

Université de Montréal

**Validation des modalités d'imagerie CBCT basse dose dans les bilans de localisation des
canines incluses**

Par
Eliyahou Benaim

Faculté des études supérieures et postdoctorales
Département de santé buccale, section d'orthodontie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures en vue de l'obtention du grade de maîtrise
en médecine dentaire, option orthodontie

Mars 2023

© Eliyahou Benaim, 2023

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales
Département de santé buccale, section d'orthodontie

Ce mémoire intitulé

Validation des modalités d'imagerie CBCT basse dose dans les bilans de localisation des canines incluses

Présenté par
Eliyahou Benaim

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes

Dre. Athena Papadakis
Président-rapporteur

Dr. Matthieu Schmittbuhl
Directeur de recherche

Dr. Normand Bach
Membre du jury

Résumé

OBJECTIF : L'objectif de cette étude a été de valider le potentiel des méthodes de reconstruction itérative nouvellement développées en imageries CT à faisceau conique, afin de réduire la dose d'exposition dans le cadre des bilans de localisation des canines incluses.

MÉTHODOLOGIE : Quarante examens par imagerie volumétrique à faisceau conique de canines incluses ont été reconstruits à pleine dose (D), demi-dose (D2) et quart de dose (D4). Ces examens ont été analysés par un radiologiste maxillo-facial et par un résident en orthodontie. La cohérence entre les évaluations des critères radiologiques retenus a été évaluée avec les tests de Kappa Cohen.

RÉSULTATS : Les résultats de cette étude ont montré de fortes valeurs de Kappa concernant l'évaluation inter-examineur de la position de la canine impactée avec des scores compris entre 0.606 – 0.839. Les valeurs de Kappa déterminées pour la résorption, l'ankylose et les lésions associées étaient beaucoup plus faibles avec des scores compris entre 0.000 et 0.529.

CONCLUSION : Cette étude a permis de montrer que la localisation des canines incluses pourrait potentiellement être possible à faible dose (1/4 dose), comparativement à un dosage conventionnel. Toutefois, le diagnostic de la résorption, de l'ankylose ou encore de certaines lésions associées nécessitent de la haute résolution et donc des acquisitions à pleine dose.

MOTS CLÉS : CBCT, Réduction de la dose, Reconstruction itérative, Canine incluse, Orthodontie

Abstract

AIM : The aim of this study was to validate the potential of newly developed iterative reconstruction methods in cone beam CT imaging to reduce the exposure dose for localization assessments of impacted canines.

METHODS : Forty Cone beam CT examinations of impacted canines were reconstructed at full dose (D), half dose (D2) and quarter dose (D4). These examinations were analyzed by a maxillofacial radiologist and by an orthodontic resident. Consistency between the assessments of the selected radiological criteria was evaluated with Kappa Cohen tests.

RESULTS : The results of this study showed high Kappa values regarding the inter-examiner assessment of the impacted canine position with scores ranging from 0.606 - 0.839. The Kappa values determined for resorption, ankylosis and associated lesions were lower with scores between 0.000 and 0.529.

CONCLUSION : This study showed that the localization of impacted canines could potentially be possible at low dose (1/4 dose), compared to a conventional assay. However, the diagnosis of resorption, ankylosis or certain associated lesions requires high resolution and therefore full dose acquisitions.

KEYWORDS : CBCT, Dose reduction, Iterative reconstruction, Impacted canine, Orthodontics

Table of Contents

RÉSUMÉ	1
ABSTRACT	0
LISTE DES FIGURES	3
LISTE DES ABBRÉVIATIONS	4
REMERCIEMENTS	5
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	6
CHAPITRE 2 : RÉCENSION DES ÉCRITS	0
2.1 INTRODUCTION À LA RADIOLOGIE	0
2.1.1 Origine	0
2.1.2 Évolution.....	0
2.2 TYPES DE RADIOGRAPHIES DENTAIRE.....	1
2.2.1 Radiographie péri-apicale et péri-coronaire	1
2.2.2 Radiographie panoramique.....	1
2.2.3 Tomodensitométrie.....	2
2.2.4 Tomodensitométrie volumique à faisceau conique	3
2.3 L'EXPOSITION AUX RAYONS-X	4
2.3.1 Les risques associés aux radiations ionisantes.....	4
2.4 DOSIMÉTRIE	5
2.4.1 Dose absorbée.....	5
2.4.2 Dose équivalente et dose efficace.....	5
2.4.3 Comparatif des doses.....	6
2.5 LES MODALITÉS DE LA RADIOLOGIE	7
2.5.1 Champ de vue	7
2.5.2 Résolution de l'image.....	7
2.5.3 Collimation	8
2.5.4 Bruit	8
2.5.5 Durcissement du faisceau	8
2.5.6 Artefacts.....	9
2.6 RECONSTRUCTION DES IMAGES	10
2.6.1 Reconstruction para-axiale	10
2.6.2 Reconstruction curviligne panoramique	11
2.7 PROTOCOLE BASSE DOSE	11

2.7.1 Réduction de la dose	11
2.7.2 Reconstruction itérative (RI)	12
2.8 CANINES INCLUSES.....	13
2.8.1 Incidence.....	13
2.8.2 Étiologie.....	13
2.9 CLASSIFICATION DES CANINES INCLUSES	14
2.9.1 Position verticale	14
2.9.2 Type d'inclinaison	15
2.9.3 Degré d'inclinaison	15
2.9.4 Relation avec l'incisive latérale.....	16
2.10 COMPLICATIONS DES CANINES INCLUSES	17
2.10.1 Résorption radiculaire des dents adjacentes	17
2.11 DIAGNOSTIC D'IMPACTION	17
2.12 MÉTHODES DIAGNOSTIQUES.....	18
2.12.1 Radiographie péri-apicale.....	18
2.12.2 Radiographie panoramique.....	18
2.12.3 Tomodensitométrie volumique à faisceau conique	19
CHAPITRE 3 : PROBLÉMATIQUE DE LA RECHERCHE.....	29
CHAPITRE 4 : MATÉRIEL ET MÉTHODES	30
4.1 COMITÉ D'ÉTHIQUE	30
4.2 ÉCHANTILLON	30
4.3 DONNÉES RECUEILLIES.....	30
4.3.1 Variables indépendantes	30
4.3.2 Variables dépendantes	31
4.4 BIAIS D'ANALYSE LORS DES EVALUATIONS :	32
CHAPITRE 5 : VALIDATION OF LOW-DOSE CBCT IMAGING MODALITIES IN LOCALIZATION ASSESSMENTS OF IMPACTED CANINES.....	0
ABSTRACT	0
INTRODUCTION:.....	0
MATERIALS AND METHODS:	1
RESULTS:.....	4
DISCUSSION:.....	9
CONCLUSION:	11
RÉFÉRENCES	33

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Radiographie péri-apicale

Figure 2. Radiographie panoramique

Figure 3. CT Scan vs CBCT

Figure 4. CBCT

Figure 5. Durcissement du faisceau

Figure 6. Artefacts

Figure 7. Reconstruction des images CBCT dans les 3 plans : axial, coronal et sagittal.

Figure 8. Reconstruction panoramique à partir du CBCT

Figure 9. Reconstruction multi-planaire d'un volume d'acquisition

Figure 10. Position verticale de la canine incluse

Figure 11. Type d'inclinaison de la canine incluse

Figure 12. Degré d'inclinaison de la canine incluse

Figure 13. Relation de la canine incluse avec l'incisive latéral

LISTE DES ABBRÉVIATIONS

ADN : Acide DésoxyRibonucléique

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

CBCT : Cone Beam Computed Tomography

CRCHUM : Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal

CT : Computed Tomography

FOV : Field Of View

TOM : Tomodensitométrie

TVFC : Tomographie Volumique à Faisceau Conique

REMERCIEMENTS

Je souhaite avant tout remercier mon épouse Dahlia, mon support continue le long de ce parcours et sans qui je n'aurai jamais pu réaliser ce rêve.

Merci à Dr. Hicham El-Khatib pour les années enrichissantes que l'on a eu avec vous. Vous avez su nous transmettre votre passion et nous avez constamment poussé à devenir le meilleur de nous même. Votre devouement à notre éducation ne sera jamais oublié.

Merci à Dr. Jack Turkewicz pour les efforts colossaux que vous avez mis pour le maintien de notre programme. Merci pour votre dévouement à notre succès et votre volonté d'aller au-delà pour nous aider. Je suis reconnaissant pour l'opportunité que vous m'avez donnée.

Merci à Dr. Mathieu Schmittbuhl pour toutes les heures passées avec moi dans ce projet. Sans vous ce projet n'aurait pas été possible.

Merci à tous les professeurs et cliniciens qui ont joués un rôle majeur dans mon apprentissage.

Merci à mes collègues et amis Emmanuel, Etienne, Hortense et Marie-Hélène. Ces trois années ont été formidables à vos côtés.

Une pensée spéciale au Dr. Claude Remise

CHAPITRE 1 : Introduction

L'imagerie 3D trouve une place de choix dans la planification thérapeutique en orthodontie, et plus particulièrement dans la gestion des dents incluses. La prise en charge des canines incluses constitue une problématique récurrente pour les orthodontistes, les données de la littérature faisant ressortir que leur prévalence pouvait atteindre 1.38 % de la population [1].

Comparativement aux approches de radiologie conventionnelle, l'imagerie volumétrique à faisceau conique permet non seulement une meilleure évaluation des dents incluses, mais aussi une évaluation plus précise des résorptions radiculaires potentiellement observées au niveau des dents adjacentes [2, 3]. Plusieurs facteurs sont susceptibles d'expliquer les différences de performance entre la radiologie conventionnelle et l'imagerie volumétrique à faisceau conique, notamment concernant la localisation des canines incluses. La distorsion, l'agrandissement variable et la superposition des structures anatomiques adjacentes sont en effet autant de facteurs qui affectent les résultats de la radiologie conventionnelle[4]. Concernant les résorptions radiculaires des dents adjacentes, une différence de détection de 37 % entre la radiologie conventionnelle et l'imagerie volumétrique à faisceau conique a été rapportée et dans 27% des cas, un changement de plan de traitement a été proposé après évaluation par imagerie 3D [5].

Si l'indication de l'imagerie 3D dans le bilan des canines incluses est donc bien établie [6], le volet dosimétrique reste un enjeu important sachant que l'exposition est bien supérieure à celle des modalités radiologiques conventionnelles comme le panoramique ou encore les clichés intra-oraux (de 15 fois à 140 fois plus élevées selon les données de la littérature [7]). Avec le potentiel des algorithmes de reconstruction itérative nouvellement intégrés aux modalités de reconstruction en imagerie à faisceau conique [8, 9] la perspective d'une réduction significative de la dose pourrait devenir une réalité clinique, notamment en imagerie dento-maxillaire.

