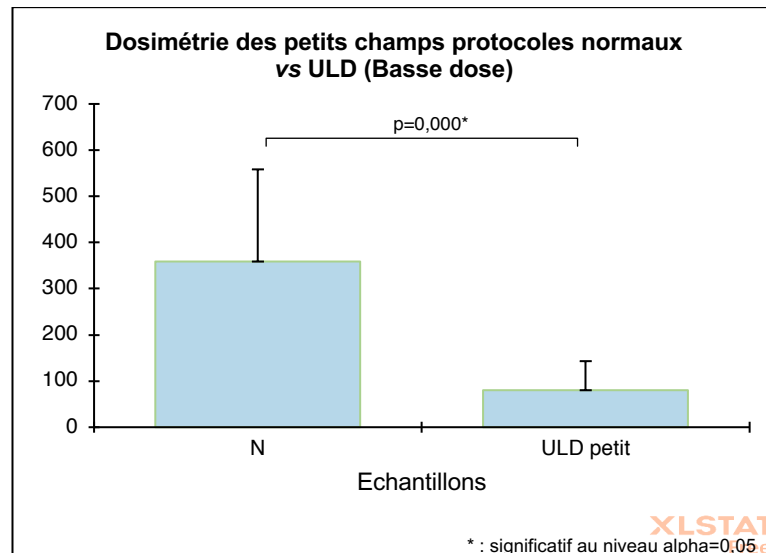


Figure 49 Comparaison de la moyenne des doses entre les protocoles normaux et ULD pour les petits champs en mGy.cm²

1.1.4) Comparaison entre normal et ULD pour les champs moyens :

La moyenne des doses pour les champs moyens en séquences normales est de 653 mGy.cm² contre 135 mGy.cm² pour les séquences en basse dose ULD soit un rapport de 4,82 fois.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et montre **une différence significative** : $t(8) = 5,107$, $p < 0,0001$.

Ainsi en moyenne, les séquences basses doses permettent de diminuer de près de **5** fois l'exposition des patients lors de champs moyens.

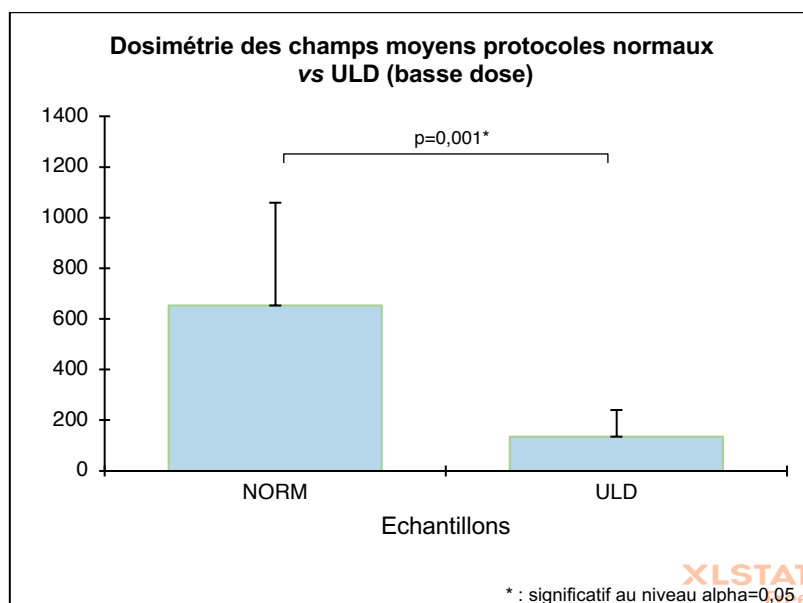


Figure 50 Comparaison de la moyenne des doses entre les protocoles normaux et ULD pour les champs moyens en mGy.cm²

1.1.5) Comparaison entre normal et ULD pour les grands champs :

La moyenne des doses pour les grands champs en séquences normales est de 1019 mGy.cm² contre 126 mGy.cm² pour les séquences en basse dose ULD soit un rapport de 8 fois.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et montre **une différence significative** : $t(8) = 4,935$, $p = 0,0001$.

Ainsi en moyenne, les séquences basses doses permettent de diminuer de près de **8** fois l'exposition des patients lors de grands champs.

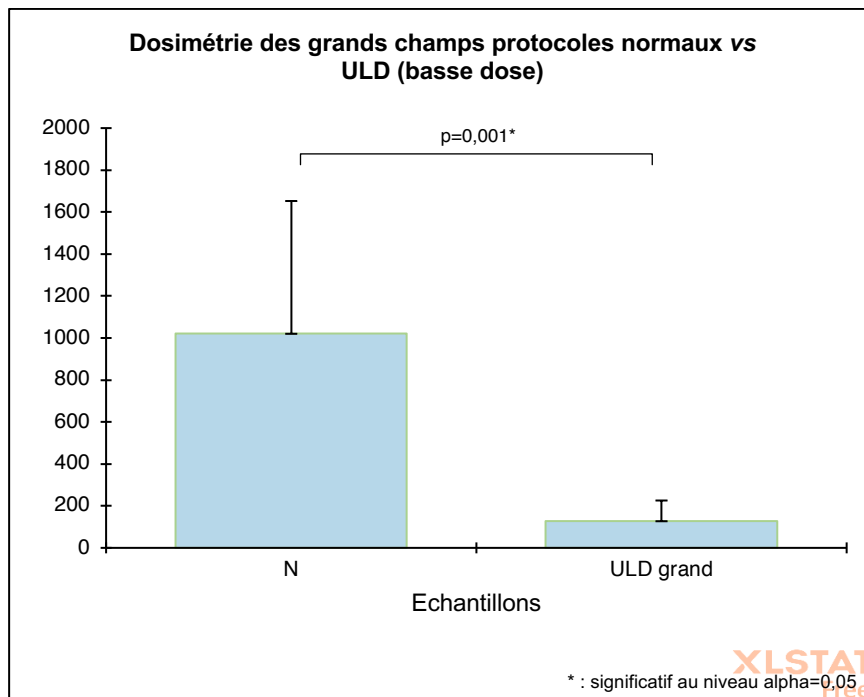


Figure 51 Comparaison de la moyenne des doses entre les protocoles normaux et ULD pour les grands champs en mGy.cm²

1.2) Bruit-SNR :

Pour l'ensemble des protocoles d'exposition de cette étude les SNR ROI Dent sont compris entre **4,9** et **11,63** dans le groupe normal et entre **4,1** et **10,8** dans le groupe ULD.

Les SNR ROI Os sont compris entre **2,9** et **9,2** dans le groupe normal et entre **4,2** et **10,7** dans le groupe ULD.

Pour rappel, plus la valeur du SNR est élevée, meilleure est la qualité d'image objective.

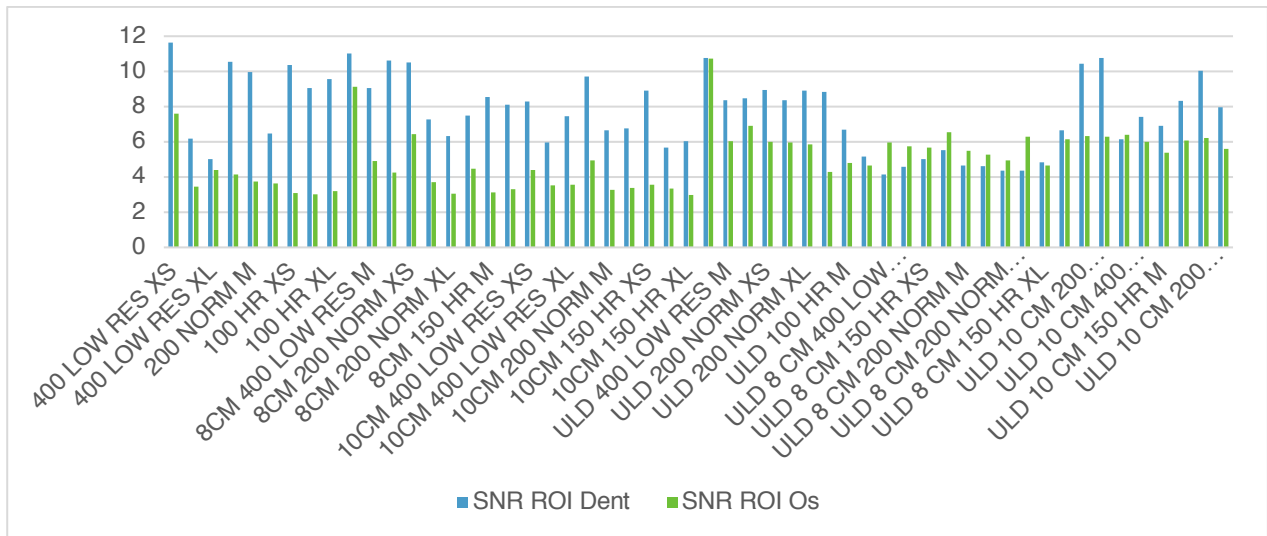


Figure 52 Graphique présentant les SNR des ROI os et dent pour chaque protocole d'exposition de l'étude

1.2.1) SNR des protocoles d'expositions non ULD :

Pour les protocoles d'expositions normaux, le SNR ROI Os était en moyenne de **4/ 4,7** et **3,6** pour les petit, moyen et grand champs respectivement.

Le SNR ROI dent était en moyenne de **8,7/ 8,7** et **7,2** pour les champs petit, moyen et grand respectivement.

1.2.2) SNR des protocoles d'expositions ULD :

Pour les protocoles d'expositions ULD, le SNR ROI Os était en moyenne de **6,1/ 5,6** et **6,1** pour les champs petit, moyen et grand respectivement.

Le SNR ROI Dent était en moyenne de **8,3/ 4,7** et **8,3** pour les champs petit, moyen et grand respectivement.

1.2.3) Comparaison des SNR entre les protocoles normaux et ULD :

La moyenne des SNR ROI os tous champs confondus, en séquences normales est de **4,1** contre **5,9** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk) et montre **une différence statistiquement significative** : $t(26) = -7,171$ $p < 0,0001$.

La moyenne des SNR ROI dent tous champs confondus, en séquences normales est de **8,26** contre **7,08** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk) et montre **une différence statistiquement significative** : $t(27) = 2,118$ $p = 0,044$.

Ainsi en moyenne, l'utilisation d'un protocole ULD permet d'obtenir une qualité d'image objective meilleure que celle obtenue avec un protocole normal pour la ROI Os pour tous champs confondus.

A contrario la qualité d'image objective est meilleure avec protocole normal pour la ROI dent qu'avec un protocole ULD pour tous champs confondus.

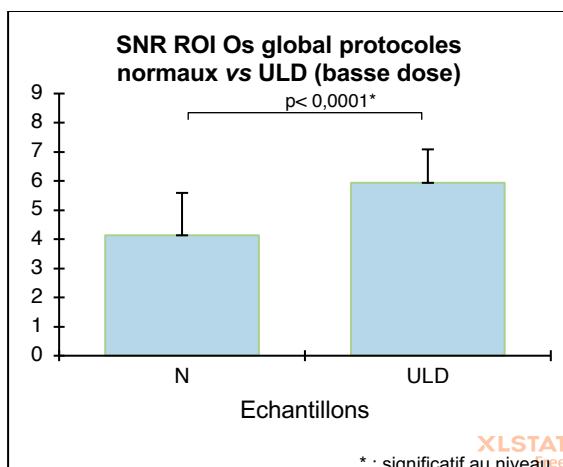


Figure 53 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Os entre les protocoles normaux et ULD pour tous champs confondus

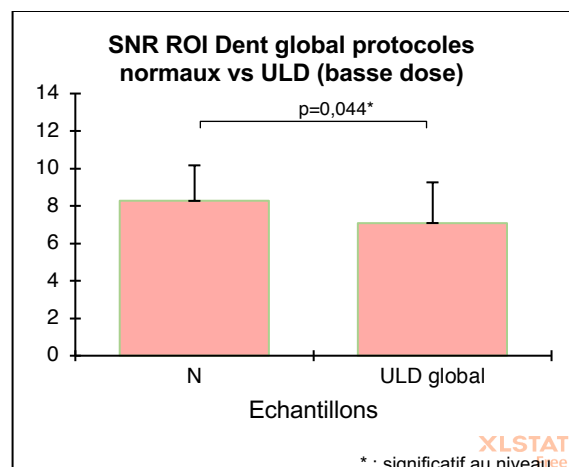


Figure 54 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Dent entre les protocoles normaux et ULD pour tous champs confondus

1.2.4) Comparaison des SNR entre normal et ULD des petits champs :

La moyenne des SNR ROI Os pour les petits champs en séquences normales est de **4,03** contre **6,13** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et montre **une différence significative** : $t(8) = -10,65$ $p < 0,0001$.

