



HAUTE AUTORITÉ DE SANTÉ

**TOMOGRAPHIE VOLUMIQUE A FAISCEAU CONIQUE DE LA
FACE (*CONE BEAM COMPUTERIZED TOMOGRAPHY*)**

RAPPORT D'EVALUATION TECHNOLOGIQUE

Décembre 2009

Service évaluation des actes professionnels

Ce rapport est téléchargeable sur
www.has-sante.fr

Haute Autorité de Santé
Service communication
2 avenue du Stade de France – 93218 Saint-Denis La Plaine CEDEX
Tél. : +33 (0)1 55 93 70 00 – Fax +33 (0)1 55 93 74 00

Ce rapport a été validé par le Collège de la Haute Autorité de Santé en **décembre 2009**.

© Haute Autorité de Santé – **2009**

L'ÉQUIPE

Ce rapport d'évaluation a été réalisé par Mme le Dr Françoise SAINT-PIERRE, chef de projet au Service évaluation des actes professionnels.

La recherche documentaire a été effectuée par Mme Gaëlle FANELLI, documentaliste, avec l'aide de Mlle Lavinia MOSNEGUTU.

L'organisation logistique et le travail de secrétariat ont été réalisés par Mlle Frédérique DEVAUX.

Pour tout contact au sujet de ce rapport :

Tél. : 01 55 93 71 12

Fax : 01 55 93 74 35

Courriel : contact.seap@has-sante.fr

Service évaluation des actes professionnels
Chef de service, Mme le Dr Sun Hae LEE-ROBIN
Adjoint au chef de service, M. le Dr Denis Jean DAVID, docteur ès sciences

Service Documentation et information des publics
Chef de service, Mme le Dr Frédérique PAGES, docteur ès sciences
Adjoint au chef de service, Mme Christine DEVAUD

TABLE DES MATIÈRES

L'ÉQUIPE	3
LISTE DES ABRÉVIATIONS	6
TEXTE COURT	7
I. INTRODUCTION ET OBJECTIFS	7
II. MÉTHODE	7
III. RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION	8
III.1 Performances techniques et dosimétriques	8
III.2 Indications et champs d'application clinique du CBCT	8
<i>III.2.1 Cariologie</i>	8
<i>III.2.2 Endodontie et chirurgie endodontique</i>	9
<i>III.2.3 Parodontologie</i>	9
<i>III.2.4 Implantologie et chirurgie buccale</i>	9
<i>III.2.5 Orthodontie</i>	9
<i>III.2.6 Chirurgie maxillo-faciale</i>	10
<i>III.2.7 ATM</i>	10
<i>III.2.8 ORL</i>	10
III.3 Conditions de réalisation	10
IV. CONCLUSIONS	11
INTRODUCTION	12
CONTEXTE	13
I. SOURCES D'INFORMATION	13
II. DESCRIPTION TECHNIQUE	13
II.1 Principe	13
II.2 Caractéristiques techniques	14
II.3 Aspects dosimétriques	15
III. LES PATHOLOGIES CONCERNÉES	16
IV. RÉGLEMENTATION ET DIFFUSION	17
IV.1 Radioprotection	17
<i>IV.1.1 Justification des actes</i>	17
<i>IV.1.2 Optimisation</i>	18
<i>IV.1.3 Formation à la radioprotection</i>	18
IV.2 Installation et contrôle qualité	19
V. AUTRES TECHNIQUES D'IMAGERIE	19
MÉTHODE D'ÉVALUATION	21
I. RECHERCHE DOCUMENTAIRE	21
I.1 Bases automatisées de données bibliographiques	21
<i>I.1.1 Liste des bases interrogées</i>	21
<i>I.1.2 Stratégie d'interrogation des bases et résultats</i>	21
I.2 Sites internet et autre sources	23
<i>I.2.1 Liste des sites consultés</i>	23
II. SÉLECTION DES DOCUMENTS	24
III. GROUPE DE TRAVAIL	24
III.1 Constitution	24
III.2 Composition	25
III.3 Déclaration d'intérêts	25
III.4 Recueil de la position argumentée du groupe de travail	25
RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION	26
I. PERFORMANCES TECHNIQUES ET DOSIMÉTRIQUES	26

I.1	Qualité des images	26
I.2	Précision des mesures	29
	<i>I.2.1 Précision des mesures linéaires CBCT versus mesures réelles</i>	<i>29</i>
	<i>I.2.2 Précision des mesures céphalométriques CBCT versus radiographie conventionnelle</i>	<i>33</i>
	<i>I.2.3 Comparaison des mesures linéaires et de distance CBCT versus scanner</i> .	<i>36</i>
I.3	Dosimétrie	38
	<i>I.3.1 Dosimétrie comparative avec différents appareils</i>	<i>38</i>
	<i>I.3.2 Dosimétrie comparative avec différents paramétrages</i>	<i>39</i>
I.4	Conclusions sur les performances techniques et dosimétriques	43
II.	BÉNÉFICES DIAGNOSTIQUES ET/OU THÉRAPEUTIQUES	44
II.1	En cariologie	44
II.2	En endodontie et chirurgie endodontique	44
	<i>II.2.1 Études in vitro</i>	<i>44</i>
	<i>II.2.2 Études in vivo</i>	<i>44</i>
II.3	En parodontologie	47
	<i>II.3.1 Études in vivo</i>	<i>47</i>
II.4	En implantologie	49
II.5	En chirurgie buccale et maxillo-faciale,	50
II.6	En orthodontie	52
II.7	Chirurgie assistée par ordinateur	52
	<i>II.7.1 Chirurgie maxillo-faciale</i>	<i>52</i>
	<i>II.7.2 Chirurgie endoscopique du sinus</i>	<i>53</i>
II.8	ORL	54
II.9	Articulation Temporo-mandibulaire	54
III.	CONDITIONS DE RÉALISATION : RECOMMANDATIONS	57
	CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES	59
I.	PERFORMANCES TECHNIQUES ET DOSIMÉTRIQUES	59
II.	INDICATIONS ET CHAMPS D'APPLICATION CLINIQUE DU CBCT	59
II.1	Cariologie	60
II.2	Endodontie et chirurgie endodontique	60
II.3	Parodontologie	60
II.4	Implantologie et chirurgie buccale	61
II.5	Orthodontie	61
II.6	Chirurgie maxillo-faciale	61
II.7	ORL	61
II.8	ATM	62
III.	CONDITIONS DE RÉALISATION	63
	ANNEXES	64
I.	MÉTHODE GÉNÉRALE D'ELABORATION D'UN RAPPORT D'ÉVALUATION D'UNE TECHNOLOGIE DE SANTÉ	64
II.	CONDITIONS ACTUELLES DE LA PRISE EN CHARGE PAR L'ASSURANCE MALADIE	66
III.	GLOSSAIRE	66
	RÉFÉRENCES	69

LISTE DES ABRÉVIATIONS

AFSSAPS : Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé
ANAES : Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé
ATM : Articulation Temporo-Mandibulaire
AP-HP : Assistance Publique-Hôpitaux de Paris
CBCT: *Cone Beam Computerised Tomography*
CCAM : Classification Commune des Actes Médicaux
CEDIT : Comité d'Evaluation et de Diffusion des Innovations Technologiques
CSP : Code de la Santé Publique
EADMFR: *European Association of Dento-Maxillo-Facial Radiology*
Euratom: *European Atomic energy community*
HAS : Haute Autorité de Santé
ICPR : Recommandations de la Commission Internationale de Protection Radiologique
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire
JORF : Journal Officiel de la République Française
ORL : Oto-Rhino-Laryngologie
Rx : Radiographie
SEDEXCT: *Safety and efficacy of a new and emerging dental X-ray modality*
SFR : Société Française de Radiologie
TDM : Tomodensitométrie
UNCAM : Union Nationale des Caisses d'Assurance Maladie

TEXTE COURT

I. INTRODUCTION ET OBJECTIFS

Ce rapport décrit les résultats de l'évaluation technologique « Tomographie volumique de la face (*cone beam computerized tomography*) ». Cette évaluation a été demandée par la Société Française de Radiologie, l'AP-HP et l'UNCAM.

Cette technique sectionnelle autorise une imagerie de l'ensemble du complexe maxillo-facial ou une exploration complète ou limitée des structures maxillo-mandibulaire et dento-alvéolaire.

Les appareils se distinguent du scanner traditionnel qui effectue plusieurs coupes linéaires se superposant lors des multiples rotations du système. Le CBCT quant à lui, travaille non plus avec un faisceau RX mince, mais avec un faisceau ouvert, conique, ce qui lui permettra en une seule révolution de balayer l'ensemble du volume à radiographier.

La diffusion de cette technique, jugée pour beaucoup prometteuse, en raison de sa faible dosimétrie et du caractère tridimensionnel de son image, est déjà largement avancée. Il est donc désormais important de faire le point sur la place réelle de cette technologie en imagerie dento-maxillo-faciale.

Cette évaluation a donc pour objectif de répondre aux questions suivantes :

- Quelles sont les performances techniques et dosimétriques de l'appareil ?
- Quels sont les bénéfices potentiels en termes diagnostique et thérapeutique par rapport aux techniques d'imagerie existantes ?
- Quelles sont les indications et la place de la technique en odontostomatologie, en chirurgie maxillo-faciale, voire en ORL ?
- Quelles sont les conditions de réalisation et la formation pour réaliser l'acte ?

II. MÉTHODE

La méthode utilisée pour ce rapport d'évaluation s'est appuyée sur l'analyse critique des données de la littérature scientifique et sur la position de professionnels proposés après consultation d'organisations professionnelles et réunis dans un groupe de travail.

1. L'analyse critique de la littérature a été réalisée à partir d'une recherche documentaire en langues française et anglaise, effectuée par interrogation systématique des bases de données bibliographiques médicales et scientifiques (période de recherche : 2000 – octobre 2009).

Les études sélectionnées concernaient la précision et la fiabilité des mesures et/ou qualité d'image ou qualité diagnostique, la dosimétrie des appareils, les différents champs d'application clinique soit des études rapportant l'utilisation du CBCT en endodontie, parodontologie, cariology, implantologie, orthodontie, chirurgie maxillo-faciale, ATM, ORL.

Lors de la sélection des études, il a été aussitôt mis en évidence le faible nombre d'études cliniques et le faible niveau de preuve associé ; c'est pourquoi des études sur pièce d'autopsie et anatomique, des séries de cas, des études non contrôlées ont été également retenues pour l'analyse critique. Des études ont toutefois été exclues en cours d'analyse pour les raisons suivantes : contenu descriptif sans résultat original, valeur trop expérimentale ou résultats préliminaires difficiles à interpréter.

2. Le dossier provisoire présentant l'analyse de la littérature a été discuté lors de la réunion d'un groupe de travail multidisciplinaire constitué de 15 experts (radiologues, chirurgiens dentistes, stomatologues et chirurgiens maxillo-faciaux).
3. Le dossier a été ensuite complété et validé par le GT puis examiné par la Commission d'évaluation des actes professionnels (CEAP) afin de statuer sur les conclusions et afin de donner un avis relatif au SA et ASA de l'acte.

III. RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION

L'analyse de la littérature a abouti à des conclusions qui ont été approuvées dans leur ensemble par les professionnels du groupe de travail.

Des précisions ont été toutefois apportées par les professionnels ; elles figurent à la fin des chapitres concernés.

III.1 Performances techniques et dosimétriques

- Bien que la qualité de l'image soit difficile à définir et quantifier et que son estimation reste subjective, le CBCT a une résolution spatiale et une fiabilité qui semblent comparables à celle du scanner pour explorer des structures minéralisées telles que l'os ou les dents et pour permettre d'identifier des fractures, kystes ou lésions osseuses, corps étrangers, à l'intérieur de son champ de vue. En revanche, il ne permet pas la mesure réelle des densités.

La variation des paramètres entraîne des différences significatives dans la qualité de l'image. Il est donc important de pouvoir sélectionner différents paramètres sur un même appareil, aussi raisonnablement bas que possible, afin de minimiser la dose délivrée au patient tout en ayant une qualité d'image suffisante pour l'application sélectionnée.

La précision et la fiabilité des mesures linéaires obtenues avec le CBCT sont suffisantes pour recourir à son utilisation dans la sphère dento-maxillo-faciale.

- La dose délivrée par les appareils CBCT est inférieure à celle du scanner mais demeure significativement plus élevée que celle de la radiographie dentaire conventionnelle, panoramique et intra-orale. Les doses peuvent considérablement varier de 1,5 à 12 par rapport au scanner et de 4 à 42 par rapport au panoramique selon les appareils utilisés, grand ou petit champ.

Avec un même appareil, les doses peuvent aussi varier selon le volume exploré et les paramètres techniques retenus. Elles seront d'autant moins élevées que le champ exploré est réduit et les paramètres abaissés. De la même façon, certains appareils programmés sur mode ultra (haute résolution et champ maximal) procurent des doses proches des scanners optimisés.

- Il est important de souligner que de nouveaux appareils ou l'adaptation de certains appareils existants permettront dans un avenir proche un choix encore plus important de paramètres d'exposition dans un souci d'optimisation; les doses rapportées dans les études précédentes en seront vraisemblablement modifiées.

III.2 Indications et champs d'application clinique du CBCT

III.2.1 Cariologie

La littérature ne permet pas de conclure sur l'apport clinique potentiel du CBCT dans le domaine de la cariologie et cette technique ne saurait se substituer, à ce jour, aux techniques radiographiques conventionnelles pour le dépistage des caries.

III.2.2 Endodontie et chirurgie endodontique

L'imagerie CBCT en endodontie peut présenter un intérêt dans certains cas bien sélectionnés, lorsque les informations fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle ne sont pas suffisamment contributives au diagnostic et qu'une image tridimensionnelle est indispensable :

- bilan péri-apical pré-chirurgical particulièrement dans la région maxillaire postérieure ou dans la région du foramen mentonnier ;
- recherche et localisation d'un canal radiculaire supplémentaire ;
- bilan d'une pathologie radiculaire type fracture, résorption et/ou péri-apicale.

Le recours à l'imagerie CBCT ne saurait se justifier s'il n'améliore pas dans ces cas précis la prise en charge et le pronostic de la dent.

Le groupe de travail précise que l'examen, pour l'exploration endodontique, exige une précision et une définition nécessitant une forte résolution spatiale.

III.2.3 Parodontologie

L'imagerie CBCT en parodontologie peut présenter un intérêt dans un très petit nombre de cas sélectionnés, tels que le bilan pré-chirurgical pour le traitement de lésions de la furcation de molaires maxillaires, en apportant des informations non fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle (informations anatomiques type fusion ou proximité radiculaire), informations qui amélioreraient dans ces cas précis la prise en charge et le pronostic de la dent.

Le groupe de travail estime que le CBCT pourrait se substituer à l'avenir à l'examen long cône pour le bilan parodontal et qu'il pourrait présenter un intérêt particulier pour le diagnostic différentiel des lésions endo-parodontales avec des signes cliniques et une symptomatologie mal définis.

III.2.4 Implantologie et chirurgie buccale

Les performances techniques de l'appareil CBCT en termes de précision et de fiabilité des mesures pré-implantaires sont comparables à celles du scanner.

Les études in vivo ont mis en évidence la qualité diagnostique satisfaisante du CBCT pour préciser la position d'éléments anatomiques, par exemple la topographie du canal mandibulaire avant la pose d'implants ou l'extraction chirurgicale de troisièmes molaires inférieures incluses.

Il pourrait donc se substituer au scanner pour l'analyse tomодensitométrique pré-implantaire ainsi que pour le bilan pré-chirurgical avant l'extraction de dents incluses, en complément d'un premier bilan radiographique insuffisamment contributif. Cette décision doit toutefois s'appuyer sur un principe de radioprotection en choisissant un appareil, une taille de champ et un paramétrage qui, pour une qualité d'image comparable et suffisante, induisent un niveau d'irradiation inférieur à celui d'un examen scanner réalisé selon des protocoles optimisés « low dose » ou d'un examen tomographique scanora (désormais de moins en moins utilisé).

Le groupe de travail rajoute pour indication la prise en charge des pathologies osseuses.

III.2.5 Orthodontie

Les mesures céphalométriques obtenues avec le CBCT sont comparables à celles obtenues avec la céphalométrie conventionnelle et sont pour la plupart suffisamment précises et reproductibles. Toutefois, à ce jour, des études supplémentaires sont nécessaires afin d'évaluer les bénéfices cliniques du CBCT pour l'analyse céphalométrique. Il est nécessaire de définir des nouveaux points de référence et de valider des protocoles d'analyse céphalométrique 3D.

Le CBCT ne saurait donc se substituer pour l'instant à la téléradiographie conventionnelle.

Il pourrait se substituer au scanner, au regard du principe de radioprotection et selon des règles d'optimisation, quand une analyse tridimensionnelle est indispensable, par exemple pour des cas de dysmorphoses maxillo-faciales majeures nécessitant une approche chirurgicale.

III.2.6 Chirurgie maxillo-faciale

Lorsqu'une imagerie sectionnelle est nécessaire en chirurgie orthognatique, en traumatologie, pour les pathologies osseuses, le CBCT pourrait se substituer au scanner dans des cas sélectionnés à la condition :

- qu'une exploration des tissus mous ne soit pas requise,
- que le niveau d'irradiation soit moindre que celui obtenu avec l'imagerie scanner, au regard du principe de radioprotection et selon des règles d'optimisation.

Des études cliniques préliminaires soulignent la faisabilité technique et les perspectives associées à la navigation chirurgicale avec imagerie per-opératoire CBCT.

Toutefois, des études complémentaires contrôlées sont nécessaires pour en évaluer les bénéfices potentiels.

III.2.7 ATM

Les études (in vitro) soulignent la faisabilité technique de l'examen CBCT pour l'étude des tissus osseux de l'ATM (par exemple mise en évidence ostéophytes et érosions). A ce jour, il est toutefois difficile de conclure sur l'apport diagnostique du CBCT par rapport aux autres techniques, tomographie et scanner et des études cliniques comparant ces techniques sont nécessaires.

Toutefois, quand le recours à l'imagerie sectionnelle est justifié pour orienter la prise en charge thérapeutique, le CBCT pourrait se substituer aux autres techniques uniquement si son intérêt dosimétrique est démontré.

Le groupe de travail précise que les indications restent limitées à la traumatologie et aux pathologies dégénératives. Les pathologies discales et ligamentaires sont quant à elles réservées à l'IRM.

III.2.8 ORL

Des études préliminaires soulignent la faisabilité technique de l'examen CBCT pour explorer les sinus, pour évaluer des pathologies et des implants au niveau de l'oreille moyenne ainsi que pour la navigation chirurgicale avec imagerie per-opératoire en chirurgie endoscopique du sinus.

Des études supplémentaires comparatives sont toutefois nécessaires pour confirmer ces premiers résultats et pour conclure sur les bénéfices potentiels du CBCT par rapport aux autres techniques d'imagerie.

Le groupe de travail précise que le CBCT pourrait se substituer au scanner pour le bilan des sinusites du fait de son intérêt dosimétrique.

III.3 **Conditions de réalisation**

Plusieurs principes fondamentaux en vue d'un examen CBCT doivent être respectés :

- les principes de justification et d'optimisation, à savoir démontrer la réelle nécessité de l'examen avec des bénéfices l'emportant sur les risques, avec une dose d'exposition la plus faible possible,

- le respect des règles de radioprotection, contrôle qualité etc.
- la nécessité d'une formation initiale adéquate et d'une formation continue après qualification,

Des recommandations européennes ont apporté des précisions sur la qualification :

- Les 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 (université ou équivalent). Quand une qualification nationale de spécialité en radiologie dento-maxillo-faciale existe, la conception et la délivrance de programmes de formation en CBCT doivent impliquer un radiologue spécialisé en radiologie dento-maxillo-faciale.
- Pour les images CBCT des dents, de leurs tissus de soutien, de la mandibule et du maxillaire jusqu'au plancher nasal (soit champs de vue 8x8 ou inférieurs), l'évaluation clinique (« commentaire radiologique ») doit être réalisé par un radiologue spécialisé en radiologie dento-maxillo-faciale ou si ce n'est pas possible, par un chirurgien dentiste correctement formé.
- Pour des petits champs de vue non dentaires (par exemple os temporal) et pour toute image CBCT craniofaciale (champs de vue s'étendant au-delà des dents, de leurs tissus 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-facial ou par un radiologue clinicien (radiologue médical).

Le groupe de travail précise quant à lui qu'il existe en Europe des spécialités en radiologie dento-maxillo-faciale, attestées par des diplômes, mais pas encore en France et qu'il est donc nécessaire d'introduire des formations validées.

A ce jour, les appareils grand champ doivent être réservés aux radiologues en attendant que des chirurgiens dentistes reçoivent une formation diplômante spécifiquement dédiée. L'accès au grand champ pourrait toutefois être possible, dès à présent, pour certaines équipes hospitalo-universitaires, dentaires ou orthodontiques, afin de poursuivre leurs travaux et recherches.

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

IV. CONCLUSIONS

Les performances techniques et dosimétriques de l'examen CBCT peuvent permettre de le proposer dans certaines indications cliniques bien sélectionnées soit pour le diagnostic de pathologies et pour un bilan pré-opératoire, en endodontie, chirurgie buccale et implantaire voire parodontale quand l'étude des tissus mous n'est pas requise.

