



HAL
open science

Le cone beam en orthodontie : revue de littérature de son apport diagnostique et thérapeutique

Thomas Olivier

► To cite this version:

Thomas Olivier. Le cone beam en orthodontie : revue de littérature de son apport diagnostique et thérapeutique. Médecine humaine et pathologie. 2022. dumas-03824606

HAL Id: dumas-03824606

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03824606v1>

Submitted on 21 Oct 2022

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

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



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

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
h : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

École de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Le cone beam en orthodontie :
revue de littérature de son apport diagnostique et thérapeutique***

Présentée par

OLIVIER Thomas

Né le

A Aubagne

Thèse soutenue le **Vendredi 10 Juin 2022**

Devant le jury composé de

Président : Professeur LE GALL Michel

Assesseurs : Docteur GAUBERT Jacques

Docteur PHILIP-ALLIEZ Camille

Docteur BROS Agnès

Invité : Docteur VIEILLARD Pierre

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
h : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

École de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Le cone beam en orthodontie :
revue de littérature de son apport diagnostique et thérapeutique***

Présentée par

OLIVIER Thomas

Né le

A Aubagne

Thèse soutenue le **Vendredi 10 Juin 2022**

Devant le jury composé de

Président : Professeur LE GALL Michel

Assesseurs : Docteur GAUBERT Jacques

Docteur PHILIP-ALLIEZ Camille

Docteur BROS Agnès

Invité : Docteur VIEILLARD Pierre



°) U @uk° u@V'

Doyens Honoraires

h · k °° V8@ \A
h · = °° u° k°
h · ° °° Q°) \k@
h · K °) -K y'

Directeur

h · " °\ u@

Directeurs adjoints

h · U °kyj y-u'
h · ° k° oM'

Chargés de missions

7 @ h · U °kyj y-u'
k · h · ° k° oM'
7 # h · 7 °" yM@u'

k @ h · = °° °°-k°
@ · °) h · t °U \VV-u #\ ku@
° · °) h · °° t@°V'

Responsable Administrative

U · M °Q \V@

PROMOTIONS :

k °° V8@ \A
8 °° -k8-k°
K °U @\ --@



00u-) - o'-Vo- @V° Vu0

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

"yM@u7
7\ u@
Q '8° 00U
U \ VV-u #\ ku@
k° oM@
kyj y-uU
u° k) @y #
u° k) @\)
u° 00-k' '=
u-kk-k-

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

° "\yu@

PROFESSEURS EMERITES

) -K\y K
=y- \

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

° "\y) =° k° U '8
" ° V) \ V)
" - 00 V@
" \ =° k K
#° U \ @
#° U h° V° 7
#° u=-k@- K =
8° y" -kuK
8@° y) u
8@° y) - ° y
8y@° k# =U
K #j y\ u"
O "\k) - 8

σ V k
σ yk-VuU
σ yk-Vu'h
U ° @ '8
U -Vo- #
h=@h ° 00- #
h\UU -00
hk-#MO" /
k/K h
k\#=- h\88@h
au-h=° V'8
u° †@@V'h
u\o-00



MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

° Vu--° #M
" ° 00 au-k"
" O V#=-u'@
#° o° --° -

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

° kV@k'#
" ° y) @-u'u
" k@#° u°
" k\o°
#=@k@@
)yU° o#
)yhk° u7
7° yk- " k° #U
7-kk- -
7 yj y-o°
=° UU\yu-V- o
O yk-Vu#
O 7VuK

0@u° k) °°
U°) -V@V h
U° Voy' #
U° k#° ° Oh
U° ku@ †
\V8=-V° u
h° o#=-00
h@00 Ot
hk@#- 7
k° ' V° y) #
k-' V° O7
k\U° \ †
k\yo#\ 77-
o°) \ † oM#
†- @0 k) h

ASSISTANT DES UNIVERSITES ASSOCIE

8k@- 8

Intitulés des sections CNU :

56^{ème} section : Développement, croissance et prévention

h

57^{ème} section : Chirurgie orale, Parodontologie, Biologie Orale

h

58^{ème} section : Réhabilitation orale

) h 7) @ "

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Michel LE GALL,

Président de thèse,

*Docteur en Chirurgie-Dentaire, Spécialiste Qualifié en Orthopédie Dento-Faciale,
Professeur des universités à l'École de Médecine Dentaire de Marseille,
Praticien hospitalier,
Chef de Département d'Orthopédie dento-faciale de l'École de Médecine Dentaire,
Chef de Service d'Orthopédie dento-faciale Hôpital de la Timone Marseille,
Chercheur associé UMRT24 IFSTTAR Laboratoire de Biomécanique Appliquée,
Coordonnateur inter-région Sud du DES d'ODF.*

Pour me faire l'honneur de présider ce jury de thèse.

Je tiens tout particulièrement à vous remercier d'avoir su partager d'une façon pédagogique et rigoureuse votre savoir-faire, vos connaissances et surtout votre réflexion.

Votre investissement professionnel sans faille et vos qualités humaines vous honorent.

Sachez toute la considération et le respect que j'ai à votre égard.

Heureux sont les élèves qui ont eu un maître tel que le mien.

A Monsieur le Docteur Jacques GAUBERT,

Jury de thèse,

*Docteur en Chirurgie-Dentaire, Spécialiste Qualifié en Orthopédie Dento-Faciale,
Maître de Conférences des Universités à l'École de Médecine Dentaire de Marseille,
Praticien Hospitalier.*

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

*Je tiens à vous remercier pour votre enseignement et votre pédagogie,
pour nos discussions diverses et variées et votre sens de l'humour, ainsi
que pour votre accompagnement et votre aide précieuse à l'hôpital.
Sachez tout le respect que j'ai à votre égard.*

A Madame le Docteur Camille PHILIP-ALLIEZ,

Jury de thèse,

*Docteur en Chirurgie-Dentaire, Spécialiste Qualifiée en Orthopédie Dento-Faciale,
Maître de Conférences des Universités à l'École de Médecine Dentaire,
Praticien Hospitalier,
Responsable Unité Fonctionnelle ODF - Hôpital de la Timone,
Chercheur associé UMRT24 IFSTTAR-Aix-Marseille Université.*

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

*Vous êtes dotée de superbes qualités humaines et professionnelles ainsi
que d'un discours toujours positif.*

*Je tiens à vous remercier sincèrement pour votre enseignement, votre
bienveillance chaleureuse et votre écoute.*

Sachez tout le respect et la considération que j'ai à votre égard.

A Madame le Docteur Agnès BROS,

Directrice de thèse,

*Docteur en Chirurgie-Dentaire, Spécialiste Qualifié en Orthopédie Dento-Faciale,
Assistant Hospitalo-Universitaire à l'École de Médecine Dentaire.*

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger ce travail de thèse.

Je vous exprime ma plus profonde gratitude car c'est grâce à vous, votre bienveillance et votre implication sans relâche que j'ai pu mener à bien mes travaux.

Je tiens à vous remercier sincèrement, d'une part pour vos précieux enseignements cliniques et votre investissement sans limite, d'autre part pour vos qualités humaines d'écoute, de gentillesse, mais aussi de rigueur et d'exigence.

Sachez tout le respect que j'ai à votre égard.

A Monsieur le Docteur Pierre VIEILLARD,

Jury de thèse,

*Docteur en Chirurgie-Dentaire, Spécialiste Qualifié en Orthopédie Dento-Faciale,
Assistant Hospitalo-Universitaire à l'École de Médecine Dentaire.*

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse.

*Je tiens à vous remercier tout particulièrement pour avoir marqué le début
de mon internat et de m'avoir donné les moyens de m'initier à
l'orthodontie.*

*Je vous considère comme une référence et un modèle, votre intelligence
et votre empathie vous honorent et je suis heureux de partager vos
valeurs.*

Sachez tout le respect et la considération que j'ai à votre égard.

Sommaire

Introduction	1
I. Principe de fonctionnement du CBCT	2
1. Rappels	2
1.1. Définitions	2
1.2. Principe général	2
2. Système d'acquisition du CBCT	4
2.1. Source d'émission des rayons X	4
2.2. Trajet et champ d'acquisition	4
2.3. Modalité d'acquisition	6
2.4. Détection de l'image	7
3. Reconstruction de l'image	8
3.1. Pixel & Voxel	8
3.2. Algorithme de reconstruction	9
3.3. Valeurs de gris	11
4. Paramètres techniques	11
4.1. La qualité d'image	11
4.1.1. Résolution spatiale	12
4.1.2. Résolution de contraste	13
4.1.3. Le bruit	13
4.1.4. Les artefacts	14
4.2. Exactitude géométrique	15
4.3. Les paramètres d'exposition	15
4.3.1. Milliampérage	15
4.3.2. Kilovoltage	16
4.3.3. Le nombre d'images de projection	17
4.3.4. La taille du champ de vue	18
5. Visualisation/affichage de l'image	18
5.1. Principe	18
5.2. Techniques 2D	18
5.2.1. Affichage des coupes orthogonales	18
5.2.2. Reformatage multiplanaire (MPR)	19
5.3. Techniques volumétriques	20
5.3.1. Volume rendering (rendu volumétrique)	20
5.3.2. Visualisation à épaisseur variable	21
6. Synthèse	21
II. Radioprotection et cadre médico-légal	22
1. Rappels	22
1.1. Principes de radioprotection	22
1.2. Rayonnements	22
1.3. Doses d'irradiations	23
1.3.1. Dose absorbée	23
1.3.2. Dose à l'entrée	23
1.3.3. Dose équivalente	23
1.3.4. Dose efficace	23
2. Cadre légal	24
2.1. Déclaration à l'ASN	24
2.2. Formations requises	24
2.3. Responsabilité	25
2.4. Installations	25
2.5. Information au patient	25
3. Recommandations actuelles de prescription du CBCT	26
4. CBCT et dosimétrie	27
4.1. Comparaison avec le CT Scan	27
4.2. Comparaison avec la radiographie 2D conventionnelle	27
4.3. Perspectives : le CBCT « low-dose »	28

III. Examen complémentaire à but diagnostique	30
1. Analyse céphalométrique	30
1.1. Céphalométrie 2D.....	30
1.1.1. Principe de la téléradiographie de face et de profil	31
1.1.2. Céphalométrie et erreurs.....	32
1.1.2.1. Erreurs de projection	33
1.1.2.2. Erreurs de positionnement des points céphalométriques.....	34
1.1.3. Intelligence artificielle et céphalométrie 2D	35
1.1.3.1. Principe.....	35
1.1.3.2. Une alternative aux erreurs d'identification de repères.....	36
1.2. Intérêt de l'imagerie 3D.....	36
1.2.1. Efficience de l'imagerie clinique.....	36
1.2.2. Visualisation volumétrique	37
1.2.3. Exactitude anatomique	37
1.2.4. Intégration de données.....	38
1.3. Céphalométrie 3D.....	39
1.3.1. Logiciels de céphalométrie 3D.....	39
1.3.2. Types d'analyses 3D.....	40
1.3.3. Passage de la céphalométrie 2D à la céphalométrie 3D	40
1.3.3.1. Méthode du « ray-sum » ou téléradiographie synthétisée	40
1.3.3.2. Mode MPR	42
1.3.3.3. Méthode du volume rendering/rendu 3D	43
1.3.4. Exactitude et précision de la céphalométrie 3D	44
1.3.4.1. Validité de la mesure issue de l'imagerie 3D.....	45
1.3.4.2. Comparaison avec l'imagerie 2D : non infériorité de la 3D	45
1.3.4.3. Comparaison avec l'imagerie 2D : supériorité de la 3D	45
1.3.5. Développement et consensus des points céphalométriques 3D.....	46
1.3.6. Diagnostic transversal et analyses 3D	47
1.3.7. Diagnostic des asymétries et analyses 3D	49
1.3.8. Perspectives des analyses 3D	50
1.3.8.1. Évaluation faciale 3D basée sur le CBCT	50
1.3.8.2. Intelligence artificielle et imagerie 3D	51
1.4. Synthèse du CBCT et de la céphalométrie.....	51
2. Dysmorphoses : le cas des fentes labio-alvéolo-palatines	52
2.1. Rappel sur les FLAP.....	52
2.2. Prise en charge des FLAP	52
2.3. Intérêt du CBCT.....	53
2.3.1. Évaluation initiale de la fente et de la situation dentaire	53
2.3.2. Évaluation du défaut osseux et du résultat post-greffe.....	54
2.3.2.1. Rôle dans la planification du traitement orthodontique	54
2.4. Synthèse.....	55
3. Anomalies dentaires	55
3.1. Anomalies de position dentaire : dents incluses et ectopiques.....	55
3.1.1. Définitions et épidémiologie	55
3.1.2. Aide au diagnostic	55
3.1.2.1. Cahier des charges du diagnostic	55
3.1.2.2. Diagnostic clinique.....	56
3.1.3. Les limites du 2D	56
3.1.4. Avantages de l'imagerie 3D	57
3.1.5. L'indice KPG	58
3.1.6. Synthèse.....	60
3.2. Anomalie de la morphologie dentaire.....	61
4. Diagnostic sutural	62
4.1. Considérations anatomiques	62
4.2. Diagnostic de la suture médio-palatine.....	63
4.2.1. La suture d'un point de vue histologique	63
4.2.2. Méthodes diagnostiques de la suture médio-palatine	65
4.2.3. Classification d'Angelieri : évaluation suturale qualitative par CBCT	66
4.2.3.1. Présentation de la classification	66
4.2.3.2. Validité de la classification d'Angelieri.....	70
4.2.4. Évaluation CBCT quantitative de la suture palatine	70
4.2.4.1. Présentation de la classification de Grünheid.....	70
4.2.4.2. Intérêt de cette classification	72
4.2.4.3. Validité de cette classification.....	72
4.3. Diagnostic de la suture zygomatoco-maxillaire.....	73
4.3.1. Évaluation qualitative de la suture zygomatoco-maxillaire selon Angelieri	73

4.3.1.1. Protocole de détermination du stade sutural.....	73
4.3.1.2. Différents stades	74
4.3.2. Intérêt de cette classification	75
4.3.3. Validité de cette classification.....	75
5. Évaluation des parois alvéolaires.....	76
5.1. <i>Mesures issues du CBCT</i>	76
5.2. <i>Limites du CBCT</i>	76
5.3. <i>Recommandations</i>	77
6. Diagnostic des voies aériennes supérieures chez les patients atteints de SAHOS	78
6.1. <i>Le SAHOS : définition et diagnostic</i>	78
6.2. <i>L'orthodontiste face au SAHOS</i>	79
6.3. <i>Cone beam et voies aériennes supérieures</i>	80
7. Découvertes fortuites chez les patients orthodontiques	82
7.1. <i>Prévalence</i>	82
7.2. <i>Signification clinique</i>	82
7.3. <i>Synthèse</i>	85
IV. Le rôle du CBCT dans la thérapeutique orthodontique	86
1. Le flux de travail numérique	86
1.1. <i>Validité des moulages numériques</i>	86
1.2. <i>Association DICOM-STL</i>	87
2. Chirurgie orthognathique guidée	88
2.1. <i>Intérêt de la planification et simulation des traitements</i>	88
2.2. <i>Étapes séquentielles du flux de travail numérique pour la planification du traitement orthognathique</i>	89
2.2.1. Acquisition des données.....	89
2.2.2. Intégration et segmentation des données.....	90
2.2.3. Élaboration du plan de traitement.....	91
2.2.4. Échange inter-opérateurs	91
2.2.5. Soumission et approbation du plan final	91
2.2.6. Réalisation et livraison des gouttières	91
3. Ancrages osseux temporaires : les minivis	93
3.1. <i>Intérêt du CBCT</i>	93
3.1.1. Prévisualisation : l'amélioration du succès	93
3.1.2. Illustration clinique.....	94
3.2. <i>Limites de l'intérêt du CBCT</i>	95
3.3. <i>CBCT, minivis et flux numérique</i>	95
3.3.1. CBCT et guide chirurgical.....	95
3.3.2. CBCT et appareil individualisé	96
4. Autotransplantation	98
4.1. <i>Définition, principe et indications</i>	98
4.2. <i>Intérêt du CBCT</i>	99
4.3. <i>Protocoles d'autotransplantation et flux numérique</i>	100
4.4. <i>Illustration clinique</i>	103
5. Une nouvelle méthode de collage indirect	106
5.1. <i>Le collage indirect</i>	106
5.2. <i>Intérêt du CBCT</i>	107
5.3. <i>Limites</i>	108
6. CBCT et planification du déplacement dentaire : à propos d'un cas transposition primaire	108
Conclusion et perspectives.....	111
Table des figures.....	A
Bibliographie.....	I

Introduction

L'orthopédie-dento-faciale est une spécialité qui touche un nombre croissant de patients de tout âge (91) présentant des profils cliniques très variés.

La qualité et la précision du diagnostic orthodontique sont des facteurs essentiels à la réussite de la thérapeutique. Pour cela, le diagnostic repose sur un examen clinique systématisé mais également sur l'analyse rigoureuse d'examen complémentaires (41). Parmi eux, l'imagerie radiographique fait partie intégrante de l'évaluation globale du patient orthodontique. Son objectif est de fournir des informations supplémentaires à l'appui du diagnostic clinique sur les affections du squelette et des dents, des tissus mous et de leurs interrelations.

L'évaluation de la croissance et du développement, des progrès et des résultats du traitement ont traditionnellement été réalisés à partir de radiographies bidimensionnelles (2D) telles que les images panoramiques et les téléradiographie de profil.

En 2002, on peut noter que la HAS (ex-ANAES) cite l'imagerie 3D dans ses recommandations comme examen complémentaire auquel l'orthodontiste peut recourir en cas de situation à risque (2). Il faut savoir qu'à cette période, seuls les tomodesitométrés sont utilisés, malgré leurs inconvénients multiples : coût extrêmement élevé, irradiation importante, acquisition longue ...

Depuis, l'avènement et la démocratisation de la tomographie volumique à faisceau conique (ou cone beam) comme nouvelle imagerie 3D utilisée dans le domaine de l'orthodontie annonce un véritable changement de paradigme de par la qualité de son imagerie pour un coût et une irradiation nettement inférieurs au scanner (234).

Les avantages de l'imagerie volumique CBCT sont en effet multiples : exactitude anatomique, efficacité, intégration de données, visualisation volumétrique etc ... Cependant comme tout appareil ionisant, le CBCT est régi par des principes de radioprotection et des recommandations de bonnes pratiques produites par les sociétés savantes et consortium internationaux.

Ce travail se propose de développer le principe de fonctionnement de cet outil auquel tous les spécialistes ont désormais recours, ainsi que son rôle en orthodontie qui ne se limite plus à celui d'une imagerie de seconde intention.

Sa place est de plus en plus importante dans le diagnostic mais aussi dans la planification thérapeutique, et les évolutions technologiques lui permettent de pleinement s'intégrer dans le flux de travail numérique.

II. Principe de fonctionnement du CBCT

1. Rappels

1.1. Définitions

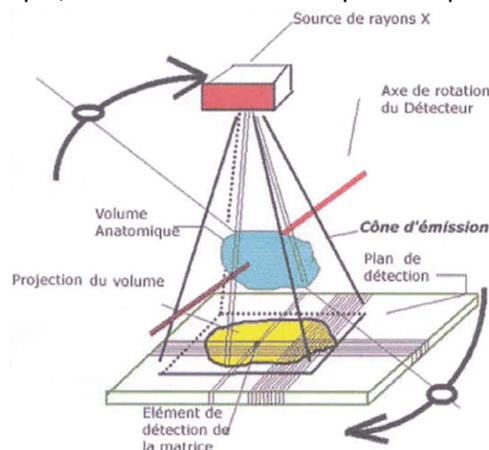
Quelques définitions selon la HAS 2009 (112) :

- **Voxels** : 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 (l'une d'elles est l'épaisseur de la coupe).
Résolution spatiale : Il s'agit de la capacité à distinguer la structure la plus petite. Elle est 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).
- **Résolution en densité ou en contraste** : soit le nombre de nuances de gris (du blanc au noir) que le système permet d'afficher. La résolution en densité est la capacité à distinguer des structures anatomiques avec des densités les plus proches possibles.
- **Qualité d'image** : peut-être quantifiée par la résolution en densité (ou contraste) et la résolution spatiale (ou définition).

1.2. Principe général

Les techniques d'imagerie 3D fournissent une image numérique à partir des profils d'atténuation des rayons X qu'elles ont émis et qui ont traversé le corps à observer.

En effet, elles récupèrent un phénomène physique mesurable (signal) qu'elles convertissent en courant électrique caractéristique, avant de le numériser pour l'exploiter par reconstruction 3D.



*Fig. 1 Principe général de la tomographie volumique à faisceau conique
Hauret & Hodez (114)*

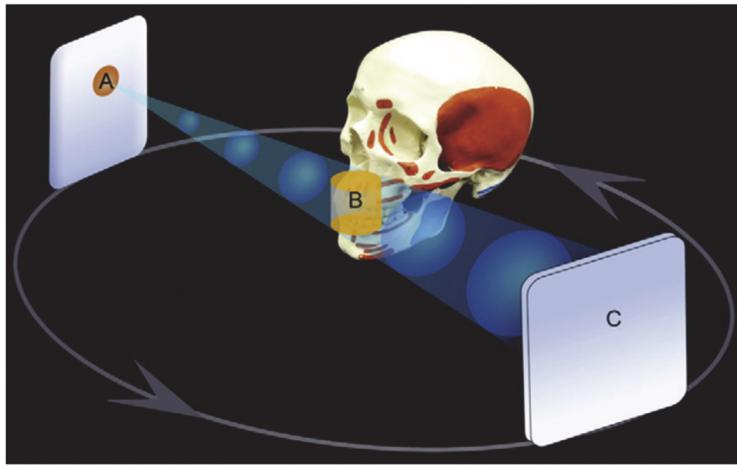
Le processus de numérisation d'un signal nécessite trois étapes fondamentales :

- Échantillonnage ;
- Quantification ;
- Codage.

Il existe actuellement deux méthodes principales d'imagerie médicale 3D :

- Le Cone Beam (Cone Beam Computed Tomography pour CBCT), en français Tomographie Volumique à Faisceau Conique (TVFC) ;
- Le scanner (Computed Tomography Scan pour CT-Scan), également dénommé MSCT (Multi Slice Computed Tomography), en français Tomodensitomètre (TDM).

En 2009, la HAS publie un rapport d'évaluation technologique sur le CBCT et rappelle que la tomographie volumique à faisceau conique consiste en : « Un générateur de rayons X qui émet un faisceau de forme conique ou pyramidal, traversant l'objet à explorer avant d'être analysé après atténuation par un système de détection » (112).