La moyenne des SNR ROI dent pour les petits champs en séquences normales est de **8,76** contre **8,28** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et **ne montre pas une différence** statistiquement significative : $t(8) = 0,55$ $p = 0,597$.

Ainsi en moyenne, l'utilisation d'un protocole ULD permet d'obtenir une qualité d'image objective meilleure que celle obtenue avec un protocole normal pour la ROI Os pour les petits champs.

A contrario la qualité d'image objective pour la ROI Dent est de même niveau que l'on utilise un protocole normal ou ULD pour les petites champs.

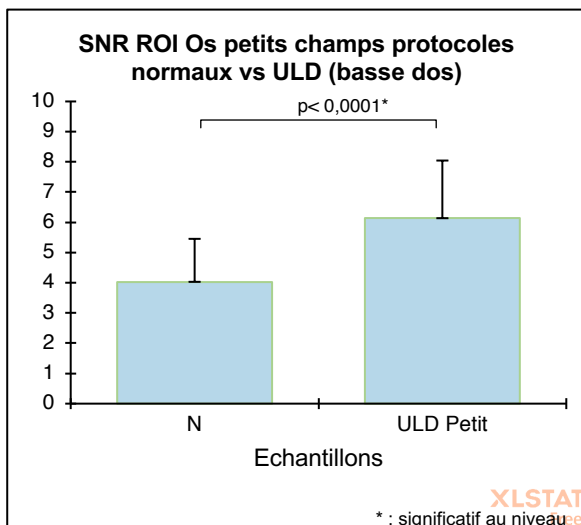


Figure 55 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Os entre les protocoles normaux et ULD pour les petits champs

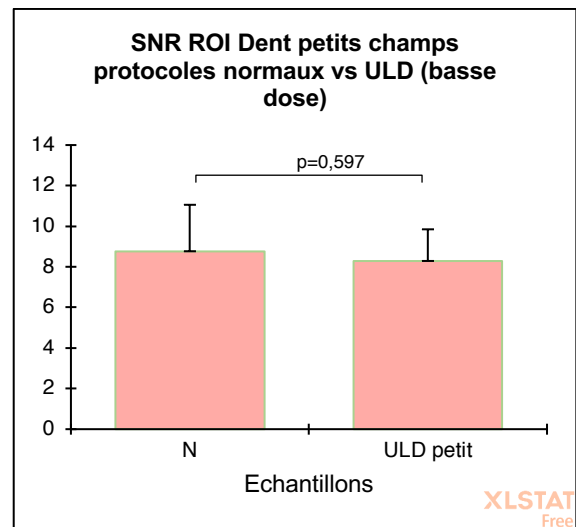


Figure 56 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Dent entre les protocoles normaux et ULD pour tous les petits champs

1.2.5) Comparaison des SNR entre normal et ULD des champs moyens :

La moyenne des SNR ROI Os pour les champs moyens en séquences normales est de **4,7** contre **5,6** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et **ne montre pas une différence statistiquement significative** : $t(8) = -1,558$ $p = 0,158$.

La moyenne des SNR ROI Dent pour les champs moyens en séquences normales est de **8,74** contre **4,7** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et montre **une différence significative** : $t(8) = 6,76$ $p = 0$.

Ainsi en moyenne, l'utilisation d'un protocole normal ou ULD permet d'obtenir une qualité d'image objective de même niveau pour la ROI Os pour les champs moyens.

A contrario la qualité d'image objective est meilleure avec protocole normal pour la ROI dent qu'avec un protocole ULD pour les champs moyens.

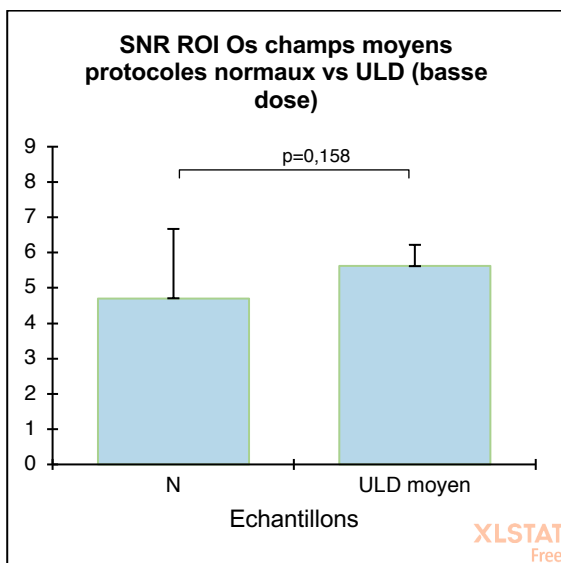


Figure 57 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Os entre les protocoles normaux et ULD pour les champs moyens

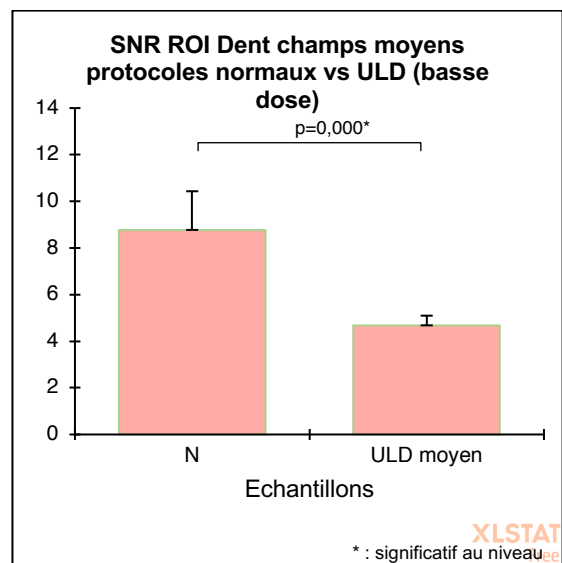


Figure 58 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Dent entre les protocoles normaux et ULD pour les champs moyens

1.2.6) Comparaison des SNR entre normal et ULD des grands champs :

La moyenne des SNR ROI Os pour les grands champs en séquences normales est de **3,66** contre **6,048** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et montre **une différence significative** : $t(8) = -13,243$ $p < 0,0001$.

La moyenne des SNR ROI Dent pour grands champs en séquences normales est de **7,27** contre **8,28** pour les séquences en basse dose ULD.

Cette différence a été testée avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité et **ne montre pas une différence** statistiquement significative : $t(8) = -2,268$ $p = 0,053$.

Ainsi en moyenne, l'utilisation d'un protocole ULD permet d'obtenir une qualité d'image objective meilleure que celle obtenue avec un protocole normal pour la ROI Os pour les grands champs.

A contrario la qualité d'image objective pour la ROI Dent est de même niveau que l'on utilise un protocole normal ou ULD pour les grands champs.

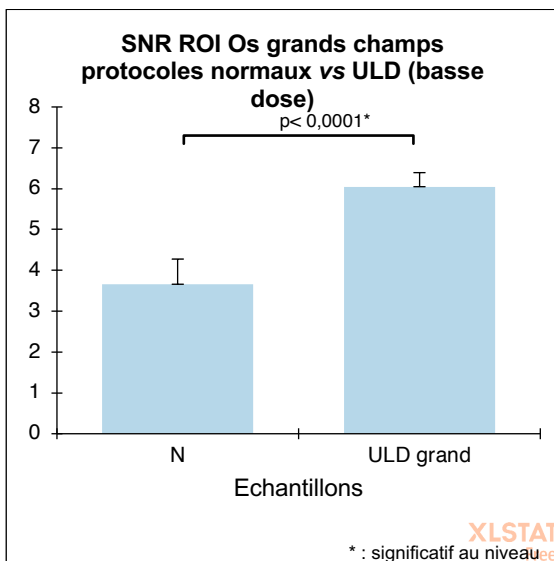


Figure 59 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Os entre les protocoles normaux et ULD pour tous les grands champs

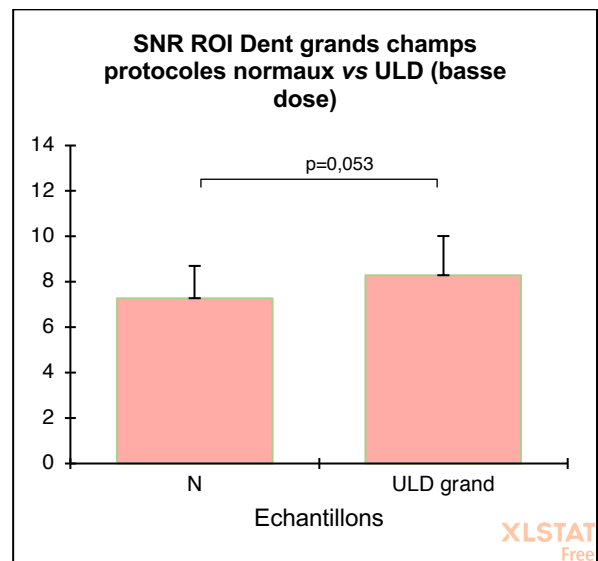


Figure 60 Comparaison de la moyenne des SNR de la ROI Dent entre les protocoles normaux et ULD pour les grands champs

1.3) Évaluation subjective :

1.3.1) Évaluation os :

Pour l'évaluation de l'os, les volumes sélectionnés sont ceux qui ont obtenu un score de 3 minimum aux items os cortical, os trabéculaire et canal mandibulaire lors de l'évaluation subjective.

15 volumes ont été sélectionnés dont 4 ont obtenu un score moyen de 4.