Dans tous ces cas, des principes fondamentaux de justification et d'optimisation doivent être respectés. Le CBCT ne peut se substituer aux autres examens d'imagerie s'il n'améliore pas la prise en charge des patients et si son intérêt dosimétrique n'est pas démontré.

A ce jour, des études supplémentaires sont encore nécessaires pour apprécier l'apport du CBCT dans certaines indications maxillo-faciales, en orthodontie et ORL.

Une formation est indispensable ce qui sous entend en France la mise en place de formations spécifiquement dédiées.

INTRODUCTION

La Société Française de Radiologie, l'Assistance Publique des Hôpitaux de Paris et l'UNCAM ont saisi la HAS afin d'évaluer une nouvelle technique d'imagerie de la face : « Tomographie volumique à faisceau conique de la face (*Cone Beam Computerised Tomography*) ».

Cette technique sectionnelle autorise une imagerie de l'ensemble du complexe maxillo-facial ou une exploration complète ou limitée des structures maxillo-mandibulaire et dento-alvéolaire.

Les appareils se distinguent du scanner traditionnel qui effectue plusieurs coupes linéaires se superposant lors des multiples rotations du système. Le CBCT quant à lui, travaille non plus avec un faisceau RX mince, mais avec un faisceau ouvert, conique, ce qui lui permettra en une seule révolution de balayer l'ensemble du volume à radiographier.

La diffusion de cette technique, jugée pour beaucoup prometteuse, en raison de sa faible dosimétrie et du caractère tridimensionnel de son image, est déjà largement avancée. Il est donc désormais important de faire le point sur la place réelle de cette technologie en imagerie dento-maxillo-faciale.

Cette évaluation a donc pour objectif de répondre aux questions suivantes :

- Quelles sont les performances techniques et dosimétriques de l'appareil ?
- Quels sont les bénéfices potentiels en termes diagnostique et thérapeutique par rapport aux techniques d'imagerie existantes ?
- Quelles sont les indications et la place de la technique en odontostomatologie, en chirurgie maxillo-faciale, voire en ORL ?
- Quelles sont les conditions de réalisation et la formation nécessaires pour réaliser l'acte ?

CONTEXTE

I. SOURCES D'INFORMATION

Ce chapitre contexte a été rédigé à partir de 9 revues descriptives, 1 ouvrage didactique, 1 rapport d'évaluation, 2 guides de recommandations, 1 revue concernant les textes réglementaires en vigueur.

II. DESCRIPTION TECHNIQUE

II.1 Principe

La technique consiste en un générateur de rayons X qui émet un faisceau de forme conique traversant l'objet à explorer avant d'être analysé après atténuation par un système de détection. Le tube à rayons X et l'aire de détecteurs sont solidaires et alignés ; ils réalisent autour du sujet une rotation qui peut être complète (180° à 360°) et qui permet d'acquérir des données numériques dans les différents plans de l'espace, (images planes numérisées se répartissant selon la trajectoire circulaire de rotation du système). Ces données sont ensuite transmises à un ordinateur pour reconstruction volumique.

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

Les caractéristiques du volume exploré sont soumises à trois contraintes antagonistes : la taille du cylindre, la taille des voxels, le temps de reconstruction informatique. Pour un temps de reconstruction donné, la taille des voxels augmente avec le volume exploré, entraînant une diminution de la résolution spatiale.

Les dimensions du cylindre exploré sont déterminées par la taille du capteur et par le diamètre du faisceau conique. Il est en général possible, sur les appareils à grand champ, de réduire le volume exploré par collimation en n'utilisant qu'une partie de la surface du capteur, offrant ainsi plusieurs options de volumes explorables.

Ces appareils peuvent donc réaliser une exploration complète ou limitée des maxillaires et offrir une variété de reconstructions planes ou courbes, en orientation coronale, sagittale, oblique, panoramique ainsi que des reconstructions tridimensionnelles.

Les appareils se distinguent du scanner traditionnel qui effectue des coupes se superposant lors des multiples rotations du système. Suivant sa précision (résolution) et le champ que l'on souhaite radiographier, il faut effectuer un certain nombre de coupes pour un examen scanner. Le CBCT quant à lui, travaille non plus sur un faisceau RX mince, le plus souvent pulsé, mais avec un faisceau ouvert, conique, ce qui lui permet en une seule révolution de balayer l'ensemble du volume à radiographier.

II.2 Caractéristiques techniques

- Les différents systèmes CBCT se distinguent par certaines caractéristiques techniques (1) :
- Résolution spatiale (définition) : définie par la taille du pixel (et du voxel) à l'acquisition ; elle est fonction du type de détecteur (amplificateur de brillance ou capteur plan), du champ de vue ou d'exploration (plus un champ est limité, meilleure est la définition, pour un nombre de pixels donné). Enfin, le système informatique d'analyse, comprenant entre autres le logiciel d'exploitation et le système d'affichage (ordinateur, carte vidéo, résolution de l'écran...) apparaît déterminant dans la définition apparente de l'image.
- Résolution en densité ou en contraste soit le nombre de nuances de gris (du blanc au noir) que le système permet d'afficher (échelle de niveaux de gris). L'échelle de Hounsfield, uniquement utilisée en scanner, compte 4 000 niveaux de densité. Une échelle de 12 bits apparaît suffisante; elle permet d'afficher théoriquement 4 096 (2 puissance 12) niveaux de gris. En outre, l'œil humain ne permettant de distinguer sur une même image qu'environ une douzaine de nuances de gris, on comprend que le passage de 12 à 14 bits de l'échelle de gris ne peut concerner qu'un plus grand choix de « fenêtres de densités », ce qui semble d'un apport plutôt relatif dans le rendu de l'image. Seul le scanner permet la mesure réelle des densités et l'étude des tissus « mous », demandant une grande précision, lui reste réservée.
- Contrôle automatique de l'exposition : permet d'adapter la dose émise à l'« opacité » (densité, épaisseur) du sujet et autorise l'ajustement des doses (surtout utile chez l'enfant).
- Durée d'exposition. Les artéfacts cinétiques, dus aux mouvements du patient lors de la réalisation de l'examen, seront limités avec une durée d'exposition plus courte. Tous les appareils CBCT devraient comporter un système de contention efficace du fait de la durée relativement longue de l'exposition comparativement au scanner.
- Type de source de RX, constante ou pulsée. L'exposition effective est réduite avec un faisceau pulsé, ce qui permettrait de limiter la dose irradiante délivrée.
- Champ d'exploration ou champ de vue ou largeur de l'image. La hauteur d'exploration concourt aussi au volume exploré dont dépendent le nombre de structures étudiées mais aussi la dose délivrée. Si un champ limité (4x4, 6x6, 8x8) est suffisant pour les indications courantes de l'imagerie 3D (implantologie sectorielle, petite chirurgie), les bilans orthodontiques et la chirurgie maxillo-faciale exigent des champs plus grands (15x15).

Du champ de vue dépend aussi le « volume » informatique par examen : on parle aussi de « poids » informatique, exprimé en octets ou en bits. Plus l'image est grande et définie et plus son « poids » informatique est important. De tels « volumes » imposent l'utilisation d'ordinateurs de dernière génération, armés de mémoire vive importante (2 Gigaoctets) et d'une carte graphique puissante (au moins 256 Mo de mémoire vidéo). La compression des données utile à l'envoi des données par Internet, permettant de réduire l'étude à quelques Mo, exige une définition préalable excellente. Dans ce domaine, le scanner apparaît supérieur, se contentant pour l'étude d'une arcade à un volume de 40 à 60 Mo pour les données Dicom® (format informatique sans perte, consensuel pour l'échange des données en imagerie médicale) facilement réduit à 3 à 10 Mo après compression.

Plusieurs catégories d'appareils sont présentes sur le marché. Les appareils diffèrent essentiellement par le type de capteur utilisé (amplificateur de brillance ou détecteur plan), la taille du champ exploré, la résolution spatiale et la polyvalence de

l'équipement (CBCT seul ou double modularité tomographie volumique « petit champ » et panoramique).

II.3 Aspects dosimétriques

On distingue plusieurs unités dosimétriques (2) :

- Dose absorbée : C'est la quantité d'énergie absorbée par unité de masse de matière irradiée. Elle s'exprime en gray (Gy) ou en sous-multiple du gray (cGy, mGy, μ Gy). La dose absorbée en un point est définie par le quotient $D = dE/dm$, où dE est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière dans un élément de volume dV de masse dm . En pratique on considère souvent la dose moyenne absorbée dans un volume ou un organe particulier : elle est égale à la moyenne des doses en chaque point. Quand le milieu considéré est l'air, on parle de dose absorbée dans l'air, DA.
- Dose à l'entrée (DE) du patient (ou du fantôme) : dose absorbée dans l'air, rayonnement diffusé inclus, au point d'intersection de l'axe du faisceau de rayons X avec la peau du patient (ou la surface du fantôme), à l'entrée. On l'exprime généralement en milligrays (mGy).
- Dose équivalente (à un tissu ou à un organe) : pour une même dose absorbée, l'effet biologique d'une irradiation va différer selon la nature du rayonnement. La dose équivalente permet de prendre en compte ce phénomène. Elle est égale à la dose moyenne absorbée par un organe ou un tissu que multiplie un facteur de pondération caractérisant le type et l'énergie du rayonnement (tableau 1). La dose équivalente s'exprime en sievert (Sv) ou en sous-multiple du sievert (mSv, μ Sv). Etant donné que pour les rayons X utilisés en radiologie le facteur de pondération est égal à 1, la dose équivalente dans ce cas est donc égale numériquement à la dose absorbée par un organe ou un tissu.

Tableau 1. Facteurs de pondération utilisés pour le calcul de l'équivalent de dose efficace ICPR 2007 d'après les « Recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique » (3)

<i>Tissu ou organe</i>	<i>Facteur de pondération</i>
Moelle osseuse, poumon, côlon, estomac, sein	0,12
Gonade	0,08
Thyroïde, œsophage, reins, foie	0,05
Peau, surfaces osseuses, cerveau, glandes salivaires	0,01

- Dose efficace : elle permet de traduire une exposition locale (en mGy) en terme d'exposition globale du corps entier en faisant intervenir deux types de facteurs de pondération : ceux liés à la qualité du rayonnement et ceux liés à la radiosensibilité tissulaire. La dose efficace, E, est la somme des doses équivalentes aux organes (en mSv) pondérées par un coefficient proportionnel à la sensibilité des tissus. La dose efficace s'exprime aussi en Sv (ou mSv ou μ Sv)

La dose efficace et le risque théorique associé varient selon les procédures d'imagerie, les paramètres et les modalités utilisées (4) (tableau 2).

Tableau 2. Comparaison des doses efficaces selon les modalités et techniques de radiographie odonto-stomatologique d'après Foucart *et al.* (4)

Modalité d'imagerie	Dose efficace moyenne (μSv)*	Risque théorique (cancer léthal/ million)
Cliché rétro-alvéolaire / rétrocoronaire	1 - 8	$\leq 0,5$
Bilan rétro-alvéolaire (20 films)	30 - 150	≤ 8
Cliché occlusal maxillaire	8	$\leq 0,5$
Panoramiquedentaire	4 - 30	≤ 2
Téléradiographie de profil	2 - 3	≤ 1
Tomographie (1 coupe)	1- 190	≤ 14
Tomodensitométrie max. ou mand.	75 - 100	≤ 10
Tomodensitométrie du crâne	400 - 1000	≤ 75
Tomographie volumique "grand champ"	70 - 550	≤ 50
Tomographie volumique "moyen champ"	70 - 550	≤ 50
Tomographie volumique "petit champ"	5 - 500	≤ 45

*: ICRP 2007

III. LES PATHOLOGIES CONCERNEES

Toute première évaluation radiologique de la face et des dents doit se faire sur des appareils d'imagerie diagnostique largement diffusés ; l'imagerie de coupe, si elle s'avère nécessaire, ne sera envisagée que dans un second temps.

Ainsi, sous réserve de justification, l'imagerie CBCT pourrait être proposée dans les indications suivantes (5-8) :

- Dents incluses ou ectopiques, odontome : localisation, objectivation des structures avoisinantes, des résorptions potentielles des dents adjacentes, planification des avulsions chirurgicales (troisième molaire mandibulaire, canine incluse maxillaire par ex),
- Dymorphoses maxillo-faciales, fente palatine : bilan et planification d'un futur traitement chirurgical voire orthodontique
- Agénésies, édentement : bilan pré-implantaire et planification chirurgicale (identification du canal mandibulaire, détermination du volume disponible aux maxillaires, greffe sous-sinusienne ou d'apposition),
- Pathologies dentaires traumatiques, endodontiques, parodontales : diagnostic et planification opératoire dans des cas sélectionnés.
- Fractures et tumeurs osseuses : identification et planifications opératoires,
- Lésions osseuses de l'ATM : diagnostic de lésions articulaires inflammatoires, tumorales, dégénératives ou traumatiques ou anomalies liées à des malformations (agénésies, dysplasies ou hyperplasies condyliennes),
- Pathologies des sinus voire des oreilles moyennes

La mesure des densités et l'exploration des tissus mous est à réserver au scanner. La technique CBCT, dans la mesure où l'irradiation associée est moindre, présenterait un intérêt tout particulier chez l'enfant et le jeune adulte (9). La radiosensibilité des tissus, et plus particulièrement de la glande thyroïde au niveau de la sphère oro-faciale, diminue avec l'âge ; ainsi, par rapport à un individu de 30

ans, un enfant de moins de dix ans révèle un risque multiplié par trois, et un adolescent, un risque multiplié par deux (10).

IV. REGLEMENTATION ET DIFFUSION

IV.1 Radioprotection

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

En France, l'ordonnance 2001-270 du 28 mars 2001 relative à la transposition de directives communautaires dans le domaine de la protection contre les rayonnements ionisants et le décret n°2003-270 du 24 mars 2003¹, transposent en partie cette directive. Elle rend obligatoire pour les médecins l'application des principes fondamentaux de justification et d'optimisation, à savoir :

- La justification des actes qui établit le bénéfice net d'un examen par rapport au préjudice potentiel lié à l'exposition aux rayonnements ionisants.
- L'optimisation des pratiques. Lorsqu'un examen utilisant les rayonnements ionisants est justifié, il doit être optimisé afin d'obtenir l'information diagnostique recherchée au moyen de la dose d'exposition la plus faible possible.

Pour aider les praticiens à effectuer ces démarches de justification et d'optimisation, l'article R. 1333-70 du Code de la Santé Publique prévoit que "le ministre chargé de la santé établit et diffuse un guide de prescription des actes et examens courants exposant à des rayonnements ionisants", et l'article R. 1333-71 indique en outre que « des guides de procédures de réalisation des actes... sont publiés et mis en jour en fonction de l'état de la science. »

Ainsi, un premier guide des « indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie » a été réalisé afin d'orienter le choix du praticien vers l'examen le plus adapté à la pathologie explorée, à l'aide d'une procédure optimisée et des mesures de radioprotection adaptées (11).

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

IV.1.1 Justification des actes

Le principe de justification constitue le premier principe de base de la protection des patients exposés aux rayonnements ionisants.

- La justification est la confirmation argumentée de l'indication clinique et du choix de la technique d'imagerie.
- Si les risques individuels résultant de la radiographie bucco-dentaire sont faibles, un acte de radiodiagnostic ne peut être entrepris ou exercé que s'il est justifié par les avantages qu'il procure, rapportés aux risques individuels inhérents à l'exposition aux rayonnements ionisants auxquels il est susceptible de soumettre la personne. Toute exposition doit faire l'objet d'une analyse préalable permettant de s'assurer que cette exposition présente un avantage médical direct suffisant au regard du risque qu'elle peut présenter et qu'aucune autre

¹ Modification du Code de la Santé Publique au livre 1er, titre 1er, chapitre V-I, section 6 relative à la protection des personnes exposées à des rayonnements ionisants à des fins médicales ou médico-légales.

technique d'efficacité comparable, comportant de moindres risques ou dépourvue d'un tel risque, n'est disponible.

- Chaque examen de radiodiagnostic est donc obligatoirement fondé sur la prise en compte de l'anamnèse, des examens cliniques du patient ou des nécessités du traitement en cours. Les radiographies sans indication clinique ne sont donc jamais justifiées et conduisent inévitablement à une exposition superflue aux rayonnements ionisants, en particulier lorsque des enfants sont concernés.
- Afin de limiter la multiplication non appropriée d'actes de radiodiagnostic, les praticiens doivent essayer de collecter les clichés (et/ou comptes-rendus) préalables afin de les étudier pour, notamment, déterminer le besoin de radiographies complémentaires.
- Si l'acte radiologique est délégué, un échange d'informations écrit doit être établi entre le demandeur et le réalisateur. Le demandeur doit indiquer les motifs justifiant sa demande et communiquer au réalisateur de l'acte les clichés antérieurs. En cas de désaccord entre le praticien demandeur et le praticien réalisateur de l'acte, la décision appartient à ce dernier.
- Avant tout acte radiographique, le praticien réalisateur de l'acte a le devoir de répondre au souci d'information du patient sur les risques potentiels encourus et les bénéfices attendus avant l'acte radiologique afin de lever toute réticence et obtenir son consentement verbal. Un consentement écrit est nécessaire dans les cadres de protocoles de recherche et lors des expositions médico-légales dans le respect des lois bioéthiques.

IV.1.2 Optimisation

Afin d'optimiser les doses délivrées aux patients, des recommandations s'appliquent pour toutes les installations:

- maintenance et contrôles de qualité des appareils,
- choix des récepteurs,
- utilisation des paramètres techniques les moins élevés et compatibles avec la qualité d'image recherchée ; réduction du nombre total de mAs notamment en diminuant le temps d'exposition,
- collimation du faisceau.

Si la collimation du faisceau ne permet pas d'exclure la glande thyroïde ou un autre organe, l'utilisation d'un collier thyroïdien ou d'un tablier plombé s'impose.

IV.1.3 Formation à la radioprotection

« Les professionnels pratiquant des actes de radiodiagnostic, de radiothérapie, ou de médecine nucléaire à des fins de diagnostic, de traitement ou de recherche biomédicale exposant les personnes à des rayonnements ionisants et les professionnels participant à la réalisation de ces actes, à la maintenance et au contrôle de qualité des dispositifs médicaux doivent bénéficier, dans leur domaine de compétence, d'une formation théorique et pratique, initiale et continue, relative à la protection des personnes exposées à des fins médicales relevant , s'il y a lieu, des dispositions de l'article L 900-2 du code du travail », art. 1333-11 al.1 et 2 CSP.

Cette formation est désormais obligatoire pour tous les professionnels concernés, selon leur domaine de compétence initial.

Les chirurgiens dentistes sont aussi concernés (12). Tous les praticiens doivent suivre et valider une formation à la radioprotection des patients avant le 20 juin 2009. Cette formation doit être conforme aux annexes et II-4 « Objectifs et contenus

des programmes spécifiques pour les chirurgiens-dentistes » de l'arrêté du 18 mai 2004.

A l'issue de celle-ci, l'organisme formateur délivre au praticien ayant suivi la formation un document attestant de sa validation. Ce document doit être tenu à la disposition des agents chargés du contrôle. Cette formation devra être réactualisée tous les dix ans.

IV.2 Installation et contrôle qualité

Ces appareils sont soumis à une procédure déclarative auprès de l'ASN (Autorité de sûreté nucléaire), qui attribue une classification aux générateurs (E4 pour les appareils CBCT stricts ou E5 pour les appareils hybrides) et détermine les conditions techniques d'implantation fixées par des normes spécifiques.

Cette déclaration mentionne la qualité du demandeur, les caractéristiques du local d'implantation, la désignation et les caractéristiques du DM utilisé.

En tant qu'installation de radiodiagnostic dentaire, cette dernière doit répondre aux exigences fixées par la norme NFC 15-163 « Installations pour la production et l'utilisation des rayons X - Règles particulières pour les installations de radiodiagnostic dentaire », s'ajoutant aux normes générales.

En tant qu'appareil de radiologie dentaire, le CBCT est soumis à une obligation de maintenance et de contrôle qualité. Le contrôle qualité auquel sont soumises les installations est à la fois interne, réalisé par l'exploitant ou sous sa responsabilité par un prestataire, et externe, réalisé par un organisme de contrôle de qualité agréé par l'AFSSAPS.

Les modalités du contrôle qualité dans le domaine des installations de radiologie dentaire ont été fixées par l'AFSSAPS (13). A ce jour, seules les installations rétro-alvéolaires et d'orthopantomographie sont concernées ; toutefois, les modalités pour le CBCT sont en cours d'élaboration.

V. AUTRES TECHNIQUES D'IMAGERIE

En fonction des indications, les examens en odontostomatologie font appel à l'imagerie analogique ou numérique, intra-orale (clichés rétro-alvéolaires, occlusaux) ou extra-orale (panoramique, téléradiographie, tomographie, échographie) (14,15).

- L'imagerie intra-orale est la technique de base pour l'exercice dentaire. Les clichés rétro-alvéolaires apportent les informations indispensables sur l'anatomie dentaire (canales et radiculaires) et osseuse (alvéolaire). Les clichés occlusaux apportent des vues complémentaires maxillo-dentaires dans le plan horizontal ainsi que des informations sur les glandes salivaires, la position de dents surnuméraires ou incluses et autres anomalies (kystes, tumeurs).
- La téléradiographie craniofaciale (profil, face, horizontal) est une technique mesurative procurant une image sans déformation et en grandeur réelle de la tête. Utile pour l'évaluation orthodontique ; elle permet l'analyse céphalométrique des dysmorphoses dento-faciales.
- La radiographie panoramique ou orthopantomogramme alliant le principe de radiographie à fente à celui de la tomographie conventionnelle courbe, permet le déroulement de l'image des arcades dentaires sur un seul film. Tomographie peu irradiante, elle montre sur un seul cliché les structures des maxillaires, de la mandibule, l'ensemble des dents, mais aussi les bases osseuses, les sinus, les fosses nasales, la présence éventuelle de corps étrangers ou surnuméraires. Elle reste difficile à lire et doit être considérée comme un examen de débrouillage et une première étape de bilan incontournable.