*Fig. 2 Principe de fonctionnement du CBCT,
a : Source de rayons , b : Champ d'acquisition , c : Détecteur
Makdissi & al, 2013 (165)*

Scarfe et al nous définissent dans leur article de 2008 (234) puis en 2018 dans leur ouvrage référence (204)(84)(235) les trois étapes principales pour l'obtention et l'utilisation d'une image CBCT :

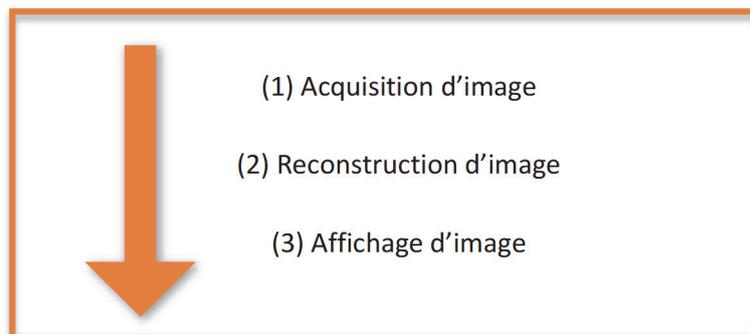


Fig. 3 Les trois étapes pour l'obtention et l'utilisation d'une image CBCT

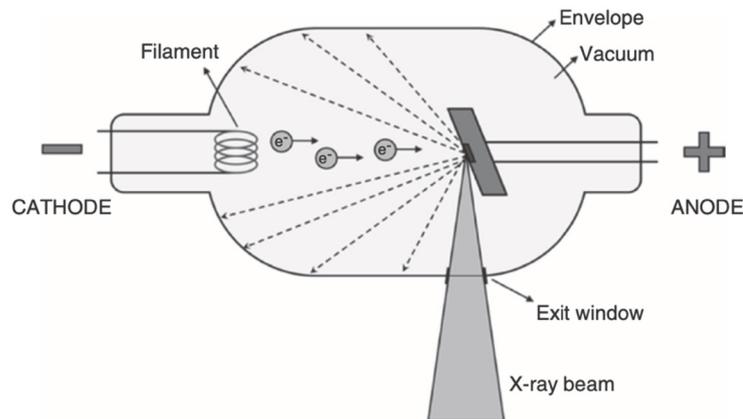
2. Système d'acquisition du CBCT

2.1. Source d'émission des rayons X (234)(204)(84)(235)(205)

Le CBCT utilise une source classique de rayons X : une anode et une cathode dans un tube à vide. Un filament à la cathode est chauffé par un courant important, cela entraîne une libération d'électrons par le processus de thermo-ionisation. Les électrons sont alors accélérés jusqu'à l'anode grâce à une différence de potentiel entre anode et cathode, ils entrent en collision avec les électrons orbitaux de l'anode : de l'énergie est alors libérée sous forme de chaleur (énergie perdue) mais aussi sous forme de rayonnement électromagnétique dans le spectre des rayons X, l'énergie maximale étant déterminée par la tension du tube (en kV).

Les rayons X émis sont divergents : ceux qui ne sont pas dirigés vers le détecteur sont bloqués avant de sortir du tube (par un blindage entourant le tube à rayons X ainsi que par des bloqueurs appelés collimateurs).

La plupart des modèles CBCT utilisent une collimation rectangulaire, ce qui donne un faisceau de forme pyramidale.

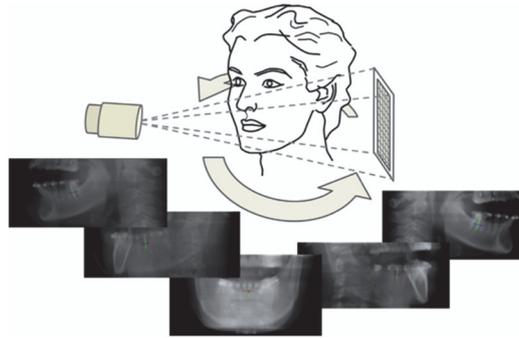


*Fig. 4 Schéma des composants d'un tube à rayons X
Pauwels & al, 2015 (205)*

2.2. Trajet et champ d'acquisition

Le tube à rayons X et l'aire de détecteurs sont solidaires et alignés : ils réalisent ensemble autour du sujet une rotation synchrone dont l'axe est centré sur la zone d'intérêt (114)(204).

Cette rotation est complète ou partielle : de 180° à 360° et c'est durant celle-ci que le tube émet un nombre fini de rayons X coniques ou pyramidaux selon un mode d'émission pulsée avec des énergies comprises généralement entre 90 et 120 kVp (237).



*Fig 5. Principe d'acquisition du CBCT
Schmittbuhl & Al, 2019 (237)*

La taille du champ d'acquisition est choisie en fonction de l'objet à visualiser (région d'intérêt), il est nécessaire de choisir le volume d'exploration le plus petit possible compatible avec la situation clinique.

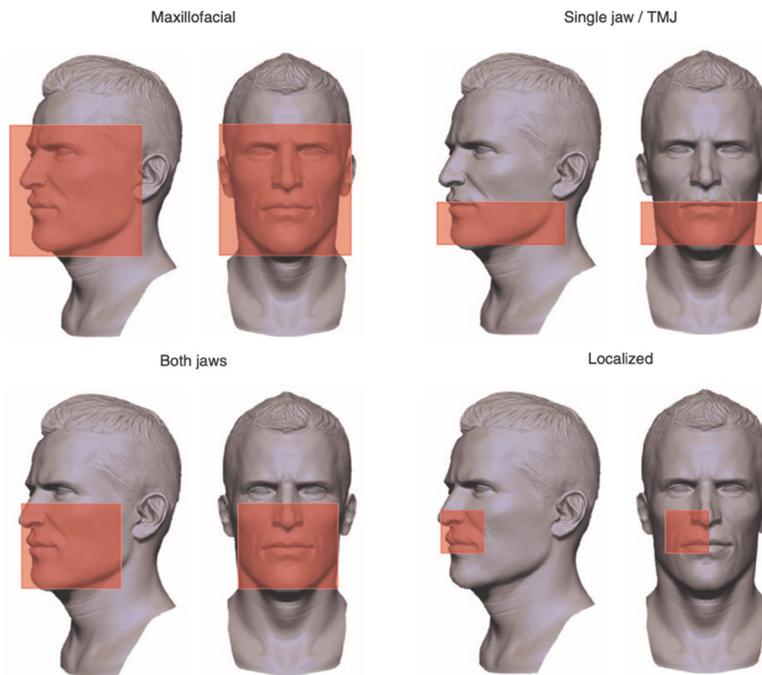
Pour ce faire : il est possible de réduire le volume exploré en adaptant le faisceau : il est collimaté au diamètre voulu et seule une partie de la surface du capteur est utilisée (237).

Cela permet de diminuer la dose délivrée et d'avoir des pixels/voxels les plus petits possibles et donc d'améliorer la qualité de l'image (résolution spatiale).

A l'inverse, les dimensions maximales du cylindre explorés sont logiquement limitées par la taille du capteur et par le diamètre du faisceau conique.

Classiquement dans la littérature les unités CBCT peuvent être classées en quatre grandes catégories (cf. Fig. 6) en fonction des dimensions verticales et horizontales du FOV (93) :

- Large (maxillo-facial) : couvre la majeure partie du squelette crânio-facial, au moins depuis le dessous du tissu dur du menton jusqu'à l'occiput, il est généralement supérieur à 15 cm x 15 cm ;
- Dentoalvéolaire (les deux mâchoires) : habituellement 8 cm ou plus en diamètre et en hauteur ;
- Mâchoire unique/double ATM : peut couvrir une seule mâchoire complète (à l'exclusion du ramus pour les scanners mandibulaires) ou les deux articulations temporo-mandibulaires. Large en diamètre (≥ 10 cm, ou ≥ 14 cm si utilisé pour les ATM) mais petite en hauteur (4-6 cm) ;
- Petit (localisé) : aussi petit que 3 cm dans n'importe quelle dimension, couvrant des régions localisées telles que 2-4 dents et l'os alvéolaire environnant ou une seule articulation temporo-mandibulaire.



*Fig. 6 Exemples de quatre grandes catégories de tailles de FOV utilisées en CBCT dentaire et maxillo-facial.
Pauwels & al, 2018 (204)*

La taille du champ d'exploration est l'un des principaux déterminants de la dose de rayonnement ; il est donc primordial de sélectionner correctement le FOV en fonction de la tâche diagnostique. Cela implique également que l'achat d'un appareil CBCT doit tenir compte de l'utilisation prévue (et de la taille minimale et maximale nécessaire pour couvrir cette utilisation).

2.3. Modalité d'acquisition

Grâce à l'utilisation d'un faisceau conique qui incorpore le champ d'intérêt en entier : une unique rotation du complexe source-détecteur suffit à acquérir les données brutes de l'ensemble du volume sans translation du patient.

Cela diffère donc du scanner conventionnel (tomodensitomètre) qui utilise un faisceau de rayons X en éventail (rayons de faibles épaisseurs, aussi appelés « fan beam ») avec une translation simultanée de la table du patient (portique) et une rotation de la source de rayons X et du détecteur, lui conférant une trajectoire hélicoïdale (cf. Fig. 7).

- Le CBCT utilise un faisceau conique et réalise une acquisition par rotation synchrone avec le détecteur autour du patient. C'est donc lors d'une révolution que le CBCT fait son acquisition.
- A l'inverse en tomodensitométrie classique, le scanner émet des rayons en éventails de faible épaisseur (fan beam) tout en décrivant un mouvement hélicoïdal autour du patient.

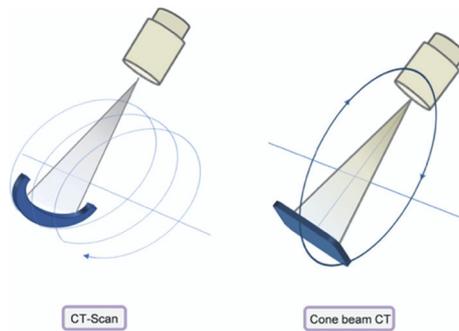


Fig. 7 Différentes modalités d'acquisition en imagerie 3D.
Schmittbuhl & Al (237)

2.4. Détection de l'image

Cette rotation permet d'acquérir en 10 à 30 secondes les multiples projections d'images planes et séquentielles réparties durant la trajectoire du système. Ces projections d'images constituent les données brutes et sont appelées selon les auteurs : « basis », « frame », « projection » ou « images brutes ».

Le temps d'acquisition par image est ainsi de quelques millisecondes (204).

À chaque angle de vue successif, les rayons X sont réceptionnés sur le détecteur : celui-ci a pour rôle de récupérer et transmettre l'information sous la forme d'un signal électrique, celui-ci sera ensuite numérisé en image 2D puis transmis à un logiciel adapté qui fera une reconstruction 3D.

Une propriété importante des détecteurs de rayons X est la taille des pixels (pour *Picture Element*), qui est l'unité de base permettant de mesurer la définition d'une image numérique et un facteur déterminant de la résolution et donc des détails des images CBCT.

Chaque signal électrique subit : échantillonnage (règle de Nyquist-Shannon), quantification et codage afin d'obtenir une image matricielle de pixels à laquelle est attribuée une valeur de 12 à 16 bits (proportionnelle à l'intensité des rayons X détectés), au format DICOM (Digital Imaging Communication In Medicine).

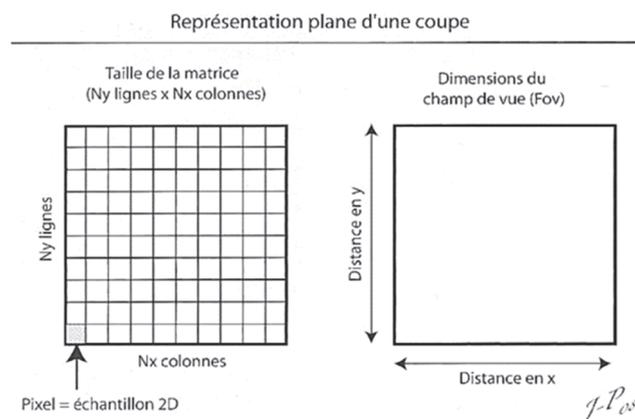


Fig 8. Caractéristiques géométriques d'une coupe numérique matricielle et du Pixel
Dillenseger et Moerschel, 2016 (69)

Il existe différents types de récepteurs (69) selon Dillenseger et Moerschel :

- Les amplificateurs de brillance (détecteur rond) qui sont très peu utilisés, ils convertissent le rayon X atténué en électrons. Ces derniers sont alors amplifiés puis convertis en photons. Ce système image de base circulaire est très peu utilisé car particulièrement volumineux, et sont sujets à des distorsions géométriques. La collimation circulaire, qui donne un faisceau en forme de "cône", était principalement utilisée sur les anciens appareils pour correspondre à la forme circulaire des détecteurs amplificateurs de brillance.

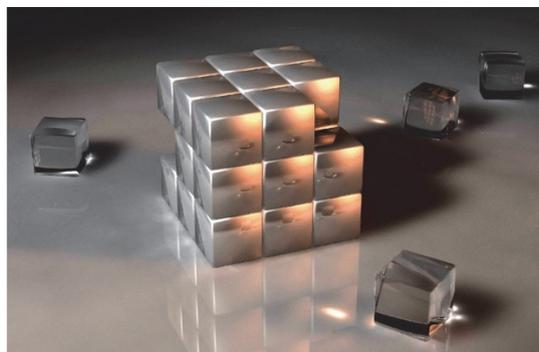
- Les détecteurs plans (détecteur rectangulaire) qui sont les plus utilisés :
 - o Système indirect avec deux composants : un milieu scintillateur qui transforme les électrons en lumière et un détecteur de photons qui converti la lumière en signal électrique numérisé ;
 - o Système direct qui est en cours de développement avec pour principe de fonctionnement une conversion/détection directe du photon du rayon X en signal électrique.

3. Reconstruction de l'image

3.1. Pixel & Voxel

Une fois que les projections enregistrées sous les différents angles par le système de détection sont numérisées, les images 2D matricielles contenant des pixels vont devenir un volume 3D, constitué de voxels (pour Volumetric Pixel).

Selon la HAS (112), le voxel a la forme d'un parallélépipède rectangle : il est caractérisé par les dimensions de ses trois arrêtes qui sont définies par la taille du pixel et l'épaisseur de coupe. C'est donc un échantillon volumique lié au pixel, en d'autres termes son « équivalent 3D ».



*Fig. 9 Représentation imagée d'un voxel cubique.
Garib & al, 2014 (93)*

Les voxels d'un CBCT et d'un scanner sont différents, cela s'explique par la différence d'acquisition:

- Pour un scanner qui fait une acquisition en roto-translation, l'épaisseur de coupe est plus importante que les dimensions du pixel : la longueur d'une des arêtes, celle correspondant à l'épaisseur de coupe sera donc supérieure à celle des deux autres : le voxel est ainsi un parallélépipède rectangle (Cf. Fig. 10).
Le volume est donc anisotrope et les reconstructions sagittales ou coronales sont affectées d'une moindre résolution spatiale que les coupes axiales natives.
- Pour le CBCT en revanche, le voxel présente 3 arêtes identiques il est donc cubique ou isotrope.
En effet le CBCT réalise son acquisition en une révolution simple sans translation, les projections d'images sont constituées de pixels définis par le détecteur.
Les coupes obtenues ont donc la même résolution spatiale quelle que soit leur orientation.

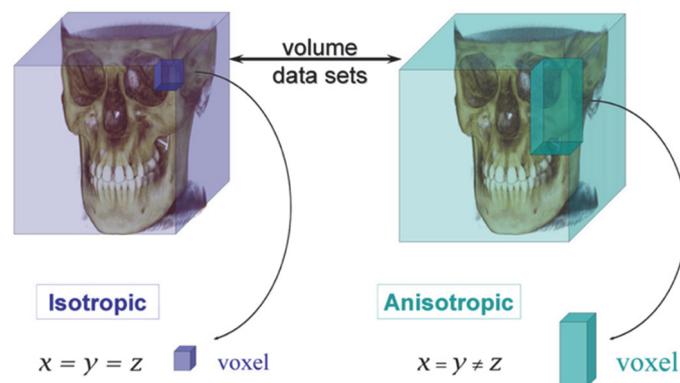


Fig. 10 Comparaison des deux volumes reconstruits
Scarfe & Farman, 2008 (234)

3.2. Algorithme de reconstruction

Les données subissent un pré-traitement et sont converties en image composite appelée sinogramme correspondant à l'empilement de toutes les projections obtenues corrigées, puis elles entament le processus de reconstruction.

Le volume obtenu à la fin de celle-ci est une véritable cartographie de la variation d'atténuation des rayons X à travers l'objet.

L'algorithme de reconstruction le plus utilisé dans le CBCT est l'algorithme de Feldkamp datant de 1984, ou méthode de Feldkamp, Davis et Kress (FDK)(86).

Il s'agit d'une méthode modifiée de rétroprojection filtrée qui est très largement utilisée en imagerie cone beam CT, notamment pour sa rapidité et son comportement prévisible.

Son principe est que l'atténuation totale des rayons X mesurée au niveau d'un pixel du détecteur est également répartie sur tous les voxels du champ visuel qui sont traversés par les rayons X atteignant ce pixel particulier.

Cependant elle fournit une approximation qui entraîne une distorsion inévitable dans les plans transversaux non centraux et une dégradation de la résolution dans la direction longitudinale.

Pour remédier à cette lacune, l'utilisation d'une méthode itérative, de filtres ou encore d'autres méthodes de reconstruction ont été proposées à l'aide de différents algorithmes, elles seront sans doute intégrées dans les futurs CBCT, on peut notamment retenir la thèse de doctorat d'Evain (81), ou les travaux de Wischmann & al, 2002.

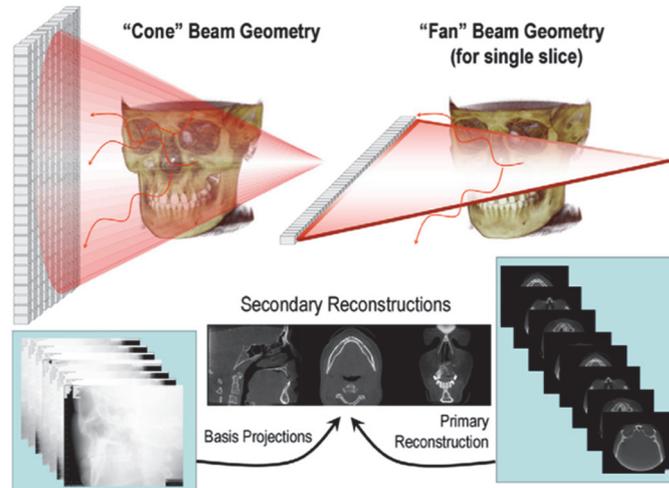


Fig. 11 Différences d'acquisition et de reconstruction entre CBCT et CT-scan
Scarfe & Farman, 2008 (234)

Pour le CBCT, la reconstruction primaire permet l'obtention du volume entier et des multiples projections de bases d'acquisition (basis frame), s'ensuit alors les reconstructions secondaires dites multiplanaires (MPR pour multi planar reformation), celles-ci se font à partir du « basis frame » et non des coupes axiales, elles consistent en une reconstruction de coupes dans n'importe quel plan choisi de l'espace et ont une épaisseur d'au moins 1 voxel.

En revanche pour le CT-Scan, la reconstruction primaire produit les coupes axiales qui sont reconstruites séquentiellement, à partir de celles-ci la reconstruction secondaire génère des images orthogonales et permet de reconstruire le volume entier.

De par leur mode d'acquisition différent, CBCT et CT-Scan utilisent des données différentes :

CBCT : Voxel isotropiques (cubiques), toutes les coupes ont une résolution spatiale identique.

CT-Scan : Voxels anisotropiques (rectangle), coupe native de meilleure résolution spatiale.

Leur mode de reconstruction diffère donc aussi logiquement :

Le CBCT : les projections de bases donnent après reconstruction primaire d'emblée le volume entier.

Le CT-Scan : les coupes axiales sont produites par reconstruction primaire. Une reconstruction secondaire donne le volume (234).

3.3. Valeurs de gris

Les images CBCT sont donc reconstruites en un empilement 3D de voxels isotropiques (cf. Fig. 10 & 11). Ceux-ci présentent tous une densité, ou une valeur de gris (nombre entier) correspondant à l'atténuation du rayon X (204), une valeur de gris faible correspondant à une atténuation peu élevée et la moins élevée de toute étant celle de l'air. Plus la valeur de gris est faible, plus l'image affichée est sombre (radio-claire).

En revanche, lors de sa reconstruction le scanner réalise lui, des voxels dits anisotropiques (cf. Fig. 11), rectangulaires et les échelles de gris utilisées pour ceux-ci sont calibrées sur l'échelle de Hounsfield, qui s'exprime en Hounsfield Units (HU) et qui prend pour références l'atténuation de l'air : -1000 HU ainsi que celle de l'eau : 0 HU.

L'utilisation de l'échelle de Hounsfield avec le cone beam est très limitée par plusieurs difficultés techniques, telles que : la grande quantité de rayons X détectés, le durcissement du faisceau et les artefacts métalliques, celle-ci est donc évitée en imagerie CBCT.

4. Paramètres techniques

Bien que les unités CBCT soient relativement simples à utiliser, elles présentent de grandes différences dans les paramètres techniques disponibles pour l'opérateur.

Les utilisateurs de CBCT doivent être capables de choisir un protocole d'imagerie approprié pour chaque patient afin d'optimiser la qualité de l'image et de minimiser la dose de rayonnement pour une tâche d'imagerie spécifique selon le principe ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable)(189).

4.1. La qualité d'image

La qualité d'image est décrite en fonction de 4 paramètres principaux (205) : résolution spatiale ; résolution de contraste ; le bruit et les artefacts ; en outre la distorsion géométrique peut être considérée comme une autre mesure de la qualité de l'image CBCT.

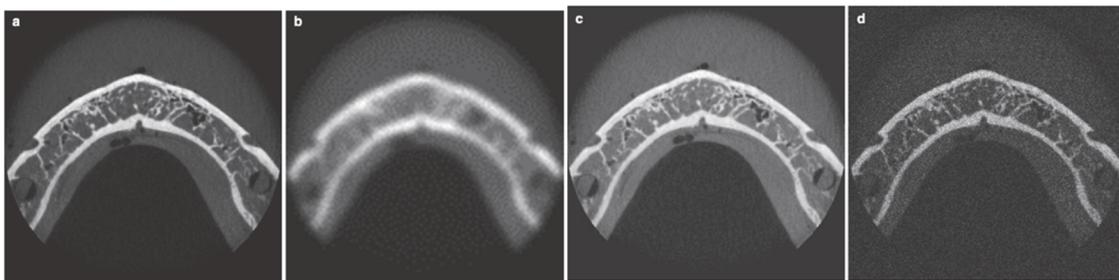


Fig. 12 L'image originale (a) peut être comparée à une image lissée montrant une résolution spatiale et un bruit réduit (b), à une image avec une résolution de contraste réduite (c), à une image avec un bruit artificiel ajouté (d).

Pauwels & al, (205)

Par conséquent, les praticiens et les opérateurs qui utilisent le CBCT doivent avoir des connaissances théoriques et une compréhension pratique des effets des paramètres techniques disponibles sur la qualité de l'image.

4.1.1. Résolution spatiale

Il s'agit de la capacité à distinguer la structure la plus petite dans une image, elle est liée à la taille du voxel, mais n'est pas exclusivement déterminée par celle-ci.

Les caractéristiques du volume exploré sont soumises à trois contraintes antagonistes :

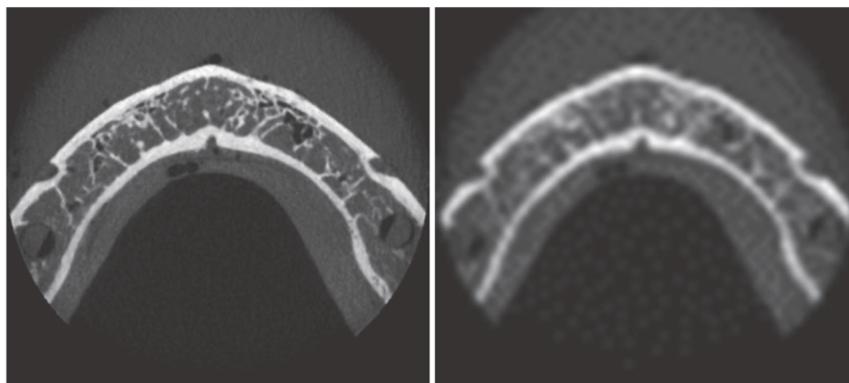
- La taille du cylindre ;
- La taille des voxels ;
- Le temps de reconstruction informatique.

Pour un temps de reconstruction donné, la taille des voxels augmente avec le volume exploré, entraînant une diminution de la résolution spatiale.

La taille des voxels varie selon les unités CBCT et les protocoles d'exposition, et se situe entre 0,07 et 0,6 mm. Une très petite taille de voxel est intéressante en dentisterie pour les tâches nécessitant un niveau de détail très élevé, telles que l'évaluation de l'anatomie radriculaire ou d'une pathologie péri-apicale en endodontie. En revanche une telle précision est rarement nécessaire en orthodontie, à l'exception des cas de diagnostic d'ankylose, de résorption radriculaire ou d'inclusion dentaire.