Ce projet va donc chercher à mettre à profit les récents développements réalisés dans ce domaine par le laboratoire d'imagerie et d'orthopédie (LIO) du CRCHUM afin de tenter de valider les performances des approches très basse dose dans le bilan de localisation des canines incluses.

CHAPITRE 2 : Révision des écrits

2.1 Introduction à la radiologie

2.1.1 Origine

L'utilisation de moyens radiologiques dans le domaine dentaire est essentielle à des fins diagnostiques et thérapeutiques. L'invention de la radiologie est récente et continuellement en progression. C'est le physicien allemand Wilhelm Röntgen qui, en 1895, a découvert les rayons-X [10]. Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique à haute fréquence constitué de photons. Même si la technologie a évolué depuis, les principes fondamentaux sont les mêmes. L'imagerie est constituée de trois éléments. Une source d'émission de rayons, un capteur qui va récupérer les rayons et entre les deux, le corps médical. Une image radiographique résulte d'un faisceau de rayons X qui interagit avec la matière pour ensuite atteindre un détecteur. Par le passé, le capteur était un film argentique. Ce dernier est maintenant remplacé par un détecteur numérique.

2.1.2 Évolution

Les techniques d'imagerie maxillo-faciale sont en constante évolution. L'utilisation de la radiologie en médecine dentaire demeure une aide précieuse au diagnostic. Les avancées technologiques des appareils radiographiques ont permis de rendre l'imagerie dentaire plus efficace et plus performante. Les techniques d'imageries conventionnelles comme la radiographie péri-apicale et le panorax ont vu naître de nouvelles modalités plus perfectionnées comme la tomographie - TDM (*en anglais* Computed Tomography - CT) et la tomographie volumique à faisceau conique - TVFC (*en anglais* Cone Beam Computed Tomography - CBCT)

2.2 Types de radiographies dentaire

2.2.1 Radiographie péri-apicale et péri-coronaire

La radiographie péri-apicale (figure 1) et péri-coronaire consiste à obtenir l'image de la projection orthogonale des structures dento-alvéolaires. La source et le capteur doivent être parallèles afin d'éviter toute distorsion de l'image [11, 12]. C'est une technique simple, peu couteuse et très accessible.

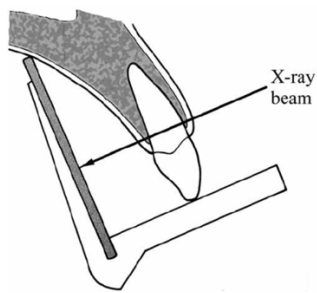


Figure 1. Radiographie péri-apicale

Adaptée de <https://pocketdentistry.com/periapical-radiography/>

2.2.2 Radiographie panoramique

La radiographie panoramique (figure 2) a été développée à la fin des années 1950. Il s'agit d'une technique de tomographie rotatoire permettant d'isoler un plan de coupe correspondant à celui des arcades dentaires et des bases osseuses maxillaire et mandibulaire. Cet examen radiographique reste à ce jour l'un des plus utilisés en médecine dentaire.

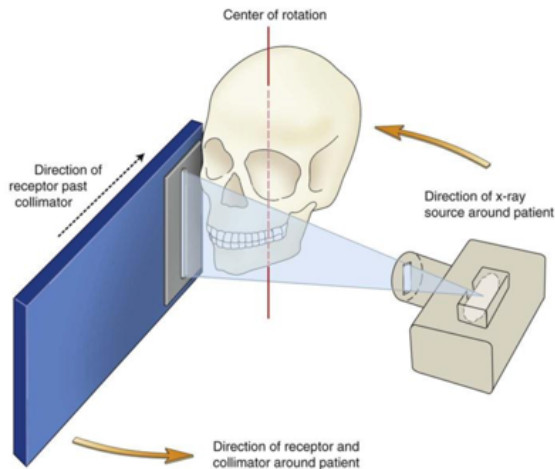


Figure 2. Radiographie panoramique
Adaptée de <https://pocketdentistry.com/10-panoramic-imaging/>

2.2.3 Tomodensitométrie

La tomodensitométrie (CT-scan) est une technique d'imagerie en coupe qui a vu le jour à au début des années 1970. Basée sur un balayage tomographique d'un faisceau de rayons X, cette modalité permet d'obtenir une série de projections des structures à explorer et de les reconstruire selon un principe de rétroprojection filtrée. La TDM a révolutionné le monde de l'imagerie médicale et a connu depuis, de très nombreuses évolutions avec notamment le scanner hélicoïdal, le scanner multi-barrettes et maintenant les appareils double énergie.

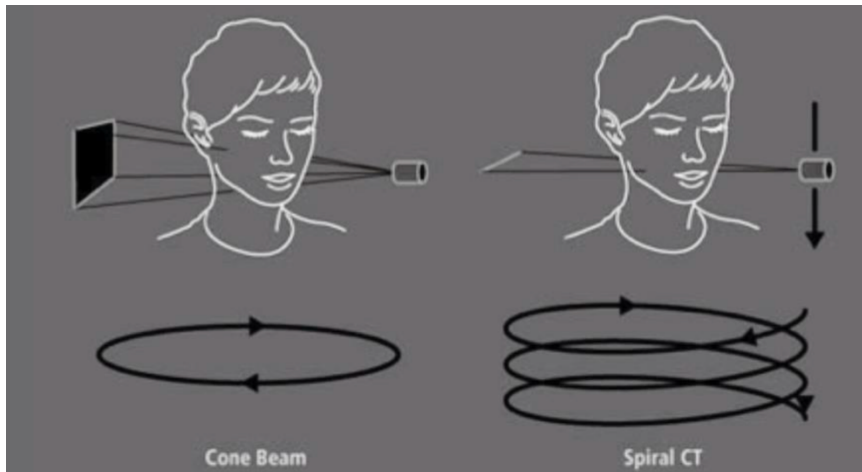


Figure 3. CT Scan vs CBCT

Adaptée de <https://pocketdentistry.com/a-comparison-of-maxillofacial-cbct-and-medical-ct/>

2.2.4 Tomodensitométrie volumique à faisceau conique

La tomodensitométrie volumique à faisceau conique (TVFC) est une technique développée à la fin des années 1990. Cette modalité a largement profité de l'arrivée des capteurs plans et connaît depuis un très grand succès. Le TVFC permet de réaliser des explorations volumiques sur la base d'une acquisition tomographique. Les images sont ensuite reconstruites par rétroprojection filtrée.

La taille des capteurs plans conditionne celle des champs d'exploration. Une distinction est généralement faite entre petits et grands champs, les petits champs correspondant à des cylindres virtuels de dimensions inférieures à 8 cm de diamètre par 8 cm de hauteur (8 x 8 cm). Les appareils grands champs permettent par ailleurs d'atteindre des dimensions de 19 X 21 cm voire d'avantage, soit un volume céphalique quasiment complet.

En termes de résolution spatiale, les performances sont bien supérieures à celles du scanner médical et contribuent largement à l'engouement de cette modalité d'imagerie. Des niveaux de résolution inférieurs à 150 microns sont courants, certains dispositifs permettant de descendre en dessous de la barre des 100 microns, voir même pour certains systèmes d'atteindre les 50 microns et moins.

Concernant les doses d'exposition, l'avantage revient indiscutablement au TVFC. De nombreuses données de la littérature confirment que cette modalité reste une approche basse dose comparativement au scanner médical. Toutefois, le choix des constantes d'acquisition (kVp, mAs), du champ de vue et de la résolution influencent significativement les niveaux d'exposition et nécessitent donc d'adapter impérativement les protocoles en fonction des nécessités cliniques de l'examen.

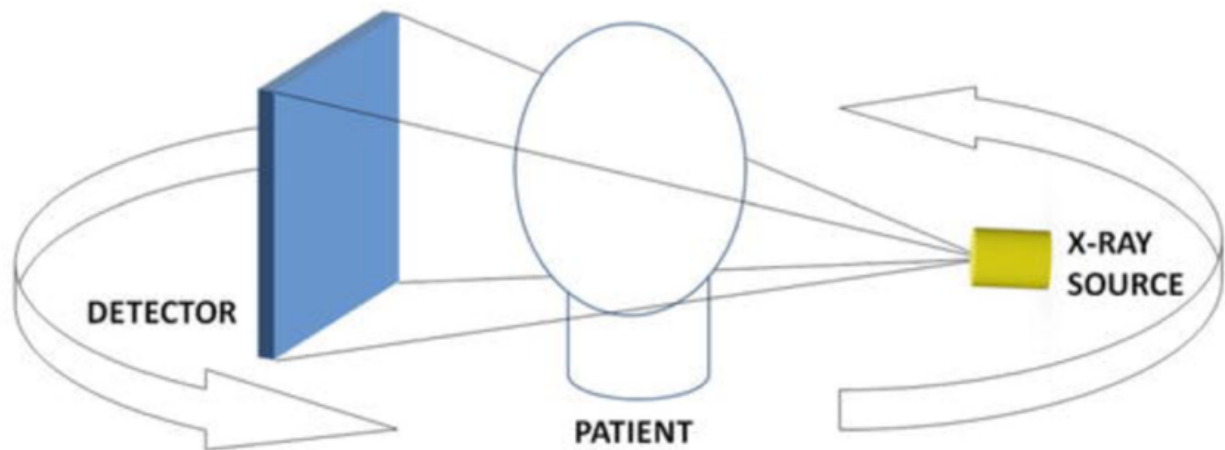


Figure 4. CBCT

Adaptée de <https://pocketdentistry.com/basic-cbct-anatomy>

2.3 L'exposition aux Rayons-X

2.3.1 Les risques associés aux radiations ionisantes

Par le passé, la nature des rayonnements X et les risques associés n'étaient pas encore complètement compris [13]. L'exposition aux rayonnements a donc causé de nombreux dommages, visibles et non visibles. Ce n'est que plus tard que les experts ont pu établir le lien entre l'exposition aux rayons-X et certaines pathologies (rougeurs, radiodermites, cancers...).

En effet, les rayons-X sont susceptibles de provoquer des phénomènes d'ionisation potentiellement à l'origine de dommages biologiques. Les cascades d'effets moléculaires associés à l'instabilité de radicaux libres générés bien souvent par la radiolyse de l'eau peut entraîner des lésions de certaines biomolécules comme la molécule d'ADN et donc avoir des conséquences importantes sur la physiologie cellulaire.

Une utilisation raisonnée des rayons X semble donc être une nécessité. La technologie est en constante évolution afin de tenter de réduire la dose au patient. Pourtant, les données de la littérature ont montré que la venue des systèmes numériques, de par leur facilité d'utilisation, participe à la multiplication des examens radiologiques et donc contribue paradoxalement à l'augmentation de l'exposition des patients. Le volet dosimétrique constitue donc un enjeu important notamment en imagerie TVFC l'objectif principal étant d'acquérir des images de bonne qualité, tout en essayant de réduire le plus possible la dose d'exposition.