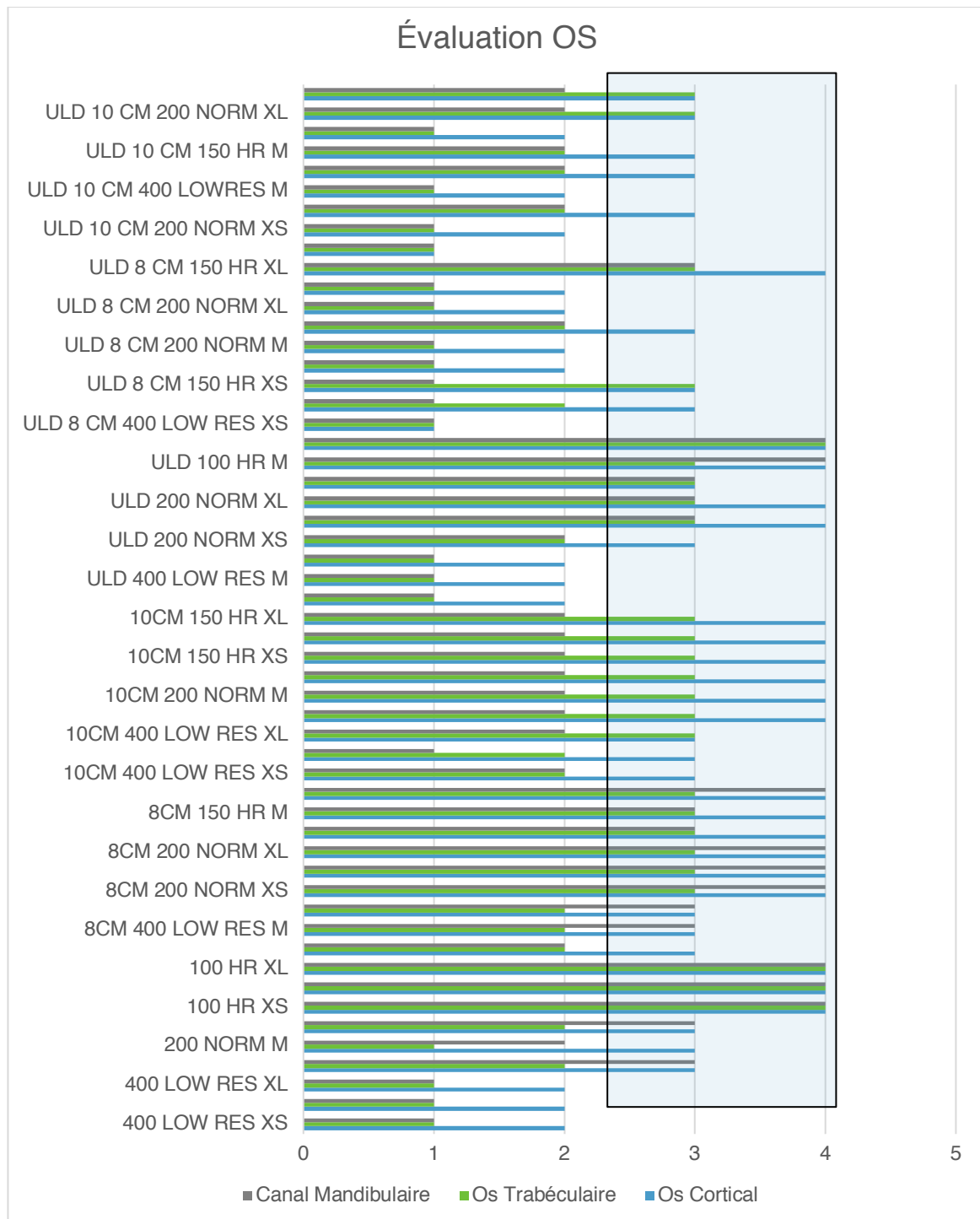


Figure 61 Graphique présentant les scores de l'évaluation subjective attribués à chaque volume pour les items en relation avec l'évaluation de l'os

1.3.2) Comparaison des scores de l'évaluation subjective pour l'évaluation de l'os entre les protocoles normaux et ULD pour chaque taille de champ :

Pour l'item « Os corticale », les différences des moyennes des scores ont été testées avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk). Des différences statistiquement significatives ont été notées entre les protocoles normaux et ULD pour les groupes global, champs moyens et grands champs en faveur des protocoles normaux. Une différence statistiquement non significative a été notée pour le groupe petits champs en faveur des protocoles ULD.

Taille Champ	Moyennes des scores (Normale/ ULD)	Test t- Student
Global	Normal : 3,444 ULD : 2,667	t(26) = 4,77 p<0,0001
Petit	Normal : 3,000 ULD : 3,111	t(8)= -0,555 p=0,594. (NS)
Moyen	Normal : 3,667 ULD : 2,444	t(8)=5,56 p=0,001
Grand	Normal : 3,667 ULD : 2,444	t(8)=8,315 p<0,0001

Figure 62 Tableau présentant la comparaison des scores de l'évaluation subjective entre normal et ULD pour l'item « os cortical »

Pour l’item « Os trabéculaire», les différences des moyennes des scores ont été testées avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk). Des différences statistiquement significatives ont été notées entre les protocoles normaux et ULD pour les groupes global, champs moyens et grands champs en faveur des protocoles normaux. Une différence statistiquement non significative a été notée pour le groupe petits champs en faveur des protocoles ULD.

Taille Champ	Moyennes des scores (Normale/ ULD)	Test t- Student
Global	Normal : 2,556 ULD : 1,926	t(26)= 3,533 p=0,002
Petit	Normal : 2,222 ULD : 2,333	t(8) = -0,359 p=0,729 (NS)
Moyen	Normal : 2,667 ULD : 1,667	t(8)=4,24 p=0,003
Grand	Normal : 2,778 ULD : 1,778	t(8)= 4,24 p=0,003

Figure 63 Tableau présentant la comparaison des scores de l'évaluation subjective entre normal et ULD pour l'item « os trabéculaire »

Pour l'item « Canal mandibulaire », les différences des moyennes des scores ont été testées avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk). Des différences statistiquement significatives ont été notées entre les protocoles normaux et ULD pour les groupes global et champs moyens en faveur des protocoles normaux. Des différences statistiquement non significatives ont notées pour les groupe petits champs et grands champs en faveur des protocoles normaux.

Taille Champ	Moyennes des scores (Normale/ ULD)	Test t- Student
Global	Normal : 2,593 ULD : 1,778	t(26)=3,937 p= 0,001
Petit	Normal : 2,55 ULD : 2,44	t(8)= 0,555 p=0,59 (NS)
Moyen	Normal : 3,33 ULD : 1,33	t(8)=6,92 p=0
Grand	Normal : 1,88 ULD : 1,55	t(8)=2 p=0,081 (NS)

Figure 64 Tableau présentant la comparaison des scores de l'évaluation subjective entre normal et ULD pour l'item « canal mandibulaire »

1.3.3) Diagnostic endodontique :

Pour l'item en relation avec le diagnostic endodontique, 25 protocoles ont été sélectionnés dans lesquels 18 ont obtenu un score de 3 et 7 un score de 4.

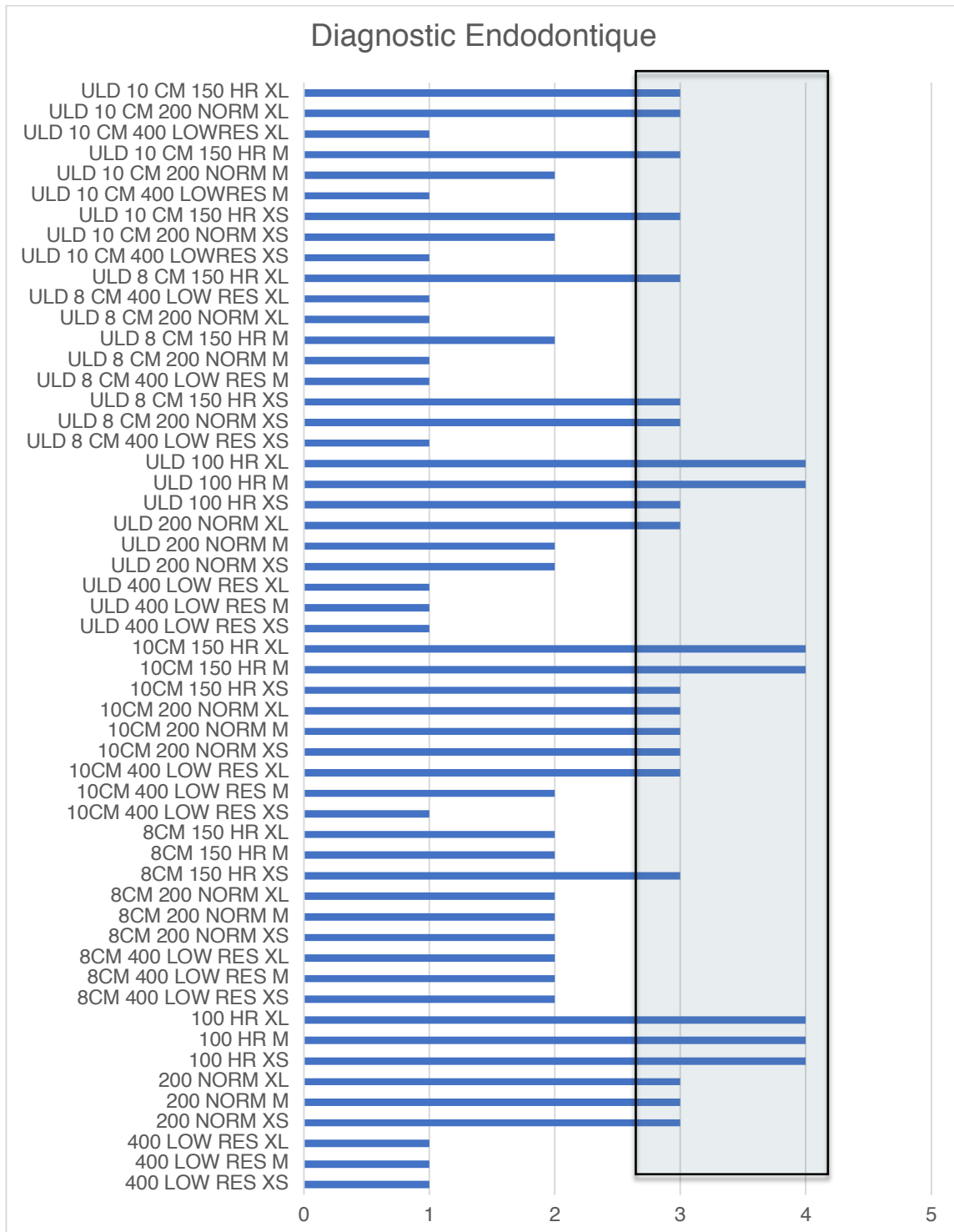


Figure 65 Graphique présentant les scores de l'évaluation subjective attribués à chaque volume pour l'item du diagnostic endodontique

1.3.4) Comparaison des scores de l'évaluation subjective pour le diagnostic endodontique entre les protocoles normaux et ULD pour chaque taille de champ :

Pour l'item « Diagnostic endodontique », les différences des moyennes des scores ont été testées avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk).

Des différences statistiquement significatives ont été notées entre les protocoles normaux et ULD pour les groupes global et grands champs en faveur des protocoles normaux.

Des différences statistiquement non significatives ont été notées pour les groupe petits champs et champs moyens en faveur des protocoles normaux.

Taille Champ	Moyennes des scores (Normale/ ULD)	Test t- Student
Global	Normal : 2,556 ULD : 2,074	t(26)=3,574 p=0,001
Petit	Normal : 2,66 ULD : 2,33	t(8)=2 p=0,08 (NS)
Moyen	Normal : 2,11 ULD : 1,77	t(8) = 1,155 p=0,282 (NS)
Grand	Normal : 2,88 ULD : 2,11	t(8)= 3,5 p = 0,008

Figure 66 Tableau présentant la comparaison des scores de l'évaluation subjective entre normal et ULD pour l'item « diagnostic endodontique »

1.3.5) Planification implantaire :

Pour l'item en relation avec la planification implantaire, 34 protocoles ont été sélectionnés dans lesquels 11 ont obtenu un score de 3 et 23 un score de 4.