Les unités CBCT fournissent des voxels isotropiques (cf. 1.2.1), ce qui implique que la résolution spatiale doit être approximativement la même dans les trois dimensions orthogonales.

Les images CBCT sont souvent affichées en utilisant une certaine « épaisseur de coupe » ; si celle-ci est supérieure à la taille du voxel, cela réduit le bruit au prix d'une résolution spatiale plus faible dans la dimension perpendiculaire à la tranche.



*Fig. 13 L'augmentation de la taille du voxel réduit la résolution spatiale et le bruit de l'image.
Pauwels & al, (205)*

Enfin, pour des champs de vue trop importants, les voxels reconstruits ne peuvent avoir une taille aussi petite que pour ceux d'un champ plus faible en raison des limitations de calcul d'ordinateur.

La résolution spatiale du CBCT est généralement considérée comme plus élevée que celle du CT-Scan.

4.1.2. Résolution de contraste

La résolution de contraste en imagerie radiologique peut être définie comme la capacité à distinguer des objets de densité différente (de coefficient d'atténuation différente).

A l'inverse de la résolution spatiale, la résolution de contraste du CBCT est largement inférieure à celle du CT-Scan car elle est limitée par de nombreux facteurs.

Les deux principaux sont :

- La distance objet-détecteur relativement courte ;
- L'utilisation de panneaux de détection 2D sans collimation au niveau du détecteur.

Pour ces raisons, ainsi que pour la puissance relativement faible des tubes (c'est-à-dire kV et mA) utilisés en CBCT, celui-ci ne peut pas révéler les différences subtiles entre les tissus mous, comme entre les fluides et les tumeurs solides.

Il sera principalement utilisé pour la visualisation de tissus à fort contraste anatomique.

4.1.3. Le bruit

Le bruit de l'image en radiographie peut être défini comme la variabilité des valeurs de gris dans un objet ou un tissu homogène, c'est donc une dispersion aléatoire des valeurs de densité de l'image autour d'une valeur moyenne pour un matériau uniforme. Le bruit de fond altère la résolution en densité en donnant un aspect de grain sur l'image.

Le bruit global d'une image radiologique est la somme des différents bruits créés lors des étapes de la formation de l'image.

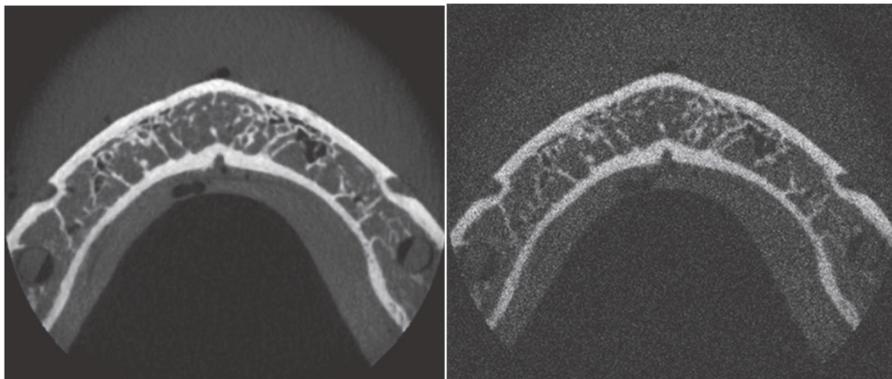


Fig. 14 L'augmentation artificielle du bruit de l'image.

Pauwels & al, (205)

Il existe plusieurs sources de bruit en CBCT. Comme il s'agit de niveaux d'exposition relativement faibles, la nature aléatoire des interactions entre les rayons X entraîne un signal inhomogène au niveau du détecteur. La diffusion des rayons X, en particulier lorsqu'ils sont distribués de manière aléatoire, ajoute encore au bruit du signal entrant.

- Le détecteur lui-même provoque un bruit électronique pendant la transmission du signal.
- Le filtrage pendant la reconstruction de l'image peut soit supprimer, soit renforcer le bruit (en l'équilibrant avec la résolution spatiale).

4.1.4. Les artefacts.

En radiographie, les artefacts sont définis comme des parties de l'image qui ne correspondent pas à la réalité physique, il existe de nombreuses causes d'artefacts.

Les artefacts métalliques sont les plus fréquents en CBCT, ils sont le résultat d'une absorption trop importante des rayons X par le métal, et de l'incapacité de l'algorithme de reconstruction à y faire face, ce qui entraîne des régions sombres et claires et des stries à proximité du métal.

Cela peut grandement affecter la visibilité des structures à proximité ou entre les objets métalliques. Par conséquent, les objets métalliques doivent être retirés avant la numérisation si possible.

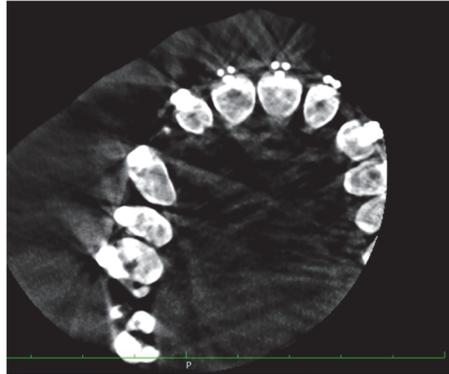


Fig. 15 Coupe axiale avec artefacts sous forme de stries dus à un appareillage multibagues métallique. Collection personnelle, logiciel Horos.

Un autre type d'artefact relativement courant en CBCT est dû au mouvement du patient : en effet le patient est en position assise ou debout pour la plupart des unités CBCT, et le temps de balayage est relativement long, (généralement 15-20 s). Cela peut entraîner un flou de mouvement léger ou important.

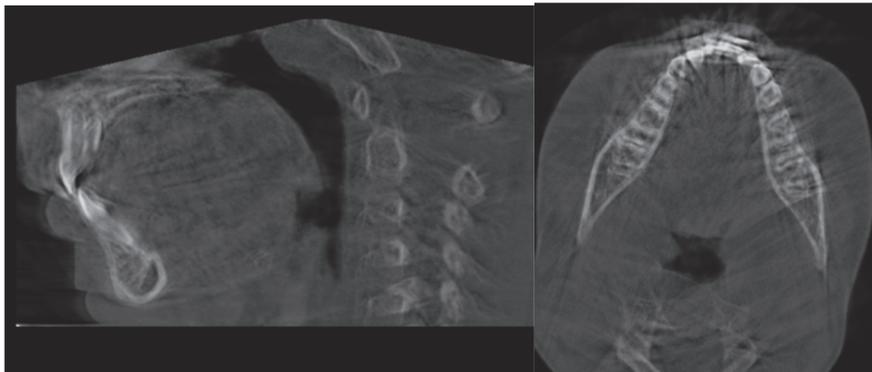


Fig. 16 Les mouvements du patient pendant l'acquisition du CBCT donnent lieu à des coupes floues. Collection personnelle, Logiciel Horos.

4.2. Exactitude géométrique

La précision géométrique du CBCT peut être exprimée comme la précision des mesures linéaires, de surface et de volume, elle est affectée par :

- *Résolution spatiale* : la précision d'une mesure dépend en partie de la capacité à identifier les limites de la structure mesurée. Les images à faible résolution souffrent d'un effet connu sous le nom de moyenne des volumes partiels, dans lequel les bords entre les différents tissus ne sont pas correctement représentés.
- *Calibrage géométrique* : les images CBCT étant calibrées pour des mesures de distance absolue, il est essentiel que la taille du voxel représente correctement la taille physique réelle. La sur- ou sous-estimation de la taille du voxel peut entraîner des écarts de mesure conséquents (échelle 100% ou 1/1).
- *Distorsion géométrique* : les CBCT à écran plat sont moins sensibles à la distorsion géométrique, bien qu'elle puisse toujours se produire, par exemple, en raison de déviations dans la rotation du tube/détecteur par rapport à une trajectoire circulaire parfaite.

4.3. Les paramètres d'exposition

Plusieurs paramètres d'exposition déterminent l'énergie et la quantité du faisceau de rayons X ainsi que la qualité de l'image projetée.

Certains de ces facteurs, tels que la taille de la focale, la distance source-objet, la distance objet-détecteur, la filtration du faisceau et la fréquence du faisceau, dépendent de l'équipement et ne peuvent être modifiés par l'opérateur, nous ne les développerons pas ici.

D'autres, comme le milliampérage (mA), le kilovoltage (kV), la taille du champ (FOV) et le nombre d'images de projection peuvent être contrôlés par l'opérateur dans une certaine limite.

Il est essentiel de sélectionner des paramètres ou des protocoles d'exposition permettant d'obtenir la dose la plus faible possible pour un patient donné, conformément au principe ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable).

4.3.1. Milliampérage (mA)

Le milli ampérage (ou mA) détermine le nombre de rayons X qui sortent du tube par unité de temps. Le mA requis pour une image diagnostiquement acceptable est couplé au kV et au temps d'exposition ; ainsi, les unités CBCT ont montré de grandes variations en termes de mA. La dose de rayonnement augmente proportionnellement au mA dans un rapport de 1:1.

En termes de qualité d'image, un mA plus élevé se traduit par une augmentation du signal du détecteur qui réduit le bruit de l'image.

Dans la pratique clinique, il convient de faire varier le mA en fonction de la taille du patient, les enfants par exemple nécessitant un mA plus faible pour atteindre la même qualité d'image que les patients plus grands (ALADA).

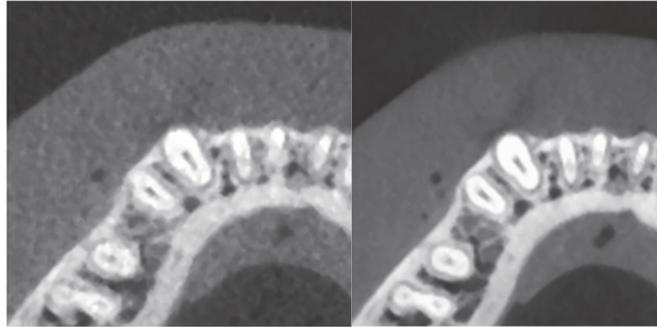


Fig . 17, Images axiales obtenues à 90 kV et 17,5s d'exposition avec 1 mA à gauche et 7 mA à droite. Il y a un effet clair sur le bruit, représenté par le grain qui diminue avec l'augmentation du mA.

Pauwels & al, (205)

4.3.2. Kilovoltage (Kv)

La plupart des unités CBCT fonctionnent à 90 kV ou moins, tandis que quelques-unes peuvent fonctionner jusqu'à 120 kV.

Le réglage du kV a un effet plus complexe sur la dose de rayonnement que celui du mA. Une augmentation du kV entraîne un plus grand nombre de rayons X par unité de temps, mais augmente également l'énergie moyenne et maximale de ces rayons.

La relation entre le kV et la dose est approximativement quadratique dans la plage d'énergie diagnostique. Une augmentation de la tension de 60 à 90 kV peut tripler la dose de radiation si tous les autres paramètres d'exposition restent les mêmes selon Pauwels & al, 2014 (207).

En termes de qualité d'image, un kV plus élevé réduit le bruit de l'image et le durcissement du faisceau.

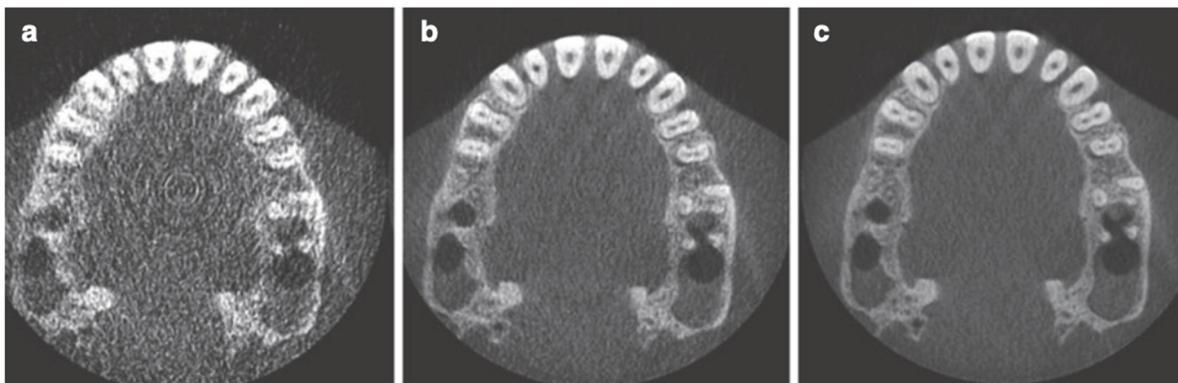


Fig. 18 Images axiales à (a) 60 kV, (b) 75 kV et (c) 90 kV acquises par un CBCT opérant à 5 mA et un temps d'exposition de 17,5 s, montrant l'effet de l'augmentation du kilovoltage sur la qualité de l'image, comme le bruit.

Pauwels & al, (205)

En général, les unités à faible kV fonctionnent à un mA plus élevé. Ce manque de normalisation indique que la combinaison de kV et de mA la plus efficace en termes de dose pour l'imagerie CBCT n'a pas encore été déterminée.

4.3.3. Le nombre d'images de projection

Le nombre de projections acquises lors d'un balayage CBCT est déterminé par la fréquence d'images (nombre de projections acquises par seconde), l'étendue de l'arc de rotation (180°-360°) et le temps d'exposition.

- **Fréquence d'image**

Une fréquence d'images élevée permet de réduire le temps de balayage, ce qui peut conduire à des images avec moins d'artefacts et une meilleure qualité d'image. Les fréquences d'images élevées nécessitent des détecteurs dont les pixels sont suffisamment sensibles pour atteindre un rapport signal/bruit adéquat pendant une courte période.

- **Angle de rotation**

Les projections à partir d'angles opposés sont redondantes, car la rétroprojection qui en découle est identique (bien que ce ne soit pas tout à fait le cas lorsqu'un faisceau divergent ne couvre pas entièrement le diamètre de l'objet scanné).

Une rotation plus courte serait théoriquement suffisante, et comme pour toute diminution du temps d'exposition, l'utilisation d'un arc de rotation plus court diminue la dose au patient et réduit potentiellement le flou de mouvement au prix d'un bruit d'image accru.

Dans certains cas, l'utilisation d'une rotation partielle est faite pour des raisons pratiques, car elle permet à l'unité d'être plus compacte (par exemple, les systèmes hybrides CBCT-panoramique).

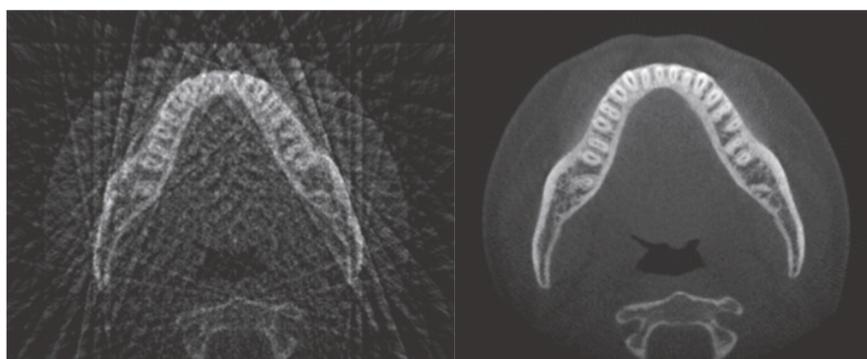
- **Temps d'exposition**

En technologie CBCT, le temps d'exposition est proportionnel au nombre de projections acquises. Les appareils utilisant une exposition pulsée ont un temps d'exposition plus faible pour un nombre donné de projections que ceux utilisant une exposition continue.

En CBCT, le nombre de projections est généralement compris entre 150 et 1000.

L'utilisation d'un nombre trop faible de projections entraîne des artefacts de crénelage dus au sous-échantillonnage (Cf. Fig. 19).

Un nombre plus élevé de projections fournit plus d'informations pour reconstruire l'image, ce qui réduit le bruit et permet de reconstituer l'image à une taille de voxel plus petite tout en maintenant le bruit à un niveau raisonnable, ce qui augmente la résolution spatiale.



*Fig. 19 Reconstruction d'une coupe axiale utilisant à gauche 18 et à droite 180 projections. Plus le nombre d'images augmente, plus le temps d'exposition et donc la dose de rayonnement reçue par le patient augmentent.
Pauwels & al, (205)*

Par conséquent, le choix entre un nombre de projections faible ou élevé (c'est-à-dire un temps d'exposition court ou long) est souvent associé à des tailles de voxels respectivement plus grands ou plus petits. Ainsi les protocoles d'imagerie avec des temps d'exposition relativement courts sont souvent appelés protocoles à basse résolution ou à faible dose.

L'utilisateur doit adapter le nombre de projections au patient, principalement en fonction de la résolution spatiale requise par l'indication clinique en question.

Il faut tenir compte du fait qu'un plus grand nombre de projections coïncide avec un temps de balayage plus long, une dose proportionnellement plus élevée au patient, un temps de latence plus important entre les patients pour permettre le refroidissement du tube générateur et un temps de reconstruction plus long. En outre, les mouvements du patient peuvent être plus importants, ce qui peut entraîner un flou et des artefacts dans l'image.

4.3.4. La taille du champ de vue

Les dimensions du volume de balayage, dépendent principalement de la taille du détecteur et de la géométrie de projection du faisceau (par exemple, la distance source-objet et objet-détecteur). La forme du volume de balayage peut être cylindrique (faisceau de rayons X en forme de pyramide) ou sphérique (faisceau de rayons X en forme de cône).

La collimation du faisceau primaire de rayons X peut réduire considérablement la dose de rayonnement reçue par le patient et constitue une technique essentielle d'optimisation de la dose. Le champ de vue doit être minimisé en fonction de la région d'intérêt correspondant à la tâche diagnostique (206).

Des champs de vue plus grands augmentent la quantité de dispersion par zone de détection, pour une même qualité d'image qu'un champ moindre, il faudrait donc augmenter le milliampérage et ainsi la dose.

5. Visualisation/affichage de l'image

5.1. Principe (235)

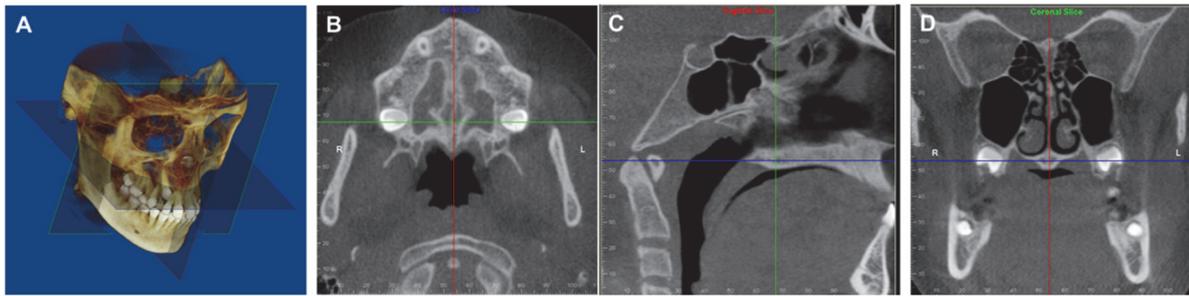
La visualisation décrit les méthodes et techniques logicielles qui fournissent des informations cliniquement utiles et optimales pour le diagnostic à partir de l'ensemble des données volumétriques. Les images issues de la reconstruction CBCT sont optimisées pour faciliter leur étude et il existe plusieurs techniques d'affichage et de rendu en 2 et 3 dimensions.

Elles peuvent être visionnées avec un logiciel natif issu de l'appareil d'acquisition ou bien on peut importer les fichiers DICOM sur un logiciel tiers (ex : HOROS).

5.2. Techniques 2D

5.2.1. Affichage des coupes orthogonales

La reconstruction secondaire de l'ensemble de données volumétriques fournit souvent, par défaut, une présentation de quatre images : un rendu volumétrique global et trois images représentant chacune un plan orthogonal du volume (horizontal, sagittal et frontal). (Cf. Fig. 20).



*Fig. 20 Illustration des différents modes d'affichage des données CBCT
 A : Volume entier 3D, B : Coupe transverse/axiale, C : Coupe sagittale ; D Coupe frontale/coronale
 Scarfe & Farman, 2008 (234)*

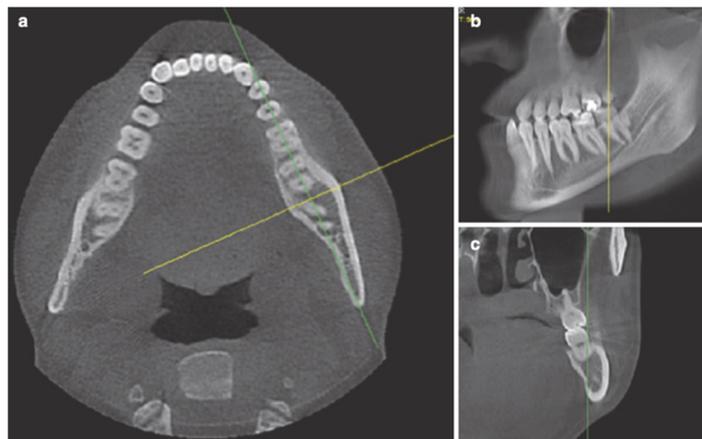
La navigation dans l'ensemble de données CBCT commence par l'examen de plusieurs images/coupes situées dans des plans orthogonaux. Les images coronales et axiales restent les outils les plus précieux pour l'évaluation diagnostique préliminaire.

5.2.2. Reformatage multiplannaire (MPR).

Le MPR permet de sectionner les données volumétriques pour produire des images non orthogonales ou obliques et est devenue une approche courante pour représenter un ensemble de données volumétriques CBCT.

Le reformatage se fait à travers l'ensemble des images volumétriques le long d'un axe arbitraire aligné avec une structure anatomique spécifique, incliné par rapport au plan x ou au plan y (cf. Fig. 21). L'orientation de ce plan MPR est déterminée par l'opérateur et peut être courbe, linéaire ou transplanaire en série, elle peut être utile pour visualiser les caractéristiques anatomiques.

L'acquisition volumétrique isotrope du CBCT permet de créer des vues MPR dans n'importe quel plan avec la même résolution spatiale que la taille du voxel d'origine,



*Fig. 21 Image CBCT axiale (a) orthogonale avec images MPR para sagittales (b) et transaxiales (c) correspondant respectivement au grand axe du corps de la mandibule et à la projection en coupe bucco-linguale.
 Scarfe al, 2018 (235)*

5.3. Techniques volumétriques

Il y a essentiellement deux approches qui peuvent être appliquées aux ensembles de données CBCT volumétriques pour visualiser les données 3D en deux dimensions :

- Le rendu volumétrique (reconstitution) ;
- La visualisation à épaisseur variable.

Dans les deux cas, un ensemble de données volumétriques est représenté par un rendu bidimensionnel en incluant des voxels adjacents à l'aide d'une technique de projection.

Le terme "image 3D" est souvent utilisé : il s'agit toutefois d'un terme impropre car l'image elle-même n'est pas tridimensionnelle.

5.3.1. Volume rendering (rendu volumétrique)

Le rendu volumétrique fait référence aux méthodes qui permettent la visualisation de données volumétriques par un affichage sélectif des voxels sous forme de projection 2D. Ces méthodes sont classées en deux catégories : le rendu direct de volume (DVR) et le rendu indirect de volume (IVR).

- Le SSD (Shade Surface Display) est la technique de rendu volumétrique indirect la plus utilisée. Il est généré par une méthode de projection de rayons selon laquelle le seul voxel projeté correspond à une valeur seuil de densité spécifique ou à une gamme étroite de valeurs, habituellement celle de l'os cortical (*utilisé en traumatologie, en planification chirurgicale*). Cette technique est logiquement rapide pour fournir une visualisation 3D car elle n'utilise qu'une petite partie des données pour générer le rendu, l'inconvénient étant qu'elle pose problème pour la visualisation de petits détails/structures.
- Le rendu volumétrique direct lui, est généré par des considérations sur le nombre et les valeurs d'intensité de tous les voxels le long de la trajectoire du projet, ainsi que des attributs tels que la transparence et la couleur.