2.4 Dosimétrie

2.4.1 Dose absorbée

Lorsque le rayon ionisant pénètre la matière, il produit de l'énergie. Cette énergie absorbée se mesure en Gray (Gy). 1 gray correspond à l'énergie d'1 joule dans 1 kilogramme de matière. La dose absorbée D est définie comme l'énergie moyenne E^- déposée dans la matière par une radiation ionisante par unité de masse m de matière.

$$D = \frac{dE}{dm}$$

2.4.2 Dose équivalente et dose efficace

Différents tissus et organes absorbent le rayonnement de façon différente. Certains organes sont plus radiosensibles que d'autres. Il faut donc prendre en compte l'unité d'énergie en fonction du tissu spécifique étudié. L'unité de mesure pour exprimer cette dose est appelée le sievert (Sv).

La dose efficace dans un tissu donné (ET) est définie par la formule suivante [14]:

$$ET = w_T H_T$$

w_T étant le facteur de pondération tissulaire, qui représente la radiosensibilité du tissu, et H_T étant la dose équivalente pour chaque tissu. La dose efficace est donc dépendante du tissu et de sa composition.

La dose équivalente (H_T) pour un tissu donné est déterminée par la formule suivante [14]:

$$H_T = w_R D_T f_T$$

w_R étant le facteur de pondération du rayonnement (pour les rayons X, cette valeur est de 1), D_T étant la dose moyenne absorbée (Gy), et f_T étant la fraction de tissu irradiée par rapport à son volume total.

La dose efficace (E) constitue le comparateur qu'il convient d'utiliser en radiobiologie. Cette description est recommandée par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) car elle considère non seulement la dose, mais aussi le type, la quantité, la sensibilité et le potentiel carcinogène du tissu irradié [15].

2.4.3 Comparatif des doses

Les études démontrent que les doses de radiations des imageries 3D sont bien supérieures à celle des modalités radiologiques conventionnelles comme le cliché panoramique ou encore les clichés intra-oraux (de 15 fois à 140 fois plus élevées selon les données de la littérature [7]). Les augmentations de kV, mA et du temps d'exposition entraînent des doses efficaces plus élevées pour tout examen radiologique [16]. Pour les imageries volumétriques à faisceaux conique, un petit champ de vue génère normalement des doses de rayonnement plus faibles. En général, le champ de vue mandibulaire a une dose plus importante que le maxillaire [27, 30], car les glandes salivaires, la thyroïde et l'œsophage sont plus exposés dans cet examen [17]. L'opérateur doit choisir le champ de vue le plus petit possible, mais englobera tout de même la totalité de la région d'intérêt. En revanche, un grand champ de vue est presque toujours nécessaire chez l'adulte. L'opérateur est responsable de choisir le champ de vue approprié, grand ou moyen, selon la taille du patient.

En effet, un examen radiologique du complexe maxillo-facial par TVFC avec un large champ de vision entraîne une dose efficace variant entre 30 à 200 mSv selon l'appareil et le protocole utilisé [14]. Un cliché panoramique engendre une dose de radiation variant de 4.1 mSv à 10 mSv, tandis qu'un cliché péri-apical engendre une dose de radiation de 0.6 à 5 mSv [14]. Cependant, les doses de radiations par TVFC sont bien inférieures à celles de la tomodensitométrie qui engendre entre 400 à 600 mSv avec un protocole à faible dose [18].

2.5 Les modalités de la radiologie

2.5.1 Champ de vue

La tomodensitométrie à faisceau conique peut être déclinée selon le champ de vue utilisé (*en anglais* Field Of View – FOV). Un petit champ de vue correspond à un cylindre dont les dimensions sont \leq à 8 cm. Ce volume d'acquisition permet en général d'explorer chaque arcade dentaire voire les deux. Un champ de vue moyen (cylindre dont les dimensions sont comprises entre 10 et 15 cm) comprend l'ensemble du massif facial alors qu'un grand champ d'acquisition (cylindre de dimensions supérieures à 15 cm) permet d'obtenir une vue de la quasi-totalité du volume céphalique [14].

2.5.2 Résolution de l'image

Un ensemble de données volumétriques correspond à un bloc tridimensionnel composé d'unités élémentaires cuboïdes appelées voxels, de l'anglais volume éléments. De la même manière, les unités élémentaires qui composent une image numérique bidimensionnelle correspondent aux pixels, de l'anglais « picture elements ». Contrairement au CT-Scan, les voxels en TVFC sont isotropiques, c'est-à-dire qu'ils sont des cubes parfaits dont les dimensions des côtés sont identiques, ce qui procure une résolution équivalente quel que soit l'incidence. À titre de comparaison, la résolution des appareils de TVFC varie de 0.050-0.400 mm, alors que celle des appareils de TDM est généralement comprise entre 0.4 et 0.6 mm dans le plan d'acquisition de l'image et de 1 à 2 mm dans les autres plans.

2.5.3 Collimation

La collimation permet d'ajuster le volume d'acquisition. Les appareils TVFC sont équipés de ce type de dispositif, permettant de cibler un champ d'intérêt et de modifier la taille du volume d'acquisition. Cet outil permet donc de réduire considérablement la dose de radiation au patient en sélectionnant un champ de visualisation spécifique [19].

2.5.4 Bruit

L'un des principaux obstacles à la réduction de la dose de rayonnement est le bruit de l'image. Le bruit en tomodensitométrie a deux sources principales : le bruit quantique et le bruit électronique. Le bruit quantique est déterminé par le nombre de photons collectés par le détecteur. Le bruit électronique est le résultat de la fluctuation des composants électroniques du système d'acquisition des données. Lorsque le nombre de photons émis sont réduits à un niveau où le signal détecté est aussi petit que le signal du bruit électronique, les images seront d'une qualité moindre. Lors d'un protocole basse dose, où l'on réduit le nombre de photos émis, des artefacts de privation de photons se produisent. Par conséquent, il est souhaitable de réduire le niveau de bruit électronique afin d'améliorer la qualité de l'image dans les examens à faible dose, ce qui nécessite le raffinement de tous les composants électroniques du système de détection à rayons X [20].

2.5.5 Durcissement du faisceau

Le faisceau de rayons contient des photons de basses et hautes énergies. Généralement, les photons de basses énergies sont plus fortement atténués que ceux de plus hautes énergies. Par exemple, si le faisceau polychromatique traverse un milieu dense, les photons de plus basses énergies sont absorbés, ce qui entraîne une modification de la forme du spectre. Cette modification du spectre se traduit généralement par une augmentation de l'énergie moyenne du faisceau. Ce phénomène physique correspond à ce qui est communément appelé un durcissement de faisceau (*en anglais beam hardening*).

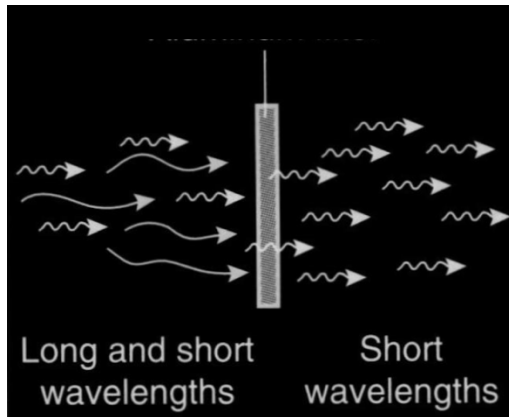


Figure 5. Durcissement du Faisceau
(gracieuseté Dr. M. Schmittbuhl)

2.5.6 Artefacts

Un artefact est défini comme une structure visualisée dans les données reconstruites qui n'est pas présente dans l'objet étudié. Un objet métallique peut mener à d'importantes erreurs et se traduire par des zones étoilées et rayonnantes affectant nettement la qualité de l'image.

En radiologie, la tomodensitométrie spiralée entraîne beaucoup d'artéfacts si des éléments métalliques sont présents dans le champ du faisceau, pouvant parfois même masquer une bonne partie de l'image, alors que la TVFC permet de minimiser ce type d'artéfact, sans toutefois l'éliminer complètement [21].

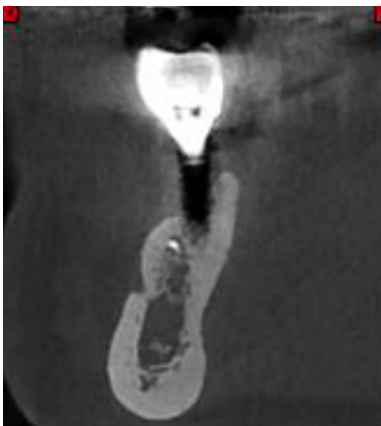


Figure 6. Artéfacts
(gracieuseté Dr. M. Schmittbuhl)

2.6 Reconstruction des images

À partir du volume reconstruit, des reconstructions multi-planaires peuvent être effectuées dans tous les plans de l'espace. Au-delà des plans d'orientation standard, à savoir axiale, coronale et sagittale, des plans obliques peuvent être déterminés et utilisés [22] [23].

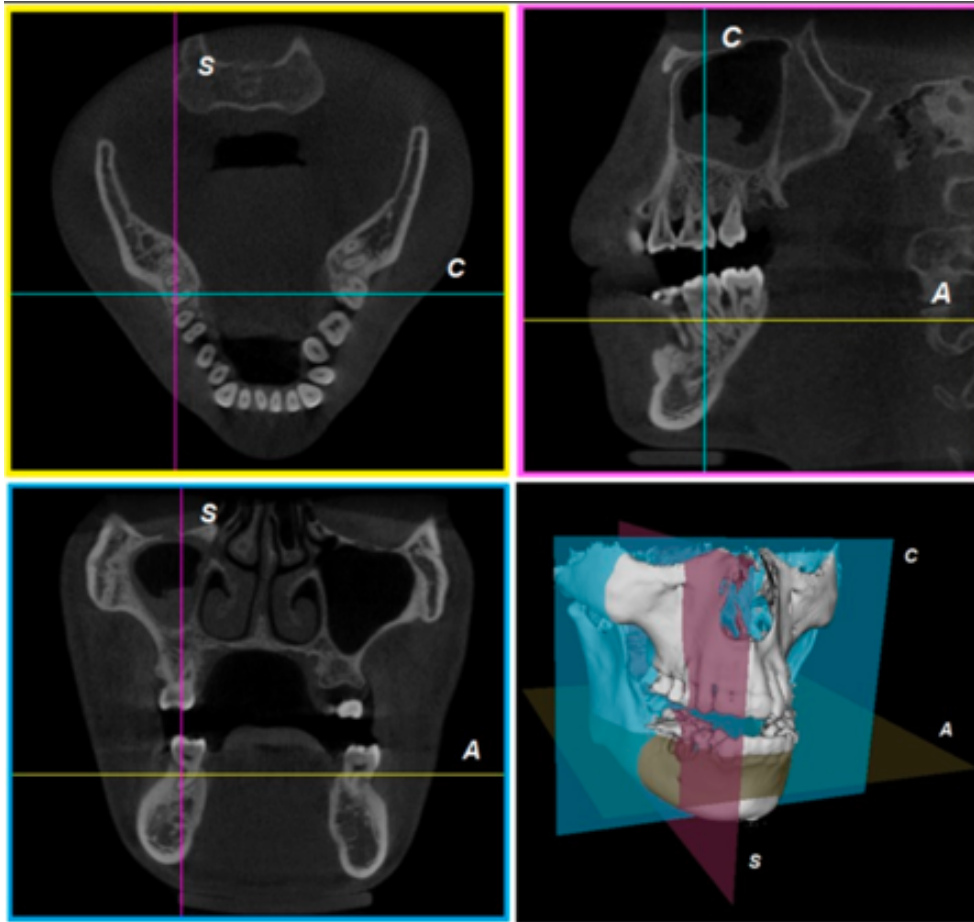


Figure 7. Reconstruction des images CBCT dans les 3 plans de référence (axial, coronal et sagittal)
Adaptée de Pauwels et al. [23]

2.6.1 Reconstruction para-axiale

Cette technique crée des images bidimensionnelles non-axiales successives en transectant un ensemble d'images axiales et facilite la visualisation de structures spécifiques. La plupart des logiciels fournissent des modes permettant une reformation trans-planaria en série fournissant des coupes transversales.