- La tomographie spiralée scanora® permet des coupes verticales transverses, dans des secteurs limités du maxillaire, de la mandibule ou des articulations temporo-mandibulaires (implantologie et imagerie ATM) ; elle associe sur le même appareil les possibilités de la radiographie panoramique et de la tomographie spiralée. La tomographie conventionnelle tend à être moins utilisée de nos jours avec le développement du scanner et de la tomographie volumique.
- L'imagerie sectionnelle 3D a permis d'accroître le champ d'action de la tomographie conventionnelle en améliorant l'aide au diagnostic grâce à des reconstructions et des coupes dans tous les plans de l'espace et des images de plus en plus précises. L'injection d'un produit de contraste iodé permet d'obtenir une différenciation de la vascularisation pour l'examen des tumeurs.

Le scanner (tomodensitomètre) est intéressant pour l'étude des densités, surtout pour les parties molles, moins bien étudiées par les techniques « cone-beam », mais aussi pour les structures denses (greffe à contrôler), l'os et les dents. C'est pourquoi un scanner est à proposer systématiquement en cas de lésion suspecte de malignité, surtout si les parties molles sont concernées. Le scanner reste par ailleurs indiqué d'une manière générale chez l'adulte, pour une analyse étendue, selon des règles d'optimisation.

Le scanner dentaire consiste en des coupes axiales (perpendiculaires à l'axe du corps) selon un plan parallèle au plan occlusal. Un logiciel de reconstruction dentaire (dentscan) peut, à partir de ces coupes, réaliser des reconstructions curvilignes panoramiques (parallèles à la courbe de l'arcade) et coronales obliques (perpendiculaires à la courbe de l'arcade). Ces reconstructions sont effectuées en grandeur réelle et permettent des mesures directes sans coefficient d'agrandissement. Initialement développé pour des applications en implantologie, son utilisation a été étendue à toute la pathologie dento-maxillaire.

Le scanner dentaire doit être utilisé selon des règles d'optimisation : abaissement de la tension du tube (80 à 120 kV), de l'intensité (mA) et du temps de pose (s) 40 à 100 mAs. On peut aussi jouer sur la hauteur d'exploration qui ne doit pas dépasser trop largement le procès alvéolaire et les dents vers le haut ou le bas (30 à 60mm). Cette optimisation permet de réduire la dose efficace qui bien que s'accompagnant d'une dégradation de la qualité d'image, reste suffisante dans une grande majorité de cas (1).

MÉTHODE D'ÉVALUATION

La méthode d'évaluation pour la rédaction de ce dossier est détaillée en annexe I. Elle est basée sur :

- l'analyse critique des données de la littérature scientifique ;
- la position des professionnels réunis dans un groupe de travail ;
- l'examen du dossier final et de ses conclusions par la Commission d'évaluation des actes professionnels (CEAP) puis par le collège de la HAS qui valide le rapport final et autorise sa diffusion.

Un chef de projet de la HAS coordonne l'ensemble du travail et en assure l'encadrement méthodologique.

I. RECHERCHE DOCUMENTAIRE

I.1 Bases automatisées de données bibliographiques

I.1.1 Liste des bases interrogées

- Medline
- Pascal

I.1.2 Stratégie d'interrogation des bases et résultats

La stratégie d'interrogation des bases précisait pour chaque question et / ou types d'étude les termes de recherche utilisés, les opérateurs booléens et la période de recherche.

Cette interrogation s'est faite en avril 2009. Une veille documentaire a été réalisée jusqu' en octobre 2009.

Les termes de recherche étaient soit des termes issus d'un thésaurus (descripteurs du MESH pour Medline), soit des termes du titre ou du résumé (mots libres). Ils étaient combinés en autant d'étapes que nécessaire à l'aide des opérateurs booléens « ET », « OU » et « SAUF ».

Le tableau 3 présente de façon synthétique les étapes successives de cette interrogation et les résultats en matière de nombre total de références obtenues.

Les sources suivantes ont été interrogées :

- pour la littérature internationale : les bases de données Medline (Embase, Biosis, PsycINFO...)
- pour la littérature francophone : la base de données Pascal et la Banque de Données en Santé Publique ;
- la Cochrane Library ;
- les sites internet publiant des recommandations, des rapports d'évaluation technologique ou économique ;
- les sites Internet des sociétés savantes compétentes dans le domaine étudié ;
- les sources spécialisées en épidémiologie, économie, éthique, réglementation... (selon les thèmes).

Cette recherche a été complétée par la bibliographie des experts et les références citées dans les documents analysés.

Tableau 3. Stratégie d'interrogation documentaire dans les bases et résultats.

Type d'étude / Sujet		Période de recherche	Nombre de références
	Termes utilisés		
Recommandations		01/2000-04/2009	M : 4
Étape 1	Cone-Beam Computed Tomography/de OR Cone-beam computed tomography/tea OR cbct/ti		
ET			
Étape 2	Practice Guideline/pt OR Practice Guidelines as topic/de OR Guideline/pt OR Guidelines as topic/de OR Health Planning Guidelines/de OR Consensus Development Conferences as topic/de OR Consensus Development Conference, NIH/pt OR Consensus Development Conference/pt OR Consensus Development Conferences, NIH as topic/de		
Méta analyses, Revues de littérature		01/2000-04/2009	M : 1
Étape 1			
ET			
Étape 3	Meta-Analysis/pt OR Review Literature as topic/de OR systematic review/ti OR Meta-Analysis as topic/de		
Études contrôlées		01/2000-04/2009	M : 77
Étape 4	(Cone-Beam Computed Tomography/de OR Cone-beam computed tomography/ti,ab OR cbct/ti) AND (Periapical Diseases/de OR Periapical Periodontitis/de OR Mandible/de OR Mandibular Condyle/de OR Jaw/de OR Facial Bones/de OR Dentin/de OR Tooth Root/de OR Tooth/de OR Jaw Fractures/de OR Mandibular Fractures/de OR Maxillary Fractures/de OR Maxillofacial Injuries/de OR mandibular/ti OR mandibular/ti OR dental/ti OR Temporomandibular Joint Disorders/de OR maxillofacial/ti OR Cephalometry/de OR Radiography, Dental/de OR Maxilla/de OR Palate/de OR Oral Surgical Procedures/de OR Dental Caries/de OR Orthodontics/de OR Root Canal Obturation/de OR Paranasal Sinus Neoplasms/de OR Nose/de OR Dental Implants*/de OR Neck /de OR Head /de OR Head and Neck Neoplasms /de OR Ear, Middle /de OR Nasopharyngeal Neoplasms /de OR Jaw Diseases/de)		
ET			
Étape 5	Controlled Clinical Trial/pt OR Controlled Clinical Trials as topic/de OR Randomized Controlled Trial/pt OR Randomized Controlled Trials as topic/de OR Single-Blind Method/de OR Double-Blind Method/de OR Random Allocation/de OR Comparative Study/pt		
Études prospectives		01/2000-04/2009	M : 9
Étape 4			
ET			
Étape 6	Cohort Studies /de OR Longitudinal Studies /de OR Follow-Up Studies /de OR Prospective Studies /de		

Question sur les doses		01/2000-04/2009	M : 46
Étape 7	(Cone-Beam Computed Tomography/de OR Cone-beam computed tomography/ti,abOR cbct{ti}) AND (dosage/ti OR dosages/ti OR Dosimetry/ti OR Radiation Dosage /de) AND (Periapical Diseases/de OR Periapical Periodontitis/de OR Mandible/de OR Mandibular Condyle/de OR Jaw/de OR Facial Bones/de OR Dentin/de OR Tooth Root/de OR Tooth/de OR Jaw Fractures/de OR Mandibular Fractures/de OR Maxillary Fractures/de OR Maxillofacial Injuries/de OR mandibular/ti OR mandibular/ti OR dental/ti OR Temporomandibular Joint Disorders/de OR maxillofacial/ti OR Cephalometry/de OR Radiography, Dental/de OR Maxilla/de OR Palate/de OR Oral Surgical Procedures/de OR Dental Caries/de OR Orthodontics/de OR Root Canal Obturation/de OR Paranasal Sinus Neoplasms/de OR Nose/de OR Dental Implants*/de OR Neck /de OR Head /de OR Head and Neck Neoplasms /de OR Ear, Middle /de OR Nasopharyngeal Neoplasms /de OR Jaw Diseases/de)		
Littérature francophone		01/2000-04/2009	P : 9
Étape 8	cone beam OR faisceau conique		
Nombre d'articles cités :			83

de : descriptor ; ti : title ; ab : abstract ; pt : publication type

I.2 Sites internet et autre sources

Sont recherchés ici les revues systématiques, les méta-analyses, les rapports d'évaluation de technologie de santé ou les recommandations de bonnes pratiques publiées par différents organismes (agence d'éducation, société savante, ministère de la santé, ...).

I.2.1 Liste des sites consultés

- *American college of radiology*
- *Adelaide Health Technology Assessment*
- Agence d'Évaluation des Technologies et des Modes d'Intervention en Santé
- *Agency for Healthcare Research and Quality*
- *Alberta Heritage Foundation for Medical Research*
- *American Academy of Pediatric Dentistry*
- *American Dental Association*
- *Blue Cross Blue Shield Association - Technology Evaluation Center*
- *California Technology Assessment Forum*
- *Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health*
- Centre fédéral d'expertise des soins de santé
- *Centre for Clinical Effectiveness*
- *Cochrane Library*
- Comité d'Évaluation et de Diffusion des Innovations Technologiques
- *CRD databases*
- *Euroscan*
- *Guideline Advisory Committee*
- *Guidelines Finder (National Library for Health)*
- *Health Services Technology Assessment Text*
- *Horizon Sanning*
- *Institute for Clinical Evaluative Sciences*

- *Institute for Clinical Systems Improvement*
- *Medical Services Advisory Committee*
- *National Coordinating Centre for Health Technology Assessment*
- *National Horizon Scanning Centre*
- *National Institute for Health and Clinical Excellence*
- *New Zealand Health Technology Assessment*
- *NGC (National Guideline Clearinghouse)*
- *Ontario Health Technology Advisory Committee*
- *Scottish Intercollegiate Guidelines Network*
- *The Academy of Oral and Maxillofacial Pathology*
- *The American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology*
- *West Midlands Health Technology Assessment Collaboration*

II. SÉLECTION DES DOCUMENTS

La recherche bibliographique présentée ci-dessus détaille le nombre de références obtenues puis sélectionnées pour l'analyse critique ainsi que le nombre d'articles cités dans le rapport.

Les revues de littérature et les recommandations de bonne pratique ont été systématiquement retenues. Un rapport technologique du CEDIT a été également retenu.

Les études ont été sélectionnées selon les critères d'inclusion suivants :

- études concernant les performances techniques des appareils CBCT soit la précision et la fiabilité des mesures et/ou qualité d'image ou qualité diagnostique,
- études concernant la dosimétrie des appareils,
- études concernant les différents champs d'application clinique soit des études rapportant l'utilisation du CBCT en endodontie, parodontologie, cariologie, implantologie, orthodontie, chirurgie maxillo-faciale, ATM, ORL.

Lors de la sélection des études, il a été aussitôt mis en évidence le faible nombre d'études cliniques et le faible niveau de preuve associé c'est pourquoi des études sur pièce d'autopsie et anatomique, des séries de cas, des études non contrôlées ont été également retenues pour l'analyse critique.

Des études ont toutefois été exclues en cours d'analyse pour les raisons suivantes : contenu descriptif sans résultat original, valeur trop expérimentale ou résultats préliminaires difficiles à interpréter.

III. GROUPE DE TRAVAIL

III.1 Constitution

Le groupe de travail a été constitué par des professionnels de santé indiqués par les organismes professionnels suivants :

- Association Dentaire Française
- Fédération Française de Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale
- Société Française d'Orthopédie Dento-Faciale
- Société Française d'ORL
- Société Française de Médecine et de Chirurgie Buccale
- Société Française de Radiologie

- Société Odontologique Française de Radiologie et Biophysique

III.2 Composition

Les membres ayant participé au groupe de travail sont :

- Monsieur le Docteur Jean Loup BENSIMON, radiologie ORL, Cabinet de radiologie, PARIS (75008)
- Monsieur le Docteur Robert CAVEZIAN, radiologie odonto-maxillo-faciale, Cabinet de radiologie, PARIS (75001)
- Monsieur le Docteur Georges ETIENNE, chirurgie dentaire, Faculté de chirurgie dentaire, CASTRES (81000)
- Monsieur le Docteur Thomas FORTIN, chirurgie dentaire, Cabinet dentaire, BOURGON JAILLEU (38300)
- Monsieur le Docteur Jean Michel FOUCART, orthopédie-dento-faciale, UFR d'odontologie, PARIS (75006)
- Monsieur le Dr Jean Pierre FUSARI, chirurgie maxillo-faciale et stomatologie, 101, rue Garibaldi, LYON (69006)
- Monsieur le Dr Jean Pierre GUICHARD, radiologie imagerie médicale, Hôpital Lariboisière, PARIS (75475)
- Monsieur le Docteur Laurent HAURET, radiodiagnostic imagerie médicale, Cabinet de radiologie, BORDEAUX (33000)
- Monsieur le Docteur Claude HODEZ, radiodiagnostic, Cabinet de radiologie, NANCY (54000)
- Monsieur, le Docteur Saïd KIMAKHE, chirurgie dentaire, Faculté d'odontologie, NANTES (44200)
- Monsieur le Professeur Louis MAMAN, chirurgie buccale, Hôpital Charles Foix, IVRY SUR SEINE (94200)
- Monsieur le Docteur Jean-Philippe PERRIN, chirurgie maxillo-faciale et stomatologie, CHU hôtel Dieu, NANTES (44093)
- Monsieur le Docteur, Pierre-Olivier PLANCHAND, chirurgie dentaire, Cabinet dentaire, GIMONT (32200)
- Monsieur le Professeur Matthieu SCHMITTBUHL, chirurgie dentaire, Faculté de chirurgie dentaire, STRASBOURG (67000)
- Monsieur le Docteur Rafael TOLEDO ARENAS, chirurgie dentaire, Hôpital Salpêtrière, PARIS (75001)

III.3 Déclaration d'intérêts

Les membres du groupe de travail ont communiqué leurs déclarations d'intérêt à la HAS.

Elles ont été prises en compte en vue d'analyser les conflits d'intérêt.

III.4 Recueil de la position argumentée du groupe de travail

Le groupe de travail s'est réuni le jeudi 10 septembre.

Les remarques des experts ont été prises en compte dans la rédaction finale du rapport.

Cette version finale avec les conclusions associant la position des experts et les données de la littérature a été validée par l'ensemble des membres du groupe de travail, qui ont par ailleurs accepté que leur nom figure dans ce rapport.

RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION

Les conclusions d'un rapport d'évaluation préliminaire du CEDIT en 2007 (16) étaient les suivantes : « Le CBCT, qui permet d'obtenir des réponses complètes à certaines questions cliniques fréquentes, présente un intérêt médical du fait notamment du caractère tridimensionnel des images et de l'exposition aux rayonnements ionisants plus faible que celle nécessitée par un TDM conventionnel ». Ce rapport concluait également que l'évaluation devait se poursuivre, tant dans les disciplines où elle est déjà utilisée (odontologie, stomatologie, chirurgie maxillo-faciale) que dans des applications où son intérêt apparaît vraisemblable mais où elle n'a pas été encore évaluée (otorhinolaryngologie) ; il relevait enfin l'intérêt de cette technologie en pédiatrie.

Dans l'évaluation actuelle, quelques études antérieures à 2007 ont été prises en compte et les études postérieures à 2007 ont été analysées afin de compléter les premiers résultats de la littérature.

Les appareils qui ont des caractéristiques techniques différentes, ont beaucoup évolué en quelques années. Il est difficile désormais de prendre en compte certaines études évaluant des appareils anciennes versions (dont certains même ne sont plus commercialisés).

I. PERFORMANCES TECHNIQUES ET DOSIMÉTRIQUES

Les études évaluant les performances techniques des appareils sont, dans leur majorité, réalisées sur fantômes ou sur pièces anatomiques ou d'autopsie. Il est donc important de mentionner que les conditions d'acquisition des images ne représentent pas les conditions cliniques d'acquisition in vivo pour lesquelles la qualité d'image peut être affectée par l'atténuation liée aux tissus mous, les artefacts métalliques ou les mouvements du patient.

Dans la plupart des études, les caractéristiques des appareils utilisés sont précisées ainsi que les reconstructions associées, les paramètres d'exposition (qui peuvent varier d'un appareil à l'autre) et les éléments anatomiques évalués.

I.1 Qualité des images

Il faut d'emblée souligner, que l'appréciation de la qualité de l'image dans les études analysées (tableau 4), est basée uniquement sur une interprétation subjective de données visuelles ; elle n'est pas reliée à une définition analytique précise. Elle est en fait très dépendante de l'information recherchée pour un examen donné.

La qualité des images après reconstruction de données maxillo-faciales obtenues chez 30 patients avec un appareil CBCT et 2 scanners 16 barrettes a été comparée dans une première étude (17). Le rapport signal/bruit, la résolution en contraste et la définition étaient significativement meilleurs pour le scanner ($p = 0,011$). Les images obtenues avec le CBCT montraient moins d'artefacts métalliques ($p = 0,022$). En termes de qualité diagnostique soit de détection de lésions et visualisation des structures maxillo-mandibulaires, il n'y avait pas de différence significative entre les 2 méthodes ($p = 0,903$) à l'exception des structures en rapport avec des zones de tissus mous.

Les auteurs concluaient que seul le scanner permettait une mesure réelle des densités des parties molles et que le CBCT quant à lui, avait une résolution spatiale et une fiabilité comparable au scanner pour explorer des structures denses tel l'os ou les dents et pour permettre d'identifier des fractures, kystes ou lésions osseuses, corps étrangers, à l'intérieur de son champ de vue.

L'intérêt du CBCT pour explorer les tissus durs de la région dento-alvéolaire a été également mis en évidence sur pièces anatomiques (18,19). Afin d'apprécier les caractéristiques des tissus osseux et dentaires et afin de visualiser certaines structures anatomiques, la comparaison de la qualité d'image CBCT versus scanner, à l'aide de scores subjectifs, a mis en évidence des résultats comparables quel que soit le type de reconstruction sélectionné (19) voire des résultats supérieurs avec le CBCT (18). Toutefois, l'examen de structures plus délicates telles que l'os trabéculaire ou le ligament parodontal s'accompagnait de différences plus significatives selon les appareils utilisés avec une qualité d'image supérieure pour le scanner et l'appareil Acuitomo®.

L'incidence de la variation de différents paramètres, champ de vue (6 cm, 9 cm, 12 cm), tension (100, 120kV), intensité (2, 5, 10 et 15mA) et filtre, sur la qualité des images a été également étudiée sur pièces anatomique et d'autopsie (20).

Les résultats de l'étude (20) mettaient en évidence que la qualité maximale de l'image était obtenue à 56%, 99% et 99% pour les champs de vue respectifs 6,9 et 12. Globalement, la présence ou l'absence d'un filtre ainsi que la variation de la tension (100 ou 120kV) n'affectait pas la qualité globale de l'image. La variation du milli-ampérage (2, 5, 10mA) entraînait des différences significatives dans la qualité de l'image particulièrement pour le petit champ ($p < 0,008$). Une intensité basse permettait toutefois d'obtenir des images de qualité diagnostique suffisante pour les champs 9 et 12. Bien que la qualité de l'image soit difficile à définir et quantifier et que son estimation reste subjective et ne concerne que des images 2D dans cette étude, les auteurs estimaient que l'on peut baisser le paramétrage avec l'appareil Mercuray® sans porter atteinte à la qualité diagnostique de l'image.

Ils concluaient qu'afin de minimiser la dose délivrée au patient tout en ayant une qualité d'image suffisante, il est important de pouvoir sélectionner différents paramètres de l'appareil, aussi raisonnablement bas que possible.

Conclusion : bien que la qualité de l'image soit difficile à définir et quantifier et que son estimation reste subjective, les études soulignent que le CBCT a une résolution spatiale et une fiabilité qui semble comparable au scanner pour explorer des structures denses tel l'os ou les dents et pour permettre d'identifier des fractures, kystes ou lésions osseuses, corps étrangers, à l'intérieur de son champ de vue. Il ne permet pas par contre la mesure réelle des densités des parties molles.

La variation des paramètres entraîne des différences significatives dans la qualité de l'image. Il est donc important de pouvoir sélectionner différents paramètres sur un même appareil, aussi raisonnablement bas que possible, afin de minimiser la dose délivrée au patient tout en ayant une qualité d'image suffisante pour l'application sélectionnée.