Le MIP (Maximum Intensity Projection) est une des techniques les plus utilisées, son principe est d'évaluer chaque valeur de voxel le long d'un rayon de projection dans un volume d'intérêt particulier, et de ne représenter que la valeur la plus élevée comme valeur d'affichage. Les intensités des voxels inférieures à un seuil arbitraire sont donc éliminées.

Son application clinique réside notamment dans l'évaluation des dents incluses.

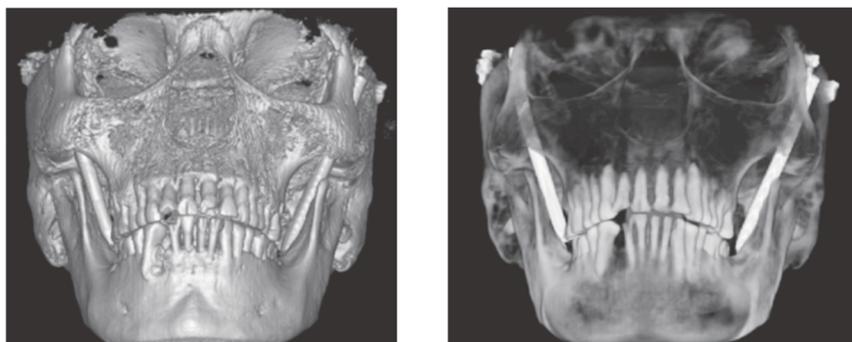


Fig 22. Les méthodes de rendu volumétrique indirect (IVR) telles que le SSD (à gauche) et le rendu volumétrique direct (DVR) telles que le MIP (à droite).

Scarfe & al, 2018 (235)

5.3.2. Visualisation à épaisseur variable

Bien que les ensembles de données CBCT soient acquis avec une résolution de taille de voxel inférieure au millimètre, il n'est pas toujours nécessaire de visualiser les images à une épaisseur de section égale à la taille du voxel.

Toute image multiplanaire peut être "épaissie" en augmentant le nombre de voxels adjacents inclus dans l'affichage. Cela permet de créer une image rendue qui représente un volume spécifique du patient.

En général, les images sont visualisées à des épaisseurs de coupe comparables à celles des protocoles de tomographie conventionnelle. Par exemple, l'épaisseur des coupes coronales pour les examens des sinus peut être de 2 à 5 mm.

Cette méthode permet d'obtenir des images de qualité supérieure par rapport aux images acquises à une épaisseur équivalente.

6. Synthèse

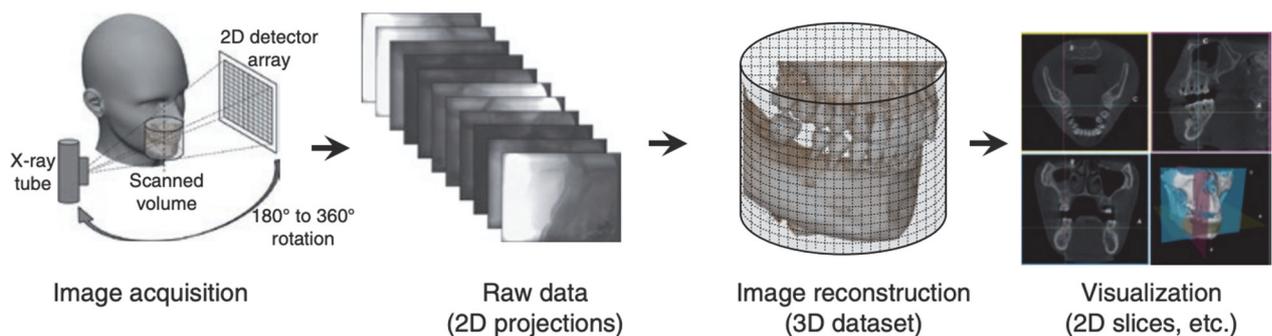


Fig. 23 Schéma des différentes étapes de la production d'image CBCT
Pauwels & al, 2018 (204)

III. Radioprotection et cadre médico-légal

1. Rappels

Les deux risques majeurs dus à la radiographie sont l'effet déterministe qui provoque la mort des cellules du fait de doses importantes sur une courte durée et l'effet stochastique qui lèse les cellules et survient avec de faibles doses cumulatives dans le temps, pouvant générer un cancer (194).

Il n'y a pas d'effet déterministe pour une exposition diagnostique en imagerie de la sphère oro-faciale. En revanche, la nature probabiliste des effets stochastiques rend impossible la distinction entre les expositions aux rayonnements sans risque et celles dangereuses.

En d'autres termes, même une petite quantité de rayonnement est associée à un risque fini.

1.1. Principes de radioprotection

La Commission Internationale de Protection Radiologique (194) définit trois principes fondamentaux de radioprotection :

- Le principe de justification constitue le premier principe de base de la protection des patients exposés aux rayonnements ionisants. : toute décision qui modifie la situation d'exposition aux rayonnements doit faire plus de bien que de mal. La justification est la confirmation argumentée de l'indication, basée sur des recommandations de sociétés savantes et sur l'indication clinique.
- Le deuxième principe de base de la protection des patients est l'optimisation. L'information recherchée devra être obtenue avec une exposition la plus faible possible compatible avec un diagnostic. Le concept d'ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable) a été introduit par Bushberg en 2014 (45), il vient remplacer le concept ALARA (pour As Low As Reasonably Achievable) et met l'accent sur l'importance d'optimiser, plutôt que de simplement minimiser, l'exposition aux radiations en imagerie médicale. En effet, une trop faible exposition aux rayons X risque de produire des résultats d'examen d'une qualité diagnostique insuffisante. Ainsi, le risque de manquer un détail clinique important lors d'un examen justifié cliniquement surpasse le bénéfice potentiel d'une réduction modeste de dose. De plus, un examen rejeté en raison d'une qualité diagnostique insuffisante doit être repris, ce qui expose le patient à une dose environ deux fois plus élevée.
- Le principe d'application des limites de dose : la limitation des doses reçues pour les travailleurs et le public, ce principe ne s'applique pas au domaine médical.

1.2. Rayonnements

Les rayons X sont un type de rayonnement électromagnétique (EM), au même titre que la lumière visible, les ondes radio, les micro-ondes et plusieurs autres variétés de rayons.

Tous peuvent être considérés comme des "paquets" d'énergie, appelés photons, qui possèdent des propriétés ondulatoires, notamment une longueur d'onde et une fréquence.

La longueur d'onde du rayonnement électromagnétique varie énormément, les rayons X utilisés à des fins de diagnostic ayant une petite longueur d'onde de 10^{-9} à 10^{-13} m.

Les petites longueurs d'onde sont synonymes d'énergie élevée, de pénétration plus profonde dans la matière et de transfert d'énergie élevé à la matière. Lorsque les rayons X frappent des atomes, cette énergie peut être transférée et produire une ionisation des atomes. Tous les rayonnements ionisants ont la capacité de causer des dommages aux organes et aux tissus du corps des personnes exposées.

1.3. Doses d'irradiations

1.3.1. Dose absorbée

La dose absorbée, souvent appelée simplement "dose", est la quantité de dose physique de base et représente l'énergie déposée dans les tissus par unité de masse.

Les unités du système international sont le joule par kg, avec une appellation spéciale de gray (Gy).

Il s'agit d'une quantité mesurable, mais ce n'est pas un bon indicateur des dommages biologiques. Elle est surtout utilisée pour des applications où le dommage biologique n'a pas d'intérêt, comme les mesures de contrôle de qualité.

1.3.2. Dose à l'entrée

Il s'agit de la dose absorbée dans l'air, rayonnement diffusé inclus, au point d'intersection d'entrée de l'axe du faisceau de rayons X avec la peau du patient (ou la surface du fantôme). On l'exprime généralement en milligrays (mGy).

1.3.3. Dose équivalente

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.

Cela signifie qu'une énergie égale déposée par différents types de rayonnement n'entraîne pas un dommage biologique égal.

La dose équivalente permet de prendre en compte ce phénomène, elle est égale à la dose moyenne absorbée par un organe ou un tissu, multipliée par un facteur de pondération caractérisant le type et l'énergie du rayonnement. Par exemple, les particules alpha sont plus fortement chargées et plus lentes que les rayons X, elles perdent donc de l'énergie de manière plus importante le long de leur parcours dans les tissus et causent ainsi plus de dommages.

La dose équivalente s'exprime en sievert (Sv ou en sous multiple : mSv, μ Sv).

Étant 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.

1.3.4. Dose efficace

La dose efficace permet de traduire une exposition locale (en mGy) en termes 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 donc la somme des doses équivalentes aux organes pondérées par un coefficient proportionnel à la sensibilité des tissus. La dose efficace s'exprime aussi en Sv (ou mSv ou μ Sv). Elle est la quantité de dose reliée à la probabilité d'un risque théorique pour la santé, avec une exposition à de faibles doses d'une radiation ionisante.

Elle est donc plus pertinente pour estimer les effets stochastiques.

2. Cadre légal

Tout praticien utilisateur et responsable d'un équipement CBCT doit se conformer aux obligations réglementaires en termes de formation spécifique (adaptée au champ utilisé), d'installation, de contrôles d'ambiance et de contrôles techniques de radioprotection.

2.1. Déclaration à l'ASN

L'article L. 1333-8 du Code de santé publique (CSP) soumet les activités nucléaires mentionnées à l'article L. 1333-1 du même code à un régime d'autorisation simplifiée, sous la dénomination d'enregistrement, ou de déclaration, selon les caractéristiques et les conditions de mise en œuvre de ces activités.

Donc, l'appareillage de tomographie volumique à faisceau conique fait partie de la liste des appareils électriques générant des rayons X soumis au régime de déclaration (21).

L'annexe II de la décision n° 2018-DC-0649 de l'ASN du 18 octobre 2018 définit la liste des informations qui doivent être mentionnées dans la déclaration dans le cadre d'une déclaration initiale ou d'une nouvelle déclaration à la suite d'une modification.

2.2. Formations requises

Les professionnels de santé, demandeurs d'actes de diagnostic médical utilisant les rayonnements ionisants, doivent bénéficier d'une formation initiale et continue portant sur les risques liés aux rayonnements ionisants et sur l'application à ces actes du principe de justification mentionné à l'article L. 1333-2 du CSP.

Une formation à la radioprotection est également obligatoire en France conformément à l'arrêté du 18 mai 2004 pour « 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 radioprotection des personnes exposées à des fins médicales relevant, s'il y a lieu, des articles L. 6313-1 à L. 6313-11 du code du travail » (article L. 1333-11 du code de la santé publique).

Le praticien utilisateur d'un dispositif médical émetteur de rayons X à des fins de radiodiagnostic dentaire doit être chirurgien-dentiste inscrit au tableau de l'Ordre des chirurgiens-dentistes ou praticien en libre prestation de service visé à l'article L. 4112-7 du CSP ou étudiants en chirurgie dentaire visé à l'article L. 4141-4 du CSP, ou docteur en médecine inscrit à un tableau de l'Ordre des médecins qualifié en stomatologie. Dans ce domaine, la désignation d'un médecin coordonnateur n'est pas exigée.

Ainsi, pour résumer, en France, les chirurgiens-dentistes doivent suivre et valider une formation à la radioprotection des patients, conformément à l'annexe II-4 de l'arrêté du 18 mai 2004, cette formation est à réactualiser tous les 10 ans.

2.3. Responsabilité

Le consortium SEDENTEXCT (241) décrète que :

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'interprétation « commentaire radiologique » doit être réalisée par un radiologue spécialisé en radiologie dento-maxillo-faciale ou si ce n'est pas possible, par un chirurgien-dentiste correctement formé.

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

2.4. Installations

Les dispositions réglementaires de radioprotection médicale et dentaire ASN, actualisées en 2021 (21), détaillent les procédures d'installation, de surveillance et de contrôles de radioprotection.

En tant qu'appareil de radiologie dentaire, le CBCT est soumis à une obligation de maintenance et à des contrôles, de trois types :

- Des contrôles d'ambiance qui permettent d'évaluer l'exposition des personnels ;
- Des contrôles techniques de radioprotection qui ont pour but de s'assurer de l'efficacité de l'organisation et des dispositions techniques mises en place dans le cabinet pour assurer la radioprotection des personnels mais aussi du public et de l'environnement ;
- Des contrôles de qualité qui permettent d'évaluer le maintien des performances des appareils de radiologie et concourent à la radioprotection des patients.

2.5. Information au patient

Le médecin réalisateur de l'acte doit indiquer sur un compte rendu les informations au vu desquelles il a estimé l'acte justifié, les procédures et les opérations réalisées ainsi que toute information utile à l'estimation de la dose reçue par le patient (article R. 1333-66 du CSP) selon les indications définies par l'arrêté du 22 septembre 2006 relatif aux informations dosimétriques devant figurer dans un compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants (21).

3. Recommandations actuelles de prescription du CBCT

En France, la FFO (88) a édité des recommandations de prescription en 2017 :

Analyse Céphalométrique & dysmorphoses squelettiques	<p>Recommandé à la place du scanner pour :</p> <ul style="list-style-type: none">- Evaluer des dysmorphoses crânio-faciales- Optimiser une prise en charge ortho-chirurgicale <p>Pas recommandé pour une analyse céphalométrique en routine</p>
Evaluation des dysmorphoses transversales	<p>Recommandé pour :</p> <ul style="list-style-type: none">- Améliorer la visualisation des structures afin de mieux orienter la décision thérapeutique ;- Planifier l'EMR ou l'expansion chirurgicale ;- Evaluer les résultats voire les effets indésirables. <p>Pas recommandé en routine pour l'évaluation des dysmorphoses intermaxillaires transversales.</p>
Ancrage osseux temporaires	<p>CBCT petit champ recommandé si :</p> <ul style="list-style-type: none">- Risque de complications (proximité radiculaire etc...) ;- Os inadéquat pour la stabilité de la vis. <p>Dans la zone palatine antérieure et paramédiane où le volume osseux est favorable, le CBCT est rarement recommandé.</p>
Evaluation voies aériennes supérieures	<p>Recommandé, à la place du scanner, pour :</p> <ul style="list-style-type: none">- Des patients ayant des SAHOS ;- Optimiser des interventions chirurgicales spécifiques associées à un traitement orthodontique ;- Evaluer les résultats. <p>Le CBCT n'est pas recommandé pour une évaluation 3D à visée orthodontique des données volumétriques de la zone oropharyngée.</p>
Dents incluses/surnuméraires	<p>CBCT petit champ recommandé pour déterminer :</p> <ul style="list-style-type: none">- la position et la morphologie des dents incluses/surnuméraires ;- leur degré de résorption (inflammatoire et/ou de remplacement) des dents voisines sont nécessaires.

Fig 24. Recommandations actuelles de prescription du CBCT

4. CBCT et dosimétrie

Les données dosimétriques rapportées dans les recommandations de bonnes pratiques américaines et britanniques, ainsi que dans la méta-analyse de Ludlow (158) montrent que la dose délivrée par les appareils CBCT est inférieure à celle du scanner pour des protocoles standards, mais elle demeure significativement plus élevée que celle de la radiographie conventionnelle (panoramique et téléradiographies).

Technique d'imagerie	AAOM ¹ 2013	UK ² 2015	Ludlow 2015 ³ Tous protocoles confondus		Ludlow protocoles low dose		Etudes ⁴⁻⁷ spécifiques en orthodontie
			Adulte	Enfant	Adulte	Enfant	
Radio intrabuccale Périapicale/bitewing		0.3-22					
Panoramique	12	2.7-38					21.5-27.1
Occlusale		8					
Téléradio de profil	5.6	2.2-5.6					2.5-5.03
Téléradio profil +face							10.4
Téléradio face							8.90
Pano+ téléradio profil+face							35.81
Scanner max-mand		250-1400					429.7
CBCT FOV<10	60	10-670	84	103	13.8	48/10	
CBCT FOV : 10-15			177	175	60/12		50-90.99
CBCT FOV >15	83	30-1100	212	175	72/18	74/15	134.2 (17 cm) - 208.9 (22cm)

Fig. 25 Dosimétrie comparative en (μSv) selon la FFO 2017.

1.1. Comparaison avec le CT Scan

En ce qui concerne la comparaison avec le scanner, Loubele (154) a démontré qu'une énorme différence de dose efficace entre le CBCT et scanner pouvait être observée. Les valeurs de la dose efficace étaient comprises entre 13 et 82 μSv pour le CBCT et entre 474 et 1160 μSv pour le MSCT. Le scanner est décrit comme jusqu'à 90 fois plus irradiant que le CBCT, car ce dernier présente des paramètres techniques modifiables facilement (cf. partie I.3), afin de réduire la dose, ces changements de paramètres techniques rendent difficile une comparaison équitable basée uniquement sur la dose effective.

Il faut donc comparer les doses pour des protocoles de champs d'acquisition identiques : le CBCT reste toutefois plus de 10 fois moins irradiant que le Ct-scan (266).

1.2. Comparaison avec la radiographie 2D conventionnelle

En comparant les doses efficaces induites par les radiographie 2D conventionnelles (téléradiographie de profil et de face + panoramique) avec celles du CBCT, Signorelli & al (245) montrent que la dose délivrée au patient par le CBCT, reste 2 à 4 fois supérieure à celle délivrée par le set conventionnel.

En effet, bien qu'un seul CBCT puisse remplacer toutes les imageries simultanément, celui-ci entraîne selon le mode de balayage et les réglages, environ 3 à 6 fois celle d'une radiographie panoramique, 8 à 14 fois celle d'une téléradiographie de face et 15 à 26 fois celle d'une téléradiographie de profil. Enfin, pour reconstruire entièrement les téléradiographies en incluant la base crânienne et d'autres

structures importantes, il faut choisir le grand champ du CBCT, ce qui rend la différence d'exposition aux rayonnements encore plus nette (131,7 contre 35,81 μ Sv).

La réduction de la hauteur du champ de vision et le blindage de la thyroïde sont des méthodes recommandées et doivent être mises en œuvre pour réduire la dose d'exposition.

1.3. Perspectives : le CBCT « low-dose »

Les protocoles à faible dose peuvent être définis comme des procédures qui réduisent les facteurs d'exposition sans perte inacceptable de la qualité d'image à des fins de diagnostic selon Yeung & al (284).

Après avoir déterminé un champ d'acquisition optimisé pour un patient particulier, un balayage CBCT peut être acquis avec des doses de rayonnement encore diminuées :

- En utilisant des paramètres de réduction de dose prédéfinis par les fabricants ;
- En ajustant les paramètres d'imagerie pour lesquels l'appareil CBCT permet un réglage manuel.

En général, les protocoles dits à faible dose peuvent être obtenus en réduisant :

- L'intensité de courant du tube (mA) ;
- Le temps de balayage (s) ;
- La résolution (c'est-à-dire en augmentant la taille du voxel) ;
- Le nombre de projections et/ou en adoptant un mode de rotation partielle (par exemple, une rotation de 180° au lieu de 360°).

La littérature rapporte que les doses pour une même machine et un même FOV pouvaient être jusqu'à 15 fois différentes entre les protocoles à faible dose et à haute résolution (158).

Ces dernières années, plusieurs fabricants de CBCT ont donc intégré à leurs machines des fonctions permettant et facilitant l'acquisition d'images par des protocoles à faible dose qui permettent une optimisation plus facile de la dose (284).

Par exemple, les appareils les plus récents ont un mode ultra low-dose (ULD) qui optimise et réduit l'intensité du courant dans le tube et le temps de balayage.

Outre la réduction manuelle de l'intensité du courant du tube, la modulation de celle-ci est également très efficace pour obtenir une optimisation de la dose via une estimation de la taille du corps avec des images de repérage initiales : appelées « images scout ».

Étant donné que c'est le kV qui détermine le contraste de l'image (en fonction de la puissance de pénétration du faisceau de rayons X), la réduction de la dose par la réduction du mA permet de conserver la qualité de l'image.

La configuration CBCT low dose doit donc être préférée à la configuration standard dans la pratique orthodontique, car elle fournit une dose de rayonnement nettement inférieure aux patients tout en garantissant une bonne qualité d'image (215).

Au total, Da Silva & al énumèrent dans leur revue systématique de littérature 13 facteurs permettant de modifier la dose efficace émise par un CBCT :

Dépendants de l'appareil	Dépendants du patient
L'angle de balayage	La taille du patient
Filtre en cuivre supplémentaire	La région d'intérêt
Le diamètre du champ d'acquisition	
La hauteur du champ d'acquisition	
Le kilovoltage (kV)	
Le milliampérage (mA)	
Le milliampérage/seconde (mAs)	
Le temps d'exposition	
Le voxel	
La résolution	

Fig. 26 Paramètres de configuration CBCT low dose

Les protocoles CBCT doivent être spécifiques au patient et orientés vers la problématique, donc les différents paramètres cités ci-dessus doivent dépendre directement de l'âge et de l'anatomie du patient, ainsi que des exigences diagnostiques/thérapeutiques.

Cependant, même si ce protocole permet de réduire considérablement les doses sans aucune perte de qualité de l'image diagnostique, il ne devrait être utilisé que dans les cas où une évaluation radiographique plus précise est nécessaire, comme l'asymétrie faciale, les anomalies alvéolaires (FLAP) ou dentaires (dents incluses, anomalies de formes), en préalable d'une autotransplantation, les cas de planification de chirurgie orthognathique.

Dans ces cas, en effet, les images fournissent des informations plus précises que les techniques radiologiques traditionnelles tout en respectant les principes d'optimisation des doses afin de minimiser le risque radiologique pour les patients (59).

IV. Examen complémentaire à but diagnostique

1. Analyse céphalométrique

1.1. Céphalométrie 2D

La céphalométrie est une méthode de biométrie appliquée au crâne dérivant de l'anthropométrie, elle consiste à appliquer des mesures sur des documents radiographiques du crâne et est utilisée en orthodontie en tant qu'examen complémentaire (140).

Elle repose sur l'anatomie céphalométrique, c'est-à-dire la reconnaissance à partir d'une radiographie de l'image des structures squelettiques, dentaires, muqueuses et cutanées. Elle est née grâce aux travaux de Carrea (1922) et surtout de Broadbent (1931) (44) qui invente en 1926 le premier céphalostat.



*Fig. 27 Le premier céphalomètre exposé à Cleveland, Ohio en 1970.
Hans & al, 2015 (106)*

C'est une technique radiologique qui a pour principe : une grande distance foyer-objet, une courte distance objet-film et un céphalostat afin d'immobiliser la tête du patient dans une position (de face ou de profil) standardisée et de ce fait reproductible. (43)

Elle utilise les propriétés ionisantes des rayons X qui sont des rayons électromagnétiques émis depuis un tube à faisceau radiogène, traversant un objet exposé avant d'être transmis au film.

L'exposition de l'objet est réglée par trois constantes :

- L'intensité en Ampère qui conditionne le nombre de photons X produits (aspect quantitatif) ;
- Le temps d'exposition en secondes ;
- La tension en Watt dont l'augmentation permet de délivrer des photons X plus énergétiques et donc plus pénétrants (aspect qualitatif) (140).

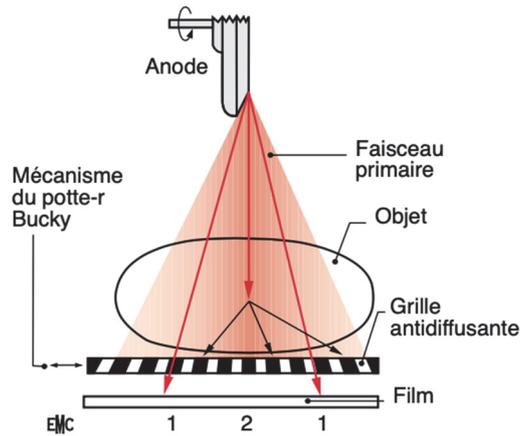


Fig. 28 Principe de la téléradiographie
Bourriau & al, 1999 (43)

La formation de l'image repose donc sur l'atténuation du faisceau de rayons X incident.