2.6.2 Reconstruction curviligne panoramique

Cette approche permet d'ajuster un plan de coupe à la forme des arcades dentaires et en restituer ainsi une vue qui se rapproche de celle obtenue à partir d'un appareil panoramique.

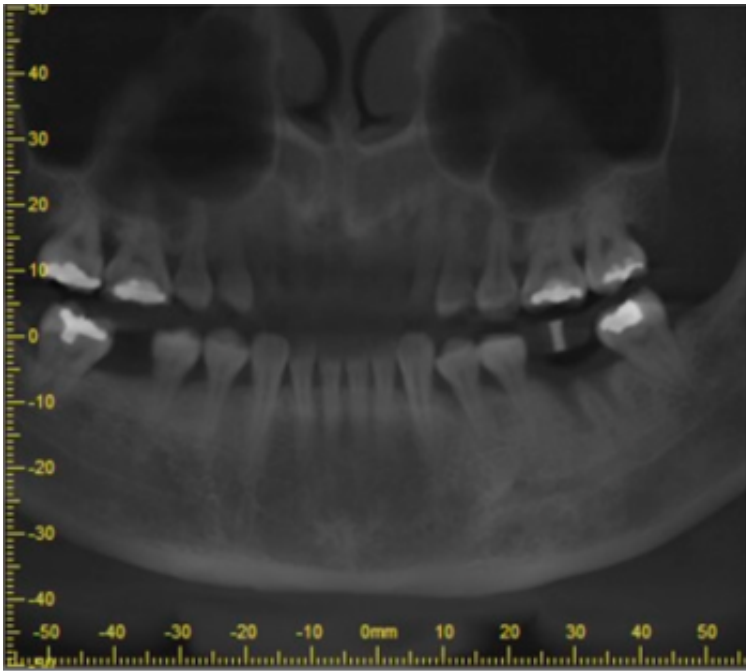


Figure 8. Reconstruction curviligne panoramique
Adaptée de Pauwels et al. [23]

2.7 Protocole basse dose

2.7.1 Réduction de la dose

Maintenir la dose de rayonnement aussi faible que possible (ALARA - As Low As Reasonably Achievable) constitue le principe directeur d'un examen radiologique [18]. L'objectif de réduction de dose peut être atteint de deux façons différentes. La première et la plus simple consiste à définir et limiter le volume d'acquisition. La deuxième façon consiste à améliorer certains aspects de la qualité de l'image, comme la réduction du bruit de l'image, qui peut ensuite être mise en œuvre afin de permettre la réduction de la dose de rayonnement. Cette tâche peut être accomplie en

optimisant les techniques de numérisation, et en améliorant la reconstruction de l'image et le traitement des données [24, 25].

Certaines études proposent, que la dose de rayonnement puisse être baissée tout en maintenant une qualité d'image suffisante pour faire un diagnostic. Le protocole clinique standard est de réduire le voltage de 90 kV à 80 kV et le milliampère de 4-6 à 3 mA avec une certaine flexibilité du temps d'acquisition selon le jugement de l'opérateur. Cet ajustement a permis une réduction de dose d'environ 50 % par rapport aux protocoles standards recommandés par les fabricants [14, 20, 26].

Avec le potentiel des algorithmes de reconstruction itérative nouvellement intégrés aux modalités d'imagerie TVFC [8, 9], la perspective d'une réduction de la dose encore plus importante pourrait devenir une réalité.

2.7.2 Reconstruction itérative (RI)

L'arrivée récente des méthodes IR a considérablement modifié les pratiques et le processus d'optimisation. La reconstruction itérative (IR) comme son nom l'indique, procède à de multiples calculs en boucle pour reconstruire l'image finale. C'est une méthode algorithmique qui utilise des modèles statistiques et géométriques afin de pondérer les données d'image. Par la suite, une nouvelle projection est simulée à partir des données brutes de l'image obtenue du CBCT [26]. Ce processus peut réduire indépendamment le bruit et préserver la résolution et la qualité de l'image.

Ces méthodes offrent de belles perspectives pour répondre à la problématique du compromis dose/qualité d'image. En effet, les premières publications ont mis en évidence un fort potentiel des IR dans la réduction de la dose. Les applications de cette technologie dans un cadre clinique peuvent entraîner une réduction de la dose 20 à 40 % [27-29]. Les utilisateurs sont maintenant capables de réaliser des acquisitions à de très basses doses en maintenant une qualité diagnostique acceptable de l'image [30, 31].

Cependant, cette utilisation présente également des contraintes puisqu'elle apporte une modification de la composition et de la texture de l'image [32]. Aussi, la réalisation d'acquisition

avec réductions importantes de la dose peut affecter la détection des structures à faible contraste [33].

2.8 Canines Incluses

2.8.1 Incidence

Une dent incluse est une dent ne pouvant pas faire une éruption complète après avoir terminé son développement radiculaire. Les dents de sagesse sont les dents les plus fréquemment incluses, suivi par les canines maxillaires [34]. Ainsi, l'inclusion des canines maxillaires permanentes est un problème relativement fréquent. Les études rapportent une incidence d'impaction de canines maxillaires chez les enfants de 7-13 ans variant de 0.92 à 2.2%. Il est estimé que 8% des cas présentent des impactions bilatérales et que 85% de celles-ci se retrouvent au palatin. L'incidence d'impaction des canines mandibulaires est de 0.35%. Les canines incluses sont aussi deux fois plus fréquentes chez les femmes que chez les hommes [35]. Certains attribuent cette différence au fait que la taille du crâne, du maxillaire et de la mandibule est relativement plus petite chez les femmes que chez les hommes [36].

2.8.2 Étiologie

L'étiologie des dent incluses est multifactorielle. Les causes peuvent être catégorisées selon une origine générale ou locale [37]. De façon globale, les impactions multiples sont plus souvent associées à des syndromes, des déficiences ou de la radiothérapie. À l'inverse, les étiologies concernant les impactions locales sont plus souvent associées aux facteurs suivants : (a) la différence de taille entre la dent et le périmètre d'arcade dentaire, (b) la rétention prolongée ou la perte prématurée de la dent primaire, (c) la position anormale du bourgeon dentaire (d), une lésion kystique, (e) l'ankylose, (f) la dilacération de la racine ou encore (g) une cause idiopathique.

Selon certains auteurs [38] la trajectoire d'éruption relativement longue et parfois sinueuse des canines maxillaires pourrait expliquer leur taux élevé d'inclusion. Lors de leur développement, les

canines maxillaires sont intimement liées aux racines des dents adjacents, notamment celles des incisives latérales.

Ainsi, l'absence ou la malformation de l'incisive latérale a été notée comme facteur de risque important. Il semblerait que l'incisive latérale serve de guide pour l'éruption de la canine. En effet, le risque d'inclusion de canines maxillaires est multiplié par un facteur de 2.4 lorsque l'incisive latérale est absente. [2]

2.9 Classification des canines incluses

Les canines incluses peuvent être classées en 3 positions, chacune comprenant un sous degré d'extension divisé selon le grade.

2.9.1 Position verticale

La position verticale de la canine incluse par rapport à l'incisive latérale peut être classée comme suit [39].

Grade 1 : portion coronaire de la canine située au-dessous du niveau de la jonction énamo-cémentaire (figure 10).

Grade 2 : portion coronaire de la canine située au-dessus du jonction énamo-cémentaire, mais en dessous de la moitié de la hauteur de la portion radiculaire de l'incisive latérale.

Grade 3 : portion coronaire de la canine située au-dessus de la moitié de la hauteur de la portion radiculaire de l'incisive latérale.

Grade 4 : portion coronaire de la canine située au-dessus de de la portion apicale de l'incisive latérale.

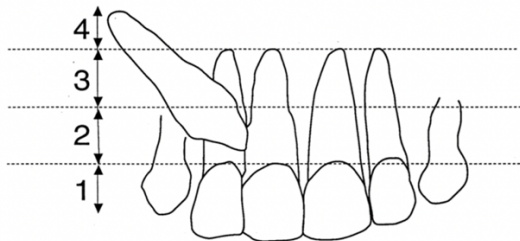


Figure 10. Position verticale de la canine
Adaptée de Stivaros et al. [39]

2.9.2 Type d'inclinaison

L'inclinaison de la canine incluse par rapport au plan sagittal médian peut être classée comme suit :

Verticale :

Lorsque l'axe long de la canine incluse est presque parallèle au plan sagittal médian et que l'angle est compris entre 0 et 15 degrés.

Mésio-angulée :

Lorsque l'axe long de la canine incluse est orienté vers le plan sagittal médian et que l'angle formé entre la canine et le plan sagittal médian est compris entre 15 et 70 degrés.

Horizontale :

Lorsque l'axe long de la canine incluse forme avec le plan sagittal médian un angle supérieur à 70 degrés.

Disto-angulée :

Lorsque l'axe long de la canine incluse s'éloigne du plan sagittal médian et que l'angle formé entre la canine et le plan sagittal médian est compris entre 15 et 70 degrés.