Tableau 4. Études concernant la qualité de l'image

<i>1^{er}</i> <i>Auteur/année</i>	<i>Modalités d'imagerie</i>	<i>Protocole</i>	<i>Critères</i>	<i>Degré d'accord</i>	<i>Différence dans la qualité d'image</i>
Mischlowski 2008 (17)	Galileos Sirona® Scanner 16 barettes Mx8000IDT® et Brilliance®	30 paires images maxillofaciales 3 observateurs	- signal/bruit, définition, résolution en contraste, artefacts ; - mise en évidence lésions pathologiques - visualisation structures anatomiques		Détection lésions et visualisation structures : NS (p = 0,903) Contraste, bruit, définition mieux pour scanner (p = 0,011) Artefacts mieux pour CB (p = 0,022) Accord interobservateurs mieux pour scanner p < 0,001
Liang 2009 (19)	Acuitomo 3D i-CAT New Tom3G Galileos Scanora3D Scanner Somaton Sensation16	13 protocoles images mandibulaires dans 3 plans 5 observateurs	signal/bruit visualisation structures anatomiques Accord inter et intraobservateur††	0,48- 0,51	Visualisation structures : NS sauf os trabéculaire, ligament parodontal et lamina dura (p = 0,0001). Pour ces derniers mieux avec Acuitomo et scanner NS selon orientation coupe (p = 0,6931) Bruit, mieux pour scanner
Kwong 2008 (20)	MercuRay Hitachi® 2, 5,10 et15mA 100 et 120 kV Filtre : oui ou non 3 FOV : 6,9 et 12	48 images 30 observateurs	Qualité d'image globale Accord interobservateur†	FOV 6 :0,888 9- :0,567 12- :0,653	Avec ou sans filtre : NS Variation kV : NS Variation mA : p < 0,008 FOV 6-9-12 : qualité respectivement 56,99,99%
Hashimoto 2007 (18)	3DX Morita® Scanner multibarettes Asteion Super4®	Images dento- alvéolaires maxillaires 4 observateurs	Qualité d'image globale Accord intra et interobservateur††	0,58-0,84 0,56-0,72	3DX®> scanner p < 0,05

NS : non significatif ; † : coefficient kendall de concordance ; †† : coefficient kappa pondéré ; FOV : field of view

I.2 Précision des mesures

Dans les études analysées, les protocoles de mesures sont présentés mais la reproductibilité des mesures n'est pas toujours calculée. Il est important de mentionner que plusieurs sources potentielles d'erreur peuvent survenir lors de mesures linéaires du fait d'un agrandissement et d'une résolution liée à la taille variable des pixels, d'une distorsion possible liée à la position et d'une superposition éventuelle de structures voisines

I.2.1 Précision des mesures linéaires CBCT versus mesures réelles

Dès 2004, des études sur pièces anatomiques et d'autopsie avaient été réalisées avec des premiers modèles d'appareils CBCT pour évaluer la précision des mesures de distance. Elles concluaient pour l'une (21) que les mesures obtenues étaient équivalentes à celles obtenues avec un scanner et pour l'autre (22), que les mesures étaient sous estimées par rapport à des mesures « réelles » obtenues avec un compas calibré ; cette sous-estimation n'étant toutefois significative que pour la base du crâne.

Des études plus récentes ont également évalué la précision et la fiabilité des mesures utiles en orthodontie, chirurgie buccale et maxillo-faciale. Ces mesures étaient réalisées sur des reconstructions 3D obtenues à partir de différents appareils CBCT et comparées avec les mesures anatomiques réelles sur pièces anatomiques. Seule une étude recourait à des mesures per-opératoires in vivo (23).

I.2.1.1 Mesures en orthodontie (tableau 5)

Ainsi, plusieurs mesures linéaires « réelles » utilisées en orthodontie ont été comparées avec celles obtenues avec 2 appareils CBCT (24). Les erreurs moyennes enregistrées étaient faibles (erreur relative $0,01 \pm 0,06\%$); la précision des mesures était très légèrement supérieure pour l'appareil MercuRay par rapport au NewTom9000 (probablement du fait d'une échelle de gris de 12bit vs 8 bit). En terme de pourcentage, la différence moyenne entre 20 mesures céphalométriques, anatomiques versus CBCT, était évaluée à $-1,13\% \pm 1,47\%$ (25). Dans cette étude, la reproductibilité était légèrement inférieure avec le CBCT; 90% des différences moyennes étaient inférieures à 2mm. Les auteurs estimaient que malgré quelques différences significatives observées, la technique CBCT permettait une précision suffisante pour l'analyse cranio-faciale.

L'incidence de la modification de l'orientation de la tête sur des mesures de distance mandibulaires, a été évaluée sur des images reconstruites en 2 et 3 D (26). Aucune différence n'était observée en fonction de la position de la tête ou du côté mesuré (D ou G) ; la différence moyenne était inférieure à 0,5mm pour les mesures en 2D avec une sous estimation approximative de 1,2% de la distance réelle et inférieure à 0,3mm pour les mesures en 3D avec une erreur moyenne de 0,7% (surestimation légère en horizontal et sous estimation verticale).

Dans une autre étude (27) utilisant la méthode standard de « mesure des coordonnées » (CMM) sur prototype mandibulaire synthétique, la reproductibilité des mesures linéaires et angulaires utilisées en céphalométrie était excellente avec l'imagerie CBCT et la fiabilité des mesures était jugée bonne. La différence entre l'imagerie CBCT et la technique de référence était inférieure à 1 mm pour les mesures linéaires et à 1° pour les mesures angulaires.

Tableau 5. Précision des mesures CB vs mesures réelles en orthodontie.

<i>1^{er} Auteur/année</i>	<i>Technique d'imagerie</i>	<i>Protocole de mesure</i>	<i>CCI</i>	<i>Résultats des mesures</i>
Ludlow 2007 (26)	New Tom 9000 /3G® Reconstruction 2 et 3D	Mesures verticale ramus (C-G) et horizontale (G-MF) 3 observateurs Modification position squelette	NC	% erreur moyenne 2D : 2D : 3,8% G-MF (surestimation), 2,9% C-G (sous-estimation) 3D : 2,5% et 3,1% (surestimation)
Stratemann 2008 (24)	New Tom® QRDVT9000 Hitachi MercuRay® CBWorks1,0 Amira3,1	125 mesures cranio-mandibulaires 1 observateur : 5 mesures espacées de 1 semaine	NC	Erreur moyenne absolue : NewTom 0,07 ± 0,41mm Mercuray : 0,00 ± 0,22mm P < 0,0001
Lagravère 2008 (27)	9 -12 NewTom3G Amira®	Prototype mandibulaire/ CMM† 3 mesures espacées de 1s	0,998 - 1,000 (champ 9) 0,977-1,000 (champ 12)	NS p>0,05 Différence moyenne mesures linéaires : 0,6mm et angulaires < 1°
Periago 2008 (25)	i-CAT® dolphin3D®	20 mesures craniofaciales 3 mesures par 1 observateur	0,975 vs 0,996 P < 0,001	% erreur moyenne : 2,31%±2,11% vs 0,63%± 0,51% p < 0,001 % différence moyenne : -1,13%% ± 1,47%

CCI : coefficient de corrélation intraclasse ; †CMM : coordinate measuring machine ; C-G : condylion-gonion ; G-MF : gonion-mental foramen ;

1.2.1.2 Mesures en chirurgie maxillo-faciale et implantologie (tableau 6)

Lors du bilan préopératoire d'une ostéotomie mandibulaire avec génioplastie d'avancement, la comparaison entre les différentes mesures linéaires, réelles et CBCT, nécessaires pour la détermination du tubercule génien, n'a pas montré de différence significative entre les techniques (28).

Une autre étude (29) a évalué les dimensions du condyle de l'articulation temporo-mandibulaire dont la composition et la densité osseuse peuvent considérablement varier. En faisant varier la fenêtre de visualisation tout en prenant une fenêtre recommandée pour les structures osseuses (Unité Hounsfield : 176 à 2476), les différences obtenues entre les mesures étaient significatives pour 2 mesures sur 3, soit pour la hauteur et la largeur et non pour la longueur. Les mesures les plus fiables étaient obtenues avec des fenêtres de visualisation adaptées aux tissus mous ce qui correspondait aux condyles ayant la plus basse densité osseuse.

La précision des mesures nécessaires avant la pose d'implants a été également étudiée.

Les mesures avec la technique CBCT, des hauteurs et largeur de la crête osseuse alvéolaire, pour un bilan pré-implantaire dans la région postérieure maxillaire, n'ont pas montré de différence significative avec les valeurs des mesures réelles (30).

Les mesures de la largeur bucco-linguale des crêtes alvéolaires *in vivo* (n = 16) obtenues avec un appareil CBCT et avec la méthode « *crête-mapping* » ont été comparées avec les mesures réelles osseuses obtenues en per-opératoire (23). Les mesures avec « *crête-mapping* » étaient plus précises que celles obtenues avec le CBCT qui étaient surestimées (difficulté pour définir les limites corticales du bord alvéolaire).

<p>Conclusion : les études comparant les mesures « réelles » avec les mesures obtenues avec le CBCT ont montré que la précision et la fiabilité de ce dernier étaient suffisantes pour recourir à son utilisation en orthodontie, chirurgie maxillo-faciale et implantaire.</p>
--

Tableau 6. Précision des mesures CB vs mesures réelles en chirurgie maxillo-faciale et implantaire.

<i>1^{er} Auteur/année</i>	<i>Technique d'imagerie</i>	<i>Protocole de mesure</i>	<i>CCI</i>	<i>Résultats des mesures</i>
Chen (23) 2008	New Tom9000®	3 mesures largeur CBCT vs crête-mapping (4, 7,10mm) 2 observateurs	NC	CBCT : 70 et 55% de déviation à ±1mm DS : 1,72 et 2,21 Crête-mapping : 94 et 89% de déviation à ±1mm DS : 0,86 et 0,81
Veyre Goulet (30) 2008	New Tom9000® EasyGuide®	14 mesures (préimplantaires) H, I crête alvéolaire max	NC	NS 0,05<p<0,6
Hueman (28) 2007	3DXAcucuitomo®	Mesures pour localiser tubercule génien : HM ; LTG ; HTG ; BIM-GT ; EM	NC	Différence moyenne LTG : 1,2 mm (p=0,91), HTG : 1,0mm (p=0,95), BIM-GT : 5,8mm (p=0,93); HM : 1,3mm (p=0,54) ;EM :0,4mm (p=0,91)
Schlueter (29) 2007	i-CAT® Cybermed Inc®	3 mesures condyliennes : H, L, I avec différentes largeurs fenêtres (8UH) 1 observateur	0,917	Différence S pour L avec W7 (p<0,40) et W 8 (p<0,006) et La avec W6 (0,004), W7 (0,000) et W8 (0,000) NS pour H

NC : non communiqué ; CCI : coefficient de corrélation intra-classe ; DS : déviation standard ; HM : hauteur mandibulaire ; LTG : largeur tubercule génien ; HTG : hauteur tubercule génien ; BIM-GT : distance bord inférieur mandibulaire-tubercule génien ; EM : épaisseur mandibule ;UH : unités Hounsfield , W7-W8 : 176 à 2476UH ; H, L, I : hauteur, longueur, largeur

1.2.2 Précision des mesures céphalométriques CBCT versus radiographie conventionnelle

Des études ont comparé in vivo et in vitro (tableaux 7 et 8) (31-34) des mesures céphalométriques obtenues à partir d'un cliché téléradiographique conventionnel avec celles obtenues avec la technique CBCT; dans les études in vitro, ces mesures sont comparées aux valeurs réelles de référence sur pièce anatomique.

1.2.2.1 *Études in vitro*

Ces études présentent des limites : d'une part, l'absence de tissus mous peut réduire le risque de distorsion et d'erreurs dans l'identification des points de référence et d'autre part, les mesures sont réalisées par un seul examinateur.

Des mesures linéaires et angulaires en sagittal médian ont été comparées selon 3 modalités d'imagerie : CBCT projection orthogonale, CBCT en perspective et radiologie conventionnelle (31). Par rapport aux données physiques « réelles », les mesures les plus précises ($p=0,007$) étaient celles obtenues avec les images céphalométriques de synthèse en vue orthogonale obtenues avec l'appareil CBCT (probablement agrandissement et distorsion pour les 2 autres modalités). Les différences entre les 3 modalités n'étaient pas quant à elles significatives excepté pour la longueur mandibulaire.

La reproductibilité des mesures céphalométriques obtenues sur un céphalogramme de synthèse avec le CBCT était légèrement meilleure que la reproductibilité sur céphalogramme conventionnel (32). Une différence significative était observée entre les 2 techniques pour certaines mesures, toutefois, les auteurs n'estimaient pas que cette différence ait un impact clinique.

1.2.2.2 *Études in vivo*

Une première étude a évalué si des résultats comparables pouvaient être obtenus avec des céphalogrammes conventionnels et des céphalogrammes de synthèse en 3D, selon 2 modes de projection (34). Dans cette étude, seul le type de projection associée à la technique CBCT a été pris en compte comme possible source d'erreur (et non la définition des points de repère et leur reproductibilité interobservateur). Les résultats montraient que les mesures linéaires et angulaires n'étaient pas significativement différentes entre les techniques, à l'exception de l'angle plan de Franfort- plan mandibulaire (points de référence tel que porion avec marge d'erreur plus importantes).

La fiabilité pour identifier des points de repère céphalométriques pour l'analyse 3D (30 points en sagittal, coronal et axial) a été évaluée dans une autre étude, avant chirurgie orthognatique ($n = 12$) (35). La reproductibilité (CCI) intra-observateur était supérieure à 0,9 dans 86% des cas et la reproductibilité inter-observatrice dans 66% des cas. Les différences étaient plus importantes dans les plans axial et sagittal par rapport au plan coronaire (meilleure reproductibilité ; $>0,9$ dans 93,33%). De faibles scores étaient obtenus pour les coordonnées droit et gauche du ramus et du condylion. La différence moyenne globale ne dépassait pas 1mm dans 76,6% des points et seulement 2 points affichaient une différence supérieure à 2mm.

La reproductibilité de mesures angulaires en fonction des différentes méthodes d'imagerie et des méthodes de synthèse 3D a été étudiée (32). Les résultats obtenus n'étaient pas dépendants du type d'imagerie mais de la méthode utilisée pour réaliser le céphalogramme de synthèse. Ainsi, les analyses réalisées sur les céphalogrammes Raycast étaient plus reproductibles que celles réalisées sur les céphalogrammes conventionnel ou MIP. Par contre, les mesures n'étaient pas significativement différentes entre les 3 modalités d'imagerie.

Conclusion : les études ont montré que les mesures céphalométriques obtenues avec le CBCT étaient comparables à celles obtenues avec la céphalométrie conventionnelle et qu'elles étaient pour la plupart suffisamment précises et reproductibles.

Toutefois, des études supplémentaires sont nécessaires afin de mieux définir de nouveaux points de référence et pour valider des protocoles d'analyse céphalométrique 3D.

Tableau 7. Précision des mesures céphalométriques CB vs radio conventionnelle in vitro.

<i>1^{er} Auteur/ année</i>	<i>Modalités d'imagerie 3D</i>	<i>Protocole de mesure</i>	<i>CCI</i>	<i>Différence entre les mesures</i>
Kumar 2007 (31)	NewTom3G orthogonale et en perspective	9 linéaires / 5 angulaires (sagittal médian) 1 examinateur 3 mesures espacées de 1 semaine	NC	NS (p > 0,05) sauf pour L mand p = 0,01 Différence moyenne absolue* mm: CBCT orthogonal : 0,372 Conventionnel : 1,183 CBCT perspective : 1,264
Van Vlijmen 2009 (32)	I-Cat Vision	10 angulaires / 4 linéaires 1 examinateur 5 mesures espacées de 1 semaine	0,91-0,99	significative (p < 0,05) pour 9 mesures angulaires : DM : -1,54° à 1,45° et 2 mesures linéaires : DM < 1mm

L Mand : longueur mandibulaire ; DM : différence moyenne ; NC : non communiqué ; NS : non significatif ; CCI : coefficient de corrélation intra-classe

Tableau 8. Précision des mesures céphalométriques CB vs radio conventionnelle in vivo.

<i>1^{er} Auteur/ année</i>	<i>N</i>	<i>Modalités imagerie 3D</i>	<i>Protocole de mesure</i>	<i>Différence entre les mesures</i>
Cattaneo 2008 (33)	34	New Tom 3G MIP ou RayCast orthogonale	Analyse de Bjork 17 angles 3 examinateurs	NS entre 3 modalités (p : 0,134-0,994) Reproductibilité interobservateur Raycast>MIP> CC
Kumar 2008 (34)	31	New Tom 3G orthogonale et en perspective	12 linéaires 5angulaires (sagittal médian et bilatéral) 1 examinateur 3 mesures espacées de 1 semaine	NS (p>0,01) Sauf angle FMA (p<0,0001)

N : nombre de patients ; † : appareil CB, algorithme de reconstruction, projection ; FMA : angle Francfort-plan mandibulaire ; MIP : maximum intensity Projection

1.2.3 Comparaison des mesures linéaires et de distance CBCT versus scanner

Des études ont comparé la précision des mesures obtenues avec le CBCT et le scanner en les comparant à des mesures réelles de référence (tableau 9). Ces études reprennent différents protocoles susceptibles d'être utilisés en clinique.

Ainsi, en comparant la précision des mesures osseuses alvéolaires obtenues avec un appareil CBCT petit champ et avec un scanner multi-barettes, une étude sur pièce anatomique (36) a montré que la différence n'était pas significative quelle que soit l'imagerie utilisée ($p=0,71$) et quel que soit le mode de résolution choisi pour le scanner. Elle n'excédait pas en moyenne 0,65mm. La reproductibilité intra et inter-observateur de toutes les mesures était bonne.

Des résultats comparables, en terme de reproductibilité, étaient obtenus dans une autre étude sur pièces anatomiques (37). Cependant, la différence dans les erreurs moyennes de mesure (région postérieure mandibulaire) entre les différentes méthodes (pièce anatomique sèche ou immergée, protocole de réduction de dose avec le scanner) était significative ($p=0,022$) avec des résultats légèrement plus favorables pour le CBCT et sur pièce immergée.

Cette étude en utilisant différents paramètres du scanner associés à des variations de la dose d'irradiation (0,05-0,47 mSv) montrait qu'une réduction d'au moins $\frac{1}{4}$ de la dose n'affectait pas la précision des mesures utilisées pour l'implantologie ; elle concluait que ces données devaient être évaluées en clinique afin d'optimiser la pratique.

La qualité d'image en terme de précision de coupe, soit d'épaisseur des structures osseuses explorées, a été aussi étudiée avec plusieurs appareils CBCT et comparée au scanner sur pièce d'autopsie (38). Des résultats significativement différents pour les mesures d'épaisseur étaient obtenus ; la plus grande précision, proche de celle du scanner, était obtenue avec l'appareil i-CAT® avec une intensité d'image plus homogène.

Afin d'apprécier la faisabilité technique de la navigation chirurgicale avec l'imagerie CBCT, une étude sur fantôme calibré a évalué la précision géométrique des images obtenues avec le CBCT *versus* scanner conventionnel (39). La précision spatiale était légèrement moins bonne avec le CBCT mais toutefois la déviation était mineure (0,35 mm) ; cette dernière était plus élevée à la périphérie du volume scanné ($p<0,0001$). Les auteurs concluaient que la qualité diagnostique des images était suffisante et que l'imagerie CBCT pourrait s'appliquer à la navigation chirurgicale.

<p>Conclusion : les études « in vitro » ont montré que la précision et la reproductibilité des mesures osseuses, utiles en implantologie et en chirurgie buccale, obtenues avec le CBCT étaient satisfaisantes et comparables à celles obtenues avec le scanner.</p>

Tableau 9. Comparaison de la précision des mesures CBCT versus scanner.

<i>1er Auteur/année</i>	<i>Modalités imagerie</i>	<i>Champ d'application</i>	<i>Protocole de mesure</i>	<i>CCI</i>	<i>Résultats</i>
Loulebe 2008 (38)	(a)- Accuitomo 3D (b)-CB Mercuray® (c)- NewTom3G® (d)- i-CAT® (e)- Sensation 16®	Implantologie	Mesures automatiques par laser scan Coupe mandibule selon valeur seuil optimale	NC	Précision des coupes : 2,9 mm (a) ; 4,2 mm (b); 3,4 mm (c) ; 1,0 mm (d); 1,2 mm (e)
Suomalainen 2008 (37)	Accuitomo 3D® Scanner 4 barettes Lightspeed Plus® Dentascan programme	Implantologie	4 mesures linéaires 2 semaines intervalles HM ; CA-CM ; EOCI ; EMBSCM 2 observateurs	Intra : 0,999-1,000 Inter : 0,997-1,000	Erreur moyenne CB vs scan 4,7% vs 8,8% (mandibule sèche) 2,3% vs 6,6% (mandibule immergée dans sol sucrose) 5,4% avec réduction dose scan
Loulebe 2008 (36)	Accuitomo 3D® Scanner selon 2 modalités de reconstruction : Somatom Volume Zoom 4 barettes (U70u et U90u) et Somatom Sensation16® (H60s et H30s)	Exploration maxillaire supérieur	10 mesures largeur os maxillaire supérieur 2 observateurs	Inter : 0,934 Intra : 0,996	Précision des mesures : Accuitomo 3D : -0,09±1,64mm Somatom Volume Zoom : 0,35±1,31mm (U70u) et 0,06±1,23mm (U90u) Somatom Sensation16 : 0,24±1,20mm (H60s) et 0,54±1,14mm (H30s)
Eggers 2008 (39)	New Tom QR 9000® Scanner conventionnel Sensation4®	navigation	Cube acrylique calibré (108 tubes ; 216 points d'intersection) Analyse données géométriques numériques points d'intersection des tubes vs valeurs réelles	NC	Déviations moyennes CB vs scanner : 0,37 vs 0,17 soit p<0,0001 Déviations plus importantes à la périphérie qu'au centre pour CB p<0,0001

NC : non concernée; HM : hauteur totale mandibule; CA-CM : distance crête alvéolaire canal mandibulaire; EOCI : épaisseur os cortical zone inférieure mandibulaire; EMBSCM : épaisseur mandibule zone crête osseuse supérieure canal mandibulaire ;

I.3 Dosimétrie

Des études dosimétriques récentes ont analysé et comparé les résultats obtenus avec différents types d'appareils CBCT et selon différents protocoles (tableau 10).