Celle-ci est variable en fonction :

- De l'épaisseur ;
- De la densité ;
- Du coefficient d'atténuation massique (c'est-à-dire de la minéralisation) des tissus traversés dans le corps exposé.

Ces différences d'absorption sont à l'origine du contraste de l'image qui est révélée par un film argentique ou un détecteur numérique.

Dans le cas d'un système numérisé, l'atténuation du faisceau de rayons X déterminée dans chaque pixel du capteur est informatiquement convertie en niveaux de gris, il existe des méthodes de numérisation directes et indirectes (140).

Partie intégrante du dossier initial actuel, l'étude céphalométrique est un examen complémentaire qui aide au diagnostic, pronostic et plan de traitement de tout orthodontiste, comme nous le rappelle Boileau dans son ouvrage référence (41).

1.1.1. Principe de la téléradiographie de face et de profil

La téléradiographie de profil permet de réaliser une analyse linéaire et angulaire bidimensionnelle. Elle renseigne sur les rapports dento-alvéolaire, dento-squelettique et squeletto-squelettique, dans le sens antéro-postérieur et vertical.

La téléradiographie de face (140) permet l'étude de la symétrie faciale, des rapports transversaux des maxillaires et complète la céphalométrie 2D par l'apport de la dimension manquante. Elle constitue une aide au diagnostic différentiel des latérogathies ainsi qu'à celui des endo- ou exognathies. Elle fournit aussi des renseignements complémentaires quant à la ventilation du patient, à la déviation éventuelle de la cloison nasale et au développement des sinus.

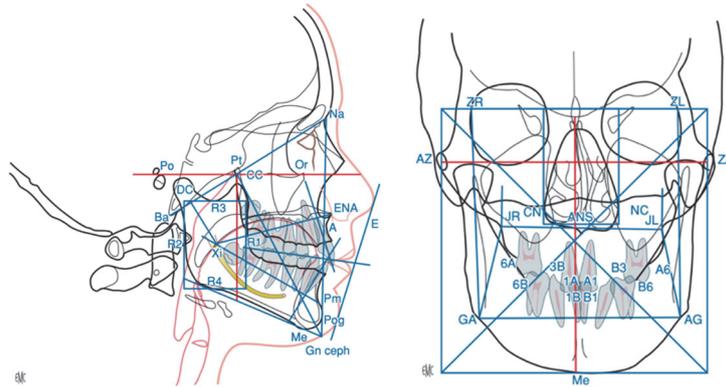


Fig. 29 Points, ligne et plan de l'analyse céphalométrique de profil et de face selon Ricketts.
Dumitrache & al, 2013 (71)

Les téléradiographies de face et de profil sont actuellement considérées comme l'outil standard pour l'analyse céphalométrique.

Selon la HAS (111), ces examens sont indiqués pour l'analyse sagittale, verticale et transversale des dysmorphoses dento-faciales ou dento-facio-crâniennes ainsi que pour l'évaluation céphalométrique :

- Initiale lors de la planification d'un traitement d'orthopédie dento-faciale ou d'une intervention chirurgicale maxillo-faciale ;
- Des corrections dento-faciales à la fin d'une phase de traitement fonctionnel ;
- Des corrections dento-faciales avant la fin du traitement multibagues, si les données renseignent sur les finitions du traitement ou sur la contention ;
- Des corrections dento-faciales à la fin d'une préparation ortho-chirurgicale et après la phase chirurgicale d'une intervention maxillo-faciale.

Il existe principalement 3 types d'analyses céphalométriques (212)(71) :

- Les analyses typologiques, qui cherchent à inscrire le patient dans une typologie faciale en fonction de son type de croissance et de son équilibre fonctionnel (Ricketts-Gugino, Bjork...) ;
- Les analyses dimensionnelles qui comparent certaines valeurs à des standards idéaux. (Tweed, Steiner ...) ;
- Les analyses structurales (Delaire, Gola ...) qui tentent d'expliquer les déséquilibres crânio-faciaux en comparant différents éléments à un sujet idéal théorique.

1.1.2. Céphalométrie et erreurs

Cependant comme expliqué précédemment dans le principe de fonctionnement, les téléradiographies de face et de profil sont des radiographies bidimensionnelles (2D) qui sont utilisées pour représenter des structures tridimensionnelles (3D).

Les céphalogrammes ont des limites inhérentes en raison de la distorsion et du grossissement différentiel du squelette crânio-facial ainsi que du fait de la superposition d'éléments anatomiques. Cela peut entraîner des erreurs d'identification, la détermination erronée de ces points peut conduire à une représentation inexacte des références anatomiques et par conséquent, et une réduction de la précision des mesures.

« La géométrie plane est inapte à l'analyse d'un volume anatomique et à l'étude de sa croissance »
Jean Delaire (66)

De nombreux auteurs s'interrogent donc sur la fiabilité de la céphalométrie, celle-ci doit remplir un cahier des charges avec deux critères principaux définis par Houston en 1983 (118) : validité et reproductibilité

Déjà en 1962 Björk et Solow (40) puis en 1971, Baumrind & al (33)(32), montrent les limites de la céphalométrie 2D, avec deux erreurs principales entraînant des erreurs de mesures linéaires ou angulaires :

- Les erreurs de projection ;
- Les erreurs d'identification/positionnement des repères.

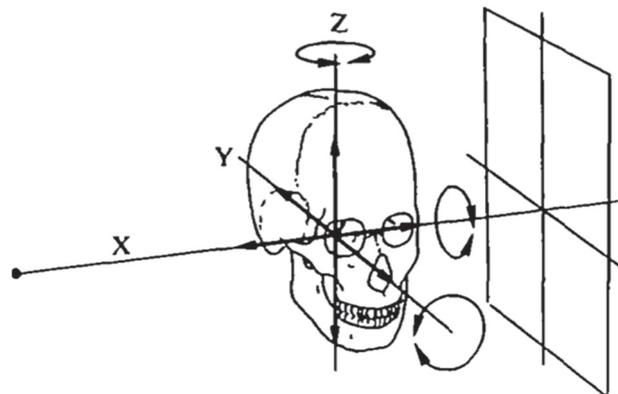
1.1.2.1. Erreurs de projection.

Idéalement, la projection céphalographique est orthogonale, c'est-à-dire que le plan du film est perpendiculaire au rayon central du faisceau.

Ainsi, pour une projection latérale comme une téléradiographie de profil, le plan sagittal du patient doit être perpendiculaire au rayon central du faisceau et parallèle au plan du film.

Dès lors, trois axes de directions existent pour une erreur de placement :

- Le tangage ou inclinaison (rotation autour de l'axe X) ;
- Le lacet, rotation « horizontale » (selon l'axe Z) ;
- Le roulis , rotation « frontale » (selon l'axe Y).



*Fig. 30 Trois axes de directions possibles pour une erreur d'alignement du patient
Ahlqvist et al, 1986 (4)*

C'est Ahlqvist & al en 1983 qui s'intéressent particulièrement aux erreurs de projection ainsi qu'à leurs facteurs dans une série d'articles consacrés à la projection.

Ainsi, il décrit le phénomène de distorsion d'image (3) ; plus précisément les sources de distorsion et leurs principaux effets sur l'image céphalométrique : il en ressort que de nombreuses variables (au total 22) telles que la rotation de l'objet autour de ses trois axes ; la rotation du plan du film autour de ses deux axes ; les distances foyer-objet et foyer-film etc... peuvent entraîner des distorsions mineures ayant un impact significatif sur la céphalométrie. Par exemple, une erreur de rotation au-delà de $\pm 5^\circ$ de la position du sujet par rapport au film entraîne des erreurs significatives de mesures linéaires sur le film (4).

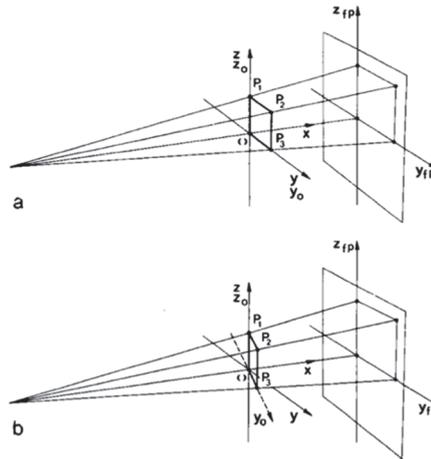


Fig. 31 : Le plan de l'objet coïncide avec le plan du céphalostat (a) ou bien tourne autour de l'axe z (b)
 Ahlqvist & Al, 1983 (3)

Berneburg (37) a montré que :

- Les différents degrés d'inclinaison (tangage, rotation autour de l'axe X de la Fig. 30) appliqués au fantôme crânien n'ont pas affecté de manière significative les résultats des mesures céphalométriques ;
- En revanche la rotation « horizontale » (rotation selon l'axe Z, aussi appelée lacet), et la rotation « frontale » (rotation selon l'axe Y, aussi appelée roulis) entraînent des valeurs significativement différentes dès 3° et 2° respectivement.

Enfin, les valeurs des paramètres situés dans le plan médian sont moins sensibles aux changements de position de la tête que les valeurs des paramètres situés plus à la périphérie. En effet, les écarts de mesures linéaires par rapport aux valeurs réelles (grossissement et distorsion) sont plus importants dès lors que les points de repère sont situés en dehors du plan sagittal (36)(247).

Le positionnement précis de la tête par rapport au film est donc une condition préalable essentielle pour obtenir des repères fiables, un placement rigoureux de la part du praticien et une coopération du patient sont donc nécessaires pour minimiser les erreurs de projection.

1.1.2.2. Erreurs de positionnement des points céphalométriques

La validité de toute mesure obtenue par radiographie céphalométrique dépend largement de la reproductibilité des repères céphalométriques, c'est pour cela que la variabilité de l'identification des points de repère est considérée cinq fois plus importante que la variabilité des mesures (181)(230).

La littérature (38,117,136,172,180,230,242) recense les facteurs importants qui peuvent influencer l'identification des repères :

- La densité et la netteté de l'image ;
- La complexité anatomique ;
- La superposition des tissus durs et mous ;
- L'expérience des observateurs lors de la localisation d'un repère particulier ;
- La définition précise de l'emplacement d'un repère.

Ces données sont confirmées par Durao & al, 2013 (72) et sa revue systématique :

- Les points de repère placés sur des bords anatomiques sont plus faciles à identifier, tandis que certains points de repère placés sur des courbes sont plus sujets à l'erreur ; comme le point A, le point B ou le Pogonion ;
- Les repères dentaires ont tendance à avoir une moins bonne validité que les repères squelettiques ;
- Le gonion et l'apex de l'incisive inférieure sont parmi les points de repère les plus variables.

En considérant X comme l'axe horizontal et Y le vertical permettant de quantifier les différences de positionnement, Trpkova & al (264) concluent dans leur méta analyse que 0,59 mm d'erreur totale pour la coordonnée X et 0,56 mm pour la coordonnée Y sont des niveaux de précision acceptables.

1.1.3. Intelligence artificielle et céphalométrie 2D

1.1.3.1. Principe

Ces dernières années, l'intelligence artificielle (IA), en particulier l'apprentissage profond (« deep learning »), a révolutionné le domaine de la dentisterie.

En effet la technologie de l'IA a été largement appliquée à des tâches orthodontiques, notamment dans l'aide au plan de traitement (257,282), la détermination du stade de maturation vertébrale (10) et aussi l'identification de points de repères céphalométriques.

Le principe est basé sur le développement d'une compétence par l'algorithme en « apprenant » grâce à une banque de données.

En céphalométrie par exemple, les logiciels doivent « apprendre » sur plusieurs centaines/milliers de tracés déjà réalisés avant de pouvoir à leur tour interpréter l'imagerie (121)(202).

Tanikawa & al (260)(259) décrivent des systèmes d'identification de points à l'aide de réseaux neuronaux entraînés : il s'agit des structures CNN-PC et CNN-PE, réseaux neuronaux profonds.

Le placement des points se compose de deux étapes : la classification des patches et l'estimation des points (cf. Fig. 32).

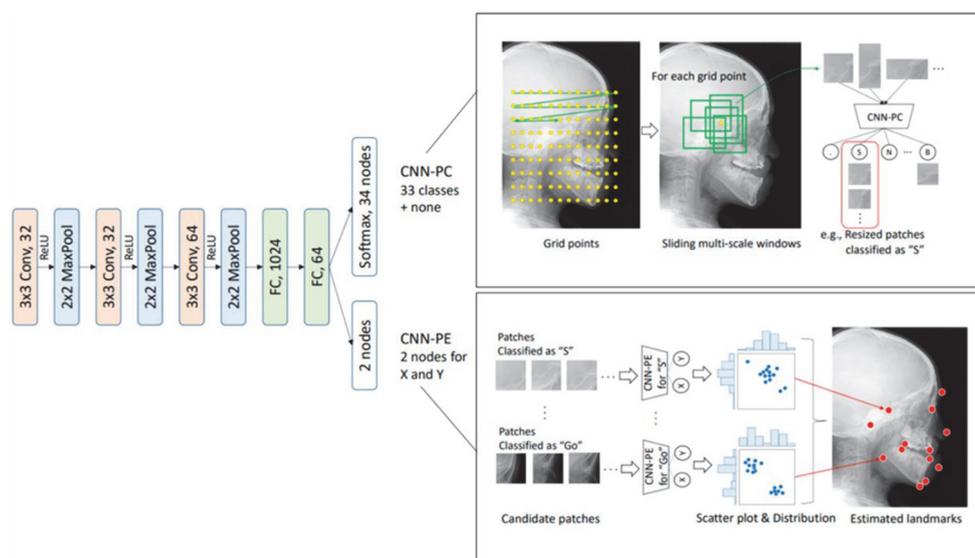


Fig. 32 Architecture du système. La structure des CNN-PC et CNN-PE (réseaux de neurones convolutifs pour la classification des patches et l'estimation des points)
Tanikawa & Al, 2021 (260).

1.1.3.2. Une alternative aux erreurs d'identification de repères

Park & al (202) ou encore Hwang & al (121), ont testé un algorithme de deep learning et l'ont comparé à des orthodontistes expérimentés, l'IA a réussi à identifier les points de repères céphalométriques aussi précisément que les examinateurs humains.

Schwendicke & al concluent dans leur méta analyse (240) que l'IA montre une précision relativement élevée pour la détection des points de repère sur l'imagerie céphalométrique.

Il existe une hétérogénéité dans la précision de détection entre les points de repère, et il n'est pas clair si les cliniciens sont similaires, plus ou moins précis que le logiciel.

La valeur réelle de l'utilisation de l'intelligence artificielle dans les soins cliniques doit encore être démontrée.

Une analyse céphalométrique entièrement automatisée réduirai la charge de travail et laisserai plus de temps aux orthodontistes pour une planification optimale du traitement et pour leur pratique clinique, permettant de pallier les erreurs d'identification de l'imagerie 2D, mais ne résolvant pas les erreurs de projection, superposition et distorsion.

1.2. Intérêt de l'imagerie 3D

L'imagerie CBCT offre des avantages uniques à la pratique de l'orthodontie par rapport à l'imagerie extraorale conventionnelle que sont la radiographie panoramique et la téléradiographie de profil. Elles restent cependant aujourd'hui les deux examens classiquement recommandés par la HAS (111) et la FFO (88) pour une analyse céphalométrique de routine.

1.2.1. Efficience de l'imagerie clinique

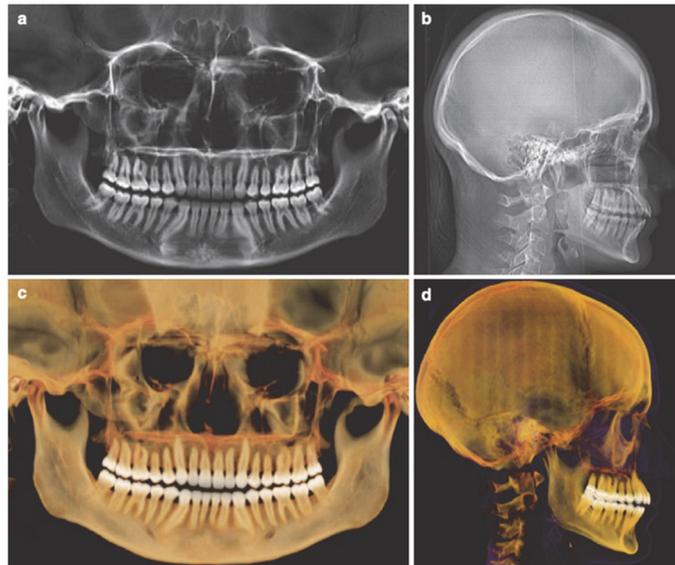
En une seule procédure d'imagerie, le CBCT à grand champ (FOV 15x12 jusqu'à 21x19)(237) permet l'acquisition de données volumétriques sur l'ensemble de squelette maxillo-facial.

Ces données sont facilement reformatées (110) pour fournir des images 2D reconstruites, telles que la radiographie panoramique ou la téléradiographie de face et de profil, utilisées pour le diagnostic orthodontique, l'analyse céphalométrique ainsi que la planification du traitement.

Malgré cette possibilité de regrouper l'ensemble des données, il faut relativiser l'intérêt d'un grand champ CBCT pour l'ensemble de la population et ne systématiser l'imagerie 3D lors de la constitution du dossier orthodontique uniquement à des fins céphalométriques.

En effet de très nombreuses études ne trouvent pas d'impact significatif de l'analyse de la téléradiographie de profil ainsi que de la céphalométrie sur le traitement (246)(23)(22)(68), il en est de même pour l'imagerie 3D, dont l'impact est encore à prouver (161,162).

De plus, en France, le CBCT pour l'analyse céphalométrique n'est recommandé que dans les thérapeutiques ortho-chirurgicales ou d'asymétrie/dysmorphose sévère.



*Fig. 33 Panoramique et téléradiographie de profils reconstruites à partir d'une acquisition CBCT
Harell & al, 2018 (110)*

1.2.2. Visualisation volumétrique (cf. partie 1.5)

Les données CBCT peuvent être reconstruites pour fournir des images orthogonales (axiales, sagittales et coronales) uniques, interrelationnelles et non déformées, qui n'existent pas dans une imagerie conventionnelle 2D.

D'autres modes de visualisation sont intéressants, comme la projection à intensité maximale (MIP) et le rendu volumétrique qui fournissent un modèle virtuel interactif.

Les modèles maxillo-faciaux virtuels permettent de visualiser et de mettre en relation les structures crânio-faciales, notamment le squelette maxillo-facial et les limites des tissus mous, comme les voies respiratoires et le contour du visage.

1.2.3. Exactitude anatomique

L'avantage du CBCT réside dans les rendus volumétriques et les images reformatées qui représentent la "vérité anatomique" radiographique de la morphologie et des relations entre les dents, le squelette maxillo-facial et les tissus mous qui l'accompagnent (109).

Contrairement aux radiographies 2D traditionnelles, les images CBCT sont des représentations presque anatomiquement vraies (taille 1:1), les mesures peuvent donc être obtenues sans qu'il soit nécessaire de tenir compte du grossissement ou des écarts de projection.

L'intérêt de travailler avec un volume est également de ne plus avoir l'inadéquation entre la structure anatomique et sa représentation radiographique plane (263) : cela permet de s'affranchir de toutes les projections, superpositions ou problèmes d'incidence liés au 2D.

Enfin, l'association d'un balayage optique du visage au modèle de surface CBCT permet d'obtenir une surface de peau précise afin d'améliorer le diagnostic et la planification du traitement (pour les cas d'orthopédie comme ceux de chirurgie orthognathique).

La précision linéaire et angulaire est approximativement inférieure à 5 % pour les tissus durs et inférieure à 10 % pour les tissus mous et dépend de la résolution du scan et de l'erreur intra- et inter-observateur.

1.2.4. Intégration de données

L'orthodontie et l'orthopédie impliquent la prise en compte non seulement du squelette maxillo-facial et de la dentition mais aussi des tégument et tissus mous : le masque facial.

Le concept d'intégration d'images repose sur la notion de développement d'une reconstruction anatomique spécifique au patient (PSAR pour Patient Specific Anatomic Reconstruction)(142)(236).

Il ne s'agit pas seulement d'un dépôt de données 3D provenant du CBCT et d'autres sources, mais plutôt d'une base de données centrale contenant diverses entrées concernant les muscles, les dents, les os et les tissus mous, pouvant être acquises séparément mais intégrées dynamiquement et pouvant être manipulées, déplacées et modifiées individuellement, créant ainsi une véritable simulation interactive spécifique au patient.

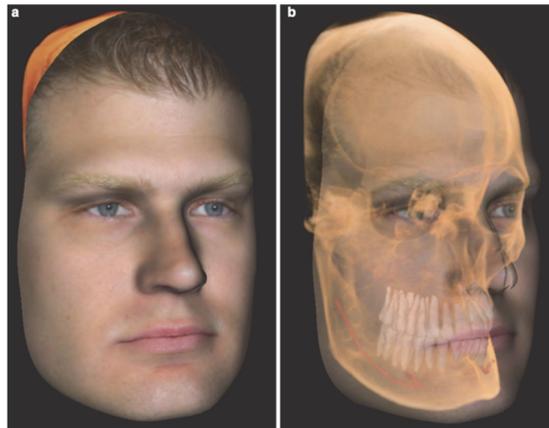


Fig. 34 Vue oblique droite d'un patient reconstitué à partir de l'intégration de la photographie : scan de surface (a) et des données CBCT (b).

Actuellement, les données CBCT peuvent être utilisées comme une plateforme sur laquelle d'autres données peuvent être fusionnées avec une précision clinique acceptable.

On peut donc fusionner trois sources de données 3D différentes :

- CBCT ;
- Stéréophotographie : images faciales photographiques (128) ;
- Modèles de surface 3D haute résolution de la dentition produits par des scans directs intraoraux ou par scan des modèles d'étude.

Les données CBCT et la reconstruction anatomique spécifique au patient présentent donc un intérêt sur le plan diagnostique ; thérapeutique (la simulation, la planification du traitement) et également sur l'échange et la communication avec le patient.

1.3. Céphalométrie 3D

L'imagerie 3D ne peut être justifiée qu'à partir du moment où elle apporte réellement un bénéfice par rapport au 2D. En céphalométrie elle doit donc éliminer les deux sources majeures d'erreurs (projection et d'identification de point).

Grâce à ses propriétés volumiques lui permettant une exactitude anatomique (cf. III.1.2.3), les erreurs de projections n'existent plus en céphalométrie 3D.

1.3.1. Logiciels de céphalométrie 3D

Les développements ultérieurs de la tomodensitométrie et désormais du CBCT ont permis de fournir de multiples images orthogonales corrélées de la région maxillo-faciale dans les trois dimensions. En outre, la normalisation et l'acceptation d'un format numérique pour les images médicales, le format de fichier DICOM permettent d'importer les données CBCT dans des logiciels tiers capables de visualiser l'ensemble des données et de réaliser une analyse céphalométrique volumétrique en 3D.