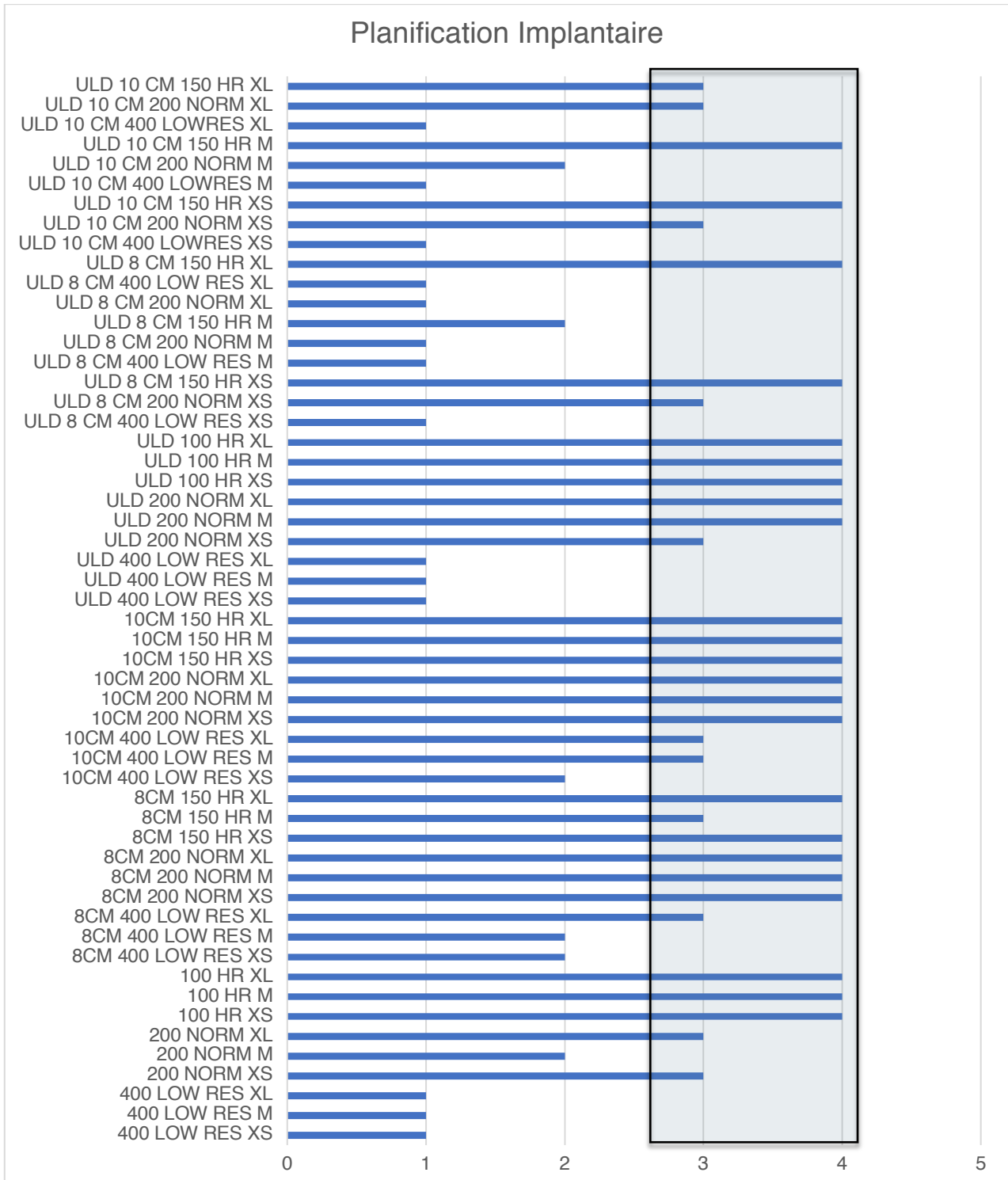


Figure 67 Graphique présentant les scores de l'évaluation subjective attribués à chaque volume pour l'item de la planification implantaire

1.3.6) Comparaison des scores de l'évaluation subjective pour la planification implantaire entre les protocoles normaux et ULD pour chaque taille de champ :

Pour l'item « Planification implantaire », les différences des moyennes des scores ont été testées avec un test t pour échantillons appariés après vérification de la normalité (test de Shapiro Wilk).

Des différences statistiquement significatives ont été notées entre les protocoles normaux et ULD pour les groupes global et champs moyens en faveur des protocoles normaux ainsi que pour les grands champs en faveur des protocoles ULD.

Une différence statistiquement non significative a été notée pour le groupe petits champs en faveur des protocoles normaux.

Taille Champ	Moyennes des scores (Normale/ ULD)	Test t Student
Global	Normal : 3,148 ULD : 2,444	t(26) = 3,215 p=0,003
Petit	Normal : 3,554 ULD : 2,444	t(8)= -1,41 p = 0,195 (NS)
Moyen	Normal : 3,333 ULD : 2,00	t(8)=3,578 p=0,007
Grand	Normal : 2,556 ULD : 2,889	t(8)=4,264 p=0,003

Figure 68 Tableau présentant la comparaison des scores de l'évaluation subjective entre normal et ULD pour l'item « planification implantaire »

1.3.7) Variabilité intra-examineur de l'évaluation subjective :

Pour chaque items de l'évaluation subjective, un kappa de Cohen a été calculé afin de mettre en évidence le degrés d'accord de l'examineur unique entre deux sessions d'évaluation.

L'interprétation du kappa de Cohen se fait de la manière suivante :

- < 0 : Désaccord
- 0.0 - 2.0 : Accord très faible
- 0.21 - 0.40 : Accord faible
- 0.41 - 0.60 : Accord modéré
- 0.61 - 0.80 : Accord fort
- 0.81 – 1.00 : Accord presque parfait

	Os Cortical	Os trabéculaire	Canal mandibulaire	Diagnostic Endodontique	Planification Implantaire
Kappa	0.87786	0.72028	0.82857	0.77778	0.90960
SE	0.08425	0.10925	0.10187	0.14455	0.06164
ic 95%	0.71273 to 1	0.50614 to 0.93442	0.62890 to 1	0.57286 to 0.98269	0.78879 to 1.00000

Figure 69 Tableau des kappas de Cohen pour chaque item de l'évaluation subjective

1.4) Sélection des volumes ayant reçu un score minimum de 3 à l'évaluation subjective :

Pour les protocoles normaux, les groupes des volumes sélectionnés pour l'évaluation de l'os, le diagnostic endodontique et la planification implantaire, la dose est en moyenne de **736, 849** et **839** mGy.cm² respectivement.

Pour les protocoles ULD, les groupes des volumes sélectionnés pour l'évaluation de l'os, le diagnostic endodontique et la planification implantaire, la dose est en moyenne de **157, 170** et **147** mGy.cm² respectivement.

Évaluation Os		Diagnostic Endodontique		Planification Implantaire	
Normal		Normal		Normal	
200 NORM XS	233,8	200 NORM XS	233,8	200 NORM XS	233,8
200 NORM M	435	200 NORM M	435	200 NORM XL	543,8
200 NORM XL	543,8	200 NORM XL	543,8	100 HR XS	329,3
100 HR XS	329,3	100 HR XS	329,3	100 HR M	609,1
100 HR M	609,1	100 HR M	609,1	100 HR XL	609,1
100 HR XL	609,1	100 HR XL	609,1	8CM 400 LOW RES XL	407,7
10CM 200 NORM XS	622	10CM 200 NORM XS	622	8CM 200 NORM XS	398,1
10CM 200 NORM M	1157,4	10CM 200 NORM M	1157,4	8CM 200 NORM M	740,7
10CM 200 NORM XL	1446,7	10CM 200 NORM XL	1446,7	8CM 200 NORM XL	925,9
10CM 150 HR XS	875,6	10CM 150 HR XS	875,6	8CM 150 HR XS	560,4
10CM 150 HR M	2024,3	10CM 150 HR M	2024,3	8CM 150 HR M	1156,8
10CM 150 HR XL	1807,5	10CM 150 HR XL	1807,5	8CM 150 HR XL	1299,5
8CM 150 HR XS	560,4	10CM 150 HR XL	1807,5	10CM 400 LOW RES M	411,2
				10CM 400 LOW RES XL	637,1
				10CM 200 NORM XS	622
				10CM 200 NORM M	1157,4
				10CM 200 NORM XL	1446,7
				10CM 150 HR XS	875,6
				10CM 150 HR M	2024,3
				10CM 150 HR XL	1807,5
ULD		ULD		ULD	
ULD 200 NORM M	81,2	ULD 200 NORM XL	130,5	ULD 200 NORM XS	39,5
ULD 200 NORM XL	130,5	ULD 100 HR XS	61,5	ULD 200 NORM M	81,2
ULD 100 HR XS	61,5	ULD 100 HR M	130,5	ULD 200 NORM XL	130,5
ULD 100 HR M	130,5	ULD 100 HR XL	203	ULD 100 HR XS	61,5
ULD 100 HR XL	203	ULD 8 CM 200 NORM XS	67,3	ULD 100 HR M	130,5
ULD 8 CM 150 HR XL	339,3	ULD 8 CM 150 HR XS	105,1	ULD 100 HR XL	203
		ULD 8 CM 150 HR XL	339,3	ULD 8 CM 200 NORM XS	67,3
		ULD 10 CM 150 HR XS	98,5	ULD 8 CM 150 HR XS	105,1
		ULD 10 CM 150 HR M	205,3	ULD 8 CM 150 HR XL	339,3
		ULD 10 CM 200 NORM XL	208,3	ULD 10 CM 200 NORM XS	63,1
		ULD 10 CM 150 HR XL	318,1	ULD 10 CM 150 HR XS	98,5
				ULD 10 CM 150 HR M	205,3
				ULD 10 CM 200 NORM XL	208,3
				ULD 10 CM 150 HR XL	318,1

Figure 70 Tableau de la sélection des volumes ayant reçu un score minimum de 3 à l'évaluation subjective, associé à leur dose

V/ Discussion :

- Cette étude a été réalisée in vitro sur une mandibule humaine ayant pour caractéristiques des dents ne présentant aucune lésion carieuse ou restauration coronaire. Cette mandibule ne présente ni fracture osseuse, ni lésion osseuse et ni implant. Ces points sont importants car lorsqu'ils sont présents, ils peuvent engendrer des artefacts notamment pour les restaurations métalliques, les implants ou les plaques d'ostéosynthèses. Ceci aurait pu engendrer des images de moins bonne qualité objective comme subjective. (Haute Autorité de santé 2009) (Lindfors et al. 2017)(Pauwels et al. 2012b) (Lofthag-Hansen et al. 2011)
- Lors de cette étude nous nous sommes focalisés volontairement sur une mandibule. En effet, d'une manière générale la mandibule présente un os cortical plus épais que celui d'un maxillaire, les paramètres d'expositions doivent donc être plus élevés afin d'obtenir une qualité d'image satisfaisante. Ce faisant, les résultats des doses peuvent être plus élevés à la mandibule par rapport au maxillaire pour une même qualité d'image recherchée. (Kim et al. 2014) (Ludlow et al. 2015) (Lofthag-Hansen et al. 2011)
- Nos résultats confirment ce qui est intuitif, c'est à dire que la taille du champ d'exposition a un effet sur le niveau de la dose finale, la dose moyenne pour tous les protocoles normaux confondus est de 1020, 653 et 358 mGy.cm² pour les grands, moyens et petits champs respectivement. Bien sûr plus la taille du champ est grande plus le volume de tissu exposé aux rayons est important. Ce faisant, la dose le sera tout autant. Il est donc primordial de sélectionner une taille de champ la plus petite possible en cohérence avec l'indication clinique posée. Ce constat rejoint celui de la méta-analyse de (Ludlow et al. 2015) dans laquelle il a été noté que lorsque la taille du champ diminue la dose fait de même et que cette différence est significative entre les petits champs et les champs moyens et grands mais qu'elle ne l'est pas entre les champs moyens et grands. Le choix, cohérent avec la question clinique, de la taille du champ de vue (FOV) est donc la première étape essentielle dans le processus du respect du concept ALADA.

➤ La sélection d'un protocole ULD dans un but d'optimisation de la dose s'est confirmée dans les résultats de cette étude. En effet pour toutes les tailles de champ confondues, l'utilisation d'un protocole ULD permet de diviser la moyenne de la dose par un facteur de 6. Pour les petits, moyens et grands champs les facteurs étaient de 4,5, 5 et 8 respectivement. Ces résultats sont comparable à ceux que l'on retrouve dans la méta-analyse de (Ludlow et al. 2015) où ils ont relevé que pour une même taille de champ la dose peut varier alors d'un facteur 15 en fonction du protocole d'exposition sélectionné.

➤ D'un point de vue de l'évaluation subjective, l'évaluation de l'os qui regroupe les items « os cortical », « os trabéculaire » et « canal mandibulaire » met en évidence une différence significative des moyennes des scores 3 et 4 en faveur des protocoles normaux lors du choix d'un moyens et grands champs.