L'analyse dosimétrique, dans toutes ces études, a été réalisée à l'aide de fantômes anthropomorphes, à la surface et à l'intérieur desquels, étaient placés des dosimètres thermoluminescents au fluorure de lithium sous forme de pastilles (24 ou 16 sites correspondant aux organes irradiés : thyroïde, glandes salivaires, cristallins, œsophage...).

Les paramètres techniques retenus étaient ceux appropriés à un sujet adulte et conformes aux spécificités des machines. Plusieurs mesures successives étaient réalisées et leur moyenne calculée pour chaque organe. La variabilité rapportée des mesures était faible (estimée à 2,5% dans la plupart des études) et la reproductibilité était jugée satisfaisante par les auteurs.

Le calcul de la dose efficace prenait en compte les recommandations de la commission internationale de protection radiologique (CIPR) définissant la sensibilité aux rayons X de différents organes et tissus selon un coefficient de pondération (40).

Les études retenues se référaient aux données actualisées 2005 et 2007 incluant désormais les coefficients de pondération des glandes salivaires et de la muqueuse orale.

Il est important de mentionner que le risque statistique théorique d'apparition de cancer lié aux examens radiographiques maxillo-faciaux est revu à la hausse et toutes les études se référant aux recommandations 2005-2007 ont mis en évidence que les doses efficaces étaient considérablement augmentées par rapport aux données plus anciennes de 1990 (41,42).

I.3.1 Dosimétrie comparative avec différents appareils

Plusieurs appareils ont été comparés entre eux en termes de dosimétrie. Il faut d'emblée souligner que ces appareils ont des caractéristiques techniques différentes et qu'ils ont beaucoup évolué en quelques années. Il est difficile désormais de prendre en compte des études évaluant des appareils anciennes versions, les paramètres expérimentaux étant pour la plupart différents.

Une première étude (41) a comparé les mesures de dose efficace obtenues avec 3 types d'appareils CBCT : New Tom3G®, i-CAT® et CB Mercuray®.

Les résultats différaient significativement selon l'appareil. En prenant l'appareil New tom 3G comme référence, et en se basant sur les recommandations 2005, les doses étaient 1,5 fois plus élevées avec i-CAT® et 11 fois plus élevées avec CBMercuray®.

Rapportés aux valeurs obtenues avec un panoramique dans les mêmes conditions, les résultats dosimétriques avec les appareils CBCT étaient 4 à 42 fois supérieurs. La réduction des doses était observée avec une réduction de la taille du champ et des facteurs intensité et tension.

La comparaison entre deux types d'appareils, 3D Accuitomo® et Veraviewepocs 3D®, utilisés avec un même paramétrage mettait également en évidence des données dosimétriques comparables pour les petits champs de vue de l'ordre de 4x4 (43). Les auteurs préconisaient l'emploi de cette taille de champ pour des images de dents ou d'os alvéolaire.

Dans cette même étude, les doses les plus faibles étaient obtenues avec le système associant la vue panoramique puis l'image 3D ; cette dernière était plus faible que l'image 3D seule avec le même appareil.

Des calculs, de doses absorbées par chaque organe et de dose efficace, ont été aussi réalisés pour ce même type d'appareil panoramique nouvelle génération mixte Veraviewepocs® incluant un capteur de radio panoramique conventionnelle, digitale et un capteur CBCT, interchangeables (44). Les doses efficaces étaient basses par rapport aux doses associées à des appareils, ancienne version, et plus particulièrement sur les modes digitaux et CBCT, ce qui peut s'expliquer dans cette étude par des paramètres bas (intensité et temps d'exposition).

En se basant sur les recommandations 2007 (42), les doses efficaces obtenues avec plusieurs appareils CBCT, i-CAT®, CB *Mercuray*®, *Galileos*®, champ moyen, selon différents protocoles, variaient de 69 à 560 μ Sv tandis que les doses obtenues avec le scanner (*Somaton 64* barrettes) étaient de l'ordre de 860 à 534 μ Sv. La comparaison entre les différents examens montrait donc que les doses efficaces d'un scanner standard étaient 1,5 à 12,3 supérieures à celles obtenues avec des appareils CBCT.

Il est toutefois intéressant d'observer, dans cette même étude, que la programmation d'un appareil CBCT *Iluma*® pour améliorer le rapport signal/bruit quand les volumes sont reconstruits avec 0,1mm voxel (mode « ultra ») donnait une dose comparable à un scanner Siemens *Somatom 64*® utilisé selon des règles d'optimisation, soit 498 μ Sv vs 534 μ Sv.

Dans une autre étude simulant l'imagerie implantaire (45), la comparaison des doses absorbées avec 3 techniques, la tomographie spiralée (*scanora*®), le scanner dentaire (*dentascan*®) et un appareil CBCT grand champ mettait en évidence que le scanner délivrait la dose la plus importante tandis que le CBCT délivrait la plus faible ($p < 0,05$). Toutefois, lors de l'examen de la région antérieure, la dose mesurée était plus faible avec le scanora (un seul site implantaire examiné) que le CBCT; cette observation n'était pas applicable pour la zone postérieure. Quelle que soit la modalité d'imagerie, parmi les organes irradiés, les glandes salivaires étaient les plus exposées aux radiations.

Il est enfin intéressant de mentionner une étude sur pièce anatomique précédemment analysée (37), qui a utilisé différents paramétrages d'un appareil scanner associés à des variations de la dose d'irradiation (0,05-0,47 μ Sv). Cette étude a mis en évidence qu'une réduction d'au moins $\frac{1}{4}$ de la dose n'affectait pas la précision des mesures utilisées pour l'implantologie ; cette étude concluait que ces données devaient être évaluées en clinique afin d'optimiser la pratique.

1.3.2 Dosimétrie comparative avec différents paramétrages

L'impact de la modification des paramètres d'exposition sur la dose délivrée a été évalué et quantifié (46).

Une réduction globale d'environ 38% de la dose a été obtenue en réduisant la tension de 120 à 100 kV. Indépendamment de ce changement de tension, la présence d'un filtre en cuivre réduisait la dose de 14%. Enfin, en réduisant le champ de vue, la réduction de la dose était estimée à 5 et 10%. Cette même étude montrait que les doses obtenues restaient supérieures à celles obtenues avec un appareil panoramique.

Une réduction de la dose avec un champ réduit était également retrouvée dans une autre étude (47). Les doses efficaces obtenues ont été calculées avec un même appareil (i-CAT®) en variant les protocoles utilisés : grand champ d'exploration ou champs limités : maxillaire ou mandibule, haute résolution ou résolution standard. Les résultats montraient que les doses augmentaient avec le volume de champ

exploré. En comparant les doses obtenues avec des examens standards (taille voxel 0,4 mm) ou des examens haute résolution (0,2 mm), on observait dans cette même étude que les doses doubleraient avec les examens haute résolution.

Conclusion : les résultats des études montrent que la dose délivrée par les appareils CBCT est inférieure à celle délivrée par le scanner mais demeure significativement plus élevée que celle délivrée par la radiographie panoramique et intra-orale.

Les doses 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 ou petit champ.

Avec un même appareil, les doses peuvent aussi varier selon le volume exploré et les paramètres techniques retenus. Elles seront d'autant moins élevées que le champ exploré est réduit et les paramètres abaissés. De la même façon, certains appareils programmés sur mode « haute résolution et champ maximal » (ultra) procurent des doses proches de celle des scanners optimisés.

Tableau 10. Études dosimétriques.

<i>1^{er} Auteur /année</i>	<i>Objectif</i>	<i>Appareil</i>	<i>Protocoles</i>	<i>ICRP</i>	<i>Résultats Dose efficace (μSv)</i>
Ludlow 2006 (41)	Comparaison de la dosimétrie de 3 appareils CB	NewTom3G® CB Mercuray ® i-CAT®	Large champ : 9 "-12" NewTom3G: 110kV, 1,5mA, 5,4s CB Mercuray : 100kV, 6,9mA, 3,3s i-CAT: 120kV, 10mA, 10s	1990/2005	NewTom3G® 12 " : 44,7 / 58,9 CB Mercuray ®12 " : 487,1/ 568,8 CB Mercuray ® 9 " : 288,9 / 435,5 i-CAT® 12 " : 134,8 / 193,4 i-CAT® 9 " : 69,4 / 104,5 Panoramique: 6,3/13,3
Roberts 2008 (47)	Calcul de la dose efficace selon différents protocoles avec un même appareil	i-CAT®	3 tailles de champ† 120kV, 3-8mA	1990/2007	Tête entière : 92,8 / 206,2 Mandibule+max (13cm) : 39,5 / 133,9 Mandibule HR(6cm) : 47,2 / 188,5 Maxillaire HR (6cm) : 18,5 / 93,3 Mandibule standart (6cm) : 23,9 / 96,2 Maxillaire standard (6cm) : 9,7 / 58,9
Palomo 2008 (46)	Comparaison de la dosimétrie selon différents protocoles	CB Mercuray ®	100 et 120kV 3 tailles de champ 6,9 et 12 2, 5, 10,15 mA	1990/2007	175-250 / 198-290 Comparativement 20/23 pour pano et 115/129 pour rétro-alvéolaire bouche entière Avec réduction kV : dose ratio : 0,62±0,05 soit 38% de réduction Avec réduction champ de vue : 5% et 10%
Garcia Silva 2008 (44)	Calcul de la dose efficace obtenue avec un appareil polyvalent panoramique/CB	Veraviewepocs (Verav) conventionnel ; digital; 3D Verav-CBCT	VaraC : 77kV, 5mA, 8,1s VeraD : 67kV, 5mA, 8,1s VeraCBCT : 70kV, 5mA et 7,4s	2007	VeravC : 5,2 μSv (2,46 à 308,17μG) VeravD : 2,7 μSv (1,17 à 175μG) Verav3D : 2,9 μSv (3,38 à 292,18μG)
Hirsch 2008 (43)	Comparaison de la dosimétrie de 2 appareils CB selon différents protocoles	3D Accuitomo Veraviewepocs 3D	3DA : ant 4x4 et ant 6x6 (80kV et 4mA) V3D : ant 4x4 et ant 8x4 (80kV et 4mA) V3D : pano+ant4x4(70kV et 5mA)	2005	3DA : ant 4x4 : 20,02μSv 3D A : ant 6x6 :43,27μSv V3D : ant 4x4 :30,92μSv V3D ant 8x4 :39,92μSv V3D pano+ant 4x4 :29,78μSv

Tableau 10. (suite) Études dosimétriques.

<i>1^{er} Auteur /année</i>	<i>Objectif</i>	<i>Appareil</i>	<i>Protocoles</i>	<i>ICRP</i>	<i>Résultats</i> <i>Dose efficace (μSv)</i>
Ludlow 2008 (42)	Comparaison de la dosimétrie de plusieurs appareils CB vs scanner	NewTom3G® CB Mercuray ® Promax 3D® Prexion 3D® Galileos® Classic i-CAT® Next Generation i-CAT® Iluma® Somatom 64 MDCT	3 tailles de champ † paramètres techniques selon les appareils	1990/2007	<u>Grand champ</u> : NewTom3G® : 42/ 68 CB Mercuray ®maxi et standard :806/ 1073 et 464/596 Next Generation i-CAT®: 37/74 Iluma® standard et ultra:50/ 98 et 252/498 <u>Champ moyen</u> : CB Mercuray® mode pano : 264 /560 soit 112% de changement Galileos® dose faible: 28/70 soit 148% Galileos® dose maxi :52/128 soit 148% Classic i-CAT®: 29/69 soit 137% Next Generation i-CAT®: 36/87 soit 139% <u>scanner</u> Somatom 64 MDCT :453/860 soit 90% Somatom 64 MDCT optimise: 285/534 soit 87% <u>Petit champ</u> CB Mercuray ® maxillaire : 156/407 Promax 3D® small et large : 151/488 et 203/652 Prexion 3D® standard et high resolution: 66/189 et 154/388

CB : CBCT; ICRP : International commission on radiological protection : recommandations sur facteurs de pondération tissulaire; † : diamètre sphérique ou hauteur cylindrique de ≤10 (arcade), 10- 15 (dentition, ATM), >15 cm (profil, nez et menton, complexe maxillofacial complet) ; ‡ : dose délivrée par unité de volume irradié

I.4 Conclusions sur les performances techniques et dosimétriques

- Bien que la qualité de l'image soit difficile à définir et quantifier et que son estimation reste subjective, le CBCT a une résolution spatiale et une fiabilité qui semble comparable au scanner pour explorer des structures minéralisées telles que l'os ou les dents et pour permettre d'identifier des fractures, kystes ou lésions osseuses, corps étrangers, à l'intérieur de son champ de vue. En revanche, il ne permet pas la mesure réelle des densités.
La variation des paramètres entraîne des différences significatives dans la qualité de l'image. Il est donc important de pouvoir sélectionner différents paramètres sur un même appareil, aussi raisonnablement bas que possible, afin de minimiser la dose délivrée au patient tout en ayant une qualité d'image suffisante pour l'application sélectionnée.
- La comparaison des mesures « réelles » avec les mesures obtenues avec le CBCT a montré que la précision et la fiabilité de ce dernier étaient suffisantes pour recourir à son utilisation en vue d'une chirurgie maxillo-faciale et implantaire ; ces mesures osseuses obtenues dans les mêmes indications étaient comparables à celles obtenues avec le scanner.
- Les mesures céphalométriques obtenues avec le CBCT sont comparables à celles obtenues avec la céphalométrie conventionnelle et sont pour la plupart suffisamment précises et reproductibles. Toutefois, des études supplémentaires sont nécessaires pour mieux définir des nouveaux points de référence et pour valider des protocoles d'analyse céphalométrique 3D.
- La dose délivrée par les appareils CBCT est inférieure à celle délivrée par le scanner mais demeure significativement plus élevée que celle délivrée par la radiographie panoramique et intra-orale. Les doses peuvent considérablement varier de 1,5 à 12 par rapport au scanner et de 4 à 42 par rapport au panoramique selon les appareils utilisés, grand ou petit champ.
Avec un même appareil CBCT, les doses peuvent aussi varier selon le volume exploré et les paramètres techniques retenus. Elles seront d'autant moins élevées que le champ exploré est réduit et les paramètres abaissés. De la même façon, certains appareils programmés sur mode « haute résolution et champ maximal » (ultra) procurent des doses proches des scanners optimisés.
- Il est important de souligner que de nouveaux appareils ou l'adaptation de certains appareils déjà existants permettront dans un avenir proche un choix encore plus important de paramètres d'exposition dans un souci d'optimisation; les doses rapportées dans les études précédentes en seront vraisemblablement modifiées.
- Il est aussi nécessaire de souligner l'importance de bien clarifier le but diagnostique de la demande d'examen qui va conditionner le protocole en fonction de la qualité d'image requise dans le respect des règles d'optimisation.

Ainsi, pour positionner un implant par exemple ou évaluer une dent incluse, il n'est pas nécessaire de faire un examen complet de la sphère maxillo-faciale en irradiant inutilement. En orthodontie, ORL ou traumatologie, il est indispensable de recourir à un grand champ mais une très haute définition n'est pas nécessaire.

Les professionnels doivent donc être qualifiés et conscients de la nécessité d'utiliser les paramètres les mieux adaptés pour obtenir un compromis entre qualité d'image et dose. Il semble ainsi essentiel, aujourd'hui, de mieux définir les paramètres d'acquisition prenant en compte la balance bénéfice-risque et de valider des protocoles spécifiques.

II. BÉNÉFICES DIAGNOSTIQUES ET/OU THÉRAPEUTIQUES

II.1 En cariologie

Aucune étude in vivo n'a été identifiée. Les études in vitro suggèrent que le CBCT pourrait présenter un intérêt diagnostique par rapport à l'imagerie 2D pour dépister les caries et évaluer leur profondeur (48,49).

Il est à ce stade impossible de conclure sur l'apport clinique éventuel du CBCT dans le domaine de la cariologie.

Il est enfin important de souligner que la population concernée est majoritairement pédiatrique et doit donc, avant tout, être exposée à la technique radiologique la moins irradiante.

II.2 En endodontie et chirurgie endodontique

Plusieurs études concernent les applications possibles de l'imagerie CBCT en endodontie : identification de pathologies, analyse de l'anatomie canalaire et de la zone péri-apicale, appréciation de la qualité de l'obturation (tableau 11).

Dans ces études, les appareils utilisés en mode « petit champ » avaient un protocole associé à une faible irradiation. L'accord inter ou intra-observateur rapporté dans certaines études était dans l'ensemble satisfaisant mais il faut souligner que l'appréciation des données d'imagerie reste totalement subjective. Elle s'appuie toutefois, la plupart du temps, sur des critères définis de classification des lésions et sur l'utilisation de scores de qualité.

II.2.1 Études in vitro

La performance diagnostique du CBCT pour identifier des résorptions externes radiculaires simulées in vitro a été étudiée en variant la résolution (taille du voxel 0,4, 0,3, 0,2) (50). La sensibilité et la spécificité de la technique CBCT étaient satisfaisantes, respectivement comprises entre 96-97 et 85-94, quelle que soit la résolution utilisée. Aucune différence significative en terme de nombre de cavités visualisées n'était observée ($p=0,99$), quel que soit le plan tomographique (axial, frontal, sagittal), la taille de la cavité (petite, moyenne, large) et le tiers radiculaire concerné (cervical, moyen, apical).

Le CBCT peut fournir aussi des informations supplémentaires en terme d'anatomie canalaire ou de qualité d'obturation canalaire que ne fournit pas le cliché péri-apical seul.

Ainsi, l'appréciation in vitro de l'anatomie canalaire avec le CBCT a permis d'identifier l'ensemble des canaux présents dans le système canalaire alors que la radiographie conventionnelle analogique ou numérique ne permettait le diagnostic de l'ensemble des canaux que dans 76 à 84% des cas (51).

En ce qui concerne l'appréciation de la qualité de l'obturation canalaire en terme d'homogénéité, densité, respect de la longueur d'obturation, l'image CBCT, dans une autre étude in vitro, était inférieure aux images obtenues avec la radiographie conventionnelle, numérique ou analogique ($p<0,05$) (52).

II.2.2 Études in vivo

Les performances diagnostiques du CBCT ont été comparées à celles de la radiographie conventionnelle et plusieurs auteurs ont montré la supériorité du CBCT dans certaines situations cliniques.

Ainsi, la radiographie conventionnelle peut présenter des limites pour visualiser par exemple les lésions péri-apicales particulièrement en l'absence de déminéralisation suffisante (au moins 30-50%) et une différence importante peut être observée en termes de prévalence de ces lésions selon les méthodes d'imagerie utilisées.

En utilisant des clichés comparatifs panoramiques, rétro-alvéolaires et CBCT, la prévalence de lésions survenant sur des dents avec traitement endodontique, a été estimée respectivement à 17,6%, 35,3% et 63,3% (53).

Les renseignements fournis par un bilan préopératoire (chirurgie péri-apicale) avec le CBCT, dans la région maxillaire postérieure, ont été significativement plus contributifs ($p < 0,001$) qu'avec des radios péri-apicales seules (54). Ainsi, 38% de lésions en plus étaient détectées avec le CBCT; la détection de lésions étant améliorée au niveau des secondes molaires ou pour les dents avec des racines proches du plancher sinus maxillaire. Le CBCT apportait des informations supplémentaires en termes d'extension de la lésion dans le sinus, d'épaisseur de la membrane sinusienne et de canaux non traités.

Des résultats comparables pour les mêmes informations, mais sans analyse statistique associée, ont été retrouvés dans une autre étude (55).

En vue d'une chirurgie apicale, une étude rétrospective a souligné également l'intérêt du CBCT pour évaluer les caractéristiques anatomiques de la région du foramen mentonnier afin d'éviter des lésions potentielles associées à la présence de branches accessoires du nerf mentonnier. Elle mettait en évidence la présence d'un foramen accessoire dans environ 1 cas sur 10. Dans cette étude purement descriptive, aucune comparaison avec un autre système d'imagerie n'était toutefois rapportée (56).

Comparé à la radiographie péri-apicale conventionnelle associée à une analyse concomitante de la symptomatologie, une étude a montré que le CBCT améliorait la détection de fractures radiculaire (57). Toutefois, malgré cette différence significative entre les 2 méthodes, un petit nombre de fractures échappait au CBCT en raison notamment de la présence d'artéfacts métalliques.