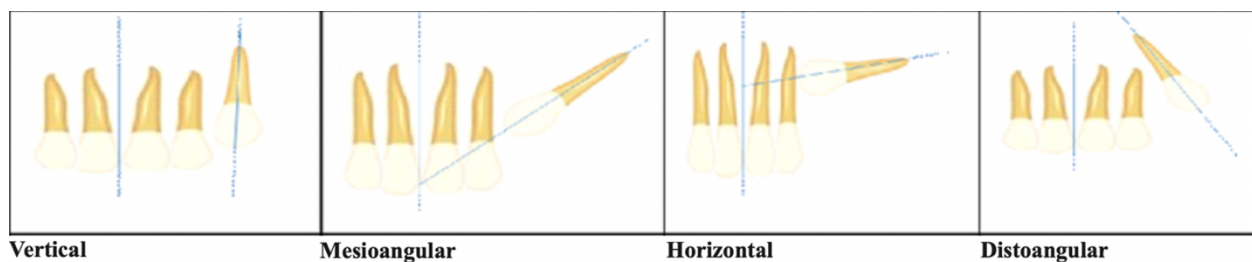


Figure 11. Type d'inclinaison de la canine incluse
Adaptée de Jain et al. [1]

2.9.3 Degré d'inclinaison

Le degré d'inclinaison pour les types mesio-angulée et disto-angulée de la canine par rapport à la ligne médiane peut être classé selon son degré de sévérité [39].

- Grade 1 : 0-15°
- Grade 2 : 16-31°
- Grade 3 : 31-70°.

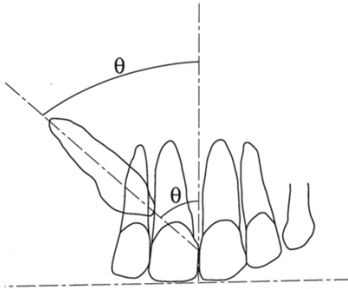


Figure 12. Degré d'inclinaison de la canine incluse
Adaptée de Stivaros et al. [39]

2.9.4 Relation avec l'incisive latérale

La relation de la canine incluse par rapport à l'incisive latérale peut être classée comme suit [39].

- Grade 1 : aucun chevauchement horizontal.
- Grade 2 : chevauchement inférieur à la moitié de la largeur de la racine de l'incisive latérale.
- Grade 3 : chevauchement supérieur à la moitié de la largeur de la racine de l'incisive latérale.
- Grade 4 : chevauchement dépassant la largeur de la racine.

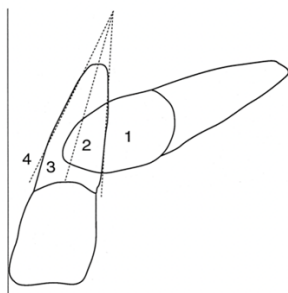


Figure 13. Relation de la canine incluse avec l'incisive latérale
Adaptée de Stivaros et al. [39]

2.10 Complications des canines incluses

Les canines incluses peuvent entraîner des complications importantes pour les dents adjacentes à savoir leur déplacement, la perte de vitalité, le raccourcissement de l'arcade dentaire, la formation de kystes folliculaires, l'ankylose, des infections récurrentes, de la douleur, de la résorption radiculaire. La résorption des dents voisines semble être le risque le plus prévalent (20-30%) [4, 40, 41]. Un diagnostic et un examen clinique précoces sont donc de la plus grande importance afin de prévenir ces complications qui peuvent souvent rester asymptomatiques.

2.10.1 Résorption radiculaire des dents adjacentes

La résorption de la racine de l'incisive latérale survient à proximité de la pointe de la canine [42]. La proximité (- 1 mm) entre la canine incluse et la portion radiculaire d'une dent adjacente constitue le prédicteur le plus important de la résorption radiculaire. La dent la plus affectée est toujours l'incisive latérale (80.5 % à 85.5 %) suivie de l'incisive centrale (9 % à 12.7 %). Le tiers apical est le site de résorption le plus fréquent (52 %) [35]. Malgré le pourcentage élevé de résorption, 70 % d'entre elles sont légères, sans atteinte pulpaire [35]. La résorption de l'incisive est aussi plus fréquente chez la femme que chez l'homme, avec un ratio de 2:1 [43].

2.11 Diagnostic d'impaction

La localisation de la dent incluse constitue un prérequis à toute intervention chirurgicale ou toute traction orthodontique.

Le diagnostic d'impaction est basé sur l'examen clinique et l'examen radiologique.

Les signes lors de l'examen clinique sont [44] :

- (a) un retard d'éruption de la canine (14-15 ans)
- (b) la présence d'une voussure/bosse palatine*
- (c) retard d'éruption ou une bascule distale de l'incisive latérale

*Certains auteurs ne considèrent pas l'absence de bosse canine au buccal comme un signe de diagnostic.

2.12 Méthodes diagnostiques

L'examen radiologique est un outil essentiel pour le diagnostic d'impaction.

2.12.1 Radiographie péri-apicale

Parmi les différentes techniques radiologiques, la radiographie péri-apicale est une technique très fiable. Elle permet en effet d'évaluer la relation de la canine avec les dents adjacentes aussi bien mésio-distalement que verticalement. Il est également possible d'évaluer la position bucco-linguale de la canine par rapport aux dents adjacentes, en réalisant deux incidences. Deux méthodes peuvent être mise en œuvre : Tube-shift technique ou Clark's rule et buccal-object rule [44].

Selon certains auteurs [44], l'utilisation de radiographies péri-apicales permet une évaluation précise de la position de la canine incluse dans 92% des cas. Cependant, seul 37% des cas permettent également une évaluation de la position de l'incisive latérale afin de la projeter par rapport à la canine incluse. L'évaluation de la condition de l'incisive latérale est d'une importance capitale puisque dans 0.7% à 12% des cas de canines incluses, l'incisive latérale présente de la résorption radiculaire. Aussi, 50% des résorptions au niveau des incisives latérales ne sont pas diagnostiquées avec la radiographie péri-apicale [45, 46].

2.12.2 Radiographie panoramique

Dans la pratique quotidienne, la radiographie panoramique est considérée comme l'approche de première intention pour détecter toute dent incluse [47].

Cependant, l'examen panoramique peut également conduire à une sous-estimation des complications associées à la présence d'une canine incluse. En effet, la résorption radiculaire ne devient clairement visible que lorsqu'elle est suffisamment avancée pour altérer le contour morphologique ou lorsqu'elle comprend toute l'épaisseur radiculaire [43]. La résorption est également difficile à diagnostiquer sur le cliché panoramique en raison du chevauchement de l'incisive et de la canine, le degré de résorption devant être comparé à l'épaisseur initiale de la racine [44]. Le problème principal vient de la représentation bidimensionnelle de structures tridimensionnelles conduisant inmanquablement à la perte de certaines informations.

En bref, lors de l'évaluation radiographique des canines incluses, les techniques d'imagerie bidimensionnelle (2D) rendent le diagnostic difficile en raison de la superposition des structures projetées et de leur distorsion [48]. Ces modalités radiologiques présentent donc plusieurs limites, notamment concernant la détermination de la position bucco-linguale de la canine, sa proximité réelle avec les racines des dents adjacentes, l'anatomie de la portion apicale, les éventuelles ankyloses ou encore les résorptions radiculaires des dents voisines [49, 50].

2.12.3 Tomodensitométrie volumique à faisceau conique

Les indications de la tomodensitométrie volumique à faisceau conique doivent prendre en compte le bénéfice diagnostique pour le patient [24, 41].

Il a été clairement démontré que cette modalité d'imagerie offre des performances diagnostiques bien supérieures à celles des autres méthodes notamment dans le bilan des résorptions radiculaires [45]. En effet, avec la venue des méthodes de radiographie TFVC, certaines études montrent que la résorption radiculaire des incisives latérales est retrouvée chez 38% des patients et celle des incisives centrales affecte 9% des patients contre 14% établi avec la radiologie conventionnelle [51].

La tomographie volumique constitue donc une modalité de choix pour l'évaluation des canines incluses ainsi que de la résorption radiculaire [52]. Dans ce contexte, la perspective d'une réduction significative de la dose pourrait devenir un atout majeur en faveur de cette approche d'imagerie.

CHAPITRE 3 : Problématique de la recherche

3.1 Les objectifs

3.1.1 Objectif principal

L'**objectif principal** de ce projet de recherche sera de valider le potentiel des modalités de reconstruction itérative nouvellement développées en imagerie Cone beam CT, afin de réduire, dans le cadre des bilans de localisation de canine incluse, la dose d'exposition.

3.1.2 Objectifs secondaires

L'**objectif secondaire** de notre étude était de valider le potentiel des modalités de reconstructions itératives dans l'évaluation du degré de résorption des dents adjacentes à la canine incluse.

Le **troisième objectif** de notre étude était de valider le potentiel des modalités de reconstructions itératives dans l'évaluation de présence d'ankylose ou de lésion associées à la canine incluse.

3.2 Les hypothèses

3.2.1 Hypothèse de recherche

L'hypothèse principale de ce travail de recherche repose sur l'idée qu'il serait envisageable de valider la localisation de la canine incluse à partir d'acquisition CBCT à demi-dose et quart de dose d'exposition.

CHAPITRE 4 : Matériel et méthodes

Ce chapitre présente la méthodologie utilisée pour réaliser la validation des modalités de reconstruction itérative en imagerie Cone beam CT, afin de réduire la dose d'exposition.

4.1 Comité d'éthique

Le jeu de données a été obtenues de manière rétrospective sous un protocole éthique approuvé par l'ÉTS et le CRCHUM (CE16.429-CBCT).

4.2 Échantillon

L'échantillon final comprenait une série d'analyses à postériori d'examens d'imagerie Cone Beam CT réalisés à la clinique d'orthodontie de la faculté de médecine dentaire de l'université de Montréal. Pour cette étude, 29 examens de patients âgés de 9 à 15 ans ont été retenus.