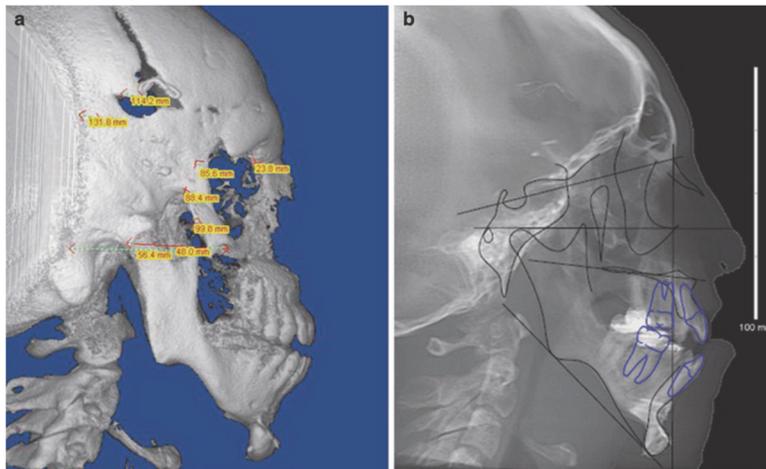


Fig. 35 a : Rendu volumétrique latéral avec analyse céphalométrique 3D et b : image comparable à une image de céphalométrie 2D, les deux issus d'un CBCT

Harrell & al, 2018 (110)

Les logiciels actuellement disponibles sont les suivants :

- 3dMD Vultus (3dMD, Atlanta, Georgia, USA) ;
- Dolphin 3D (Dolphin Imaging, Chatsworth, California, USA) ;
- InVivoDental (Anatomage, San Jose, California, USA) ;
- ACRO 3D software (Cliniques universitaires Saint-Luc- Université Catholique de Louvain) ;
- ViewBox4 (dHAL software, Kifissia, Grèce) ;
- Beta NemoStudio software (Software Nemetec SL, Madrid, Espagne) ;
- Maxilim (Medicim, Mechelen, Belgique) ;
- MIMICS 10.02 (Materialise, Belgique) ;
- CMF application software (CMFapp; M.E. Institut Müller des technologies chirurgicales et biomécaniques, Université de Berne, Suisse).

1.3.2. Types d'analyses 3D.

Plusieurs analyses céphalométriques 3D ont été proposées pour les mesures du squelette maxillo-facial, chacune comprenant un sous-ensemble de repères anatomiques et de plans de références.

Elles peuvent être réalisées :

- A l'étape du diagnostic, afin d'identifier et de quantifier les anomalies ;
- En fin de traitement pour comparer les résultats obtenus avec la situation initiale, et avec une situation de comparaison dite « normale ».

Trois méthodes générales sont possibles pour l'analyse céphalométrique volumétrique en fonction du stade du traitement auquel elle doit être utilisée.

- Analyse dimensionnelle : une analyse dimensionnelle compare les mesures linéaires et/ou angulaires de différentes structures crânio-faciales à une ligne ou à un plan de référence. Elle peut être utilisée aux stades du diagnostic et du post-traitement.
- Analyse topographique : une analyse topologique compare les proportions de diverses structures crânio-faciales. Elle peut être utilisée aux stades du diagnostic et du post-traitement.

La superposition volumétrique : superposition d'images 3D reconstituées (méthode rendered volumetric image) : particulièrement utilisée pour les phases pré et post chirurgie orthognathique, qui apporte à la fois une démonstration visuelle des changements et une analyse quantitative.

1.3.3. Passage de la céphalométrie 2D à la céphalométrie 3D

Les praticiens qui ont l'habitude de travailler avec des téléradiographies de profil 2D traditionnelles peuvent hésiter à se tourner vers l'analyse 3D, car la navigation dans la plupart des logiciels d'imagerie actuellement disponibles nécessite des compétences informatiques modérées et un module 3D céphalométrique spécifique.

En céphalométrie 2D les mesures peuvent être déterminées manuellement ou informatiquement, en revanche en céphalométrie 3D, les mesures de valeurs linéaires et angulaires sont toujours réalisées par assistance ordinateur, éliminant tout risque d'erreur lors du relevé de celles-ci, supprimant ainsi les risques d'erreurs de mesures linéaires ou angulaires.

Les données tridimensionnelles peuvent être rendues sous la forme d'une projection 2D reconstituant une projection céphalométrique plane, ce qui facilite les analyses traditionnelles.

Une autre approche consiste à placer les points céphalométriques directement en 3D sur la reconstitution volumétrique elle-même. Une approche intermédiaire utilisant le mode MPR est aussi fréquemment décrite.

1.3.3.1. Méthode du « ray-sum » ou téléradiographie synthétisée

Tout d'abord, les données volumétriques issues du CBCT peuvent être rendues sous la forme d'une projection 2D ressemblant à une projection céphalométrique plane, ce qui facilite les analyses traditionnelles (139)(239)(138)(185)(47).

Cette technique permet donc une analyse céphalométrique conventionnelle mais à partir d'un volume initialement tridimensionnel.

Cette approche est connue sous le nom de céphalogramme virtuel (239), ou encore de téléradiographie de profil synthétisée (139)(138). Elle n'apporte pas un grand gain par rapport à l'analyse 2D, car les structures sont à nouveau superposées et les informations anatomiques limitées.

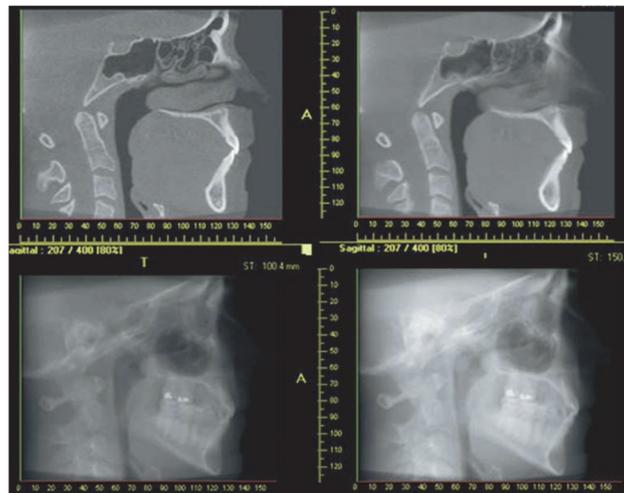


Fig. 36 Construction d'images céphalométriques latérales obtenues par sommes de rayons à partir de l'augmentation progressive de l'épaisseur du plan de référence sagittal : en haut à gauche, 0,4 mm ; en haut à droite, 10 mm ; en bas à gauche, 100,4 mm ; en bas à droite, 150 mm.

Farman & al, 2006 (83)

Il s'agit donc de reconstituer la téléradiographie de profil à l'aide des données CBCT par augmentation de l'épaisseur de la coupe du plan sagittal, ce qui permet d'obtenir une image composée des voxels additionnés.

L'élément clé de ce protocole est la détermination du plan sagittal : c'est la somme des coupes parallèles à ce plan qui formera la radiographie de profil.

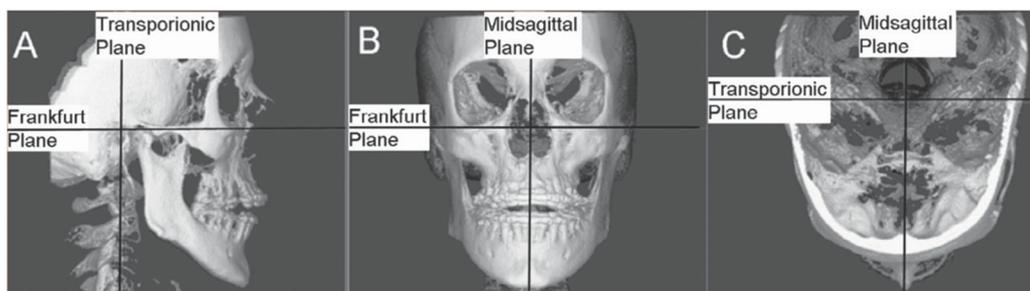


Fig. 37 Orientation du modèle virtuel 3D avant de générer le céphalogramme 2D.

Kumar & al, 2008 (139)

La précision et l'exactitude des images planes produites par les céphalogrammes synthétisés par CBCT se sont avérées significativement comparables à celles basées sur des images radiographiques conventionnelles (185), surtout si l'on utilise une reconstruction orthogonale (cf. Fig. 38) comme l'ont montré *in Vivo* Kumar et ses collaborateurs (139) plutôt qu'avec une approche en perspective.

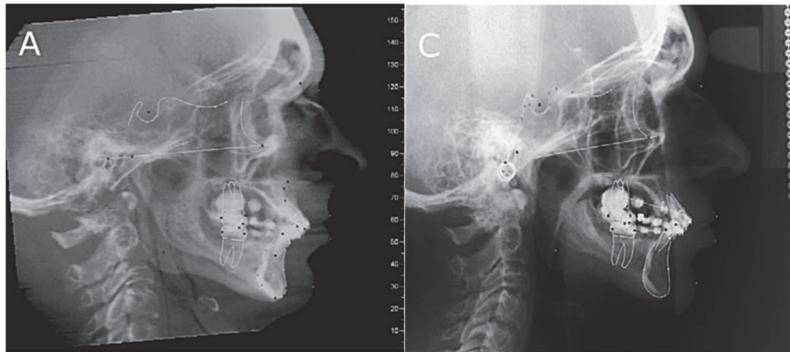


Fig. 38 Sujet avec une asymétrie mandibulaire

*A : Projection orthogonale issue du CBCT, C : Téléradiographie conventionnelle
Kumar & Ludlow, 2008 (139)*

Ainsi, l'imagerie conventionnelle supplémentaire peut généralement être évitée si un CBCT a déjà été réalisé, celui-ci étant tout à fait indiqué pour réaliser les analyses céphalométriques et le diagnostic orthodontique.

1.3.3.2. Mode MPR (156)(96)

Après la segmentation et l'orientation du volume de l'image, les données sont affichées dans une fenêtre à 4 panneaux contenant des vues sagittales, axiales et frontales en mode MPR parfois associées à rendu de surface (cf. Fig. 39).

Pour Ludlow & al, 2009, (154), les affichages MPR des images de volume CBCT permettent généralement une identification plus précise des repères céphalométriques traditionnels.

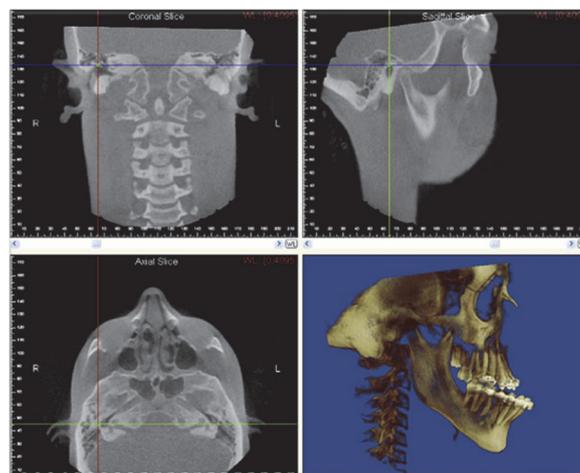


Fig. 39 Fenêtre de localisation des points de repère affichant les trois vues MPR avec un volume squelettique rendu en surface.

Ludlow & al, (156)

Par exemple, la localisation plus précise des points : condylien, gonion et orbitale permet de surmonter le problème de la superposition de ces repères bilatéraux observée dans l'imagerie 2D.

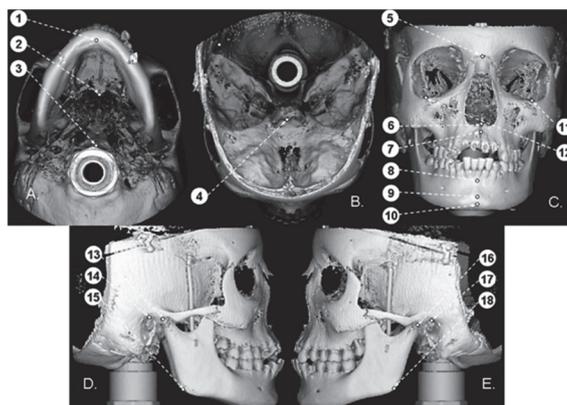
Hassan & al en 2013 (113) concluent que l'ajout de la MPR à côté des surfaces 3D a amélioré la précision du traçage cependant, cela prend en moyenne deux fois plus de temps que de réaliser une analyse uniquement à partir du rendu volumétrique.

1.3.3.3. Méthode du volume rendering/rendu 3D

Une troisième et dernière approche consiste à utiliser directement le rendu volumétrique 3D en plaçant les points repères dessus.

Periago & Farman en 2008 (208) comparent la précision des mesures linéaires effectuées sur des images volumétriques tridimensionnelles (3D) obtenues par CBCT avec des mesures directes effectuées sur des crânes humains.

Leurs résultats indiquent que cette méthode peut être considérée comme suffisamment précise pour être valable cliniquement pour les analyses crâniofaciales, même si les mesures peuvent parfois être significativement différentes.



*Fig. 40 Projections volumétriques à rendu de surface dérivées du logiciel Dolphin 3D montrant la séquence d'identification des repères anatomiques
Periago & Farman, 2008 (208)*

Swennen & al, (255)(256)(254), ont proposé une méthode de céphalométrie 3D basée sur les voxels comme lien entre la céphalométrie conventionnelle et l'analyse 3D.

À partir d'un seul ensemble de données de tomographie informatisée (CT), des céphalogrammes latéraux et frontaux virtuels sont calculés et liés à des représentations de surface 3D des tissus durs et mous.

Ils ont développé cette approche qui permet le développement d'une référence céphalométrique 3D précise et reproductible et fournit une définition précise et fiable des tissus durs et mous céphalométriques 3D.

Procédure :

- Détermination des points Nasion et Sellae ;
- Détermination du plan Selle turcique-Nasion.

Le plan horizontal de référence utilisé n'est ni le plan de Francfort, ni le plan SN, il s'agit du plan de coupe horizontal (x) de référence qui passe par le point S mais est orienté de 6 degrés sous la ligne S-N, en référence au plan de Proffit. Ils construisent ensuite un repère cartésien orthonormé.

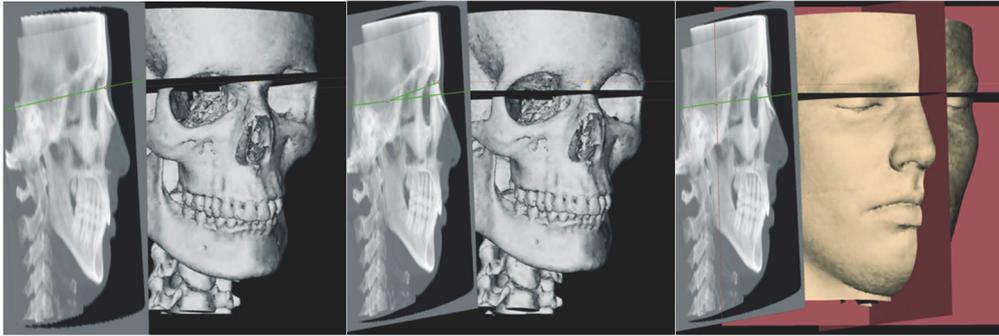


Fig. 41 Détermination du plan horizontal (x) et du système de référence (frontal : y et antéro-postérieur : z)
Swennen & al, 2006

Cette méthode utilise un total de 18 points de repères concernant les unités squelettiques de la face (front, nez, périorbite, milieu de la face et mandibule).

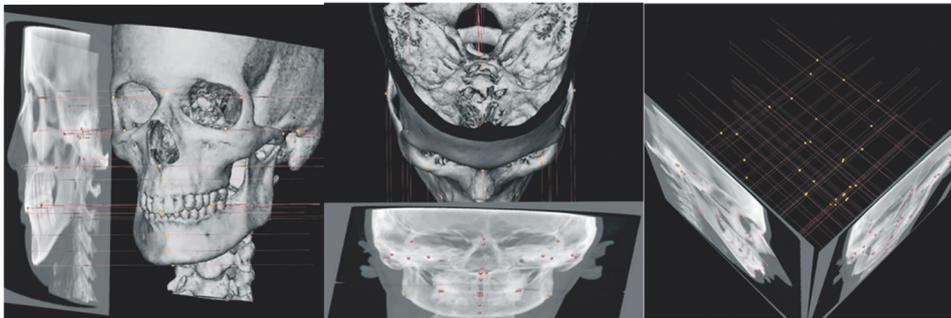


Fig. 42 Mise en place de repères céphalométriques 3D des tissus durs. Céphalogrammes latéraux et frontaux virtuels liés.
Swennen & al, 2006

Swennen et ses collaborateurs (256) utilisent un Scanner (CT scan), la définition des tissus mous est donc suffisamment précise pour qu'ils créent également des points céphalométriques cutanés. En revanche ceci n'est pas transposable à la technologie CBCT, en raison de la limitation de ses performances sur les tissus mous.

De plus l'exposition aux rayons irradiants conséquente qui en découle rend difficile à mettre en œuvre cette technique.

1.3.4. Exactitude et précision de la céphalométrie 3D.

Bien que l'approche topographique 3D de l'analyse de l'imagerie CBCT maxillo-faciale ait suscité un énorme intérêt, cette technique est sujette à des limitations et à des problèmes méthodologiques uniques.

Les mesures céphalométriques réalisées avec des images volumétriques à partir de CBCT, qu'il s'agisse de reconstructions multiplanaires, d'augmentation de coupe sagittale ou de mesures directement sur le rendu volumétrique, sont comparables aux mesures obtenues sur des céphalogrammes latéraux et sont représentatives des valeurs réelles (248).

1.3.4.1. Validité de la mesure issue de l'imagerie 3D

En effet, de très nombreuses études (*in vitro* par comparaison des valeurs au gold standard qui est la mesure directe sur crâne sec) ont été faites sur le sujet (270)(134)(143)(31)(271)(62) montrent que :

- Les mesures linéaires effectuées à partir d'un CBCT sont valables, reproductibles et significativement identiques aux valeurs réelles ;
- La variation de taille des voxels de 0,2 à 0,4 mm n'entraîne pas de changement significatif (ALADA) ;
- De plus, l'orientation du crâne pendant le balayage CBCT n'affecte pas les mesures.

1.3.4.2. Comparaison avec l'imagerie 2D : non infériorité de la 3D

Les études tendent aussi à comparer les mesures issues d'une acquisition 3D avec celles obtenues par imagerie conventionnelle 2D (comparaisons *in vitro* et *in vivo*) :

Tout d'abord elles démontrent que la céphalométrie 3D et ses mesures sont significativement comparables à celles issues de l'imagerie 2D (157)(139)(138)(269)(29).

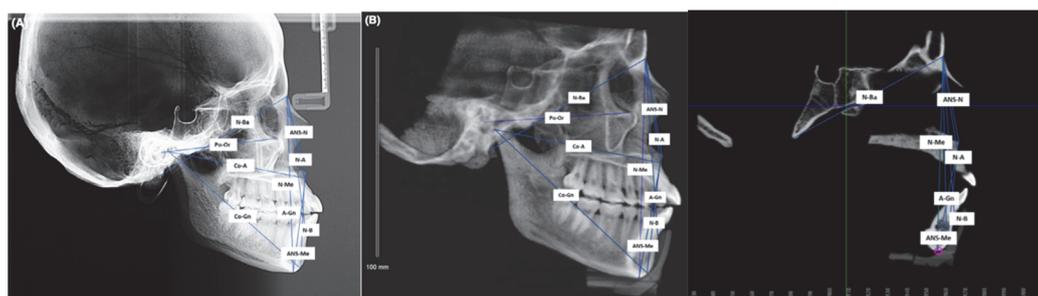


Fig. 43 Mesures effectuées de gauche à droite sur : téléradiographie de profil ; reconstruction sagittale ; coupe antéro-postérieure en mode MPR.
Barreto & al, 2020 (29)

1.3.4.3. Comparaison avec l'imagerie 2D : supériorité de la 3D

Ensuite, certaines études (185)(198)(96)(47)(191)(108)(213)(148)(70) démontrent la précision, la fiabilité des mesures linéaires à partir d'images 3D basées sur les données CBCT par rapport aux techniques 2D.

- Les mesures issues de la céphalométrie 2D ne peuvent pas être utilisées pour la mesure d'un objet tridimensionnel ;
- Les mesures en 3D en revanche sont les mesures les plus fiables et précises ;
- Les mesures en 3D ont donné lieu à une meilleure concordance et reproductibilité (variabilité intra et inter observateur) que celles en 2D ;
- L'utilisation de voxels de 0,4mm est recommandée car aussi précise.

1.3.5. Développement et consensus des points céphalométriques 3D

L'apport de l'imagerie 3D permet de supprimer les erreurs de superposition, de distorsion, de projection et de mesure, toutes liées à la technique bidimensionnelle, la dernière source d'erreur est donc l'identification des points céphalométriques.

Le principe d'un point de repère est d'être identifié de manière fiable.

Bien que la plupart des " anciens " repères 2D soient fiables pour les analyses céphalométriques 3D, des foramina nerveux spécifiques dans le maxillaire et la mandibule fournissent de meilleurs repères en imagerie 3D (foramen mentonnier et infra-orbitaire).

Elle peut ainsi exiger l'abandon de certains repères en 2D, car :

- Ils sont impossibles à transposer dans l'espace 3D : s'ils sont le centre de structures anatomiques définies sur le profil d'une radiographie spatiale (S : centre selle turcique) ;
- Ils sont définis par la superposition d'éléments radiologiques propre à la vue latérale 2D (Ar : articulaire).

En outre, il est normal qu'il y ait plus de points céphalométriques à identifier, car le même point de repère de référence est présent du côté droit et du côté gauche de la structure anatomique d'intérêt. Pour gagner du temps, il peut être nécessaire d'identifier un côté "représentatif" pour les patients symétriques ou de construire des points médians entre ces repères.

Les revues systématiques de Pittayapat (214), de Lisboa (151) et de Sam (227), démontrent toutefois une bonne fiabilité dans l'identification des repères céphalométriques 3D-CBCT. Cependant, pas tous les modes de visualisation ne se valent (92)(193)(156) :

- Le mode d'affichage MPR des images est plus fiable que le 3D simple lorsqu'on considère ces deux types de visualisation indépendamment ;
- Le MPR utilisé avec le rendu de surface 3D améliore également la précision du traçage pour certains points, mais il prend en moyenne deux fois plus de temps (113) ;
- Pour le rendu 3D, les mesures erronées peuvent être attribuées à l'utilisation inappropriée du seuillage de l'affichage de surface.

La transition de la céphalométrie 2D à la céphalométrie 3D nécessitera le développement et l'établissement de repères de référence 3D ayant une signification embryologique ou morphologique (110), actuellement, il n'y a pas de consensus sur les emplacements et les descriptions des repères céphalométriques 3D.

1.3.6. Diagnostic transversal et analyses 3D

Le traitement du sens transversal est une priorité en orthodontie, les incoordinations transversales des arcades sont fréquentes (249) et peuvent être la conséquence d'une endoalvéolie (anomalie dento-alvéolaire) ou d'une endognathie (anomalie squelettique de la base osseuse).

L'endognathie du maxillaire est une pathologie fréquemment rencontrée dans les populations de patients orthodontiques, elle est définie par le dictionnaire d'orthognatodontie de la SFODF, 2015 (1) comme une « dysmorphie caractérisée par l'insuffisance de développement transversal d'une mâchoire », ici en l'occurrence de l'os maxillaire.

Le diagnostic d'un défaut maxillaire transversal est évidemment avant tout clinique, cependant il est nécessaire d'utiliser des examens complémentaires associés, car il peut être biaisé par une difficulté à estimer l'inclinaison buccolinguale des racines des dents maxillaires pouvant masquer par compensation une véritable déficience transversale squelettique.

La téléradiographie de face présente les inconvénients de l'imagerie 2D (cf. partie III.1.1.2.2), et la littérature a démontré sa faible fiabilité (164).

Sawchuck & al (231) dans leur revue systématique concluent :

- Il a été démontré que le CBCT est plus fiable que la téléradiographie de face pour l'évaluation de la dimension transversale, d'un point de vue quantitatif et qualitatif (identification des points de repères et mesure linéaires et angulaires).
- Cependant, une normalisation supplémentaire de l'identification des structures, des processus de mesure et de l'orientation des images est nécessaire pour standardiser l'utilisation du CBCT.

Miner et al (182) proposent une analyse transversale incorporant des repères squelettiques et dentaires valides à partir du CBCT pour analyser la largeur du maxillaire, de la mandibule et l'inclinaison des premières molaires afin de quantifier les compensations. La fiabilité de cette méthode nouvellement proposée a été confirmée, cependant l'impact clinique reste à démontrer.