Conclusion : l'imagerie CBCT en endodontie peut présenter un intérêt dans certains cas bien sélectionnés : bilan péri-apical pré-chirurgical particulièrement dans la région maxillaire postérieure ou dans la région du foramen mentonnier, recherche et localisation d'un canal radiculaire supplémentaire, bilan d'une pathologie radiculaire type fracture, résorption et/ou péri-apicale) lorsque les informations fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle ne sont pas suffisamment contributives pour le diagnostic et qu'une imagerie sectionnelle est indispensable .

Le recours à l'imagerie CBCT ne saurait se justifier s'il n'améliore pas dans ces cas précis la prise en charge et le pronostic de la dent.

Tableau 11. Champ d'application du CBCT en endodontie.

1^{er} Auteur/année	Champ d'application	N (dents)	Modalités imagerie	Méthode	Accord inter-observateur	Résultats
Liedke 2008 (50)	Diagnostic résorption externe	60	i-CAT FOV 8cm 3 tailles voxel 0,4, 0,3, 0,2mm	1 observateur 2 sessions espacées de 1s	Kappa >0,73	Se : 0,96, 0,97,0,97 Spe : 0,85,0,94,0,92 PPV : 0,95,0,98 ,0,97 NPV : 0,88,0,92,0,92
Sogur 2007 (52)	Evaluation qualité obturation canalair	17	PA numérique et analogique vs Accu-i-Tomo	Score qualité d'image : 1-3 6 observateurs	Kappa : 0,009-0,776	Qualité d'image moins bonne avec CB (p<0,05)
Matherne 2008 (51)	Evaluation anatomique du système canalair	72	PA numérique et analogique vs IS I-CAT	3 observateurs	Accord dans 74-78% des cas	Identification du nombre exact de canaux : 76%-84% vs 100% PA numérique et analogique : au moins 1 canal manqué pour 40 à 41% de dents
Katakami 2008 (56)	Evaluation foramen accessoire mentonnier	150 patients	PSR900N	Non précise	NC	17 foramen accessoires (16 patients) Localisés dans région apicale 1 ^{ère} molaire et zone post et inf foramen mentonnier
Low 2008 (54)	Bilan préopératoire région max post	74	PA technique parallèle vs 3D Acuimoto	Critères de classification 2 observateurs	NC	34% en plus de lésions avec CB p<0,001 extension lésion dans sinus : 2 vs 23 p<0,001 ; épaisseur membrane sinus : 16 vs 36 p<0,001 canaux non traités : 4 vs 15 p<0,05 ; communication apicomarginale : 6 vs 1 p=0,12
Lofthag-Hansen 2007 (55)	Diagnostic lésion péri-apicale	46	PA technique parallèle vs 3D Acuimoto	3 observateurs	NC	Détection lésion : 10 en plus avec CB extension lésion dans sinus : 13 vs 18 épaisseur membrane sinus : 7 vs 30 communication apicomarginale : 4 vs 9
Estrela 2008 (53)	Diagnostic lésion péri-apicale	1508	1-PA technique parallèle 2-Veraviewepocs pano 3-3D Acuimoto	PAI ‡ 3 examinateurs	CCI : 0,89-1,00	Prévalence lésion 35,3% vs 17,6% vs 63,3% P<0,001
Bernardes 2009 (57)	Diagnostic fracture radulaire	20	PA technique parallèle vs 3D Acuimoto	Score : 1-3 2 examinateurs	C (Kendall)*:0,87	Détection fracture : 8 vs 18

Se : sensibilité ; Spe : spécificité ; PPV : Positive Predictive Value ; NPV : Negative Predictive Value; ‡PAI : péri-apical index Orstavik ; *Coefficient de corrélation de rang de Kendall

II.3 En parodontologie

Des études in vitro (58,59) ont montré l'intérêt de la technique CBCT dans l'évaluation des lésions parodontales avec une bonne précision des mesures et une visualisation de certaines lésions non visibles sur la radiographie conventionnelle en 2D. Les auteurs soulignaient toutefois la nécessité de mener des évaluations cliniques pour confirmer ces résultats.

II.3.1 Études in vivo

La précision du CBCT a été étudiée (tableau 12), in vivo, pour la mesure linéaire des poches parodontales et pour évaluer les résultats obtenus après un traitement de régénération en les comparant aux mesures obtenues avec la radio intra-orale numérique et aux mesures réelles obtenues lors de la chirurgie de réentrée à 6 mois (60). Les mesures obtenues avec le CBCT étaient en partie sous estimées par rapport aux mesures réelles ; toutefois, elles étaient globalement plus précises que celles obtenues avec la radiographie.

Afin de mieux sélectionner le traitement approprié, un diagnostic complet, basé sur le sondage et la radiographie péri-apicale est nécessaire afin d'évaluer le degré d'atteinte de la furcation dans les plans horizontal et vertical et la morphologie radiculaire.

Pour analyser l'apport potentiel du CBCT, une étude in vivo a comparé les plans de traitement établis après évaluation de la furcation de molaires maxillaires d'une part par le CBCT et d'autre part par la méthode clinique et radiographique conventionnelle (61).

L'appréciation du degré d'atteinte de la furcation était améliorée avec le CBCT et des différences significatives pour les options de traitement les moins et les plus invasives (59% et 82% respectivement) étaient observées. Ces différences résultaient pour la plupart de découvertes incidentes avec le CBCT telles que des fusions et proximités radiculaires, perforations, lésions endo-parodontales qui conduisaient à modifier le plan de traitement initialement programmé après évaluation clinique et radiographique.

Conclusion

L'imagerie CBCT en parodontologie peut présenter un intérêt dans un très petit nombre de cas sélectionnés, tels que le bilan pré-chirurgical pour le traitement de lésions de la furcation de molaires maxillaires, en apportant des informations non fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle (informations anatomiques de type fusion ou proximité radiculaire), informations qui amélioreraient dans ces cas précis la prise en charge et le pronostic de la dent.

Tableau 12. Champs d'application en parodontologie.

<i>1^{er}</i> <i>Auteur/année</i>	<i>Champ d'application</i>	<i>N</i>	<i>Données de référence pour comparaison</i>	<i>Résultats</i>
Grimard (60) 2009	Evaluation des résultats du traitement de régénération	30 35 sites	-Mesures linéaires cliniques réelles pré et post chirurgie : JCE-CA et JEC-BD - mesures radio	Corrélation avec mesures réelles CBCT : 0,89-0,95 Radio : 0,53-0,67 Sous-estimation avec la radio de 0,6±2,3mm à 1,5±2,3mm Pas de différence significative avec CB excepté sous estimation pour JEC-BD (p<0,01)
Walter (61) 2009	Bilan préchirurgical furcation molaires max et décision thérapeutique	12 (66 furcations)	-Mesures cliniques (PP ; F) + radio - Recommandations de traitement associées	F : Confirmé : 27% ; Surestimé : 29% ; sous-estimé : 44% (p=0,076) Découvertes incidentes : 5 fusions et 10 proximités radiculaires, 9 lésions endo-paro, Différences dans recommandations thérapeutiques : Traitement non invasif : 59% p=0,084 Traitement invasif : 82% p=0,004

N : nombre de patients ; PP : profondeur poche ; F : atteinte furcation ; JCE : jonction cémentoaméllaire ; CA : pointe coronaire crête alvéolaire ; BD : base de la poche

II.4 En implantologie

La pose d'implants nécessite un bilan préalable afin d'acquérir des informations anatomiques précises concernant les dimensions de la crête alvéolaire et l'identification de structures telles que le canal mandibulaire.

Les performances techniques de l'appareil CBCT en terme de précision et de fiabilité des mesures osseuses pré-implantaires, ont été mises en évidence sur pièces anatomiques. Ces performances étaient comparables à celles du scanner (voir chapitre précédent performances techniques).

En clinique, très peu d'études ont évalué l'apport spécifique du CBCT (tableau 13).

Par rapport à des mesures panoramiques, l'analyse de la région inter foraminale en vue de la pose d'implants (dans la région mandibulaire antérieure édentée) a montré une différence significative pour l'évaluation de la distance interforamen ($p=0,009$) mais non pour les distances respectives de chaque foramen à la ligne médiane ($p>0,05$) (62). Les mesures verticales (hauteur osseuse) étaient légèrement sous estimées par le panoramique sans que la différence ne soit estimée toutefois significative.

La qualité diagnostique du CBCT a été également appréciée et comparée avec l'imagerie panoramique pour identifier le canal mandibulaire avant chirurgie implantaire (63). Le degré de visualisation du canal mandibulaire dans les 1/3 postérieur, moyen et antérieur a été quantifié et comparé avec des images panoramiques. Les résultats rapportés montraient que la performance du CBCT pour visualiser le canal était supérieure ($p<0,001$) à celle de l'imagerie panoramique ; la qualité d'image était meilleure dans la zone postérieure par rapport aux zones moyenne et antérieure.

Des résultats comparables entre l'imagerie CBCT et l'imagerie panoramique ont été obtenus dans une autre étude (64) qui a également comparé rétrospectivement la qualité d'image globale et la qualité de visualisation de certaines structures spécifiques avec celles obtenues par scanner. Les résultats ne mettaient pas en évidence de différence significative entre les deux modalités d'imagerie qui toutes deux obtenaient des scores excellents pour les structures à haut contraste.

Conclusion

Peu d'études cliniques en implantologie ont été identifiées. Ces études mettent en évidence un apport significatif du CBCT par rapport à la radiographie panoramique pour l'analyse de structures anatomiques spécifiques (par ex région inter-foraminale et canal mandibulaire). Des résultats comparables au scanner ont été rapportés en termes de qualité d'image et pour visualiser des structures à haut contraste.

Tableau 13. Applications en implantologie.

¹ Auteur/année	N	Modalités imagerie	Méthode	Résultats
Madrigal 2008 (62)	50	Pano Ortofox vs New Tom 9000	Mesures (5 locations)	Distance MF-ligne médiante NS : $p > 0,05$ Distance entre les 2 MF : $p = 0,009$ H : $22,9 \pm 5,3$ / $22,6 \pm 6$ $23 \pm 4,9$ / $22,7 \pm 5,5$
Angelopoulos 2008 (63)	68	3 groupes I-CAT vs 2 Pano : Dimax et Denoptix	Score visualisation canal mand : 0 - 3†	$P < 0,001$ Post : 2 Moyen et ant : 1
Dreiseidler 2009 (64)	Groupe 1 : 27 Groupe 2 : 29	1-Galileos vs Pano Orthophos Plus DS 2- Galileos vs scanner 16 barettes	Score qualité globale d'image et visualisation structures spécifiques*	CBCT > Pano excepté qualité image globale ($p = 0,309$) et plancher sinus ($p = 0,002$) CB=scanner NS

N : nombre de patients ; † : degré de visualisation du canal mandibulaire dans (25 à 75%) ; H : hauteur ; * MF : mental foramen, foramen incisif, canal mandibulaire, plancher os basal et sinus maxillaire, ATM, bords implantaires et dents adjacentes.

II.5 En chirurgie buccale et maxillo-faciale,

La précision des mesures linéaires obtenues avec le CBCT en vue de chirurgies maxillo-faciales, reconstruction du condyle mandibulaire (avec niveaux de densité inférieurs à ceux recommandés pour l'examen osseux) et génioplastie d'avancement, a été jugée satisfaisante dans 2 études sur pièces anatomiques, précédemment analysées (28,29) (voir chapitre I.2.1.2 Mesures en chirurgie maxillo-faciale et implantologie)

L'avulsion chirurgicale de dents incluses nécessite un bilan préalable afin d'acquérir des informations anatomiques précises. Une revue systématique de littérature a rapporté l'intérêt possible de l'examen CBCT dans ces situations (16).

Deux études cliniques ont analysé la qualité diagnostique du CBCT pour préciser la topographie du canal mandibulaire avant l'extraction chirurgicale de troisièmes molaires mandibulaires incluses (tableau 14). Ces études ont comparé la technique avec la radiographie panoramique ; la comparaison avec le scanner n'a pas été identifiée.

L'information diagnostique concernant la localisation de l'extrémité radiculaire de 3èmes molaires mandibulaires incluses par rapport au canal mandibulaire, a été appréciée subjectivement et rétrospectivement dans une étude non contrôlée, avec 2 groupes distincts, imagerie CBCT d'une part et radiographie panoramique/céphalométrique d'autre part (65). En considérant la précision de la position des apex en horizontal et vertical avec un score de qualité préétabli, seule l'appréciation de l'information en horizontal était significativement améliorée avec le CBCT par rapport à celle apportée en 2D par les 2 radiographies combinées.

Dans une autre étude prospective (66), afin d'évaluer en pré-chirurgical la relation topographique dent incluse-canal mandibulaire (soit l'évaluation du risque d'exposition du paquet vasculo-nerveux), la valeur diagnostique de 2 examens

successifs, panoramique numérique et CBCT, a été appréciée en corrélant les données obtenues aux données chirurgicales et cliniques. Les sensibilités et spécificités, en termes de prédiction d'exposition, étaient respectivement de 93% et 77% pour le CBCT et de 70% et 63% pour le cliché panoramique. La précision diagnostique du CBCT était donc significativement meilleure que celle du panoramique ($p < 0,05$).

Tableau 14. Qualité diagnostic pour localisation pré-chirurgicale du canal mandibulaire.

^{1^{er}} <i>Auteur/année</i>	<i>Techniques d'imagerie</i>	<i>N</i>	<i>Méthode</i>	<i>Résultats CB/Pano</i>
Tantanapornkul 2007 (66)	Veraviewepocs puis 3DX sur même patient	142	Corrélation données prédictives imagerie avec clinique	Se : 93% / 70% Spé : 77%/ 63%
Neugebauer 2008 (65)	2 groupes : - Galileos - 30PANetPA†	30 30	Score qualité image : 1-5	En horizontal : 2 / 2 En vertical : 2 / 3 ($p=0,000$)

† : panoramique+céphalométrie ; Se : sensibilité ; spé : spécificité ;N : nombre patients

L'utilisation du CBCT a été également proposée, en alternative au scanner, pour évaluer la qualité des greffes osseuses sachant que seul le scanner permet la mesure réelle et précise des densités.

Ainsi, une étude rétrospective (67) a évalué la qualité de l'imagerie CBCT pour évaluer des greffes osseuses autologues pré-implantaires en distinguant des greffes d'os cortical ($n=15$) et d'os spongieux ($n=6$). L'évaluation comparative subjective montrait que la définition des greffes spongieuses et donc des densités était insuffisante tandis que la qualité d'image en terme de précision et de contraste des greffes d'os cortical était satisfaisante ($p < 0,03$).

Enfin, l'utilisation du CBCT a été rapportée pour explorer des fractures du massif maxillo-facial (68,69). Des fractures nasales non détectées par la radiographie conventionnelle ($n=5$) ont pu être mises en évidence par l'imagerie CBCT (68) et des cas cliniques illustrant des fractures complexes maxillo-faciales ont été décrits (69). Aucune donnée comparative avec le scanner n'a été identifiée.

Conclusion, les études in vivo ont montré que la qualité diagnostique du CBCT pour préciser la position d'éléments anatomiques, par exemple la topographie du canal mandibulaire avant l'extraction chirurgicale de troisièmes molaires mandibulaires incluses, était satisfaisante et supérieure à la radiographie panoramique.

Des études ont également souligné la faisabilité technique de l'examen CBCT pour évaluer des greffes osseuses et des fractures du massif maxillo-facial.

Aucune étude comparative avec le scanner n'a été identifiée.

II.6 En orthodontie

Les conclusions sur les performances techniques de l'imagerie CBCT en orthodontie étaient les suivantes : les mesures céphalométriques obtenues avec le CBCT sont comparables à celles obtenues avec la céphalométrie conventionnelle et sont pour la plupart suffisamment précises et reproductibles.

Toutefois, à ce jour, des études supplémentaires sont nécessaires afin d'évaluer les bénéfices cliniques du CBCT pour l'analyse céphalométrique. Il est nécessaire de définir des nouveaux points de référence et de valider des protocoles d'analyse céphalométrique 3D.

Aucune étude pouvant rapporter d'autres bénéfices potentiels du CBCT en orthodontie n'a été identifiée. Une série de cas descriptive a rapporté une qualité d'image supérieure avec le scanner par rapport au CBCT dans l'analyse des phénomènes de résorption et d'ankylose radiculaire pouvant survenir au cours d'un traitement orthodontique. Toutefois, aucune dent n'était examinée par les 2 techniques à la fois et l'examen ne concernait que des coupes axiales ce qui limite la portée des conclusions (70).

II.7 Chirurgie assistée par ordinateur

II.7.1 Chirurgie maxillo-faciale

Plusieurs auteurs ont rapporté l'utilisation de systèmes de chirurgie assistée par ordinateur (systèmes de navigation passifs pour la plupart) basés sur la prise en compte de données pré ou/et per-opératoires issues de l'imagerie CBCT.

Des études (71-73), menées dans un même service hospitalier, ont évalué les applications de la navigation à l'aide d'un arceau de fluoroscopie intégrant l'imagerie CBCT, en alternative au scanner plus irradiant, dans des chirurgies maxillo-faciales et plus particulièrement dans la réduction de fractures du complexe zygomaxillaire.

- L'utilisation de l'imagerie per-opératoire (SIREMOBIL Iso-C3D) a été rapportée pour la reconstruction 3D du complexe zygomaxillaire fracturé (n=14) (71). Les résultats, rapportés en termes de qualité des images, étaient satisfaisants pour la position des fragments, l'ancrage osseux des vis et l'adaptation des plaques mais non pour la visualisation des tissus mous et de la symétrie des arcades zygomatiques (limitation du champ). Le niveau d'artefacts métalliques était remarquablement bas sur les reconstructions primaires et secondaires.
- Dans une autre étude (72), l'utilisation de l'imagerie per-opératoire (*Arcadis Orbic* 3D) a été rapportée en termes descriptifs lors d'interventions chirurgicales concernant la mandibule (réduction de fractures, chirurgie orthognathique et reconstructive).
- Ces mêmes auteurs ont analysé la qualité d'image obtenue avec un nouveau prototype d'appareil (Power Mobil) intégrant un détecteur plan et selon différents paramétrages lors de la prise en charge chirurgicale par navigation de fractures du complexe zygomaxillaire (n=9) (73). L'analyse des données obtenues montraient une qualité d'image des structures osseuses de l'étage moyen de la face proche de celle obtenue en préopératoire avec le scanner et qu'une haute résolution pour ces structures pouvait être obtenue avec 400 projections, 1,2mA et 100kV. Les premières données montraient que la possibilité d'augmentation du champ avec cet appareil permettait une visualisation de l'ensemble du squelette facial.
- En chirurgie implantaire, l'assistance par ordinateur avec imagerie CBCT a été rapportée afin d'optimiser la précision de la pose d'implants. Ainsi, une étude sur

pièces anatomiques a mis en évidence la qualité de précision géométrique obtenue avec un protocole associant les données de l'imagerie CBCT et un système robotisé semi-actif avec guide chirurgical (74).

II.7.2 Chirurgie endoscopique du sinus

L'utilisation de l'imagerie CBCT en per-opératoire (*xCAT ENT portable*) a été rapportée en chirurgie endoscopique sinusale et lors de procédures chirurgicales concernant la base du crâne (tableau 15).

Ces études montraient que l'imagerie permettait l'acquisition de nouvelles informations par rapport aux données d'imagerie préopératoire ce qui conduisait à modifier l'intervention.

Vingt cinq interventions avec indication d'imagerie per-opératoire pour l'évaluation du curage chirurgical (n=23), de l'extension de résection tumorale (6 cas) et du placement de stents frontaux (n=6) ont été analysés rétrospectivement. Les résultats de l'analyse ont mis en évidence, que les données intra-opératoires obtenues, avaient conduit à modifier la stratégie thérapeutique programmée avec une intervention supplémentaire dans 24% des cas (75).

Dans une autre étude (76) concernant la chirurgie endoscopique de sinus, les données en per-opératoire ont montré la persistance de cloisons osseuses ou de structures résiduelles et ont conduit à modifier la stratégie thérapeutique avec une chirurgie complémentaire dans 30% des cas.

Tableau 15. Apport de l'imagerie CBCT per-opératoire dans la chirurgie endoscopique du sinus et base du crâne.

<i>1^{er}</i> <i>Auteur/année</i>	<i>N</i>	<i>Pathologies</i>	<i>Interventions supplémentaires non programmées :</i>
Batra (75)	2008 25	12 Sinusite chronique (avec ou sans polype) 6 mucocèle 5 néoplasmes 1 lésion ostéofibreuse 1 méningo-encéphalocèle	2 résections tumorales 1 curage des cloisons ethmoïdales 1 forage os frontal durant la procédure Draf IIB 1 repositionnement stent frontal
Jackman (76)	2008 20	18 Chirurgies de révision sinus(CRS) 1 mucocèle +CRS 1 mucocèle posttrauma	Retrait cloisons osseuses résiduelles :3 pour élargir ostium frontal et 2 au niveau sinus ethmoïdal post 1 retrait résidu apophyse unciforme 2 drainages mucocèle

Conclusion : des études cliniques préliminaires soulignent la faisabilité technique et les perspectives associées à la navigation chirurgicale avec imagerie per-opératoire CBCT pour le traitement de fractures complexes du complexe zygomaxillaire et en chirurgie endoscopique du sinus.

Toutefois, des études complémentaires contrôlées sont nécessaires pour mieux évaluer les bénéfices potentiels de ces techniques et il est nécessaire de sélectionner des indications précises en chirurgie maxillo-faciale et ORL, et de définir des protocoles adaptés sachant que le patient est soumis à des radiations supplémentaires lors de la navigation avec imagerie.