En effet lorsque l'on compare les images d'un même volume à résolution fixe, on observe que l'image est plus lissée avec un protocole ULD qu'avec un protocole normal. Ceci conduit à une diminution des détails de l'image au niveau de l'os trabéculaire et du canal mandibulaire. Le protocole ULD n'est donc pas envisageable pour l'évaluation fine de l'os pour les moyens et grands champs avec une résolution normale (200 μm).

A contrario aucune différence statistiquement significative est à noter entre les moyennes des scores entre le protocole normal et ULD pour les petits champs. Il est donc préférable de proposer de sélectionner un protocole ULD pour les petits champs car pour une haute résolution (100 μm) proposée, l'ULD permet à la fois d'optimiser la dose et assure une qualité d'image de même niveau que le protocole normal.

➤ Pour la planification implantaire, des différences statistiquement significatives ont été notées entre les moyennes du score de l'évaluation subjective en faveur des protocoles normaux pour les champs moyens et en faveur des protocoles ULD pour les grands champs.

En effet le même constat est fait que pour l'évaluation de l'os lorsque l'on compare les images entre protocole ULD et normal, l'ULD a tendance à « lisser » les images pour les champs moyens.

A contrario aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre les moyennes du score entre le groupe ULD et normal pour les petits champs, nous proposons donc de sélectionner un protocole ULD pour une planification implantaire unitaire afin de respecter le concept ALADA. En effet une résolution normale (200 μm) est nécessaire pour obtenir un score de 4 avec un petit champ. Lorsqu'on compare les doses entre les groupe normal et ULD pour cette résolution fixée, nous passons d'une dose moyenne de 688 à 83 mGy.cm².

D'après nos résultats, l'utilisation d'un protocole ULD dans un but d'optimiser la dose finale est donc compatible avec l'obtention d'une qualité d'image subjective suffisante un diagnostic pour certaines indications. Ceci rejoint, en partie, les résultats de l'étude de Ludlow et Walker (2013) qui ont mis en évidence que la sélection d'un protocole basse dose permet une baisse significative de la dose accompagnée d'une baisse significative de la qualité subjective des images mais ces qualités d'image n'étaient pas suffisantes pour l'ensemble des diagnostics.

- En vue d'applications endodontiques, le passage d'un champ moyen à un petit champ permet un gain du score de qualité pour tous protocoles confondus. Ceci sous-entend que la qualité d'image subjective augmente lorsque le champ diminue. En effet lorsque la taille du champ diminue, la taille du voxel diminue pour une résolution fixe, nous le constatons dans l'arbre décisionnel, pour le diagnostic endodontique, dans lequel la taille du voxel passe de 150 μm à 100 μm . La qualité de l'image augmente, le score passe ainsi de 3 à 4 pour l'évaluation subjective lorsqu'on compare un champ moyen à un petit champ pour une haute résolution.

Ce constat a également été dressé dans l'étude de Lofthag-Hansen et al. (2011) dans laquelle les auteurs ont conclu qu'un champ de 4x4cm présente une meilleure qualité d'image subjective qu'un champ de 6x6cm lors d'un diagnostic endodontique ou une planification implantaire.

- Lors de l'analyse des volumes ayant obtenu un score supérieur ou également à 3 à l'évaluation subjective pour le diagnostic endodontique, nous constatons que les volumes sélectionnés présentent des protocoles d'expositions avec des caractéristiques ayant des tailles de voxel inférieures ou égales à 200 μm et des modes de résolution allant de Normale à Haute Résolution. En effet le complexe dentino-pulpaire est composé à la fois d'un volume radio-opaque qui est la dentine et d'un volume radio-claire qui est la pulpe. La limite entre ces deux volumes peut être très fine et doit pouvoir être vue pour permettre un diagnostic. C'est pour cela qu'il est nécessaire de sélectionner des hautes résolutions avec des tailles de voxel inférieures à 150 μm afin d'obtenir une qualité d'image suffisante ce qui est conforme aux recommandations conjointes de l'American Association of Endodontists et de l'American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology de 2015 ou celles de l'European Society of Endodontology de 2019. Ceci rejoint les résultats de l'étude de (Alqerban et al. 2011) dans laquelle les auteurs ont conclu que le diagnostic des résorptions radiculaire nécessite une qualité d'image élevée. De même Lofthag-Hansen et al. (2011) estiment que lors d'un diagnostic endodontique, les paramètres d'expositions doivent être plus élevés que ceux suffisants à une planification implantaire.

- Concernant le diagnostic endodontique, aucune différence statistiquement significative n'a été notée entre les moyennes du score des groupe protocole normal et ULD pour les petits champs et les champs moyens. Il est proposé de sélectionner une haute résolution (justifié dans le paragraphe précédent) associé à un protocole ULD pour les petits et moyens champs pour un diagnostic endodontique afin de respecter le concept ALADA.

Nous avons également choisi de ne pas proposer de grands champs pour le diagnostic endodontique. En effet la sélection d'une haute résolution est nécessaire pour ce dernier, ce qui aurait pour conséquence une augmentation importante des paramètres d'expositions donnera une dose finale très élevée mais surtout un temps d'exposition long (22 secondes) entraînant un possible artefact de mouvement ruinant toute tentative de diagnostic fin.

- D'un point de vue de l'évaluation objective, la sélection d'un protocole ULD permet d'obtenir une qualité d'image objective supérieure à un protocole normal pour certains champs et ROI. En effet, la valeur des moyennes du SNR de la ROI Os est plus élevée avec protocole ULD par rapport à celle d'un protocole normal avec une différence statistiquement significative pour les groupes « petits » et « grands ». Ceci s'explique par le fait que les petits champs génèrent du bruit causé par le système du CBCT lors d'un protocole normale. Le protocole ULD a quant à lui tendance à « lisser » les images et donc diminue le bruit intrinsèque par rapport au protocole normale, ce qui génère une augmentation du SNR pour le groupe ULD.

- C'est d'ailleurs une des parades utilisées par les praticiens radiologues de combiner plusieurs voxels (binning) en augmentant l'épaisseur des coupes examinées en post-traitement. Ainsi, si l'information fine, mais bruitée, est toujours disponible informatiquement (100microns) le fait de coupler les voxels permet d'augmenter la valeur du signal par rapport au bruit de fond, ce qui pour l'œil humain devient alors plus interprétable.

Concernant les grands champs la réflexion est la même mais le bruit est causé par la projection conique des rayons X lors de l'exposition.

- Concernant la ROI Dent, la valeur des moyennes du SNR est supérieure pour un protocole normal par rapport à un protocole ULD avec une différence statistiquement significative pour le groupe « champs moyens ». En effet les contrôle qualité périodiques sont réalisé à l'aide d'un fantôme qui doit être soumis à un champ moyen et un protocole normal. L'appareil est donc optimisé pour cette association afin de donner un SNR le plus élevé possible lors des contrôles qualités. C'est pour cela que les moyennes du SNR du protocole normal sont supérieures aux valeurs ULD pour les champs moyens.

Pour le reste, aucune différence statistiquement significative a été noté pour la valeur des moyennes du SNR entre les protocoles ULD et normaux, cela implique que la qualité d'image objective est en moyenne de même niveau entre un protocole normal et ULD pour les champs moyens de la région osseuse et les champs petits et grands de la région dentaire.

Il est important de préciser que le SNR se base sur des critères purement informatiques et non cliniques. Ceux-ci ne prévalent pas de la qualité d'image subjective pour analyse humaine.

C'est pour cela qu'il a été fait le choix de s'appuyer sur les résultats de l'évaluation subjective pour l'élaboration de nos trois arbres décisionnels.

Ces résultats rejoignent en partie ceux de l'étude de (Ludlow et Walker 2013) qui montre qu'une diminution significative de la dose, avec la sélection d'un protocole ULD, s'accompagne d'une diminution significative de la qualité d'image. Dans notre étude, ceci est vrai pour la taille de champs moyen en région dentaire, il faut également noter que dans leur étude ils utilisent le CNR et la FTM pour l'évaluation objective des images alors que nous nous utilisons le SNR. Les auteurs ont tout de même conclu que l'optimisation de la dose n'est pas incompatible avec une qualité d'image permettant certains diagnostics.

- Il a également été relevé que la valeur des moyennes du SNR lors de protocoles normaux était plus élevée pour la région dentaire (ROI Dent) par rapport à la région osseuse (ROI Os) pour les groupes petit, moyen et grand champs.

En effet elles sont en moyenne de 8,7/ 8,7 et 7,2 pour les champs petit, moyen et grand respectivement en région dentaire et 4/ 4,7 et 3,6 pour les petit, moyen et grand champs respectivement en région osseuse. Pour les protocoles ULD, on retrouve ceci pour les petit et grand champs (8,3 vs 6,1 et 8,3 vs 6,1). Ceci peut s'expliquer par le fait que la région dentaire est constituée par des éléments comme l'émail et la dentine qui sont des éléments à radio-opacité élevée et donc à haute densité. Nous retrouvons ce constat dans l'étude de (de Oliveira et al. 2017) dans laquelle les auteurs ont noté que plus l'objet est de haute densité plus le SNR est élevé.

Propositions d'un champ et d'un protocole d'exposition adaptés en fonction de l'indication posée :

Comment choisir une résolution en fonction du champ afin d'assurer une qualité d'image diagnostique pour l'indication posée ? Peut-on appliquer à ces associations un protocole ULD ? Comment respecter le concept ALADA, tout en étant assuré que la qualité des images ne se dégrade pas ?

Cette synthèse suit la démarche clinique de choix de la taille du champ en fonction de l'indication posée puis la sélection de la résolution a été effectué en s'appuyant sur les protocoles de l'étude qui ont reçu un score de 4 à l'évaluation subjective et ayant la dose la plus basse. Enfin le choix d'appliquer un protocole ULD ou non s'est appuyé sur les résultats des analyses statistiques de l'évaluation subjective de cette étude.