Critères d'inclusion :

- Présence d'une ou deux canines supérieures incluses
- Exposition de la dose Hi-resolution

Critères d'exclusion :

- Artéfacts de mouvement
- Artéfacts métalliques trop nombreux, c'est-à-dire la présence de broches à proximité des canines incluses

4.3 Données recueillies

4.3.1 Variables indépendantes

- Âge
- Sexe
- Origine géographique

- Canine supérieure

4.3.2 Variables dépendantes

- Position de la canine incluse :
 - Position verticale de la canine :
 - Haute (portion coronaire de la canine située au niveau du 1/3 apical de l'incisive latérale)
 - Moyenne (portion coronaire de la canine située au niveau du 1/3 radiculaire moyen de l'incisive latérale)
 - Basse (portion coronaire de la canine située au niveau 1/3 cervical de l'incisive latérale)
 - Alignée avec l'arcade dentaire
 - Position horizontale de la canine :
 - Buccale (portion coronaire de la canine en position buccale par rapport aux dents voisines)
 - Linguale (portion coronaire de la canine en position linguale par rapport aux dents voisines)
 - Alignée avec l'arcade dentaire
- Contact de la canine avec les dents voisines :
 - Présence de contact :
 - Distance entre la couronne de la canine et les dents voisines inférieure à 1 mm
 - Absence de contact :
 - Distance entre la couronne de la canine et les dents voisines supérieure à 1 mm
- Résorption radiculaire :
 - Présente/absente
 - Dents concernées :
 - Incisive centrale
 - Incisive latérale
 - Première prémolaire

- Localisation :
 - 1/3 apical
 - 1/3 radiculaire moyen
 - 1/3 cervical
- Site de résorption :
 - Versant radiculaire lingual
 - Versant radiculaire buccal
 - Versant radiculaire distal
 - Versant radiculaire mésial
- Degré de résorption :
 - Pas de résorption (couche cémentaire intacte)
 - Résorption débutante (résorption limitée à la moitié de l'épaisseur dentinaire)
 - Résorption modérée (résorption dépassant la moitié de l'épaisseur dentinaire)
 - Résorption sévère (résorption atteignant la pulpe)
- Ankylose :
 - Disparition de la radio-clarté du ligament parodontal (oui/non)
 - Signes de résorption radiculaire associée
- Lésions associées :
 - Hyperplasie du sac folliculaire (épaisseur du sac folliculaire < 5mm)
 - Kyste dentifère (épaisseur > 5mm)
 - Autres lésions (autres kystes, odontomes...)

4.4 Biais d'analyse lors des évaluations :

Il est important de noter qu'un biais d'analyse s'est produit lors de la collecte des données. En effet, lorsque l'analyse des scans a été effectuée par le résident en orthodontie, les images ont été évaluées de façon successive. Ceci aurait pu permettre à l'évaluateur d'identifier les structures spécifiques à chaque patient et de s'en souvenir lors des prochaines évaluations. Il aurait été préférable de faire les analyses de façon discontinu. De plus, les tests de fiabilités ont été fait par

deux examinateurs seulement. Afin d'éviter une erreur de calibration et d'obtenir des résultats plus concluants il aurait fallu introduire un troisième examinateur. Ces erreurs seront reprises avant la publication de cet article.

CHAPITRE 5 : Validation of low-dose CBCT imaging modalities in localization assessments of impacted canines

Abstract

AIM : The aim of this study was to validate the potential of newly developed iterative reconstruction methods in cone beam CT imaging to reduce the exposure dose for localization assessments of impacted canines.

METHODS : Forty Cone beam CT examinations of impacted canines were reconstructed at full dose (D), half dose (D2) and quarter dose (D4). These examinations were analyzed by a maxillofacial radiologist and by an orthodontic resident. Consistency between the assessments of the selected radiological criteria was evaluated with Kappa Cohen tests.

RESULTS : The results of this study showed Kappa values regarding the inter-examiner assessment of the impacted canine position with scores ranging from 0.606 - 0.839. The Kappa values determined for resorption, ankylosis and associated lesions were lower with scores between 0.000 and 0.529.

CONCLUSION : This study showed that the localization of impacted canines could potentially be possible at low dose (1/4 dose), compared to a conventional assay. However, the diagnosis of resorption, ankylosis or certain associated lesions requires high resolution and therefore full dose acquisitions.

KEYWORDS : CBCT, Dose reduction, Iterative reconstruction, Impacted canine, Orthodontie

Introduction:

3D imaging has a place of choice in therapeutic planning in orthodontics, and more particularly in the management of impacted teeth. The care of impacted canines is a recurring problem for orthodontists, with data from the literature showing that its prevalence could reach 1.38% of the population [1]. For the past 20 years, cone beam computed tomography (CBCT) imaging has seen an increase in clinical use in the maxillofacial area [53, 54]. Compared to conventional radiologic approaches, CBCT imaging allows much better evaluation of the impacted teeth [2, 3]. Distortion, magnification and overlapping of adjacent anatomical structures are some of the factors that can affect the performance of conventional radiology [4]. However, if the indication of 3D imaging in the assessment of impacted canines is well established, the ionizing radiation dose to the patient remains an important issue [6].

The typical shortcomings of CBCT are longer scan times, which result in more frequent motion artifacts, a reduced field of view (FOV) and reduced soft-tissue contrast due to an increased scatter-to-primary radiation ratio [3, 4]. Iterative reconstruction (IR) techniques employ a radiation attenuation model which, to some degree, mimics the physical imaging process. This allows for the use of lower radiation doses and reduction of various CT artifacts.

The clinical and radiological diagnosis of impacted canines is a challenge for orthodontists [58]. Several techniques have been proposed to prevent, intercept, or actively treat impacted maxillary canines. The approach depends on the age of the patient, the position of the canine, the presence of malocclusion, and the condition of the surrounding teeth [59, 60].

Often, the final orthodontic treatment options represent an important dilemma. The choice between the extraction of the impacted canine and orthodontic traction is critical and should be supported by a clear understanding of the patient's condition. In these cases, the location of the canine is a factor that greatly influences the choice of treatment. It is therefore of utmost importance to be able to locate the impacted canine as accurately as possible. For this reason, several experts in this domain have tried to develop different localization methods, using radiographic images such as panoramic, occlusal, periapical and lateral cephalograms [61].

Orthodontic treatment of impacted canines requires localising the latter precisely in order to decide whether to expose and tract it or surgically extract it [52]. CBCT imaging, which eliminates the issue of overlap of contiguous structures is currently considered the most appropriate radiological examination for diagnosis of impacted canines [44, 53]. Since CBCT imaging was proven to be effective for canine localization, it would be of great benefit to perform this examination with dose levels tending to those typical of 2D imaging.

To the best of our knowledge, IR has not been implemented for routine maxillofacial CBCT. The aim of this study is to validate the potential of a promising IR technique which has recently been adapted to Cone beam CT imaging of the maxillofacial region [9]. The study will focus on low-dose acquisitions in the context of impacted canine localization assessments.

Materials and methods:

This experimental validation study aims to validate the performance of very low dose approaches in the assessment of location of impacted canines. CBCT explorations were retrospectively collected. All the patients were referred to the Université de Montréal for CBCT examination because 3D visualization of the canine relative to the adjacent teeth was clinically indicated to determine the treatment plan. Among these patients, a posteriori selection of examination established using the following inclusion criteria: 9 -15 years old patients, presence of one or two impacted upper canine(s), high resolution CBCT acquisition. Exclusion criteria were motion artifacts and metal artifacts (from braces).

The raw data were a posteriori collected from the set of 2D projections of each CBCT examination. CBCT exploration exams were performed using a VGi scanner by NewTom (Verona, Italy). Access to rawdata was granted by the manufacturer. The rawdata were anonymized and assigned unique labels. They were reconstructed using a prototype IR software provided by UsefulProgress Services Inc. (Montreal, Canada). This software uses a statistical model of x-ray photon

attenuation to effectively mitigate noise in low-dose CBCT [9]. Reconstructed volumes were collected in the standard DICOM format and assessed with the manufacturer's imaging suite.

Since the present iterative reconstruction approach was recently developed, a software solution simulating the reconstruction techniques was implemented for this sole purpose. The raw data images were exported from the NNT imaging platform (Newtom, Verona, Italy) to the web page, where the reconstruction was completed according to the developed algorithm. When the reconstruction was completed, the new file containing the resulting 3D images were encrypted by the TLS protocol and then anonymized. In addition, they were each identified by a specific code, based on the exact time of the reconstruction. To ensure no potential errors, the reconstruction time was based on GMT - Greenwich Mean Time. This made it possible to find each folder precisely.

The patients retained for this study were imaged with the same imaging protocol, denoted as HiRes (high-resolution) by the manufacturer. Clinical examinations with this protocol yield 360 2D projections. The NewTom VGi Cone beam CT Unit is equipped with automatic exposure adjustment based on patient anatomy, which corresponds to clinical exposure ranging from 22.07 mAs to 55.14 mAs. The CBCT scans were taken using an 8 x 8 cm FOV or 12 x 8 cm FOV.

Among the 50 patient scans considered for the study, 29 were eligible according to our criteria, with some patients having two impacted canines. In total, 40 cases of canines were used in this study.

Low-dose imaging was simulated retrospectively using the few-view approach i.e., a subset of original projections acquired at regular angular increments over 360° was used for reconstruction. In this study the full dose is denoted as D and corresponds to 360 projections, half dose as D2 with 180 projections and quarter dose as D4 with 90 projections. Each patient scan was therefore reconstructed using IR at three dose levels, resulting in three corresponding volumetric datasets. The reconstructed volumes were used for impacted canine localization by a maxillofacial radiologist with over 20 years of experience and by a third-year resident in orthodontic specialty. Throughout the study, the CBCT images obtained from the different datasets (D, D2, D4) were presented in a random order.

The observers completed a questionnaire (Table 1) for the following categorical variables: Vertical position of the canine compared to the neighboring teeth (high, medium, low, aligned). Horizontal position of the canine compared to the neighboring teeth (buccal, lingual, aligned). Presence or absence of contact with the neighboring teeth. Presence or absence of root resorption. Root resorption was classified according to which tooth it involved (central incisor, lateral incisor, first premolar), location (apical third, middle third, cervical third), site of the tooth affected (mesial, distal, buccal, lingual), and degree (none, early, moderate, severe). Presence or absence of ankylosis. Presence or absence of associated lesions (follicular sac hyperplasia, tooth cyst).

Table 1. Questionnaire of categorical variables evaluated

Vertical Position	0=High, 1= Medium, 2= Low, 3= Aligned
Horizontal Position	0=Buccale, 1= Linguale, 2= Apical, 3= Aligned
Contact with neighboring teeth	0=Yes/1=No
Root resorption	0=Yes/1=No
Tooth involved	0=Central incisor, 1=Lateral incisor, 2=First premolar
Resorption localisation	0= 1/3 Apical 1= 1/3 Middle, 2= 1/3 Cervical
Resorption site	0= Buccal, 1= Lingual, 2= Mesial, 3= Distal, 4 = Apical
Resorption degree	0= No resorption, 1= Early, 2= Moderate, 3= Severe
Ankylosis	0=Yes/1=No
Associated lesions	0=Yes/1=No

Statistical analysis:

A reliability test of Cohen's Kappa was carried out between examiners from a subsample of 10 scans selected at random. Then, the 40 exams were evaluated by the maxillofacial radiologist. The intra-examiner reliability for each of the categorical variable was then measured using a Cohen's

Kappa score to differentiate results obtained with the clinical dose level and the reduced dose levels. According to Landis and Koch [51], Kappa score < 0 indicates no agreement, a score of 0-0.20 was considered as mild, 0.21-0.40 as moderate, 0.41-0.60 as moderate, 0.61-0.80 as excellent, and 0.81-1 as near perfect agreement.

Results:

We can classify the results obtained according to each variable studied. Cohen's Kappas were calculated for the categorical variables.