II.8 ORL

Une étude (77), sur pièce anatomique, a comparé la précision d'un appareil champ réduit (3D *Acuimoto*) avec le scanner (*Aquilion 16*), pour visualiser les structures constituant l'oreille moyenne (16 points de repère). Il n'y avait aucune différence significative dans les scores individuels et dans le score global ($p=0,9340$) de qualité d'image. Les auteurs, suggéraient l'intérêt possible du CBCT pour le diagnostic et le suivi de maladies de l'oreille moyenne ou interne, telles que l'otosclérose, l'otite adhésive chronique de l'oreille moyenne et cholestéatome ; toutefois, ils soulignaient la nécessité d'études cliniques pour confirmer ces indications et les protocoles associés.

Des études ultérieures ont illustré par des cas cliniques l'utilisation du CBCT pour explorer les sinus et pour évaluer des implants cochléaires. Elles concluaient sur la faisabilité de l'examen CBCT pour :

- l'identification de points de repère de la base antérieure du crâne utiles en chirurgie endoscopique des sinus chez des patients sélectionnés ($n=25$) (78).
- la visualisation et le suivi des implants de l'oreille moyenne ($n=22$) en alternative au scanner (79).

Aucune donnée comparative avec le scanner n'a été mise en évidence.

Conclusion : des études préliminaires soulignent la faisabilité technique de l'examen CBCT pour explorer les sinus en imagerie pré-opératoire et en imagerie per-opératoire lors de la chirurgie endoscopique et pour évaluer des pathologies et des implants de l'oreille moyenne.

Toutefois, des études supplémentaires comparatives sont nécessaires pour confirmer ces premiers résultats et pour conclure sur les bénéfices diagnostiques potentiels du CBCT.

II.9 Articulation Temporo-mandibulaire

La revue de littérature dans le rapport du CEDIT (16) concluait sur la faisabilité technique du CBCT, pour l'examen des tissus durs de l'ATM mais soulignait la nécessité d'études comparatives cliniques pour en valider l'intérêt diagnostic.

Des études complémentaires sur pièces anatomiques (80,81) et d'autopsie (82) ont été identifiées et analysées (tableau 16).

La capacité du CBCT pour détecter des érosions corticales simulées de la tête condylienne a été comparée avec la capacité de détection de la radiographie panoramique et de la tomographie (81). La précision du CBCT basée sur l'évaluation subjective de la qualité d'image et sur le calcul de variabilité, était jugée supérieure à celle des 2 autres techniques. Toutefois, cette étude n'étudiait que très partiellement (défauts latéraux) et non dans leur intégralité les modifications morphologiques et de surface (sclérose, ostéophytes, réduction espace inter-radulaire) associées aux pathologies articulaires.

Par contre, 2 autres études ont comparé la précision diagnostique du CBCT, en intégrant toutes les modifications morphologiques osseuses, avec la précision du scanner hélicoïdal pour l'une (82) et de la tomographie pour l'autre (80).

Dans l'étude comparative avec la tomographie, les modifications articulaires de type ostéophytes, aplatissement et défauts au niveau du condyle, de la cavité glénoïde et du tubercule articulaire, ont été analysées (80). La précision diagnostique en terme de sensibilité et spécificité des 2 examens était comparable (faible pour mettre en évidence les anomalies articulaires et élevée pour détecter les condyles normaux), excepté avec des vues strictement latérales (sans association de vues frontales) pour lesquelles la détection des changements morphologiques était meilleure avec la tomographie.

La fiabilité des 2 examens, CBCT et scanner hélicoïdal, a été analysée et comparée à l'analyse macroscopique, afin d'évaluer des anomalies osseuses du condyle mandibulaire (82). Aucune différence significative ($p=0,286$) n'était mise en évidence entre les 2 techniques et les auteurs concluaient que ces données préliminaires permettaient de penser que le CBCT pouvait être une alternative au scanner hélicoïdal pour explorer les anomalies osseuses du condyle.

Conclusion : les études in vitro soulignent la faisabilité technique de l'examen CBCT pour l'analyse des tissus osseux de l'ATM. A ce jour, il est toutefois difficile de conclure sur l'apport diagnostique de cet examen par rapport aux autres techniques, tomographie et scanner, et des études cliniques comparant ces techniques sont nécessaires.

Tableau 16. Champs d'application pour ATM.

^{1er} Auteur/ Année	Champs d'application	N	Imagerie	Protocole	Reproductibilité	Précision diagnostic
Honda 2006 (82)	Détection érosions corticales, ostéophytes et sclérose	21	3DX® vs Lemage SXE® (hélicoïdal)	Evaluation macroscopique 2 observateurs	NC	<u>Se et spé</u> 0,80 vs 0,70 1,0 vs 1,0
Hintze 2007 (80)	Détection modifications morphologiques condyle, cavité glénoïde et tubercule articulaire	80	NewTom®3G vs Tomographie conventionnelle Cranex Tome® Soredex (frontale et latérale)	3 observateurs Inspection visuelle selon score 1-2	Intra-obs condyle 0,32-1,00 Intra-obs tubercule 0,32-1,00	<u>Se et spé</u> : Ostéophyte : L 0,15 vs 0,15 0,96 vs 0,99 (p=0,43) Aplatissement : L et F‡ 0,23 vs 0,11 et 0,40 vs 0,23 0,87 vs 0,95 et 0,90 vs 0,94 Défaut : L et F 0,15 vs 0,15 et 0,20 vs 0,21 0,95 vs 0,97 et 0,96 vs 0,95
Honey 2007 (81)	Détection érosions corticales condyliques simulées	30	i-CAT (S et I)* Tomographie Quint Sectograph® Orthopantomographe OP100® 2 projections N et TM	10 observateurs Inspection visuelle selon score 1-5	†intra-observateur CB-I: 0,65±0,21 CB-S: 0,65±0,21 TOMO : 0,44±0,25 Pan-N : 0,72±0,15 Inter-observateur (n=10) NS p=0,91	<u>Courbe de ROC</u> †† CB-I: 0,95±0,05 CB-S: 0,77±0,17 TOMO : 0,58±0,15 Pan-N : 0,64±0,11 Pan-TM : 0,55±0,11

N : nombre de patients ; ATM : articulation temporo-mandibulaire ; * : statique et interactif soit défilé coupe multiplanare axiale et para-sagittale ; † : kappa ; ††ROC : Receiver Operating Characteristic; ‡ : latéral et frontal ; Se et spé : sensibilité et spécificité

III. CONDITIONS DE RÉALISATION : RECOMMANDATIONS

L'Association Européenne de Radiologie Dento-Maxillo-Faciale a estimé qu'il était urgent, devant la diffusion rapide de la technique, d'élaborer des recommandations de bonne pratique.

Vingt principes, qui serviront de base aux décisions législatives européennes pour la maîtrise de l'exploitation du CBCT en odontostomatologie, ont été retenus par consensus formalisé (83).

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/risque 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 (traditionnelle) moins irradiante.
7. Les examens CBCT doivent faire l'objet d'une analyse clinique approfondie (« commentaire radiologique ») 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 varié de volumes 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 minimale.
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 (*light beam markers*) 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 utilisant 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 (université ou équivalent). Quand une qualification nationale de spécialité en radiologie dento-maxillo-faciale existe, la conception et la délivrance de programmes 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 nasal (soit champs de vue 8x8 ou inférieurs), l'évaluation clinique (« commentaire radiologique ») doit être réalisé par un radiologue spécialisé en radiologie dento-maxillo-faciale ou si ce n'est pas possible, par un chirurgien dentiste correctement formé.
20. Pour des petits champs de vue non dentaires (par exemple os temporal) et pour toute image CBCT craniofaciale (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-facial ou par un radiologue clinicien (radiologue médical).

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Ce chapitre a été élaboré à partir des conclusions de la littérature. Ces dernières ont été approuvées dans leur ensemble par les professionnels réunis lors de la réunion du groupe de travail. Les données de la littérature ont été ensuite complétées par des précisions apportées par les professionnels.

I. PERFORMANCES TECHNIQUES ET DOSIMÉTRIQUES

Bien que la qualité de l'image soit difficile à définir et quantifier et que son estimation reste subjective, le CBCT a une résolution spatiale et une fiabilité qui semble comparable au scanner pour explorer des structures minéralisées telles que l'os ou les dents et pour permettre d'identifier des fractures, kystes ou lésions osseuses, corps étrangers, à l'intérieur de son champ de vue. En revanche, il ne permet pas la mesure réelle des densités.

La variation des paramètres entraîne des différences significatives dans la qualité de l'image. Il est donc important de pouvoir sélectionner différents paramètres sur un même appareil, aussi raisonnablement bas que possible, afin de minimiser la dose délivrée au patient tout en ayant une qualité d'image suffisante pour l'application sélectionnée.

La précision et la fiabilité des mesures linéaires obtenues avec le CBCT sont suffisantes pour recourir à son utilisation dans la sphère dento-maxillo-faciale.

- La dose délivrée par les appareils CBCT est inférieure au scanner mais demeure significativement plus élevée que la radiographie dentaire conventionnelle, panoramique et intra-orale. Les doses peuvent considérablement varier de 1,5 à 12 par rapport au scanner et de 4 à 42 par rapport au panoramique selon les appareils utilisés, grand ou petit champ.

Avec un même appareil, les doses peuvent aussi varier selon le volume exploré et les paramètres techniques retenus. Elles seront d'autant moins élevées que le champ exploré est réduit et les paramètres abaissés. De la même façon, certains appareils programmés sur mode haute résolution et champ maximal (ultra) procurent des doses proches des scanners optimisés.

- Il est important de souligner que de nouveaux appareils ou l'adaptation de certains appareils déjà existants permettront dans un avenir proche un choix encore plus important de paramètres d'exposition dans un souci d'optimisation; les doses rapportées dans les études précédentes en seront vraisemblablement modifiées.

II. INDICATIONS ET CHAMPS D'APPLICATION CLINIQUE DU CBCT

Toute première évaluation radiologique de la face et des dents, après un examen clinique rigoureux, doit se faire sur des appareils d'imagerie diagnostique conventionnels largement diffusés et moins irradiants ; l'imagerie en coupe, si elle s'avère nécessaire, ne sera envisagée que dans un second temps. Le groupe de travail précise que dans des cas très limités comme les malformations congénitales, l'imagerie sectionnelle peut être réalisée en première intention.

Quand l'examen CBCT est retenu, il est essentiel de bien clarifier le but diagnostique de la demande d'examen qui va conditionner le choix de l'appareil

(grand champ ou champ plus limité) ainsi que le protocole à utiliser en fonction de la qualité d'image requise dans le respect des règles d'optimisation.

Ainsi, pour positionner un implant, évaluer une dent incluse ou faire un bilan endodontique, il n'est pas nécessaire de faire un examen complet de la sphère maxillo-faciale en irradiant inutilement : la champ utilisé doit être limité au maximum. En orthodontie, ORL ou traumatologie, il est indispensable de recourir à un grand champ mais une très haute définition n'est pas nécessaire

Les professionnels doivent donc être qualifiés et conscients de la nécessité d'utiliser les paramètres les mieux adaptés, dans l'indication sélectionnée, afin d'obtenir un compromis qualité d'image et dose en justifiant donc leur choix au regard du ratio bénéfice-risque.

Deux points sont également à retenir :

- la mesure des densités et l'exploration des tissus mous est, dans tous les cas, à réserver au scanner
- chez l'enfant et l'adolescent, une attention particulière doit être portée au choix de la technique d'imagerie la moins irradiante

II.1 Cariologie

La littérature ne permet pas de conclure sur l'apport clinique potentiel du CBCT dans le domaine de la cariologie et cette technique ne saurait se substituer, à ce jour, aux techniques radiographiques conventionnelles pour le dépistage des caries.

II.2 Endodontie et chirurgie endodontique

L'imagerie CBCT en endodontie peut présenter un intérêt dans certains cas bien sélectionnés, lorsque les informations fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle ne sont pas suffisamment contributives pour le diagnostic et qu'une image tridimensionnelle est indispensable :

- bilan péri-apical pré-chirurgical particulièrement dans la région maxillaire postérieure ou dans la région du foramen mentonnier,
- recherche et localisation d'un canal radiculaire supplémentaire,
- bilan d'une pathologie radiculaire type fracture, résorption et/ou péri-apicale

Le recours à l'imagerie CBCT ne saurait se justifier s'il n'améliore pas dans ces cas précis la prise en charge et le pronostic de la dent.

Le groupe de travail précise que l'examen, pour l'exploration endodontique, exige une précision et une définition nécessitant une forte résolution spatiale.

II.3 Parodontologie

L'imagerie CBCT en parodontologie peut présenter un intérêt dans un très petit nombre de cas sélectionnés, tels que le bilan pré-chirurgical pour le traitement de lésions de la furcation de molaires maxillaires, en apportant des informations non fournies par la clinique et la radiologie conventionnelle (informations anatomiques type fusion ou proximité radiculaire), informations qui amélioreraient dans ces cas précis la prise en charge et le pronostic de la dent.

Le groupe de travail estime que le CBCT pourrait se substituer à l'avenir à l'examen long cône pour le bilan parodontal et qu'il pourrait présenter un intérêt particulier pour le diagnostic différentiel des lésions endo-parodontales avec des signes cliniques et une symptomatologie mal définis.

II.4 Implantologie et chirurgie buccale

Les performances techniques de l'appareil CBCT en terme de précision et fiabilité des mesures pré-implantaires sont comparables à celles du scanner.

Les études in vivo ont mis en évidence la qualité diagnostique satisfaisante du CBCT pour préciser la position d'éléments anatomiques, par exemple la topographie du canal mandibulaire avant la pose d'implants ou l'extraction chirurgicale de troisièmes molaires inférieures incluses.

Il pourrait donc se substituer au scanner pour l'analyse tomodensitométrique pré-implantaire ainsi que pour le bilan pré-chirurgical avant l'extraction de dents incluses, en complément d'un premier bilan radiographique insuffisamment contributif.

Cette décision doit toutefois s'appuyer sur un principe de radioprotection en choisissant un appareil, une taille de champ et un paramétrage qui, pour une qualité d'image comparable et suffisante, induisent un niveau d'irradiation inférieur à celui d'un examen scanner réalisé selon des protocoles optimisés « *low dose* » ou d'un examen tomographique scanora (désormais de moins en moins utilisé).

Le groupe de travail rajoute pour indication la prise en charge des pathologies osseuses.

II.5 Orthodontie

Les mesures céphalométriques obtenues avec le CBCT sont comparables à celles obtenues avec la céphalométrie conventionnelle et sont pour la plupart suffisamment précises et reproductibles. Toutefois, à ce jour, des études supplémentaires sont nécessaires afin d'évaluer les bénéfices cliniques du CBCT pour l'analyse céphalométrique. Il est nécessaire de définir des nouveaux points de référence et de valider des protocoles d'analyse céphalométrique 3D.

Le CBCT ne saurait donc se substituer pour l'instant à la téléradiographie conventionnelle.

Il pourrait se substituer au scanner, au regard du principe de radioprotection et selon des règles d'optimisation, quand une analyse tridimensionnelle est indispensable par exemple pour des cas de dysmorphoses maxillo-faciales majeures nécessitant une approche chirurgicale.

II.6 Chirurgie maxillo-faciale

Lorsqu'une imagerie sectionnelle est nécessaire en chirurgie orthognatique, en traumatologie, pour les pathologies osseuses, le CBCT pourrait se substituer au scanner dans des cas sélectionnés à la condition :

- qu'une exploration des tissus mous ne soit pas requise,
- que le niveau d'irradiation soit moindre que celui obtenu avec l'imagerie scanner, au regard du principe de radioprotection et selon des règles d'optimisation.

Des études cliniques préliminaires soulignent la faisabilité technique et les perspectives associées à la navigation chirurgicale avec imagerie per-opératoire CBCT.

Toutefois, des études complémentaires contrôlées sont nécessaires pour en évaluer les bénéfices potentiels.

II.7 ORL

Des études préliminaires soulignent la faisabilité technique de l'examen CBCT pour explorer les sinus, pour évaluer des pathologies et des implants au niveau de

l'oreille moyenne ainsi que pour la navigation chirurgicale avec imagerie peropératoire en chirurgie endoscopique du sinus.

Des études supplémentaires comparatives sont toutefois nécessaires pour confirmer ces premiers résultats et pour conclure sur les bénéfices potentiels du CBCT par rapport aux autres techniques d'imagerie.

Le groupe de travail précise que le CBCT pourrait se substituer au scanner pour le bilan des sinusites du fait de son intérêt dosimétrique.

II.8 ATM

Les études (in vitro) soulignent la faisabilité technique de l'examen CBCT pour l'étude des tissus osseux de l'ATM (par exemple mise en évidence ostéophytes et érosions). A ce jour, il est toutefois difficile de conclure sur l'apport diagnostique du CBCT par rapport aux autres techniques, tomographie et scanner et des études cliniques comparant ces techniques sont nécessaires.

Toutefois, quand le recours à l'imagerie sectionnelle est justifié pour orienter la prise en charge thérapeutique, le CBCT pourrait se substituer aux autres techniques uniquement si son intérêt dosimétrique est démontré.

Le groupe de travail précise que les indications restent limitées à la traumatologie et aux pathologies dégénératives. Les pathologies discales et ligamentaires sont quant à elles réservées à l'IRM.

III. CONDITIONS DE RÉALISATION

Des recommandations de bonne pratique, qui serviront de base aux décisions législatives européennes pour la maîtrise de l'exploitation du CBCT en odontostomatologie, ont été élaborées par L'Association Européenne de Radiologie Dento-Maxillo-Faciale.

Elles rappellent plusieurs principes fondamentaux propres à tout examen radiologique soit :

- Les principes de justification et d'optimisation, à savoir démontrer la réelle nécessité de l'examen avec des bénéfices l'emportant sur les risques, avec une dose d'exposition la plus faible possible,
- le respect des règles de radioprotection, contrôle qualité etc.
- la nécessité d'une formation initiale adéquate et d'une formation continue après qualification,

Ces recommandations qui s'adressent à plusieurs disciplines apportent des précisions sur la qualification :

- Les 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 (université ou équivalent). Quand une qualification nationale de spécialité en radiologie dento-maxillo-faciale existe, la conception et la délivrance de programmes de formation en CBCT doivent impliquer un radiologue spécialisé en radiologie dento-maxillo-faciale.
- Pour les images CBCT des dents, de leurs tissus de soutien, de la mandibule et du maxillaire jusqu'au plancher nasal (soit champs de vue 8x8 ou inférieurs), l'évaluation clinique (« commentaire radiologique ») doit être réalisée par un spécialiste en radiologie dento-maxillo-faciale ou si ce n'est pas possible, par un praticien généraliste correctement formé.
- Pour des petits champs de vue non dentaires (par exemple os temporal) et pour toute image CBCT craniofaciale (champs de vue s'étendant au-delà des dents, de leurs tissus 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-facial ou par un radiologue clinicien (radiologue médical).

Le groupe de travail précise qu'il existe en Europe des spécialités en radiologie dento-maxillo-faciale, attestées par des diplômes, mais pas encore en France et qu'il est donc nécessaire d'introduire des formations validées.

A ce jour, les appareils grand champ doivent être réservés aux radiologues en attendant que des chirurgiens dentistes reçoivent une formation diplômante spécifiquement dédiée. L'accès au grand champ pourrait toutefois être possible, dès à présent, pour certaines équipes hospitalo-universitaires, dentaires ou orthodontiques, afin de poursuivre leurs travaux et recherches.

Le radiologue peut déléguer l'acte à un manipulateur, diplômé d'état mais l'interprétation du cliché, acte médical, doit être réalisé et consigné par le radiologue.

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

ANNEXES

I. MÉTHODE GÉNÉRALE D'ELABORATION D'UN RAPPORT D'ÉVALUATION D'UNE TECHNOLOGIE DE SANTÉ

L'évaluation des technologies de santé est, selon *l'Institute of Medicine* (1985) « une démarche dont l'objet est d'examiner les conséquences à court et à long terme, de l'usage d'une technologie particulière sur les individus et sur la société dans son ensemble.

Elle prend en compte la sécurité, l'efficacité expérimentale et pragmatique d'une technologie, ainsi que son impact économique (coût, rapport coûts/résultats et implications budgétaires) ; elle analyse également ses implications sociales et éthiques et met à jour les points à approfondir en terme de direction de recherche ».

L'objectif est d'éclairer la décision publique par un avis argumenté prenant en compte les différentes dimensions du sujet.

Analyse critique des données identifiées de la littérature scientifique

Une recherche documentaire méthodique est effectuée d'abord par interrogation systématique des bases de données bibliographiques médicales et scientifiques sur une période adaptée à chaque thème.

En fonction du thème traité, des bases de données spécifiques peuvent être consultées. Une étape commune à toutes les études consiste à rechercher systématiquement les recommandations pour la pratique clinique, conférences de consensus, revues systématiques, méta-analyses et autres travaux d'évaluation déjà publiés au plan national et international.

Tous les sites Internet utiles (agences gouvernementales, organisations professionnelles, ...) sont consultés. Les documents non accessibles par les circuits conventionnels de diffusion de l'information (littérature grise) sont recherchés par tous les moyens disponibles.