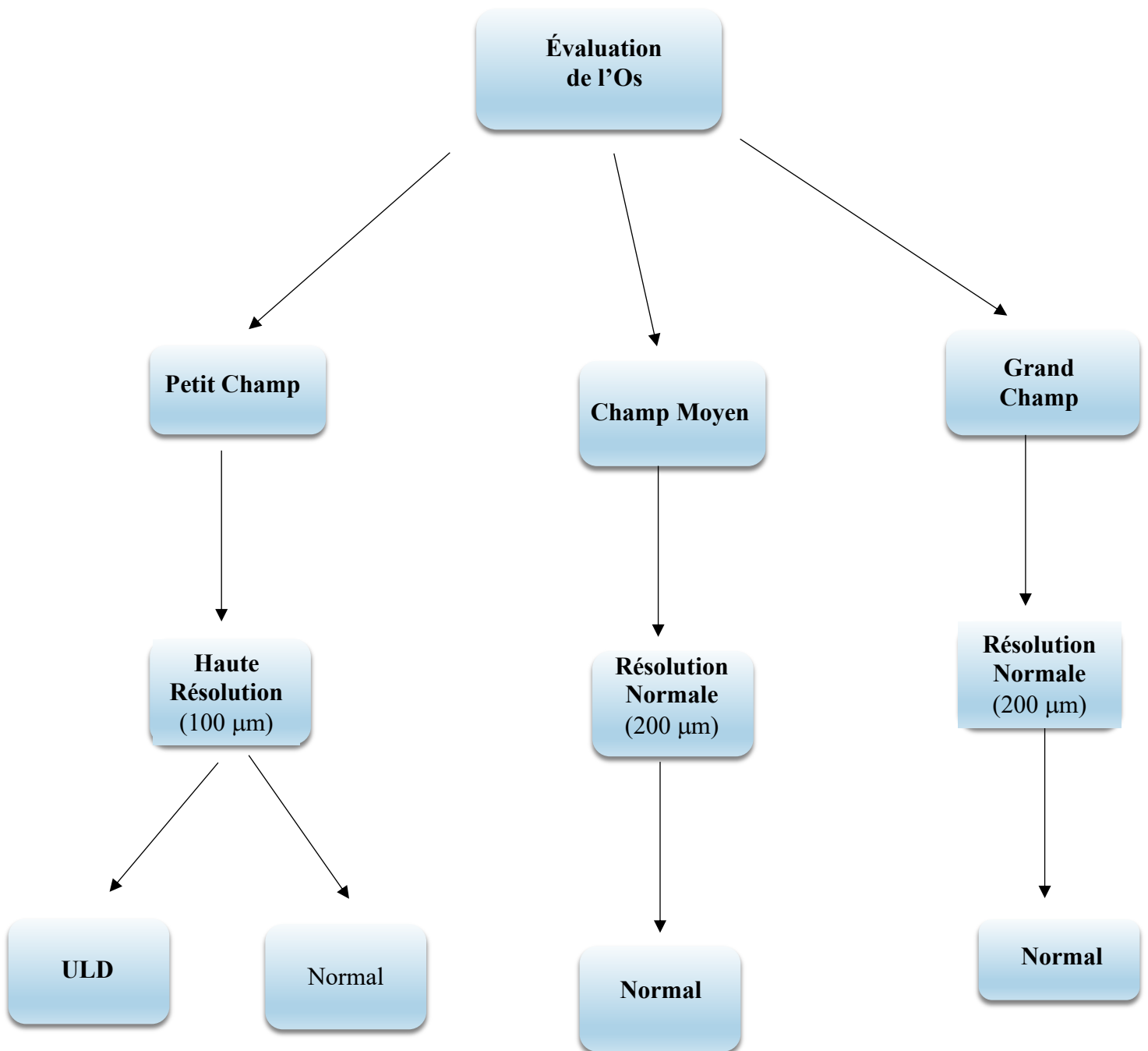


Figure 71 Arbre décisionnel pour le choix d'un champ, d'une résolution et d'un protocole (ULD ou non) lors d'une évaluation de l'os

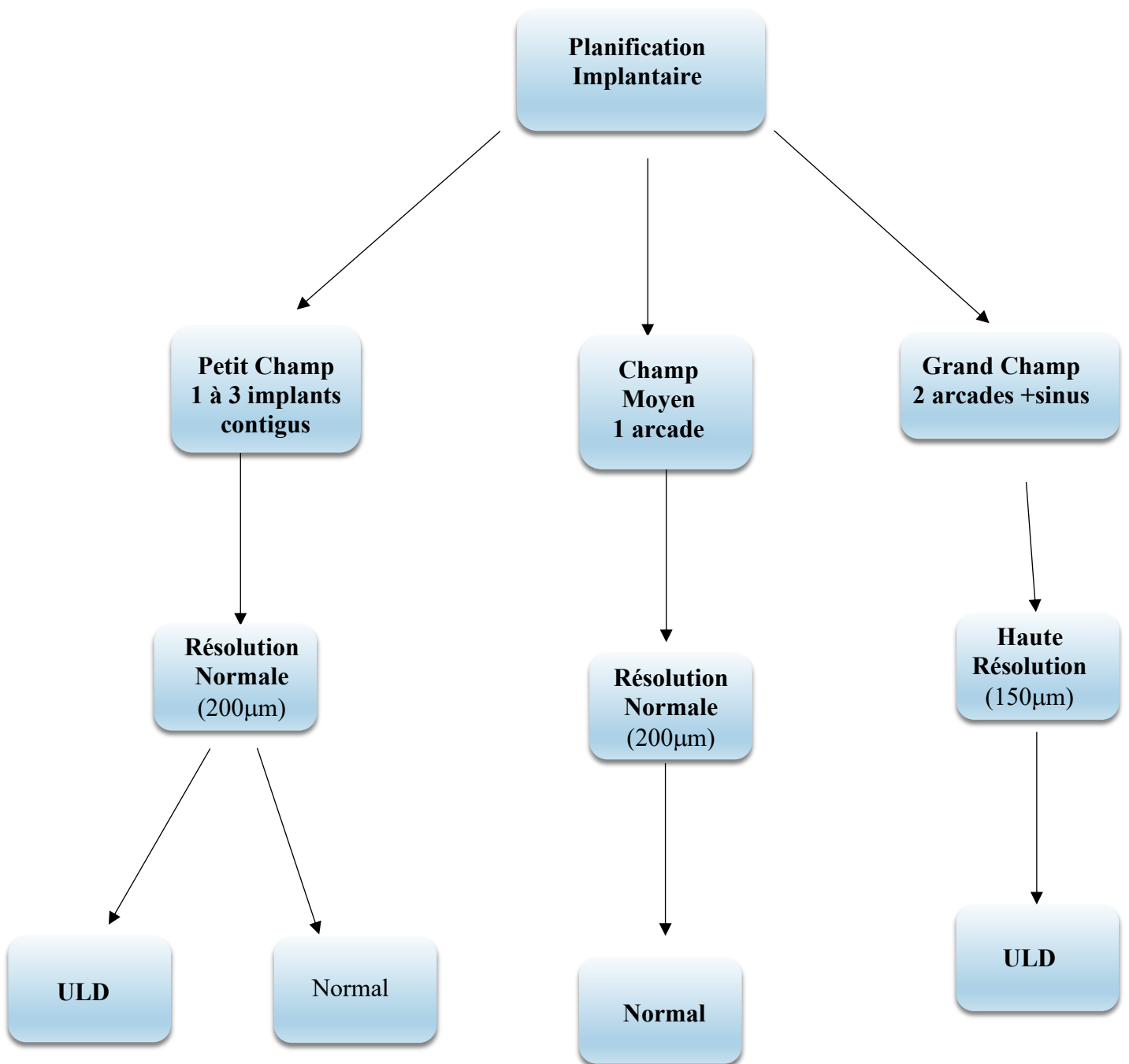


Figure 72 Arbre décisionnel pour le choix d'un champ, d'une résolution et d'un protocole (ULD ou non) lors d'une planification implantaire

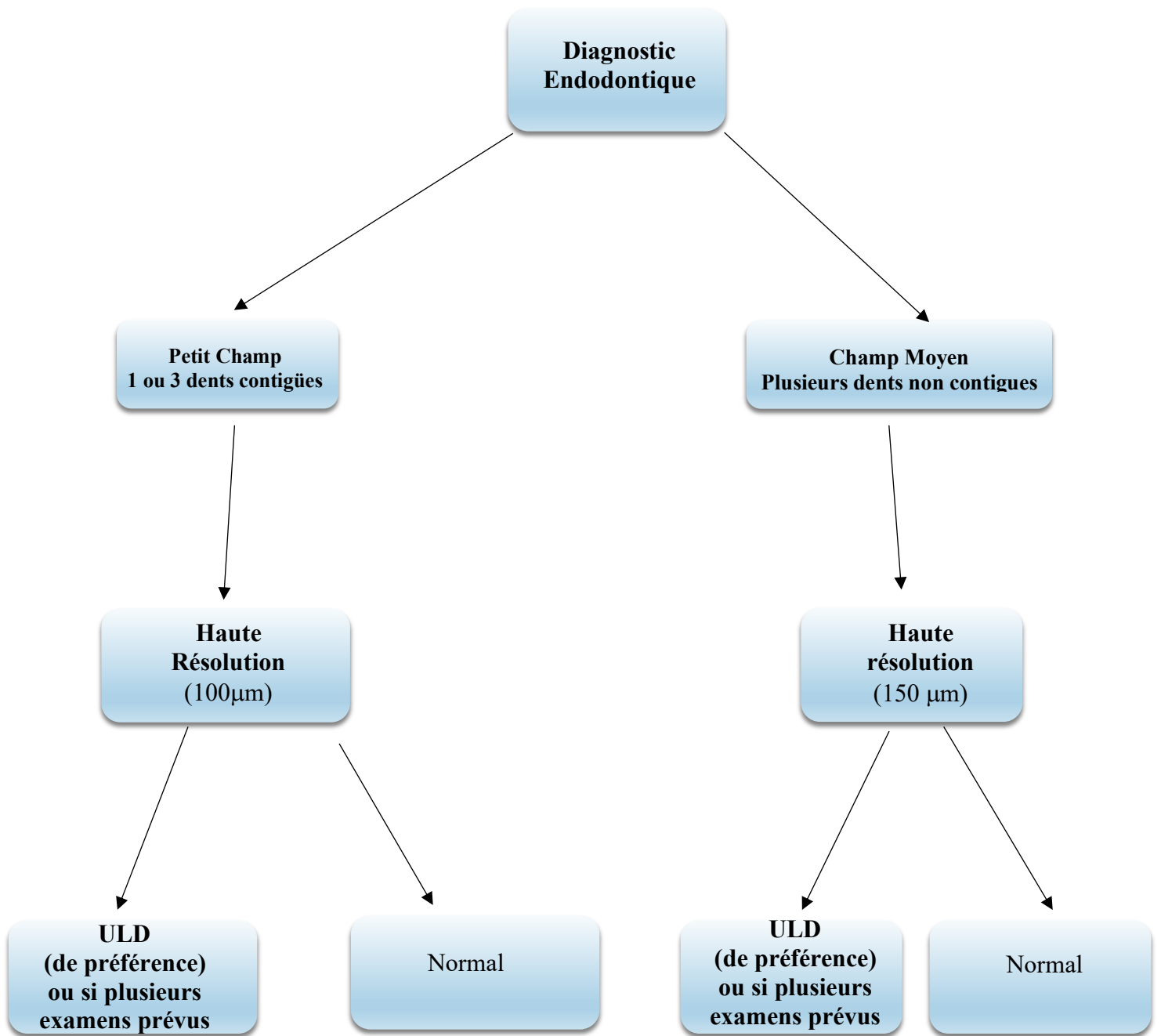


Figure 73 Arbre décisionnel pour le choix d'un champ, d'une résolution et d'un protocole (ULD ou non) lors d'un diagnostic endodontique.

Conclusion :

Avec l'essor du CBCT en odontologie et de l'élargissement de ses indications, il est important de garder à l'esprit que les principes de radioprotection doivent toujours être respectés.

De nombreuses études ont défini les principes des concepts ALARA puis ALADA par la suite. En effet, le premier visait à nous orienter lors de nos choix des paramètres d'expositions afin d'obtenir la dose la plus basse possible. Ceci pouvait conduire à des examens qui avaient une dose basse mais qui n'en demeuraient pas moins inexploitable car la qualité des images ne permettait pas de poser un diagnostic. C'est ainsi que le concept ALARA a été modifié en ALADA. Ce dernier préconise un bon choix des paramètres d'expositions en fonction de l'indication afin d'optimiser la dose finale mais également d'assurer l'obtention d'une qualité d'image permettant de poser un diagnostic. Force est de constater que très peu d'études proposent un panel de choix de paramètres d'expositions en fonction de l'indication posée afin de respecter la concept ALADA.

L'objectif de ce travail a été de mener une réflexion en s'appuyant sur les résultats d'une analyse objective et subjective de la qualité des images de 54 protocoles d'expositions qui ont été réalisés sur une mandibule humaine. Afin de proposer trois arbres décisionnels ; un pour l'évaluation de l'os, un pour le diagnostic endodontique et un pour la planification implantaire. Pour chacun le choix d'une résolution et d'un protocole ULD ou non est proposé en fonction de la taille du champ préalablement choisie. Ces associations proposées doivent permettre d'obtenir une qualité d'image permettant le diagnostic associé à une dose la plus basse possible.

Ils constituent une base de réflexion pour la mise en place d'une évaluation des pratiques professionnelles (EPP) au sein d'une unité hospitalière qui réalise un peu plus d'un millier de volumes CBCT par an et ce avec un appareil inscrit aux marchés publics de l'APHP depuis 2013 avec un cahier des charges de maintenance et de contrôles qualités rigoureux.