The results are presented in tables 2 and 3 respectively. Cohen's Kappa coefficients for the inter-rater reliability of the 10 examinations are displayed in Table 2. The intra-rater Kappa Cohen coefficients of the 40 examinations are listed in Table 3. A perfect reliability (Kappa score of 1.000) between examiners for the evaluation of vertical position, resorption and associated lesions was observed (Table 2). The reliability is still strong for the evaluation of the horizontal position and ankylosis (Kappa score > 0.500). A good reliability (Kappa score >0.500) for the evaluation of the position of the impacted canine was noted (Table 3). However, there level of reliability was lower (Kappa score <0.500) for the evaluation of resorption, ankylosis or associated lesion.

Table 2. Cohen's Kappa for inter-examiner reliability for 10 scans selected at random.

Examination Criteria	Kappa CohenValues
Vertical position	1.000
Horizontal position	0.632
Contact with adjacent teeth	0.000*
Root Resorption	1.000
Tooth affected	1.000
Resorption Localisation	1.000
Resorption Site	1.000
Resorption Degree	1.000
Ankylosis	0.506
Associated Lesion	1.000

* The kappa is not calculated because the results are constant.

Table 3. Cohen kappa for intra-examiner reliability for the 40 scans.

Examination Criteria	Kappa Cohen Values
Vertical Position D vs D2	0.647
Vertical Position D vs D4	0.606
Horizontal Position D vs D2	0.748
Horizontal Position D vs D4	0.839
Contact with adjacent teeth D vs D2	1.000
Contact with adjacent teeth D vs D4	0.000*
Root Resorption D vs D2	0.324
Root Resorption D vs D4	0.101
Tooth affected D vs D2	0.385
Tooth affected D vs D4	0.188
Resorption Localisation D vs D2	0.201
Resorption Localisation D vs D4	0.155
Resorption Site D vs D2	0.425
Resorption Site D vs D4	0.233
Resorption Degree D vs D2	0.346
Resorption Degree D vs D4	0.149
Ankylosis D vs D2	0.529
Ankylosis D vs D4	0.124
Associated Lesion D vs D2	0.000*
Associated Lesion D vs D4	-0.026

* The kappa is not calculated because the results are constant.

Excellent inter-rater reliability was observed. Indeed, the values for each of the criteria are all above 0.500, as indicated in Table 2.

Intra-examiner reliability is relatively more variable depending on the criteria evaluated. The values of the criteria for the evaluation of the canine position in the three reference planes show a Kappa score higher than 0.500. However, the evaluation criteria for resorption, ankylosis and associated lesions show a lower Kappa score (Table 3).

Furthermore, for each patient, we can illustrate the image quality at D, D2 and D4 of each criteria evaluated. For example, Figure 1 shows the image quality for assessing three-dimensional tooth position of the upper right impacted canine at D (A), D2 (B) and D4 (C). In Figure 2, image quality for assessing root resorption of the upper lateral incisor at D (A), D2 (B) and D4 (C) is represented.



Figure 1. Image quality for assessing tooth position of the upper right impacted canine of the same patient at D (A), D2 (B) and D4 (C). Buccal view on the left and lingual view on the right. In this case, the impacted canine position can properly be assessed at D, D2 and D4.

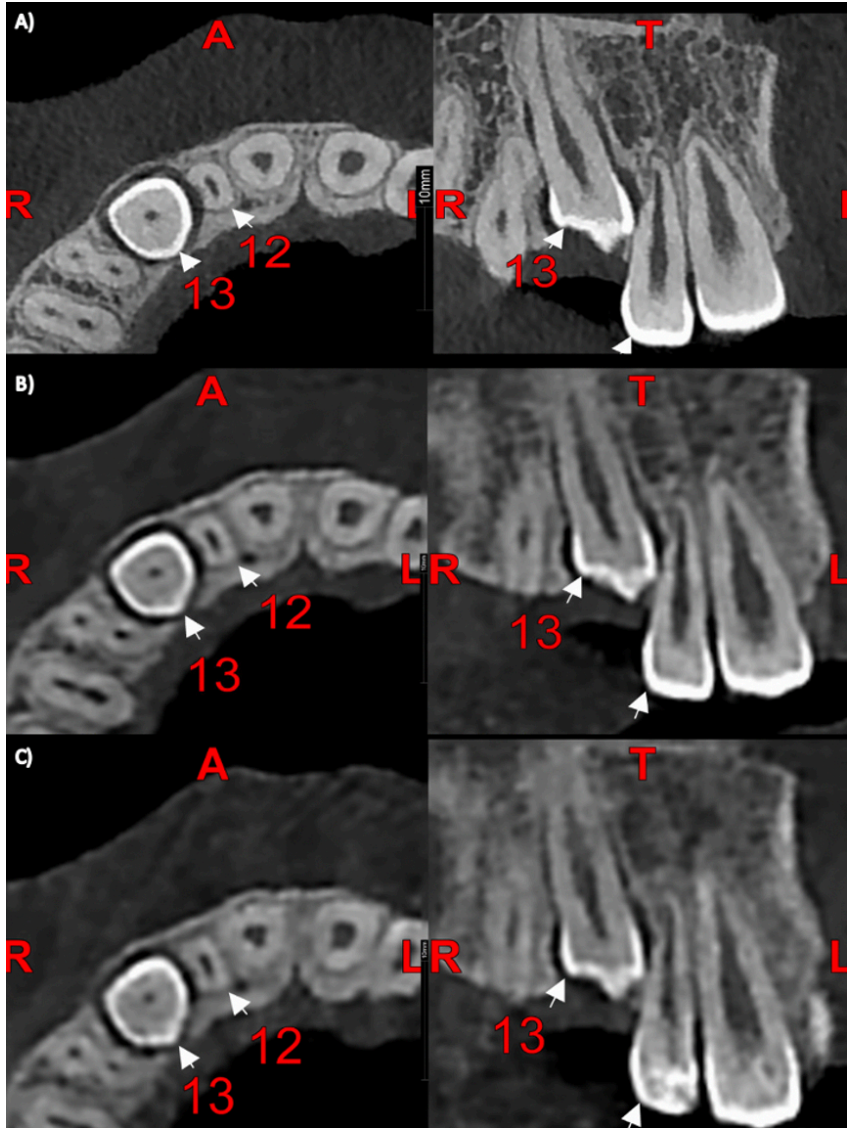


Figure 2. Assessing root resorption of the upper right lateral incisor at D (A), D2 (B) and D4 (C). The figure shows an axial view on the left and a coronal view on the right. In this case, the root resorption displayed on the apical third of the distal aspect of the lateral incisor (#12) can be depicted at D, D2 and D4.

Discussion:

It is important to note that the inter-examiner reliability results are in strong agreement, with Kappa scores ranging mostly from 0.632-1.000. The only score showing moderate agreement was for the assessment of ankylosis. This is most likely due to the fact that the presence of ankylosis is a difficult element to be assessed by a resident in orthodontics without experience in the diagnostic reading of Cone beam CT images.

The main objective of the present study was to validate the potential of iterative reconstruction modalities in the localization of the impacted canine. This element is of paramount importance in orthodontics, since it guides towards the adequate choice of the direction of the traction of the impacted tooth. This allows the treatment to be as efficient as possible [54]. Whether assessing the vertical or horizontal position of the canine, the iterative reconstruction modalities seem to be particularly robust as suggested by the corresponding Kappa values for inter-observer variability (1.000 and 0.632 respectively). Clinically, this suggests that an examiner with less radiologic experience can evaluate the horizontal and vertical position of an impacted canine with as much precision as an experienced maxillo-facial radiologist. Moreover, the ability to localize the canine remains excellent even after significant dose reduction as indicated by the high Kappa values for intra-examiner variability at D2 and even at D4 (vertical position: respectively 0.647 and 0.606; horizontal position: respectively 0.748 and 0.839). However, a relatively slight decrease in reliability for the assessment of the vertical position of the canine was observed at D4; this might be caused by the image degradation associated with dose reduction. Regarding the horizontal positioning of the impacted canine, these results are rather unexpected, since a lower dose yields a higher reliability. However, considering the small difference in Kappa values, it may indicate that this metric is not very sensitive to dose, in this range of doses and for this IR algorithm. The observed discrepancy may also be explained by the wide choice of measurement techniques, depending on whether one relies on the position of the crown or the root. Also, the evaluation can be different depending on whether one places it in relation to the mesial or distal tooth. However, with proper initial guidelines, this evaluation may have had better reliability.

Nevertheless, the results are encouraging, since they clearly indicate that it is possible to accurately locate an impacted tooth even with a four-fold dose reduction. These observations indicate that

low-dose CBCT with IR has the potential to replace conventional CBCT for impacted canines, all while offering reduced patient risks related to ionizing radiation.

The secondary objective of this study was to validate the potential of iterative reconstruction modalities in assessing the presence and degree of resorption. This element is extremely important in orthodontics since it guides the choice of whether or not to extract the impacted tooth [47]. Intra-examiner results demonstrate moderate reliability in assessing root resorption at D2 (Table 2). Reliability results are even lower for the assessment at D4 (Table 2). Indeed, the Kappa scores in D2 indicate a reliability of 0.324 for the assessment of resorption, a score of 0.385 for the tooth involved, 0.201 for the location, 0.425 for the site, and 0.346 for the degree of resorption. Reliability in D4 is lower with Kappa scores of 0.101 for the assessment of resorption, a score of 0.188 for the tooth involved, 0.155 for the location, 0.233 for the site and 0.149 for the degree of resorption. This was to be expected given the increased image degradation with a quarter projections (Figure 2). This clearly demonstrates that in the assessment of root resorption, the dose reduction prevents accurate diagnosis. Therefore, when root resorption is suspected from the original 2D panoramic and further imaging is required, a high-resolution CBCT scan may be advised. In this context, low dose protocol does not provide sufficient image quality for proper diagnosis.

The third objective of the present study was to validate the potential of iterative reconstruction modalities in the evaluation of the presence of ankylosis or associated lesion with the impacted canine. This element is also important in orthodontics since it guides the decision to extract the impacted tooth [55]. Inter-examiner reliability demonstrated a medium agreement for the assessment of ankylosis, and a perfect agreement for the assessment of associated lesions with a Kappa score of 0.506 and 1.000 respectively. We conjecture that proper assessment of tooth ankylosis is extremely difficult for an examiner without extensive experience in radiology. Tooth ankylosis is described as the pathological fusion between alveolar bone and the cementum of teeth [55]. For ankylosis to happen, the periodontal ligament surrounding the root of the tooth must be lost. However, the diagnosis of ankylosis is made even if the periodontal ligament loss is partial [56]. Moreover, the dose reduction prevents the accurate diagnosis of ankylosis or an associated lesion as indicated by the moderate or very low reliability agreement in the assessment of ankylosis

and associated lesion at D2. The reliability results are still slight for the assessment of ankylosis at D4. Indeed, the Kappa scores are 0.529 and 0.124 at D2 and D4 respectively. About associated lesion, the reliability is null as it shows a Kappa score of 0.000 and -0.026 at D2 and D4 respectively.