Par ailleurs, les textes législatifs et réglementaires pouvant avoir un rapport avec le thème sont consultés. Les recherches initiales sont mises à jour jusqu'au terme du projet. L'examen des références citées dans les articles analysés permet de sélectionner des articles non identifiés lors de l'interrogation des différentes sources d'information. Enfin, les membres des groupes de travail et de lecture peuvent transmettre des articles de leur propre fonds bibliographique.

Le paragraphe « Recherche documentaire » présente le détail des sources consultées ainsi que la stratégie de recherche propres à ce rapport d'évaluation.

Chaque article est analysé selon les principes de la lecture critique de la littérature afin d'apprécier sa qualité méthodologique.

Niveau de preuve scientifique (niveau I à IV)

I	Essais comparatifs randomisés de forte puissance, méta-analyse, analyse de décision.
II	Essais comparatifs randomisés de faible puissance ou non randomisés, études de cohorte.
III	Études cas-témoins.
IV	Études rétrospectives, séries de cas, études épidémiologiques descriptives. Études comparatives avec des biais.

Pour en savoir plus sur la méthode d'analyse de la littérature médicale, se référer au guide publié par l'Anaes «Guide de l'analyse de la littérature et gradation des recommandations » juin 2000.

Ce guide est téléchargeable sur le site Internet de la HAS : www.has-sante.fr

La position argumentée de professionnels de santé

Les organisations professionnelles sont consultées pour connaître les travaux réalisés sur le sujet et pour proposer une liste d'experts de la technique à évaluer, des autres options thérapeutiques ou de la pathologie étudiée.

Le groupe de travail est composé d'une quinzaine de professionnels de différentes spécialités, de différents modes d'exercice (public et libéral, universitaire et non-universitaire) et de différentes localisations géographiques.

Chaque membre du groupe de travail a rempli une déclaration publique d'intérêts qui a été examinée par la HAS. En cas d'intérêts déclarés, la HAS a estimé qu'ils étaient compatibles avec participation des personnes concernées, au groupe de travail, eu égard à leur expertise par rapport au sujet. La déclaration publique d'intérêts de chacun des membres est mise en ligne sur le site internet de la HAS ; le cas échéant, les intérêts déclarés pouvant avoir un lien avec le sujet évalué, sont présentés dans le rapport.

Le groupe de travail se réunit en général une fois. Un rapport présentant la problématique, le champ, la méthode et l'analyse critique de la littérature est envoyé aux membres du groupe de travail avec un questionnaire pour recueillir leur position de manière formalisée et standardisée avant la réunion.

Lors de la réunion, les membres du groupe de travail discutent sur la base de leur expertise et de l'analyse de la littérature des différents critères permettant d'estimer la validité de la technique (ratio efficacité/sécurité, indications, place dans la stratégie de prise en charge, conditions de réalisation, ...) et aboutissent, le cas échéant, à un consensus. La réunion est menée d'une manière structurée en s'appuyant sur une liste de questions. Le compte rendu de la réunion (discussion et position finale) est rédigé par la HAS et envoyé aux membres du groupe de travail pour validation.

Un chef de projet de la HAS coordonne l'ensemble du travail et en assure l'encadrement méthodologique.

Au vu de l'analyse critique de la littérature identifiée et de la position argumentée des professionnels de santé du groupe de travail, le Collège de la HAS, après examen et validation du dossier par la Commission évaluation des actes professionnels (CEAP) conclut quant à la validité de la technologie de santé étudiée en précisant selon les cas, ses indications, sa place dans la stratégie de prise en charge des patients, les conditions de sa bonne réalisation, les conséquences de son introduction dans le système de soins.

Les compositions du Collège de la HAS et de la CEAP sont présentes sur le site internet de la HAS.

II. CONDITIONS ACTUELLES DE LA PRISE EN CHARGE PAR L'ASSURANCE MALADIE

L'imagerie CBCT n'est pas inscrite à la CCAM.

Sont inscrits et remboursés les actes de radiodiagnostic suivants:

- Radiographie intra-buccale rétroalvéolaire ou rétrocoronaire ; occlusale (1 à 12 clichés) HBQH005, HBQK004, HBQH003 HBQH002 HBQH001,
- Radiographie pelvibuccale [occlusale], HBQK001
- Radiographie panoramique dentomaxillaire, HBQK002
- Téléradiographie du crâne et du massif facial (1 à 3 incidences) pour diagnostic orthodontique LAQK003, LAQK001, LAQK008
- Tomographie unilatérale ou bilatérale de l'articulation temporomandibulaire LBQK001
- Scanographie de la face : *Dentascanner - la scanographie de la face pour bilan implantaire n'est pas facturable* LAQK013

III. GLOSSAIRE

- **Champ de vue** (FOV = field of view) : dimensions de la zone que l'on choisit de visualiser. Il s'exprime par la longueur de son côté, en cm ou en mm. En radiologie classique il peut être délimité par les diaphragmes ou le localisateur. En scanner la diminution du champ de vue permet d'augmenter la définition, à matrice de reconstruction égale, puisqu'une zone plus petite est représentée par le même nombre de pixels. La conservation du rapport Signal/Bruit (RSB) nécessite une augmentation de l'exposition.
- **Charge (nombre de mAs)** : produit de l'intensité du courant traversant le tube (mA) par le temps d'exposition (s). Dans le cas où l'intensité est variable, il faut considérer l'intégrale de l'intensité en fonction du temps. C'est un des paramètres d'exposition. En radiologie classique on donne le nombre de mAs pour une exposition (par incidence), qu'on calcule facilement par le produit mA*s. En scanographie on se réfère au nombre de mAs pour une rotation du tube. La charge (mAs) sur une rotation est le produit de l'intensité qui traverse le tube pendant une rotation par la durée de la rotation. En cas de modulation de l'intensité en cours de rotation, il faut prendre en compte l'intégrale de l'intensité en fonction du temps. On parle alors de « mAs effectifs ».
- **Détecteur** : élément, isolé ou partie d'un ensemble, qui produit un signal électrique ou lumineux en réponse à une stimulation par les rayons X.
- **Détecteur en radiologie dentaire** : système de conversion du rayonnement X, en un signal utilisable pour produire une image. En radiologie dentaire, il peut être argentique (film), radioluminescent à mémoire (« plaques » ou écrans radioluminescents à mémoire) ou à conversion électrique indirecte (capteurs CCD et CMOS).
- **Détecteur en scanographie** : système physique de conversion du rayonnement X, atténué par la traversée de l'objet, en un signal électrique. Le détecteur scanographique élémentaire est un cristal scintillateur ou une céramique photoélectrique. Les éléments sont disposés en arc ou en couronne, en une rangée unique (scanner monocoupe) ou en plusieurs rangs (scanners

multicoupes) dans l'axe Z. Les détecteurs d'un scanner multicoupes peuvent être de taille égale ou augmenter de taille du centre vers la périphérie de la rangée.

- **Diaphragmes** : volets plombés situés en sortie du tube, permettant de délimiter le champ d'entrée. Ils permettent d'éviter d'inclure dans le rayonnement primaire des zones n'appartenant pas à la région d'intérêt de l'image et de diminuer le rayonnement diffusé.
- **Distance foyer détecteur (DFD)** : distance, mesurée sur l'axe du faisceau, entre le foyer du tube radiogène et le détecteur.
- **Ecran radio-luminescent à mémoire (ERLM)** : support revêtu d'une couche de sels luminescents qui emmagasinent l'énergie incidente des photons X. Cette énergie est restituée point par point dans un lecteur, sous l'action du balayage d'un pinceau laser, sous forme d'un signal électrique, converti en image numérique.
- **Épaisseur de coupe** : épaisseur de la section transverse (du patient ou du fantôme) explorée par une rangée de détecteurs à chaque rotation du tube. Dans le cas des scanners multicoupe, on appelle « fenêtre d'irradiation » le produit de l'épaisseur de coupe T par le nombre n de rangées de détecteurs actifs (n=1 pour les scanners monocoupe). Il faut distinguer la largeur nominale nT de la fenêtre d'irradiation, affichée au pupitre, de sa largeur réelle, qui dépend de la qualité de la collimation primaire et de la géométrie du faisceau. C'est la largeur réelle qui intervient dans la dose délivrée au patient.
- **Fantôme standard** : les fantômes sont des objets permettant de mesurer les doses et/ou de tester la qualité des images sans exposer le patient. Les matériaux utilisés doivent avoir, en ce qui concerne l'absorption et la diffusion des rayons X, des caractéristiques les plus proches possibles de celles des tissus biologiques. Les fantômes standard ont une forme (géométrique ou anthropomorphe), des dimensions et une composition (homogène ou hétérogène) bien définies.

En radiologie médicale et dentaire, le fantôme RANDO ALDERSON (qui peut être commercialisé sous d'autres appellations) est utilisé comme fantôme anthropomorphe.

- **Fenêtre de visualisation** : intervalle des valeurs d'absorption, exprimées en unités Hounsfield, entre lesquelles on répartit les niveaux de gris de la visualisation. Tous les pixels de valeur supérieure la limite supérieure de l'intervalle apparaîtront blancs, Tous les pixels de valeur inférieure à la limite inférieure de l'intervalle apparaîtront noirs. La valeur centrale de l'intervalle est le **niveau** de la fenêtre, l'échelle de gris est répartie de part et d'autre de cette valeur. La **largeur** de la fenêtre définit l'échelle des densités qui seront représentées; plus la fenêtre est large, plus le nombre de structures de densités différentes visualisées sera élevé mais au prix d'une diminution de contraste entre ces structures (l'œil humain ne distingue qu'environ 16 niveaux de gris).
- **Filtration** : modification du spectre et de l'intensité des rayons X par la traversée d'une certaine épaisseur de matière. L'intérêt de la filtration est d'éliminer les composantes de basse énergie du rayonnement et d'améliorer son pouvoir pénétrant (rendement en profondeur).

La **filtration inhérente** du tube est celle qui est due à ses propres composants (verre du tube, huile de refroidissement, fenêtre de la gaine). La **filtration additionnelle** est celle qui est due à des filtres amovibles (en général en aluminium ou cuivre) interposés dans le faisceau entre la sortie du tube et le patient. La filtration totale est équivalente à la somme des filtrations inhérente et additionnelle. En radiologie on exprime les filtrations en épaisseur équivalente

d'aluminium (mm Al), c'est à dire en épaisseur d'aluminium qui produirait les mêmes modifications du rayonnement que les matériaux réellement traversés. La réglementation impose une préfiltration minimale fonction de l'application (1,5 mm Al en radiologie dentaire et 2,5 mm Al en radiologie médicale).

- **Grille ou grille antidiffusante** : dispositif pouvant être placé devant la surface réceptrice du détecteur d'image pour réduire la contribution du rayonnement diffusé à l'exposition de ce détecteur et améliorer ainsi le contraste dans l'image radiologique latente.
- **Imagerie sectionnelle** : imagerie utilisant des techniques telles que la tomographie spiralée, la reconstruction tomographique par faisceau conique (CBCT), le scanner RX, l'IRM. Ces techniques présentent l'avantage de fournir des coupes fines de la région explorée sans superposition des structures anatomiques situées de part et d'autres.
- **Intensité (mA)** : intensité du courant dans le tube radiogène, s'exprime en milliampères. C'est un des paramètres d'exposition.
- **Qualité d'image** : peut être quantifiée par la résolution en densité (ou contraste) et la résolution spatiale (ou définition). La capacité d'un détecteur à restituer, en niveaux de gris, la variation du nombre de photons du faisceau primaire après sa traversée de l'objet caractérise la résolution en contraste. Sa capacité à discriminer deux structures voisines de petite taille caractérise la résolution spatiale, qui s'exprime en paires de lignes par cm ou par mm (pl/cm ou pl/mm). Résolution spatiale et résolution en contraste (résolution en densité) ne sont pas indépendantes, et cette interdépendance est caractérisée par la fonction transfert de modulation. Dans l'acception générale, ce paramètre est subjectif, très dépendant de l'information recherchée pour un examen donné.
- **Requis diagnostiques** : structures anatomiques (ou pathologiques) dont la visualisation est requise pour que l'image radiologique offre des conditions adéquates d'interprétation. Entrent dans ce cadre, la visualisation et la reproduction critique.
- **Sensibilité** : capacité d'un test ou d'un examen diagnostique de donner un résultat positif lorsque la maladie (ou la condition) est présente.
- **Spécificité** : capacité d'un test ou d'un examen de donner un résultat négatif lorsque la maladie n'est pas présente.
- **Temps d'exposition** : durée d'émission des rayons X par le tube radiogène. Il s'exprime en secondes (s) ou en millisecondes (ms). C'est un des paramètres d'exposition.
- **Tension (voltage ou kilovoltage, abréviation = kV)** : c'est la tension aux bornes du tube, c'est à dire la différence de potentiel, en kilovolts (kV), entre l'anode et la cathode pendant le temps d'exposition. C'est un des paramètres d'exposition.

RÉFÉRENCES

Littérature analysée

1. Bellaïche N. Scanner et tomographie à faisceau conique. Quelle méthode d'imagerie choisir en odontostomatologie? *Le Fil Dentaire* 2007;(27):16-28.
2. Cordoliani YS. Explorations radiologiques en odontostomatologie. Dosimétrie et estimation du risque. *Encycl Méd Chir Méd Buc* 2008;28-905-B-10.
3. Commission internationale de protection radiologique. Recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique. Paris: Lavoisier; 2009.
4. Foucart JM, Felizardo R, Bourriau J, Bidange G. La tomographie volumique à faisceau conique (CBCT): du mythe à la réalité...[A paraître]. *Clinic* 2009.
5. Pasquet G, Cavezian R. Moyens diagnostiques en imagerie odontostomatologique cone beam: résultats. *J Radiol* 2009;90:618-23.
6. Quereshy FA, Savell TA, Palomo JM. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66(4):791-6.
7. Hauret L, Hodez C. Nouveauté en radiologie dento-maxillofaciale: la tomographie volumétrique à faisceau conique. *J Radiol* 2009;90:604-17.
8. Cavezian R, Fortin T, Pasquet G, Batard J. Imagerie cone beam et implants: les points de vue conjoints du radiologue et du chirurgien. *Implant* 2009;5:165-88.
9. Pasquet G, Cavezian R, Batard J. Imagerie et chirurgie dento-maxillaire chez l'enfant et l'adolescent. *Actualités Odonto-Stomatologiques* 2007;(237):29-40.
10. The European Atomic Energy Community. Radiation protection: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology (provisional guidelines 2009) 2009. http://www.sedentext.eu/public/docs/Provisional_guidelines_v1_1.pdf [consulté le 22-6-2009].
11. Direction Générale de la Sécurité Nucléaire et de la Radioprotection, Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire, Haute Autorité de Santé. Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie. Saint-Denis La Plaine: HAS; 2006.
12. Conseil National de l'Ordre des Chirurgiens-Dentistes, Association Dentaire Française, Confédération Nationale des Syndicats Dentaires, Union des Jeunes Chirurgiens Dentistes. Radioprotection: Les cinq commandements du chirurgien dentiste. *La Lettre des chirurgiens dentistes* 2009;(75):7-11.
13. Ministère de la santé de la jeunesse des sports et de la vie associative. Décision du 8 décembre 2008 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de radiologie dentaire. *Journal Officiel* 2008.
14. Hauret L, Bar D, Marion P, Gräf C, Dupouy F, Péjac MT, *et al.* Imagerie dento-maxillo-faciale. Radiologie conventionnelle analogique et numérique. *Échographie. Encycl Méd Chir Stomatologie* 2006;22-010-D-20.
15. Cavezian R, Pasquet G. Imagerie dento-maxillaire: approche radio-clinique. Paris: Masson; 2006.

16. Comité d'Evaluation et de Diffusion des Innovation Technologiques, Rolland-Burger L, Fay AF, Vongmany N, Cesari A, Charpentier E, *et al.* Imagerie volumique à faisceau conique dédiée à la face (Conic beam computerized tomography "CBCT"). Paris: CEDIT; 2007.
17. Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zoller JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(1):1-9.
18. Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K, *et al.* Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36(8):465-71.
19. 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* 2009.
20. Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(2):317-27.
21. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):228-31.
22. Lascalea CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(5):291-4.
23. Chen LC, Lundgren T, Hallstrom H, Cherel F. Comparison of different methods of assessing alveolar ridge dimensions prior to dental implant placement. *J Periodontol* 2008;79(3):401-5.
24. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(2):80-93.
25. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 2008;78(3):387-95.
26. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103(4):534-42.
27. Lagravere MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(1):112-6.
28. Hueman EM, Noujeim ME, Langlais RP, Prihoda TJ, Miller FR. Accuracy of cone beam computed tomography in determining the location of the genial tubercle. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2007;137(1):115-8.
29. Schlueter B, Kim KB, Oliver D, Sortiropoulos G. Cone beam computed tomography 3D reconstruction of the mandibular condyle. *Angle Orthod* 2008;78(5):880-8.
30. Veyre-Goulet S, Fortin T, Thierry A. Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: a human cadaver

- study. Clin Implant Dent Relat Res 2008;10(4):226-30.
31. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. Dentomaxillofac Radiol 2007;36(5):263-9.
32. van Vlijmen OJ, Berge SJ, Swennen GR, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. J Oral Maxillofac Surg 2009;67(1):92-7.
33. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134(6):798-802.
34. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. Angle Orthod 2008;78(5):873-9.
35. de Oliveira AE, Cevidanes LH, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009;107(2):256-65.
36. Loubele M, Van AN, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van SD, *et al.* Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008;105(4):512-8.
37. Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2008;37(1):10-7.
38. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, *et al.* Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. Dentomaxillofac Radiol 2008;37(6):309-18.
39. Eggers G, Klein J, Welzel T, Muhling J. Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography. Br J Oral Maxillofac Surg 2008;46(8):639-44.
40. Sugier A, Lecomte J-F, Nénot J-C. Les recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique. Revue générale nucléaire 2007;(4):90-5.
41. Ludlow JB, vies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofac Radiol 2006;35(4):219-26.
42. 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.
43. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. Dentomaxillofac Radiol 2008;37(5):268-73.
44. Garcia Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Grundler K, Visser H, Hirsch E. Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008;106(4):571-7.
45. Chau AC, Fung K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009;107(4):559-65.

46. Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(6):773-82.
47. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009;82(973):35-40.
48. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(1):18-22.
49. Kalathingal SM, Mol A, Tyndall DA, Caplan DJ. In vitro assessment of cone beam local computed tomography for proximal caries detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(5):699-704.
50. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA. 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.
51. Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *J Endod* 2008;34(1):87-9.
52. Sogur E, Baksi BG, Grondahl HG. Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone-beam CT, storage phosphor and film radiography. *Int Endod J* 2007;40(3):179-85.
53. 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.
54. Low KM, Dula K, Burgin W, von AT. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J Endod* 2008;34(5):557-62.
55. Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Grondahl K, Grondahl HG. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103(1):114-9.
56. 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.
57. Bernardes RA, de M, I, Duarte MA, Azevedo BC, de A, Jr., Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108(2):270-7.
58. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77(7):1261-6.
59. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(3):395-401.
60. Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *J Periodontol* 2009;80(1):48-55.
61. 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.

62. Madrigal C, Ortega R, Meniz C, Lopez-Quiles J. Study of available bone for interforaminal implant treatment using cone-beam computed tomography. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13(5):E307-E312.
63. Angelopoulos C, Thomas SL, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66(10):2130-5.
64. Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zoller JE. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(2):216-25.
65. Neugebauer J, Shirani R, Mischkowski RA, Ritter L, Scheer M, Keeve E, *et al.* Comparison of cone-beam volumetric imaging and combined plain radiographs for localization of the mandibular canal before removal of impacted lower third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(5):633-42.
66. 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.
67. Draenert FG, Gebhart F, Neugebauer C, Copenrath E, Mueller-Lisse U. Imaging of bone transplants in the maxillofacial area by NewTom 9000 cone-beam computed tomography: a quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;106(1):e31-e35.
68. 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.
69. 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.
70. Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop* 2005;66(6):434-44.
71. 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.
72. Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Gbara A, Schmelzle R, Heiland M. Major mandibular surgical procedures as an indication for intraoperative imaging. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66(2):324-9.
73. Pohlenz P, Blake F, Blessmann M, Smeets R, Habermann C, Begemann P, *et al.* Intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery using a C-arm prototype: first clinical experiences after treatment of zygomaticomaxillary complex fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67(3):515-21.
74. Fortin T, Champeboux G, Bianchi S, Buatois H, Coudert JL. Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam CT-scan images through a robotic drilling machine. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(6):651-6.
75. 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.

76. 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.
77. Peltonen LI, Aarnisalo AA, Kortensniemi MK, Suomalainen A, Jero J, Robinson S. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. *Acta Radiol* 2007;48(2):207-12.
78. Bremke M, Sesterhenn AM, Murthum T, Hail AA, Kadah BA, Bien S, *et al.* Digital volume tomography (DVT) as a diagnostic modality of the anterior skull base. *Acta Otolaryngol* 2008;1-9.
79. Cerini R, Faccioli N, Barillari M, De IM, Carner M, Colletti V, *et al.* Bionic ear imaging. *Radiol Med* 2008;113(2):265-77.
80. Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36(4):192-7.
81. Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS, *et al.* Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(4):429-38.
82. Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(3):152-7.
83. European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. Basic Principles for Use of Dental Cone Beam CT 2009. <<http://www.eadmfr.org/Basic%20Principles%20for%20Use%20of%20Dental%20Cone%20Beam%20CT.pdf>> [consulté le 24-8-2009].