Les résultats ont permis de montrer que l'utilisation d'un protocole ULD n'est pas incompatible avec l'obtention d'une qualité d'image élevée pour certaines indications et taille de champ. Il n'est néanmoins pas possible de se passer d'un protocole normal lors de l'évaluation fine de l'os pour les moyens et grands champs notamment.

Toutefois il est important de prendre en compte que ce travail a été réalisé à l'aide d'une seule machine et uniquement sur une mandibule in vitro. Il serait intéressant de le réaliser sur plusieurs machines, afin de les comparer et en incluant un maxillaire.

Bibliographie :

- AAE and AAOMR joint position statement: use of cone beam computed tomography in endodontics 2015 update. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2015 ; 120: 508–12.
- Al-Okshi A, Lindh C, Salé H, Gunnarsson M, Rohlin M. Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br J Radiol*. 2015;88(1045):20140658.
- Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Nackaerts O, SEDENTEXCT Project Consortium, Willems G. Comparison of 6 cone-beam computed tomography systems for image quality and detection of simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. 2011;140(3):e129-139.
- Bai L, Li L, Su K, Bleyer A, Zhang Y, Ji P. 3D reconstruction images of cone beam computed tomography applied to maxillofacial fractures: A case study and mini review. *J X-Ray Sci Technol*. 2018;26(1):115-23.
- Bamba J, Ishida H, Araki K. A NEWLY DEVELOPED PHANTOM FOR PHYSICAL QUALITY ASSURANCE OF DENTAL CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY. *Radiat Prot Dosimetry*. 2019;183(3):303-11.
- Batra PS, Kanowitz SJ, Citardi MJ. Clinical Utility of Intraoperative Volume Computed Tomography Scanner for Endoscopic Sinonasal and Skull Base Procedures. *Am J Rhinol*. 2008;22(5):511-5.
- Batra PS, Manes RP, Ryan MW, Marple BF. Prospective evaluation of intraoperative computed tomography imaging for endoscopic sinonasal and skull-base surgery. *Int Forum Allergy Rhinol*. 2011;1(6):481-7.
- Bellaiche N, Méningaud J-P. Guide pratique du cone beam en imagerie dento-maxillaire. Malakoff: Éditions CdP; 2016.
- Bernardes RA, de Moraes IG, Húngaro Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2009;108(2):270-7.
- Boyer B, Cordoliani Y-S. Scanner et irradiation. EMC - Radiol Imag Médicale - Principes Tech - Radioprot. 2010;5(1):1-10.
- Bremke M, Wiegand S, Sesterhenn AM, Eken M, Bien S, Werner JA. Digital volume tomography in the diagnosis of nasal bone fractures. *Rhinology*. 2009;47(2):126-31.
- Cerini R, Faccioli N, Barillari M, De Iorio M, Carner M, Colletti V, et al. Bionic ear imaging. *Radiol Med (Torino)*. 2008;113(2):265-77.
- Choi J-W, Lee S-S, Choi S-C, Heo M-S, Huh K-H, Yi W-J, et al. Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2015;119(3):357-65.
- Durand E. Blondiaux E. Caractéristique d'une image médicale. Elsevier Masson; 2017.
- El Sahili N, David-Tchouda S, Thoret S, Nasseh I, Berberi A, Fortin T. Effect of Milliamperage Reduction on Pre-surgical Implant Planning Using Cone Beam Computed Tomography by Surgeons of Varying Experience. *J Maxillofac Oral Surg*. 2018;17(4):520-30.
- Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of Cone Beam Computed Tomography and Panoramic and Periapical Radiography for Detection of Apical Periodontitis. *J Endod*. 2008;34(3):273-9.

Estribeau Magali. Analyse et modélisation de la fonction de transfert de modulation des capteurs d'image à pixels actifs CMOS.[Microélectronique, capteur d'images]. [Toulouse]: ENS de l'aéronotique et de l'espace; 2004

Fayad MI, Nair M, Levin MD, Benavides E, Rubinstein RA, Barghan S, et al. AAE and AAOMR Joint Position Statement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2015;120(4):508-12.

Gambini DJ. Notions de dosimétrie. *J Radiol.* 2010;(91):1189-91.

Gambini DJ, Granier R. Effets indésirables des rayons X. 2013;1-20.

Gomes Batista WO. Development and validation of two phantoms for quality control in cone-beam CT. *Appl Radiat Isot Data Instrum Methods Use Agric Ind Med.* 2018;138:29-34.

Gupta R, Grasruck M, Suess C, Bartling SH, Schmidt B, Stierstorfer K, et al. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol.* juin 2006;16(6):1191-205.

Haute Autorité de santé (HAS). TOMOGRAPHIE VOLUMIQUE A FAISCEAU CONIQUE DE LA FACE (CONE BEAM COMPUTERIZED TOMOGRAPHY). Rapport d'évaluation technologique. 2009

Heiland M, Schulze D, Blake F, Schmelzle R. Intraoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using a 3D C-arm system. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(4):369-75.

Hidalgo A, Davies J, Horner K, Theodorakou C. Effectiveness of thyroid gland shielding in dental CBCT using a paediatric anthropomorphic phantom. *Dento Maxillo Facial Radiol.* 2015;44(3):20140285.

Holroyd JR, Walker A. Recommendations for the Design of X-ray Facilities and the Quality Assurance of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Systems. 2010;29.

Jackman AH, Palmer JN, Chiu AG, Kennedy DW. Use of Intraoperative CT Scanning in Endoscopic Sinus Surgery: A Preliminary Report. *Am J Rhinol.* 2008;22(2):170-4.

Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci Dent.* déc 2015;45(4):263-5.

Katakami K, Mishima A, Shiozaki K, Shimoda S, Hamada Y, Kobayashi K. Characteristics of Accessory Mental Foramina Observed on Limited Cone-beam Computed Tomography Images. *J Endod.* 2008;34(12):1441-5.

Kim D-S, Rashsuren O, Kim E-K. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. *Imaging Sci Dent.* 2014;44(1):21-9.

Kim E-K, Han W-J, Choi J-W, Battulga B. Estimation of the effective dose of dental cone-beam computed tomography using personal computer-based Monte Carlo software. *Imaging Sci Dent.* 2018;48(1):21-30.

Klatt J-C, Heiland M, Marx S, Hanken H, Schmelzle R, Pohlenz P. Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the mandibular angle. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2013;41(5):e87-90.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol.* 2010;75(2):265-9.

Liedke GS, da Silveira HED, da Silveira HLD, Dutra V, de Figueiredo JAP. Influence of Voxel Size in the Diagnostic Ability of Cone Beam Tomography to Evaluate Simulated External Root Resorption. *J Endod.* 2009;35(2):233-5.

- Lindfors N, Lund H, Johansson H, Ekestubbe A. Influence of patient position and other inherent factors on image quality in two different cone beam computed tomography (CBCT) devices. *Eur J Radiol Open*. 2017;4:132-7.
- Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A, Helmrot E, Gröndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 2008;37(2):72-9.
- Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol*. 2011;80(2):483-8.
- Low KMT, Dula K, Bürgin W, von Arx T. Comparison of Periapical Radiography and Limited Cone-Beam Tomography in Posterior Maxillary Teeth Referred for Apical Surgery. *J Endod*. 2008;34(5):557-62.
- Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106(1):106-14.
- Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT-a meta-analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 2015;44(1):20140197.
- Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. 2013;144(6):802-17.
- Mandelaris GA, Scheyer ET, Evans M, Kim D, McAllister B, Nevins ML, et al. American Academy of Periodontology Best Evidence Consensus Statement on Selected Oral Applications for Cone-Beam Computed Tomography. *J Periodontol*. 2017;88(10):939-45.
- Maret D. Morphométrie haute résolution des germes dentaires : Évaluation du Cone Beam CT en tant qu'outil de mesure. Université de Toulouse, Université Toulouse III - Paul Sabatier; 2010.
- Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *J Endod*. janv 2008;34(1):87-9.
- de Moura PM, Hallac RR, Seaward JR, Kane AA, Aguiar M, Raggio R, et al. Objective and subjective image evaluation of maxillary alveolar bone based on cone beam computed tomography exposure parameters. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016;121(5):557-65.
- Nahum H. *Traité d'imagerie médicale (2^e Éd.)*. Lavoisier. Vol. 1. 2014.
- de Oliveira MVL, Santos AC, Paulo G, Campos PSF, Santos J. Application of a newly developed software program for image quality assessment in cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent*. 2017;47(2):75-86.
- Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 2015;44(1):20140224.
- Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*. 2012a;81(2):267-71.
- Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, et al. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012b;114(1):127-35.

- Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Walker A, Michielsen K, Bosmans H, et al. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *J Appl Clin Med Phys*. 2011;12(4):3478.
- Pauwels R, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, Horner K, et al. Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 2012c;41(7):583-93.
- Patel S, Brown J, Semper M, Abella F, Mannocci F. European Society of Endodontology position statement: Use of cone beam computed tomography in Endodontics: European Society of Endodontology (ESE) developed by. *Int Endod J*. 2019 Dec;52(12):1675-1678.
- Shelley AM, Brunton P, Horner K. Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *J Dent*. 2011;39(11):764-70.
- Shin HS, Nam KC, Park H, Choi HU, Kim HY, Park CS. Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 2014;43(5):20130439.
- Shintaku WH, Venturin JS, Azevedo B, Noujeim M. Applications of cone-beam computed tomography in fractures of the maxillofacial complex. *Dent Traumatol*. 2009;25(4):358-66.
- Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 2009;38(6):367-78.
- Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, et al. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(2):253-9.
- Tran Michel. Evaluation de la qualité d'image de trois appareils de tomographie volumique a faisceau conique petit champ en endodontie.[O.C.Endodontie]. Toulouse; 2015.
- Walter C, Kaner D, Berndt DC, Weiger R, Zitzmann NU. Three-dimensional imaging as a pre-operative tool in decision making for furcation surgery. *J Clin Periodontol*. 2009;36(3):250-7.
- Zöllner JE, Neugebauer J, Fougéront N. Cone beam tomographie volumique par faisceau conique en chirurgie dentaire, orale et maxillo-faciale: principes, diagnostic et plan de traitement. Paris; Londres; Berlin: Quintessence international; 2009.