Conclusion:

The reconstructed CBCT images with two-fold and four-fold dose reduction thus allow thus for accurate localization of the impacted canines. Such a reduction in dose is close to the dose levels observed in conventional radiology, especially those of the panoramic examination. In this context, we could perhaps imagine that with the future refinement of iterative reconstruction modalities, low-dose CBCT could become the modality of choice for locating an impacted canine.

Nevertheless, if the goal of the practitioner is to assess resorption, ankylosis or associated lesion, dose reduction would not allow proper diagnosis. For future studies, it would be interesting to research different dose reduction protocols such as for example $\frac{3}{4}$ dose. Would this reduction be enough to properly assess all the above criteria, and if so would a quarter dose reduction prove significant benefits for the patient.

Références

1. Jain, S. and S. Debbarma, *Patterns and prevalence of canine anomalies in orthodontic patients*. Med Pharm Rep, 2019. **92**(1): p. 72-78.
2. Pico, C.L., et al., *Comparative analysis of impacted upper canines: Panoramic radiograph Vs Cone Beam Computed Tomography*. J Clin Exp Dent, 2017. **9**(10): p. e1176-e1182.
3. Eslami, E., et al., *Cone-beam computed tomography vs conventional radiography in visualization of maxillary impacted-canine localization: A systematic review of comparative studies*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2017. **151**(2): p. 248-258.
4. Botticelli, S., et al., *Two- versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines*. Eur J Orthod, 2011. **33**(4): p. 344-9.
5. Haney, E., et al., *Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. **137**(5): p. 590-7.
6. Grisar, K., et al., *Three-dimensional position of impacted maxillary canines: Prevalence, associated pathology and introduction to a new classification system*. Clin Exp Dent Res, 2019. **5**(1): p. 19-25.
7. Kadesjo, N., et al., *Radiation dose from X-ray examinations of impacted canines: cone beam CT vs two-dimensional imaging*. Dentomaxillofac Radiol, 2018. **47**(3): p. 20170305.
8. Matenine, D., et al., *Potential of iterative reconstruction for maxillofacial cone beam CT imaging: technical note*. Neuroradiology, 2020. **62**(11): p. 1511-1514.
9. Matenine, D., et al., *Iterative reconstruction for image enhancement and dose reduction in diagnostic cone beam CT imaging*. J Xray Sci Technol, 2019. **27**(5): p. 805-819.
10. Venkatesh, E. and S.V. Elluru, *Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry*. J Istanbul Univ Fac Dent, 2017. **51**(3 Suppl 1): p. S102-S121.
11. Bernaerts, A., et al., *Tumors and tumor-like lesions of the jaw mixed and radiopaque lesions*. JBR-BTR, 2006. **89**(2): p. 91-9.
12. Duinkerke, A.S., et al., *Evaluation of a technique for standardized periapical radiographs*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1977. **44**(4): p. 646-51.
13. Thomas, A. and A.K. Banerjee, *The history of radiology*. First edition. ed. Oxford medical histories. 2013, Oxford, United Kingdom: Oxford University Press. xiii, 222 pages.
14. Lorenzoni, D.C., et al., *Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose*. Int J Dent, 2012. **2012**: p. 813768.
15. Silva, M.A., et al., *Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008. **133**(5): p. 640 e1-5.
16. Aanenson, J.W., J.E. Till, and H.A. Grogan, *Understanding and communicating radiation dose and risk from cone beam computed tomography in dentistry*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(3): p. 353-360.
17. Jadu, F.M., et al., *The effect of varying cone beam computed tomography image resolution and field-of-view centralization on effective radiation dose*. Saudi Med J, 2018. **39**(5): p. 470-475.

18. Signorelli, L., et al., *Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics*. J Orofac Orthop, 2016. **77**(1): p. 9-15.
19. Farman, A.G. and W.C. Scarfe, *Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **130**(2): p. 257-65.
20. Yu, L., et al., *Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective*. Imaging Med, 2009. **1**(1): p. 65-84.
21. Schulze, R., et al., *Artefacts in CBCT: a review*. Dentomaxillofac Radiol, 2011. **40**(5): p. 265-73.
22. Lee, E.H., et al., *Comparison of three midsagittal planes for three-dimensional cone beam computed tomography head reorientation*. Korean J Orthod, 2020. **50**(1): p. 3-12.
23. Pauwels, R., et al., *Technical aspects of dental CBCT: state of the art*. Dentomaxillofac Radiol, 2015. **44**(1): p. 20140224.
24. Huang, J., A. Bumann, and J. Mah, *Three-dimensional radiographic analysis in orthodontics*. J Clin Orthod, 2005. **39**(7): p. 421-8.
25. Scarfe, W.C., A.G. Farman, and P. Sukovic, *Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice*. J Can Dent Assoc, 2006. **72**(1): p. 75-80.
26. Washio, H., et al., *Dose Reduction and Low-Contrast Detectability Using Iterative CBCT Reconstruction Algorithm for Radiotherapy*. Technol Cancer Res Treat, 2022. **21**: p. 15330338211067312.
27. Seibert, J.A., *Iterative reconstruction: how it works, how to apply it*. Pediatr Radiol, 2014. **44 Suppl 3**: p. 431-9.
28. Lee, H.C., et al., *An efficient iterative CBCT reconstruction approach using gradient projection sparse reconstruction algorithm*. Oncotarget, 2016. **7**(52): p. 87342-87350.
29. Padole, A., et al., *CT radiation dose and iterative reconstruction techniques*. AJR Am J Roentgenol, 2015. **204**(4): p. W384-92.
30. Naoum, C., P. Blanke, and J. Leipsic, *Iterative reconstruction in cardiac CT*. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2015. **9**(4): p. 255-63.
31. Padole, A., et al., *Assessment of Filtered Back Projection, Adaptive Statistical, and Model-Based Iterative Reconstruction for Reduced Dose Abdominal Computed Tomography*. J Comput Assist Tomogr, 2015. **39**(4): p. 462-7.
32. Ott, J.G., et al., *Update on the non-prewhitening model observer in computed tomography for the assessment of the adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms*. Phys Med Biol, 2014. **59**(15): p. 4047-64.
33. Schindera, S.T., et al., *Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved?* Radiology, 2013. **269**(2): p. 511-8.
34. Waugh, R.L., *[Use of Cone Beam Computerized Tomography (CBCT) in orthodontic diagnosis and treatment planning in the presence of a palatally-impacted canine]*. Orthod Fr, 2014. **85**(4): p. 355-61.
35. da Silva Santos, L.M., et al., *Cone-beam computed tomography findings of impacted upper canines*. Imaging Sci Dent, 2014. **44**(4): p. 287-92.
36. Archer, W.H., *Oral and maxillofacial surgery*. 5th ed. 1975, Philadelphia: Saunders.
37. Jacoby, H., *The etiology of maxillary canine impactions*. Am J Orthod, 1983. **84**(2): p. 125-32.

38. Moyers, R.E., F.L. Bookstein, and K.E. Guire, *The concept of pattern in craniofacial growth*. Am J Orthod, 1979. **76**(2): p. 136-48.
39. Stivaros, N. and N.A. Mandall, *Radiographic factors affecting the management of impacted upper permanent canines*. J Orthod, 2000. **27**(2): p. 169-73.
40. Becker, A., P. Smith, and R. Behar, *The incidence of anomalous maxillary lateral incisors in relation to palatally-displaced cuspids*. Angle Orthod, 1981. **51**(1): p. 24-9.
41. Walker, L., R. Enciso, and J. Mah, *Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2005. **128**(4): p. 418-23.
42. Ericson, S. and P.J. Kurol, *Resorption of incisors after ectopic eruption of maxillary canines: a CT study*. Angle Orthod, 2000. **70**(6): p. 415-23.
43. Guarnieri, R., et al., *Impacted maxillary canines and root resorption of adjacent teeth: A retrospective observational study*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2016. **21**(6): p. e743-e750.
44. Ericson, S. and J. Kurol, *Incisor resorption caused by maxillary cuspids. A radiographic study*. Angle Orthod, 1987. **57**(4): p. 332-46.
45. Alqerban, A., et al., *Pre-surgical treatment planning of maxillary canine impactions using panoramic vs cone beam CT imaging*. Dentomaxillofac Radiol, 2013. **42**(9): p. 20130157.
46. Alqerban, A., et al., *Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption*. Eur J Orthod, 2011. **33**(1): p. 93-102.
47. Lindauer, S.J., et al., *Canine impaction identified early with panoramic radiographs*. J Am Dent Assoc, 1992. **123**(3): p. 91-2, 95-7.
48. Alfaleh, W. and S. Al Thobiani, *Evaluation of impacted maxillary canine position using panoramic radiography and cone beam computed tomography*. Saudi Dent J, 2021. **33**(7): p. 738-744.
49. Alqerban, A., et al., *Root resorption of the maxillary lateral incisor caused by impacted canine: a literature review*. Clin Oral Investig, 2009. **13**(3): p. 247-55.
50. Alqerban, A., et al., *Predictors of root resorption associated with maxillary canine impaction in panoramic images*. Eur J Orthod, 2016. **38**(3): p. 292-9.
51. Akkuc, S., G. Duruk, and S. Duman, *Evaluation of impacted canines' localization and adjacent lateral incisors' root resorption with orthopantomography and cone-beam computed tomography*. Oral Radiol, 2021. **37**(3): p. 476-486.
52. Shukla, S., A. Chug, and K.I. Afrashtehfar, *Role of Cone Beam Computed Tomography in Diagnosis and Treatment Planning in Dentistry: An Update*. J Int Soc Prev Community Dent, 2017. **7**(Suppl 3): p. S125-S136.
53. De Vos, W., J. Casselman, and G.R. Swennen, *Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature*. Int J Oral Maxillofac Surg, 2009. **38**(6): p. 609-25.
54. Kishimoto, J., et al., *Image quality improvements using adaptive statistical iterative reconstruction for evaluating chronic myocardial infarction using iodine density images with spectral CT*. Int J Cardiovasc Imaging, 2018. **34**(4): p. 633-639.
55. Andersson, L., et al., *Tooth ankylosis. Clinical, radiographic and histological assessments*. Int J Oral Surg, 1984. **13**(5): p. 423-31.

56. Plaisance, F., J.B. Kerbrat, and P. Goudot, *Three-dimensional reconstructions of CT scans and cone beam CT of impacted maxillary canines in order to locate areas of ankylosis before orthodontic traction*. *Int Orthod*, 2017. **15**(4): p. 575-587.

/