L'intérêt du CBCT dans la dimension transversale réside donc dans :

- Le diagnostic différentiel entre endo-alvéolie et endognathie : observer les axes dentaires et les axes des procès alvéolaires par rapport à l'os maxillaire (compensations) ;
- Le diagnostic de l'état sutural (cf. partie III.2.3) ;
- L'observation de la quantité d'os alvéolaire vestibulaire et de sa hauteur par rapport à la JEC ;

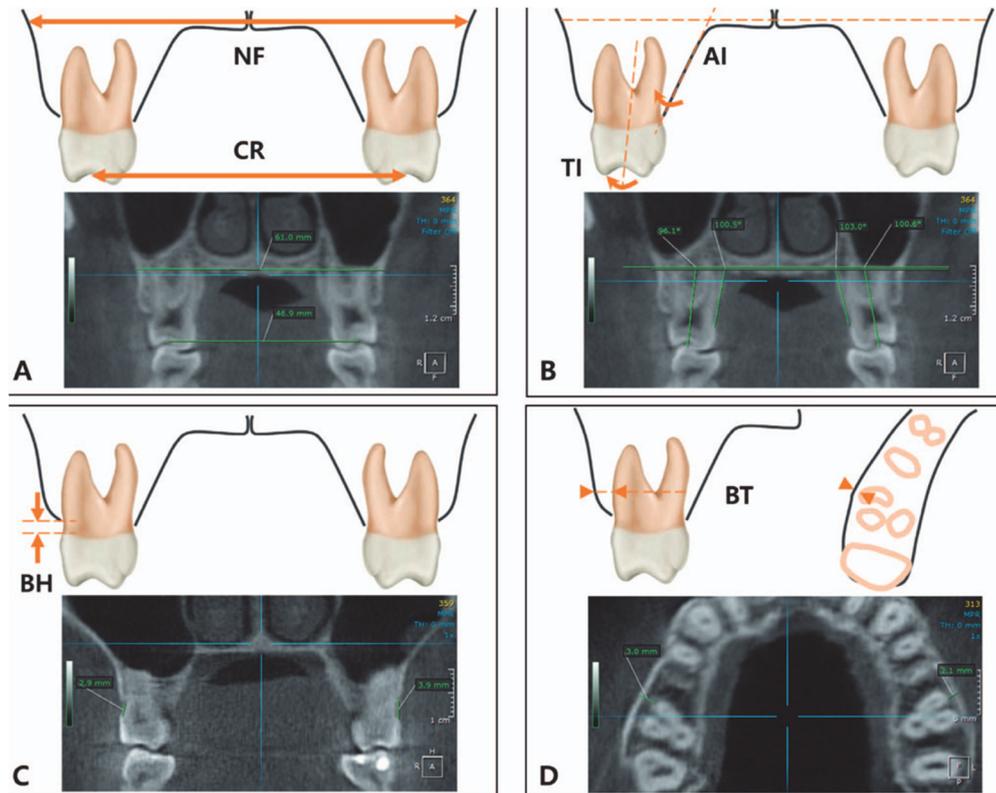


Fig. 44 Différentes mesures en (A) : NF, expansion du plancher nasal ; CR, expansion de la couronne, en (B) : TI, inclinaison de la dent ; AI, inclinaison alvéolaire ; en (C) : BH, perte de hauteur de l'os alvéolaire buccal et en (D) : BT, l'épaisseur de l'os alvéolaire buccal.
Moon & al, 2020 (184)

- L'indication d'une expansion maxillaire rapide orthopédique ou chirurgicale ;
- La quantification du résultat de l'expansion et ses éventuels effets indésirables.

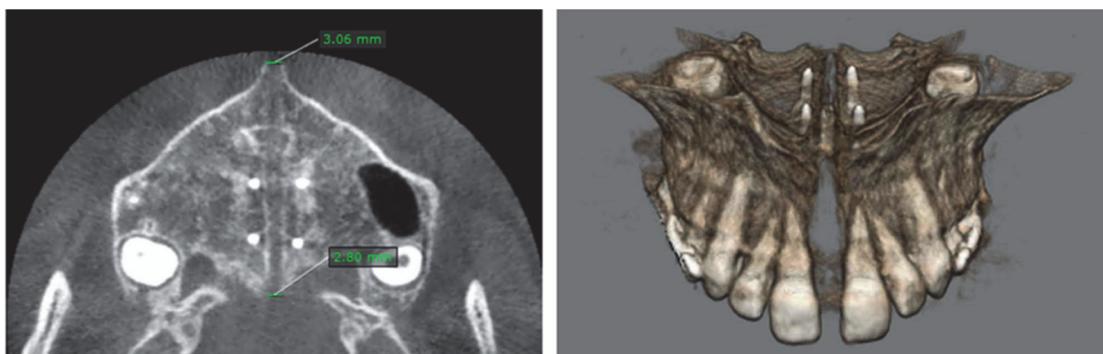


Fig. 45 Réévaluation CBCT post expansion.
Cantarella & al, 2020 (46)

1.3.7. Diagnostic des asymétries et analyses 3D

La plupart des individus présentent un certain degré d'asymétrie faciale.

Lorsqu'un traitement de cette asymétrie est indiqué (171) (perturbation occlusale, esthétique, fonctionnelle etc..) il est de notre ressort de la diagnostiquer convenablement afin de la corriger. Cependant, l'asymétrie faciale causée par des déséquilibres du squelette facial peut être camouflée par une compensation dentaire ou des tissus mous, et même par un changement de posture de la tête, rendant le diagnostic plus complexe, ce qui peut justifier une imagerie 3D.

La FFO inclue dans ses recommandations l'utilisation d'un CBCT grand champ plutôt qu'un scanner dans les cas d'asymétries squelettique.

La littérature prouve en outre que l'imagerie 3D est supérieure à la téléradiographie de face (27) dans les situations asymétriques.

En effet les mesures linéaires et angulaires de l'imagerie 3D ne sont pas affectées par les asymétries de posture grâce à la possibilité de réorienter le volume après son acquisition selon un plan de référence, ni par les asymétries structurales car chaque point bilatéral est déterminé unitairement (94).

Différentes analyses ont été proposées pour évaluer et quantifier les asymétries (26,160,171), comme par exemple l'analyse de Maeda (139) (cf. Fig. 46).

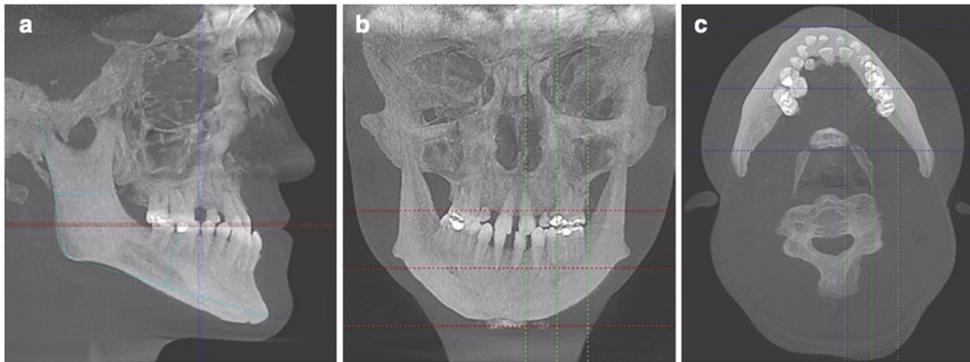


Fig. 46 Visualisation en mode MIP, d'un patient adulte présentant une rétrognathie maxillaire associée à une latéromandibulie droite entraînant une occlusion inversée antérieure et latérale droite. Maeda et al, 2006 (139)

Diagnostic des différents composants de complexe crânio-facial :

- Squelettique : évaluer les dysmorphoses basales par rapport à la référence crânienne.
- Alvéolaire : évaluer les compensations dento-alvéolaire à corriger pour un repositionnement optimal des bases osseuses et un engrenement dentaire associé.
- Tissus mous.

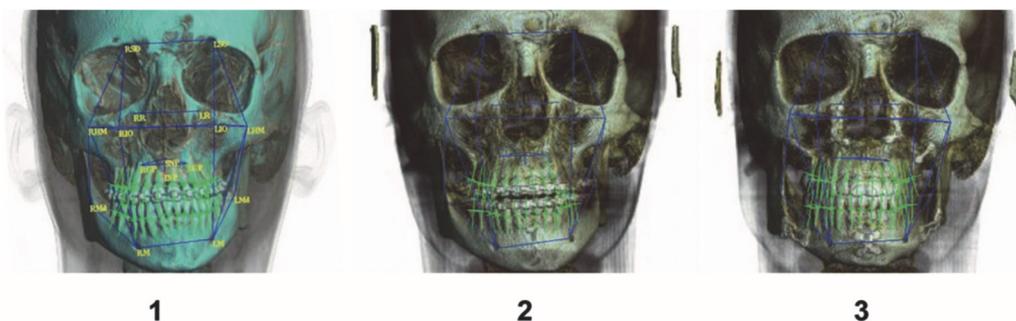


Fig. 47 Imagerie 3D diagnostique (1), pré-chirurgicale (2) et post-chirurgicale (3) Faure & al, (85)

L'intérêt réside donc dans un diagnostic plus précis, mais aussi dans la possibilité de planification et de prévisualisation du plan de traitement, pouvant aboutir sur de la chirurgie guidée (cf. partie IV.2).

1.3.8. Perspectives des analyses 3D

1.3.8.1. Évaluation faciale 3D basée sur le CBCT

L'esthétique d'un visage est l'expression d'une harmonie de l'ensemble des tissus mous du visage soutenus par les os, les dents, les muscles, etc.

Les tissus mous du visage doivent donc jouer un rôle important dans les plans de traitement orthodontiques, notamment en cas de chirurgie orthognathique, car l'apparence faciale n'est pas uniquement dépendante des paramètres orthodontiques habituellement étudiés en céphalométrie. De nombreuses analyses des tissus mous en 2D et 3D ont été proposées, dont celle de Farkas (289).



Fig. 48 Repères topographiques placés sur le visage d'un patient pour l'analyse proportionnelle de Farkas/Mayes. Images acquises sur un système 3dMD Vultus (3dMD, Atlanta, Georgia, USA) (110)

Les systèmes de stéréophotogrammétrie 3D comme le 3dMDTM®Cranial System, ou le système Vectra® M3 3D (107), sont désormais utilisés en orthodontie et en chirurgie orthognathique, à des fins cliniques et de recherche, pour le diagnostic, la simulation de la chirurgie et les comparaisons postopératoires (267).

Ces appareils permettent de capturer rapidement et instantanément des données en couleur de haute résolution sur le visage.

Ils offrent également un logiciel permettant d'effectuer des mesures précises ; d'évaluer ; de planifier le traitement ; de suivre les progrès et d'évaluer les résultats (analyse de comparaison des surfaces) à l'aide d'une localisation interactive des marques de terrain guidée par l'utilisateur.

Le CBCT seul présente un intérêt limité pour cette analyse car même si les rendus de surface CBCT des tissus mous non texturés peuvent être utilisés, ces données de surface manquent de précision par rapport à celles issues de la stéréophotogrammétrie, comme Metzger et al l'ont montré dans leur étude comparative (179).

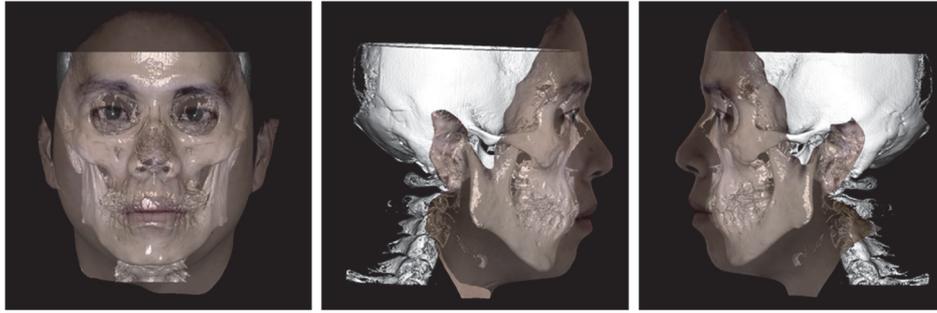


Fig. 49 Superposition des images issues du CBCT et photographies faciales 3D d'un sujet. La transparence des images a été ajustée pour que les images du CBCT soient visibles à travers la photographie faciale 3D. A, vue frontale ; B, latérale droite ; C, latérale gauche. Nahm et al. 2014 (188)

De ce fait, le CBCT est surtout utilisé en association à certains systèmes de stéréophotogrammétrie qui peuvent « mapper » ou se superposer aux données d'imagerie des rendus de surface CBCT (précision de superposition de 0,4 mm) (190)(188).

1.3.8.2. Intelligence artificielle et imagerie 3D (288)(119)(73):

Comme précédemment développé en partie 1.1.3, l'intelligence artificielle fait partie des évolutions futures de la céphalométrie.

Schwendicke & al, concluent dans leur méta analyse (240) et Dot & al (70) a comparé le deep-learning à des différents logiciels et à des opérateurs humains pour la détection de points de repère en 3D et a conclu que le deep learning était la méthode la plus précise.

Toutefois, compte tenu de la rareté des données, il est difficile de recommander fermement la méthode DL pour la détection de points de repère en 3D à l'heure actuelle.

1.4. Synthèse du CBCT et de la céphalométrie

La littérature rapporte bien que la céphalométrie tridimensionnelle est plus performante que celle issue de l'imagerie conventionnelle, et son intérêt dans les situations dysmorphiques ou asymétriques complexes n'est plus à prouver.

Cependant, l'utilisation et la recommandation du CBCT pour une analyse céphalométrique de routine passe impérativement par la réduction des doses d'irradiations, et le CBCT low-dose semble être sur le point de résoudre cette limitation. De plus, la standardisation des points de repères, des outils de mesures, des analyses tridimensionnelles et les avancées technologiques comme l'intelligence artificielle pourraient limiter les erreurs de positionnement et de mesures, tout en nous offrant un gain de temps.

Une autre perspective d'avenir est l'acquisition de données par la résonance magnétique, qui présente l'avantage de n'avoir aucun coût biologique, puisque sans rayons ionisants et qui semble être aussi reproductible et efficace que la céphalométrie 3D par CBCT (169).

Comme le conclut très bien le texte de la HAS 2009 : « quelle que soit la multiplicité des mesures, l'analyse céphalométrique reste le fruit d'un consensus a minima indispensable pour l'orthodontiste, le chirurgien maxillofacial, l'étudiant ou le chercheur ; chacun y trouve l'outil clinique, métrique, didactique ou prospectif qui lui convient à la condition de l'utiliser avec l'œil critique du scientifique empreint de doute en l'absence de tout autre instrument équivalent ». La céphalométrie doit donc rester une aide complémentaire à l'établissement de nos diagnostics et plan de traitement.

2. Dymorphoses : le cas des fentes labio-alvéolo-palatines

2.1. Rappel sur les FLAP

Les fentes labio-alvéolo-palatines représentent un ensemble complexe de malformations de la face. Il s'agit d'une des affections congénitales les plus fréquentes qui touche environ 1 enfant caucasien sur 800, et la difficulté de sa prise en charge débute dès les premiers mois de la vie du nourrisson (25).

Il existe une multitude d'atteintes morphologiques avec des étendues variables, ainsi une fente peut être labiale, labio-alvéolaire, labio-alvéolo-palatine ou palatine. La difficulté de compréhension de ces malformations est encore accentuée par le fait qu'elle peut être unilatérale ou bilatérale.

L'étiologie exacte est encore mal comprise, néanmoins durant ces dernières décennies les auteurs ont pu mettre en exergue un ensemble multifactoriel de causes pouvant intervenir dans la genèse de cette malformation faciale.

2.2. Prise en charge des FLAP (276)

La correction des FLAP nécessite une approche pluridisciplinaire prolongée dans le temps et en plusieurs étapes, par exemple selon le protocole Talmant (258) :

- 1^{er} temps chirurgical : la chirurgie primaire, consiste en la fermeture labio-narinaire et la fermeture du voile du palais à 6 mois ;
- En denture temporaire : l'intervention orthodontique intervient dès lors qu'une expansion palatine rapide est nécessaire à l'aide d'un Quad Helix ou d'un disjoncteur pour corriger les déficiences transversales à l'arcade maxillaire : largeur et relations normales avant l'âge de la dentition mixte ;
- Aux alentours de 5-6 ans, avec la fermeture de la fente gingivo-alvéolaire. La gingivo-périostéoplastie avec greffe d'os spongieux iliaque est ensuite réalisée afin de venir consolider le résultat transversal obtenu et fermer la fente résiduelle alvéolaire et gingivale (potentiellement associée à un repositionnement de la cloison nasale avec ou sans résection du cornet inférieur et d'éventuelles retouches labio-narinaires esthétiques ou fonctionnelles). Cette intervention doit être réalisée le plus précocement possible afin que les dents fassent leur éruption dans un os de qualité (95) ;
- A partir de 6 ans : le traitement orthodontique multibagues recentre les points médians et assure la gestion de l'occlusion dentaire et de l'espace de l'incisive latérale si elle est absente ;
- Interventions fonctionnelles et esthétiques secondaires durant l'adolescence.

2.3. Intérêt du CBCT

L'évaluation SEDENTEXCT (241) mentionne les fentes labio-alvéolo-palatines comme l'une des rares indications systématiquement justifiées d'utilisation du CBCT en orthodontie.

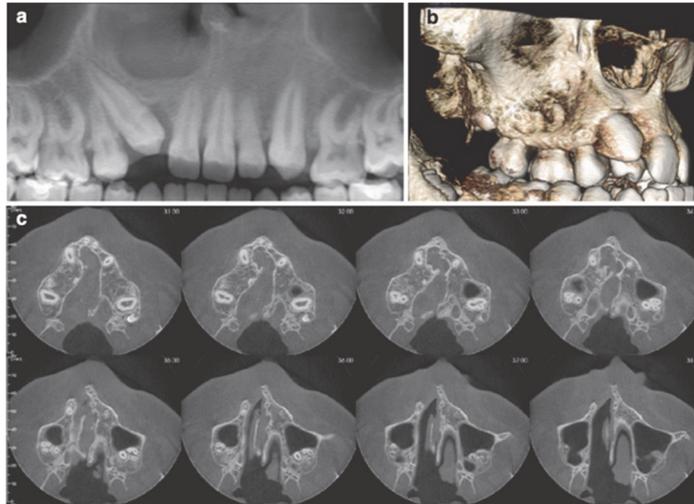


Fig. 50 Panoramique reconstruite (a), rendu de surface en vue latérale droit (b) et images axiales séquentielles (c) d'un patient présentant une hypoplasie maxillaire avec déficience transversale et fente unilatérale droite complète et une mésioposition du secteur droit.

Scarfe & al, 2018 (68)

Le CT-scan et le CBCT se sont avérés être des outils fiables pour déterminer le volume et la morphologie de l'os alvéolaire par rapport aux radiographies 2D (63), par conséquent, l'imagerie CBCT est la méthode privilégiée (273).

Le CBCT présente un intérêt dans les différentes étapes de la prise en charge de la FLAP, il est donc conseillé :

- Pour évaluer le défaut initial de la fente ;
- Avant un traitement orthodontique ;
- Avant et après une greffe osseuse alvéolaire secondaire.

2.3.1. Évaluation initiale de la fente et de la situation dentaire

Selon la revue systématique de Kuijpers (137), le CBCT permet de :

- Diagnostiquer et évaluer l'étendue de la fente ;
- Déterminer la numération dentaire (odontome et agénésie fréquents), une éventuelle anomalie de forme, de nombre ou une résorption radiculaire ;
- Évaluer la position des germes dentaires, ainsi que leur rapport à la fente alvéolaire ;
- Évaluer l'état de l'os alvéolaire dans les cas d'agénésie avec réouverture d'espace, si une restauration par implant dentaire est prévue.



*Fig. 51 Coupe axiale d'un patient atteint d'une FLAP bilatérale droite, agénésie de 22 et 23 dans la fente.
Projet DIMITRA, 2017 (199)*

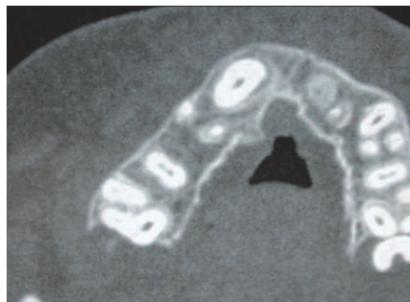
2.3.2. Évaluation du défaut osseux et du résultat post-greffe

L'imagerie pré-greffe a pour rôle de mettre en exergue :

- La taille et le volume du défaut osseux ;
- Les relations avec les autres structures anatomiques ;
- Les dents concernées.

Suomalainen & al, 2014 (253) ont proposé une évaluation du défaut osseux basée sur le CBCT, en fonction de la quantité d'os résiduel dans deux plans selon trois niveaux radiculaires des dents adjacentes : le tiers cervical, le tiers moyen et le tiers apical.

Le rendu volumique par CBCT est une méthode reproductible et pratique pour évaluer le volume de la fente alvéolaire **préopératoire** mais également pour évaluer le résultat de cette greffe (232).



*Fig. 52 Coupe axiale d'évaluation du volume alvéolaire, 4 ans après alvéoplastie précoce, on observe la migration de la canine dans le greffon.
Godenèche & al (95)*

2.3.2.1. Rôle dans la planification du traitement orthodontique

Une fois la greffe secondaire réalisée, un CBCT permet donc de s'assurer de la bonne cicatrisation du greffon.

Celui-ci ayant été réalisé, il peut aussi être utilisé à des fins orthodontiques :

- Analyse céphalométrique des dimensions antéro-postérieures et transversales des arcades ;
- Évaluation des asymétries ;
- Planification de l'approche orthodontique en fonction de la position des dents, de leur forme et rapport à la fente ;
- Planification de la prise en charge orthognathique si nécessaire.

2.4. Synthèse

En conclusion, les études montrent une bonne fiabilité des mesures obtenues avec le CBCT pour évaluer une fente labio-alvéolo-palatine et des structures telles que les canines et l'os alvéolaire adjacent à la fente, ainsi que pour planifier la prise en charge ortho-chirurgicale avec des greffes osseuses et en évaluer les résultats. C'est pourquoi cette imagerie est recommandée par le consortium SEDENTEXCT ainsi que par le projet d'imagerie dento-maxillo-faciale pédiatrique DIMITRA chez les patients atteints de FLAP .

3. Anomalies dentaires

3.1. Anomalies de position dentaire : dents incluses et ectopiques

3.1.1. Définitions et épidémiologie

En 2015, la SFSCMFCO (243) publie des recommandations de bonne pratique à propos de la gestion des canines incluses.

Voici tout d'abord quelques définitions :

- Une dent incluse est définie comme une dent retenue dans l'arcade maxillaire ou mandibulaire au-delà de la date d'éruption, entourée de son sac péri-coronaire et sans communication avec la cavité buccale (67) ;
- Une dent retenue est une dent immature non présente sur l'arcade à l'âge où elle aurait dû faire son éruption et qui peut devenir incluse en ayant achevé son édification radiculaire.

Parfois, la dent perd son potentiel éruptif même en l'absence d'obstacle physique : c'est une inclusion dite « primaire » en opposition à l'inclusion « secondaire » liée à un obstacle.

Prévalence : La canine maxillaire supérieure représente, après la troisième molaire mandibulaire, la dent la plus souvent incluse. Cependant, contrairement à la troisième molaire, la canine maxillaire est située dans une zone très exigeante, tant sur le plan esthétique que fonctionnel.

Sa fréquence d'inclusion est de 3% environ avec une prévalence plus importante chez les femmes que chez les hommes. L'inclusion est bilatérale dans 1 cas sur 10 en moyenne, et majoritairement palatine (79). En ce qui concerne les canines mandibulaires, la prévalence est cette fois-ci beaucoup plus faible, autour de 0,35% des cas.

Les dents incluses, en raison d'une prévalence relative sont donc une particularité clinique que tous les spécialistes sont amenés à traiter durant leur exercice.