Table des figures :

FIGURE 1 : SCHEMA DU SPECTRE DE RAYONS X (BELLAICHE ET MENINGAUD 2016)	5
FIGURE 2 : DIFFERENTES TAILLES DE CHAMPS DE VUE EN MM (FOV) (BELLAICHE ET MENINGAUD 2016)	6
FIGURE 3 : EXEMPLE DE RECONSTRUCTION DENTASCANNER (DR RUFINO FELIZARDO)	10
FIGURE 4 : EXEMPLE DE RECONSTRUCTION MULTIPLANAIRE (DR RUFINO FELIZARDO)	10
FIGURE 5 : PLANIFICATION IMPLANTAIRE (DR RUFINO FELIZARDO).....	12
FIGURE 6 : IMAGERIE 3D DE SURFACE D'UN GRAND CHAMP (DR RUFINO FELIZARDO).....	13
FIGURE 7 : IMAGE PRESENTANT UN BRUIT REDUIT PAR UN FILTRE (DR RUFINO FELIZARDO)	16
FIGURE 8 : IMAGE PRESENTANT UN BRUIT ELEVE (DR RUFINO FELIZARDO)	16
FIGURE 9 : ARTEFACTS METALLIQUES (DR RUFINO FELIZARDO).....	17
FIGURE 10 : ARTEFACTS CINETIQUES (DR RUFINO FELIZARDO)	19
FIGURE 11 : TABLEAU RECAPITULATIF DES CONTROLES QUALITES A REALISER.....	28
FIGURE 12 : TABLEAU DES VALEURS DES FACTEURS DE PONDERATION TISSULAIRE (CIPR 2007)	30
FIGURE 13 : SCHEMA REPRESENTANT LE CALCUL DE LA DLP (BOYER ET CORDOLIANI 2010).....	31
FIGURE 14 : TABLEAU DES DOSES SEUILS A EFFETS DETERMINISTES CHEZ L'ADULTE (GAMBINI DJ, GRANIER R. 2013)	32
FIGURE 15 : TABLEAU DES EFFETS D'UNE RADIO EXPOSITION AIGUË CHEZ L'ADULTE (GAMBINI DJ, GRANIER R. 2013)	32
FIGURE 16 : TABLEAU DES VALEURS DU FACTEURS DE RISQUE GLOBAL (GAMBINI DJ, GRANIER R. 2013)	34
FIGURE 17 : PHOTO D'UN FANTOME ANTHROPOMORPHIQUE (PALOMO ET AL 2008)	35
FIGURE 18 : EXEMPLE DES LOCALISATIONS DE DOSIMETRE (PALOMO ET AL 2008).....	36
FIGURE 19 : TABLEAU RECAPITULATIF DES RESULTATS DE LA META-ANALYSE DE LLUDLOW 2015 ...	38
FIGURE 20 : EXEMPLE D'UNE CHAMBRE D'IONISATION SUR UN BRAS DE CBCT (ARAKI ET AL. 2013)	40
FIGURE 21 : ÉQUATION POUR LES TENSIONS >75 KV	41
FIGURE 22 : ÉQUATION POUR LES TENSIONS <75 KV	41
FIGURE 23 : TABLEAU DES RESULTATS DE L'ETUDE DE DONG-SOO KIM ET COL.	42
FIGURE 24 : ACQUISITION D'UNE MEME IMAGE A DIFFERENTS TEMPS AVEC L'OBTENTION D'UN BRUIT DIFFERENT A CHAQUE FOIS. . (DURAND E. BLONDIAUX E. 2017).....	45
FIGURE 25 : DIFFERENTS NIVEAUX DE RAPPORTS SIGNAL SUR BRUIT (UN RAPPORT DE 1 PERMET DE DISTINGUER LES PLUS GROSSES STRUCTURES MAIS PLUS LES STRUCTURE FINES) . (DURAND E. BLONDIAUX E. 2017).....	46
FIGURE 26 : FORMULE DU CNR	46
FIGURE 27 : DEGRADATION DU CONTRASTE AVEC L'AUGMENTATION DE LA FREQUENCE SPATIALE (ESTRIBEAU MAGALI 2004)	47
FIGURE 28 : FANTOME SEDENTEXCT.....	49
FIGURE 29 : FANTOME DE GOMES BATISTA (2018).....	50

FIGURE 30 : FANTOME DE DE OLIVEIRA ET AL. (2017).....	50
FIGURE 31 : FANTOME EVALUANT LA DISTORSION GEOMETRIQUE DANS LES PLAN AXIAL, SAGITTAL ET CORONAL (BAMBA ET AL. 2019)	51
FIGURE 32 : FANTOME EVALUANT LES HAUTE ET BASSE RESOLUTION (Bamba et al. 2019).....	51
FIGURE 33 : CBCT TEST DE LA PIECE ANATOMIQUE NON PREPAREE	56
FIGURE 34 :CBCT TEST APRES 3 SEMAINES D’IMMERSION	57
FIGURE 35 : CBCT TEST APRES ENROBAGE DE LA PIECE ANATOMIQUE AVEC DU SILICONE.....	57
FIGURE 36 : PIECE ANATOMIQUE PLACEE DANS LE CBCT	58
FIGURE 37 : PIECE ANATOMIQUE PLACEE A L’AIDE DES LASERS SAGITTAL ET FRONTAL	58
FIGURE 38 : TABLEAU DES 54 PROTOCOLES REALISES AVEC LES PARAMETRES D’EXPOSITIONS	59
FIGURE 39 : COUPE AXIALE CHOISIE AU NIVEAU DE LA FURCATION INTER-RADICULAIRE DE LA DENT NUMERO 37	60
FIGURE 40 : COUPE CORONALE CHOISIE AU NIVEAU DES CORNES PULPAIRES DISTALES DE LA DENT NUMERO 37	61
FIGURE 41 : ROI DENT	62
FIGURE 42 : ROI OS	62
FIGURE 43 : COUPE 2D AXIALE UTILISEE POUR L’EVALUATION SUBJECTIVE DU VOLUME N°7	63
FIGURE 44 : COUPE 2D CORONALE UTILISEE POUR L’EVALUATION SUBJECTIF DU VOLUME N°7	63
FIGURE 45 : TABLEAU DE LA GRILLE D’ITEMS DE L’EVALUATION SUBJECTIVE DE LA QUALITE DES IMAGES	63
FIGURE 46 : TABLEAU DES SCORES ATTRIBUABLES AUX ITEMS DE LE GRILLE DE L’EVALUATION SUBJECTIVE DES IMAGES	63
FIGURE 47 GRAPHIQUE PRESENTANT LES DOSES POUR CHAQUE PROTOCOLES D’EXPOSITION DE L’ETUDE.....	66
FIGURE 48 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES DOSES ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR TOUS CHAMPS CONFONDUS EN MGY.CM ²	67
FIGURE 49 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES DOSES ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES PETITS CHAMPS EN MGY.CM ²	68
FIGURE 50 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES DOSES ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES CHAMPS MOYENS EN MGY.CM ²	68
FIGURE 51 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES DOSES ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES GRANDS CHAMPS EN MGY.CM ²	69
FIGURE 52 GRAPHIQUE PRESENTANT LES SNR DES ROI OS ET DENT POUR CHAQUE PROTOCOLE D’EXPOSITION DE L’ETUDE	70
FIGURE 53 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI OS ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR TOUS CHAMPS CONFONDUS	71
FIGURE 54 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI DENT ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR TOUS CHAMPS CONFONDUS	71
FIGURE 55 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI OS ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES PETITS CHAMPS	72

FIGURE 56 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI DENT ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES PETITS CHAMPS	72
FIGURE 57 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI OS ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES CHAMPS MOYENS	73
FIGURE 58 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI DENT ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES CHAMPS MOYENS	73
FIGURE 59 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI OS ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES GRANDS CHAMPS	74
FIGURE 60 COMPARAISON DE LA MOYENNE DES SNR DE LA ROI DENT ENTRE LES PROTOCOLES NORMAUX ET ULD POUR LES GRANDS CHAMPS	74
FIGURE 61 GRAPHIQUE PRESENTANT LES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ATTRIBUES A CHAQUE VOLUME POUR LES ITEMS EN RELATION AVEC L'EVALUATION DE L'OS	75
FIGURE 62 TABLEAU PRESENTANT LA COMPARAISON DES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ENTRE NORMAL ET ULD POUR L'ITEM « OS CORTICAL »	76
FIGURE 63 TABLEAU PRESENTANT LA COMPARAISON DES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ENTRE NORMAL ET ULD POUR L'ITEM « OS TRABECULAIRE »	77
FIGURE 64 TABLEAU PRESENTANT LA COMPARAISON DES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ENTRE NORMAL ET ULD POUR L'ITEM « CANAL MANDIBULAIRE »	78
FIGURE 65 GRAPHIQUE PRESENTANT LES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ATTRIBUES A CHAQUE VOLUME POUR L'ITEM DU DIAGNOSTIC ENDODONTIQUE.....	79
FIGURE 66 TABLEAU PRESENTANT LA COMPARAISON DES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ENTRE NORMAL ET ULD POUR L'ITEM « DIAGNOSTIC ENDODONTIQUE ».....	80
FIGURE 67 GRAPHIQUE PRESENTANT LES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ATTRIBUES A CHAQUE VOLUME POUR L'ITEM DE LA PLANIFICATION IMPLANTAIRE.....	81
FIGURE 68 TABLEAU PRESENTANT LA COMPARAISON DES SCORES DE L'EVALUATION SUBJECTIVE ENTRE NORMAL ET ULD POUR L'ITEM « PLANIFICATION IMPLANTAIRE »	82
FIGURE 69 TABLEAU DES KAPPAS DE COHEN POUR CHAQUE ITEM DE L'EVALUATION SUBJECTIVE	83
FIGURE 70 TABLEAU DE LA SELECTION DES VOLUMES AYANT REÇU UN SCORE MINIMUM DE 3 A L'EVALUATION SUBJECTIVE, ASSOCIE A LEUR DOSE	84
FIGURE 71 ARBRE DECISIONNEL POUR LE CHOIX D'UN CHAMP, D'UNE RESOLUTION ET D'UN PROTOCOLE (ULD OU NON) LORS D'UNE EVALUATION DE L'OS	90
FIGURE 72 ARBRE DECISIONNEL POUR LE CHOIX D'UN CHAMP, D'UNE RESOLUTION ET D'UN PROTOCOLE (ULD OU NON) LORS D'UNE PLANIFICATION IMPLANTAIRE	91
FIGURE 73 ARBRE DECISIONNEL POUR LE CHOIX D'UN CHAMP, D'UNE RESOLUTION ET D'UN PROTOCOLE (ULD OU NON) LORS D'UN DIAGNOSTIC ENDODONTIQUE.	92

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

DHEILLY Anthony. ANALYSE DE LA QUALITE D'IMAGE EN CBCT EN FONCTION DE DIFFERENTS PROTOCOLES D'ACQUISITIONS. 2020. 101 p. : ill., graph., tabl. Réf. Biblio. : 94-97

Sous la direction du Docteur Rufino FELIZARDO

Th : Chir Dent. : Université de Paris : 2020

Résumé :

L'imagerie médicale en trois dimensions de type Tomographie Volumique à Faisceau Conique connue sous le terme de CBCT pour « Cone Beam Computed Tomography » tend à se substituer à une large part des indications du classique scanner à rayons X en odonto-stomatologie.

Capable de résolutions spatiales inférieures à 100µm pour les champs de vue les plus petits, le CBCT permet la mise en évidence de détails des tissus minéralisés inaccessibles au scanner conventionnel et ce à moindre coût dosimétrique. Aujourd'hui, l'une des missions principales de la radioprotection a pour but de diminuer au maximum la dosimétrie de chaque examen radiographique qu'un individu peut recevoir au cours de sa vie. Pour autant, la course à cette diminution constante de la dosimétrie peut impacter la qualité de l'image finale pouvant conduire à un résultat non exploitable d'un point de vue diagnostic. C'est ainsi qu'en 2015, le concept ALADA « As Low As Diagnostically Achievable / aussi faible que le diagnostic le permet » a fait son apparition, proposant d'optimiser la dosimétrie tout en cherchant à maintenir une qualité d'image diagnostique pour chaque examen.

Dans cette thèse, nous avons mené une étude évaluant l'impact des différents protocoles et paramètres d'acquisitions des appareils CBCT inscrits aux marchés publics de l'APHP sur la qualité d'image finale.

Pour ce faire nous avons évalué de manière objective via le calcul des rapports signaux/bruit et subjective via une grille d'analyse, les images issues de 54 séquences ou protocoles normaux et en basses doses d'un même objet test. Le résultat formant une synthèse via des arbres décisionnels, qui pour chaque situation clinique type indiquera une orientation de volume et de paramètres utilisés à moindre exposition. Cette étude constitue la trame d'une Évaluation des Pratiques Professionnelles (EPP) au sein du Pôle odontologique de l'hôpital Rothschild.

Discipline : Sciences anatomiques (Imagerie)

Mots clés français (fMeSH et Rameau) : Tomographie volumique à faisceau conique ; Dose de rayonnements ; Gray ; Qualité d'image ; Analyse qualitative ; Analyse quantitative.

English keywords (MeSH) : Cone Beam CT ; Dosage, Radiation ; Gray ; Image Quality ; Quantitative analysis ; Quantitative analysis.

Université de Paris
UFR d'odontologie
5, rue Garancière
75006 Paris