3.1.2. Aide au diagnostic

3.1.2.1. Cahier des charges du diagnostic

La prise en charge d'une inclusion et/ou de ses complications doit se baser sur plusieurs éléments diagnostiques. En effet, la localisation la plus précise possible dans les trois dimensions de l'espace est importante, mais il est aussi indispensable de diagnostiquer d'éventuelles résorptions radiculaires associées sur les dents adjacentes avant d'établir le plan de traitement.

L'ensemble de ces informations contribuera à :

- Une procédure chirurgicale la moins invasive possible, avec un plus grand respect des structures environnantes (dents jouxtant l'inclusion, parodonte profond et marginal) ;
- Une optimisation des mouvements orthodontiques, avec un choix de trajet et de direction individualisés à la situation clinique ;
- Des choix thérapeutiques (avulsions, conservation etc...) en fonction de l'inclusion et de ses conséquences (difficulté de traction, résorption radiculaire associée...).

Selon Ong 1994, (200) dans 70% des cas, l'inspection et la palpation seules peuvent suffire à localiser la dent incluse, alors que dans 30% des cas, la radiographie est le seul moyen de la localiser de façon plus fiable.

3.1.2.2. Diagnostic clinique

Comme le rappellent Legall & al, (144) le diagnostic et la localisation d'une dent incluse est permis par :

- L'inspection qui s'intéresse aux anomalies de position des dents à proximité de la canine incluse ; pour Bassigny (30), toute vestibulo-version accentuée de l'incisive latérale doit faire suspecter une position vestibulaire de la canine incluse, le signe de Quintero étant un signe pathognomonique de l'inclusion canine ;
- La palpation de la région alvéolaire peut mettre en évidence une voussure de la fibromuqueuse anormale, dure, indolore et non dépressible. Cet examen est essentiel car l'inclusion palatine ou vestibulaire peut être objectivée par celle-ci. Il faut cependant rester vigilant car il peut s'agir d'un processus kystique ou tumoral avancé.

3.1.3. Les limites du 2D

Les limites des radiographies panoramiques sont bien connues, et peuvent toutes augmenter le risque de mauvaise interprétation (75). Elles comprennent notamment la distorsion des structures anatomiques, les erreurs de projection, les images floues et les imprécisions des structures complexes tridimensionnelles projetées sur un plan en 2D.

Plusieurs techniques radiographiques bidimensionnelles (2D) ont été utilisées pour le diagnostic différentiel de l'impaction canine, notamment les radiographies panoramiques, périapicales, occlusales et céphalométriques, ou une combinaison de ces approches (80).

Pour la radiographie panoramique, elle peut servir d'indicateur pour déterminer la position vestibulaire ou palatine des canines incluses lorsqu'elles se trouvent à un niveau vertical proche des couronnes ou de la partie radiculaire moyenne des dents adjacentes.

Cependant dès lors qu'elles se trouvent dans la zone apicale, elles ne permettent pas de déterminer leur position, selon Sudhakar & al (252).

Ngapal & al concluent quant à eux que la radiographie panoramique ne peut être utilisée comme seule radiographie pour une localisation fiable des canines maxillaires incluses, (187).

La technique de parallaxe a été également développée en combinant différentes radiographies 2D : deux radiographies périapicales intra-buccales avec différentes angulations, des radiographies périapicales avec des radiographies occlusales et radiographies panoramiques avec radiographies occlusales (168). Cependant, même si certains auteurs (53) trouvent une amélioration potentielle dans l'évaluation de l'emplacement de la canine et des risques encourus, la littérature n'est pas

unanime (150)(131) .

Enfin, la littérature (78)(8) conclue que l'imagerie 2D n'est pas un outil adéquat pour diagnostiquer les résorptions radiculaires associées.

3.1.4. Avantages de l'imagerie 3D

En ce qui concerne la détermination de l'emplacement des dents incluses : de nombreuses études ont comparé les performances du CBCT et de l'imagerie 2D (comprenant une radiographie panoramique, une téléradiographie de profil et les radiographies péri apicales disponibles avec différentes angulations).

Alqerban (7), Melsen (42), Haney (105), et Wriedt (279) ont tous montré une supériorité du CBCT dans l'évaluation de la position exacte des canines incluses.

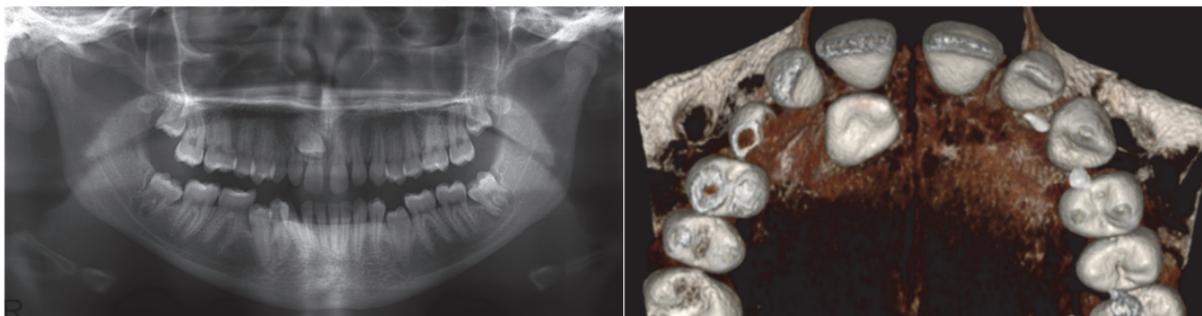


Fig. 53 Radiographie panoramique bidimensionnelle et rendu volumique 3D d'une jeune femme de 15 ans avec une canine maxillaire droite incluse.

Alqerban & al, 2013 (6)

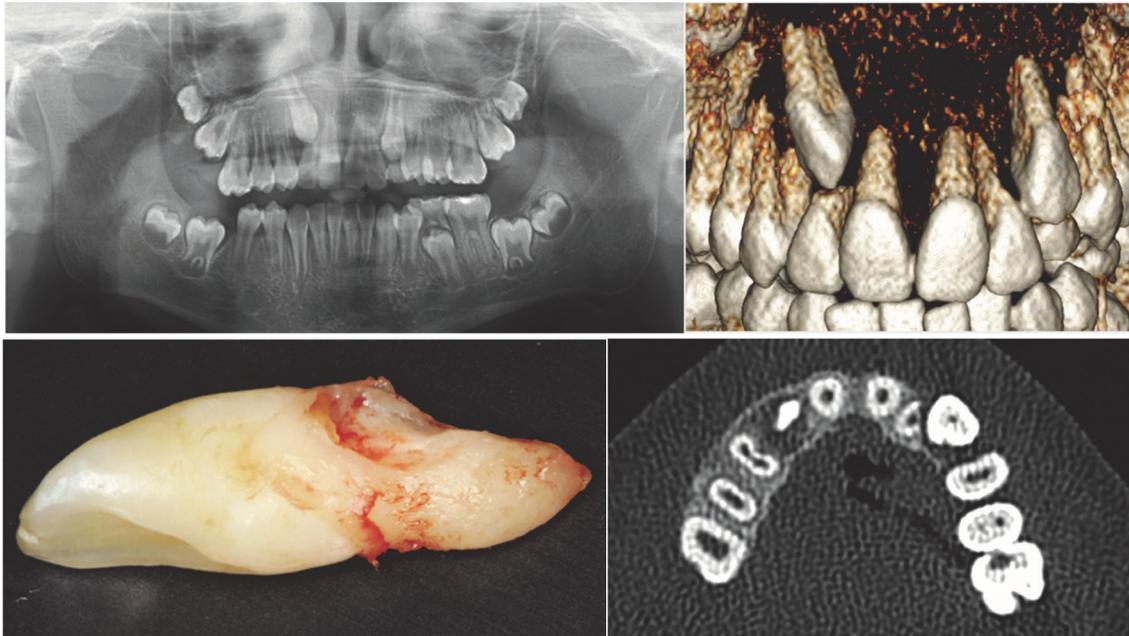
Outre la position, Alqerban (6)(8) montre l'imagerie 3D a également un impact sur :

- Un niveau de confiance significativement plus élevé du praticien dans le diagnostic et le plan de traitement basés sur des images 3D plutôt que dans ceux basés sur des images 2D ;
- Les résorptions radiculaires des incisives latérales ont été détectées plus souvent avec les images CBCT qu'avec les images 2D ;
- Les mesures linéaires de la largeur des couronnes, de la longueur des racines, et la distance entre l'apex de la canine et sa position idéale étaient significativement différents entre les deux modalités d'imagerie ;
- Relation de contact entre la canine et les dents adjacentes : l'imagerie 2D a tendance à sous évaluer les contacts ;
- Des modifications du plan de traitement chirurgical ont été apportées dans 79,5 % des cas lorsque des informations 3D ont été obtenues au lieu des seules informations panoramiques.

Il a été démontré que la proximité de la canine incluse par rapport aux incisives adjacentes est significativement corrélée à la résorption des incisives (152)(163), ce phénomène de résorption est assez courant . Oberoi & Knueppel (197) ont observé que l'incisive latérale adjacente présentait une résorption radiculaire légère dans 35,7%, modérée dans 14,2% et sévère dans 4% des cas.

Il est donc essentiel de bien évaluer la position initiale de la canine afin de ne pas induire de résorption lors de son déplacement, et de bien diagnostiquer ce phénomène de résorption face à son importante prévalence.

Dans le cas clinique ci-dessous, la résorption de la 12 est suspectée dès la visualisation de la radiographie panoramique. En revanche pour la dent 22, l'apport du rendu volumique et des coupes transversales a été essentiel dans le diagnostic de la résorption, et donc la modification de plan de traitement.



*Fig. 54 Intérêt du CBCT dans le diagnostic d'une résorption radiculaire sur la dent 22.
Le Gall & al, 2021 (144)*

3.1.5. L'indice KPG

Chung H. Kau & al (132) a mis au point l'indice KPG comme système de classification tridimensionnel des canines maxillaires incluses. Grâce aux images issues du CBCT d'une canine dans les plans X, Y et Z de l'espace, il attribue un score aux extrémités de la cuspide et de la racine en fonction de leurs déviations par rapport à la position « normale ».

- L'axe x de la localisation de la canine est la première dimension permettant d'évaluer la difficulté du traitement d'une canine incluse : pour cette évaluation une reconstitution panoramique est nécessaire.

Il y a cinq zones décrites pour la position de la pointe canine et de la racine qui sont chacune notées séparément, la valeur de cette dimension étant désignée dans la colonne X. Les zones 2 et 3 correspondent au fait que la pointe de la cuspide et la pointe de la racine sont situées dans la zone de l'incisive latérale ou de la première prémolaire, les dents immédiatement adjacentes à la canine. Les zones 4 et 5 correspondent à l'extrémité de la cuspide ou de la racine située dans la zone de l'incisive centrale ou de la deuxième prémolaire. Plus la pointe est éloignée de sa position normale, plus le chiffre est élevé.

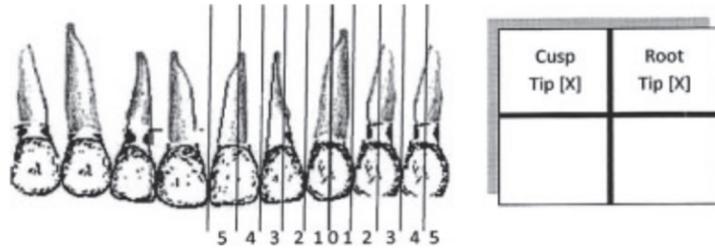


Fig. 55 Dimension antéro-postérieure (X) pour l'extrémité de la pointe canine et l'extrémité de la racine ; vue frontale.
Kau & al (132)

- L'axe Y de la localisation de la canine utilise la même vue panoramique, la hauteur de la pointe canine et celle de l'extrémité de la racine sont déterminées.

Pour la cuspide : si la pointe peut se trouver dans la région coronale (score 1), dans un plan horizontal avec le tiers cervical de la racine de l'incisive (score 2), avec le tiers moyen (score 3), avec le tiers apical (score 4), enfin la pointe de la cuspide peut être au-dessus de l'apex de l'incisive adjacente (score 5).

Étant donné que la pointe de la racine et la pointe de la cuspide se trouvent aux extrémités opposées de la dent, l'échelle pour l'emplacement de la pointe de la racine est presque directement opposée à celle de la pointe de la cuspide.

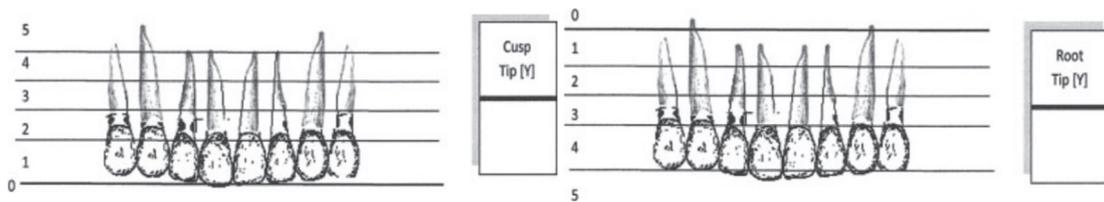


Fig. 56 Dimension verticale (Y) l'extrémité de la pointe canine et l'extrémité de la racine ; vue frontale. Kau & al (132)

- L'axe Z de la localisation de la canine utilise les vues axiales. Cette échelle utilise les distances mesurées perpendiculairement par incréments de 2 mm entre la pointe de la cuspide ou de la racine et la ligne courbe de l'arcade occlusale. Les divisions de l'échelle 0-5 sont basées uniquement sur la distance entre la pointe canine et l'arc de référence occlusal, contrairement aux deux autres vues, qui sont davantage basées sur la localisation anatomique.

Ainsi, pour un score 1, l'extrémité de la cuspide ou de la racine se trouve à une distance de 0 à 2,0 mm de l'arc occlusal au niveau vestibulaire ou lingual et pour un score 5 de plus de 8,0 mm.

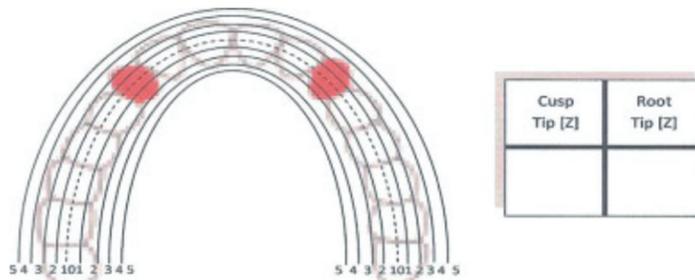


Fig. 57 Déviation de l'arcade occlusale (Z) ; vue axiale
Kau & al (132)

Après avoir déterminé un score dans les trois vues, le degré de difficulté du traitement est classé en trois catégories : simple, moyennement difficile et extrêmement difficile. Ces catégories sont déterminées par la somme de tous les scores pour chaque dent individuelle. Les scores compris entre 0 et 9 sont faciles, ceux compris entre 10 et 14 sont modérés, ceux compris entre 15 et 19 sont difficiles et ceux au-dessus de 20 sont extrêmement difficiles.

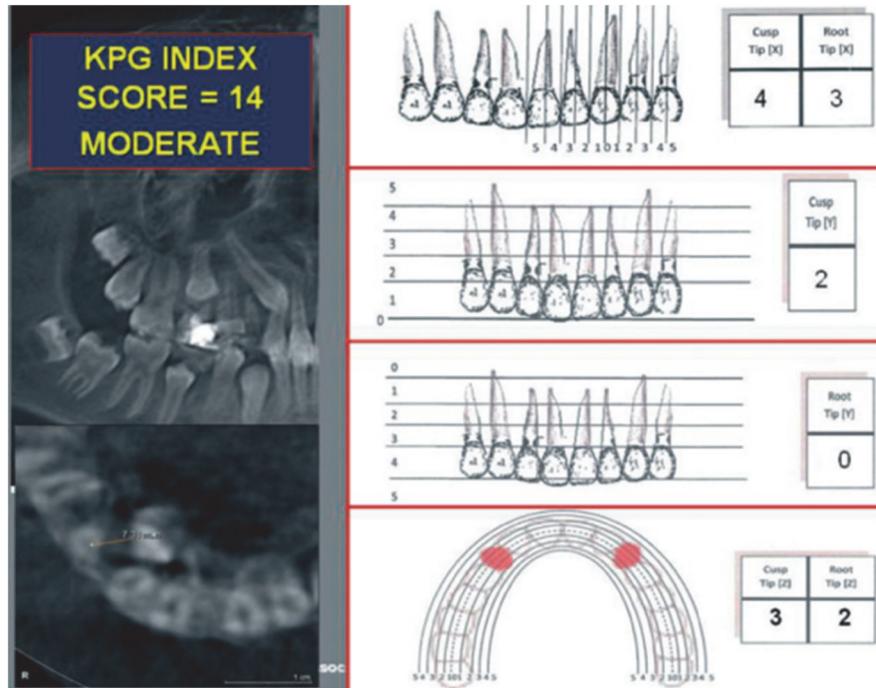


Fig. 58 Évaluation de l'indice KPG d'une canine présentant une impaction et dont le traitement est modérément difficile.

Kau & al (132)

Dalessandri & al (60) et San Martin (229) valident la fiabilité et la reproductibilité de cet index, avec une concordance intra- et inter-examineur presque parfaite.

Ils notent cependant que les résultats sont influencés par l'utilisation de différents logiciels pour l'évaluation des images.

La classification de la difficulté d'une canine incluse et l'estimation de la durée du traitement sont des aspects importants de la planification du traitement des canines incluses et l'indice KPG, peut permettre à l'orthodontiste de le faire avec une précision raisonnable.

3.1.6. Synthèse

Il est important de considérer les avantages du CBCT dans la localisation d'une dent incluse et son impact sur la prise en charge du patient.

Le traitement d'une canine incluse est influencé par sa position précise (angulation, axe, longueur et largeur), par le contact avec les dents adjacentes et la gravité d'une lésion radiculaire.

Tous ces paramètres sont significativement mieux déterminés par le CBCT par rapport aux images 2D et permettent aux cliniciens de déterminer le meilleur abord chirurgical et la direction de traction optimale pour éviter de léser les dents adjacentes.

En plus de l'intérêt médical évident de ce type d'imagerie, les reconstitutions tridimensionnelles fournissent au praticien un support de communication simple et didactique.

3.2. Anomalie de la morphologie dentaire

Les dents humaines, qu'elles soient normales ou supplémentaires, peuvent présenter des anomalies de forme, de nombre, de taille ou des altérations structurelles des tissus.

Bien que ces anomalies dentaires existent dans la population générale, elles sont beaucoup plus fréquentes chez les patients atteints de FLAP et de syndromes (199).

On peut citer comme anomalie de forme les affections suivantes (186) :

- Fusion (formule dentaire diminuée) ;
- Gémination (si complète, formule dentaire augmentée) ;
- Dilacération corono-radulaire ;
- Dent invaginatus ou evaginatus.

La littérature souligne la pertinence diagnostique des méthodes d'imagerie tridimensionnelle pour les anomalies dentaires (219,226), qui sont largement supérieures aux images 2D pour :

- Déterminer la forme de la dent ;
- Visualiser l'anatomie pulpaire ;
- Diagnostiquer une résorption radiculaire ;
- Préciser la position de la dent et ses rapports anatomiques avec les structures environnantes : dents adjacentes, os alvéolaire etc...

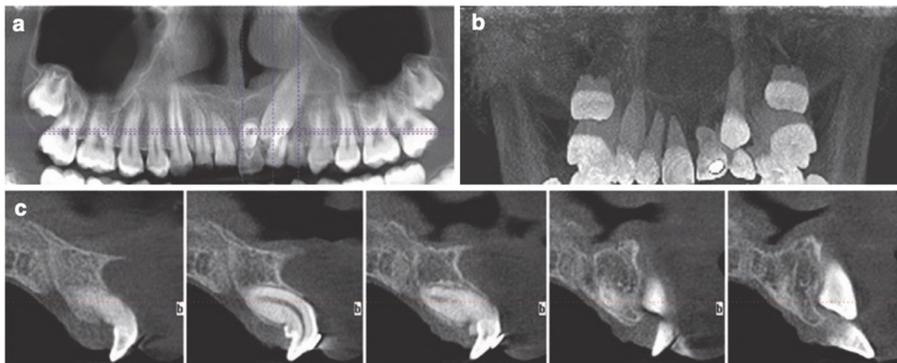


Fig. 59 Panoramième reconstituée (a), projection frontale à intensité maximale (b), et images séquentielles en coupes sagittales de 1 mm d'épaisseur (c) : l'imagerie explique l'échec du mouvement orthodontique de l'incisive centrale maxillaire gauche par le diagnostic d'une dilacération corono-radulaire sévère au milieu de la racine de cette dent empêche tout mouvement et alignement contrôlés.

Cependant, pour un gain réel par rapport aux radiographies conventionnelles, la résolution de l'image doit être élevée et par conséquent, le champ d'exploration limité à la zone d'intérêt.

Dans les cas d'affections syndromiques où de nombreuses anomalies dentaires peuvent être détectées dans les deux mâchoires d'un même enfant, des champs plus grands doivent être préférés lorsqu'une évaluation en 3-D est indispensable.



*Fig. 60 Coupe sagittale d'une dent invaginatus (dens in dente)
Projet DIMITRA, 2017 (189)*

4. Diagnostic sutural

4.1. Considérations anatomiques

Le maxillaire est appendu à la face, il présente de multiples sutures et appuis sur les structures adjacentes.

Comme l'ont démontré Lee & al, 2014 (145) la suture médio-palatine (SMP) est l'une des plus importantes régions de résistance à l'expansion du maxillaire, cependant les sutures qui circonscrivent celui-ci (sutures zygomatoco-maxillaire, ptérygo-maxillaire, fronto-maxillaire, ptérygo-palatine, orifice piriforme, piliers zygomatiques et jonctions ptérygoïdes) et ses appuis ont également un rôle (35,52)(135)(228).

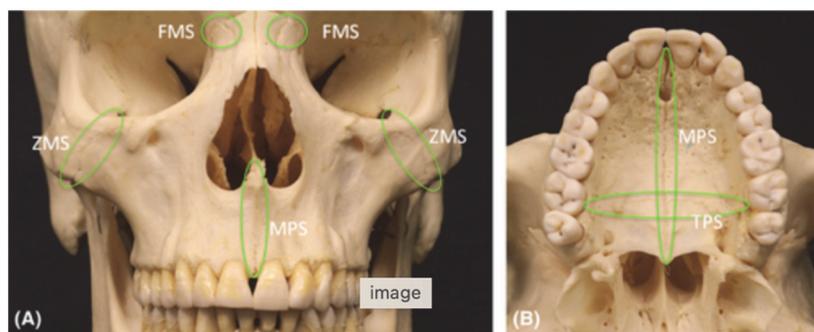


Fig. 61 Les différentes sutures du maxillaire, Angelieri & al, 2017 (16)

Priyadarshini & al, 2017 (216) ont établi que lors de l'expansion le déplacement du maxillaire est pyramidal :

- Son sommet est l'os nasal, la cavité nasale s'élargissant légèrement latéralement au niveau du plancher des fosses ;
- Sa base est l'os maxillaire, qui s'élargit de manière conséquente : les contraintes maximales ont été trouvées le long des sutures médio-palatine, ptérygo-maxillaire, naso-maxillaire et fronto-maxillaire.

Une fois le diagnostic d'endognathie établi, (cf. partie III.1.3.6) et la prise en charge de l'étiologie dysfonctionnelle assurée (prise en charge ORL, allergologue...), l'orthodontiste doit corriger la faible dimension transversale du maxillaire.

- En 1860 Angell (19) introduit le concept d'activation de la suture médio-palatine pour corriger l'endognathie ;
- Près d'un siècle plus tard, en 1961, Haas (102) démocratise l'expansion transversale orthopédique du maxillaire avec ses travaux.



*Fig. 62 Disjoncteur Hyrax.
Collection personnelle*

L'évaluation de la suture médio palatine avant le traitement est très importante, et le degré d'oblitération de cette suture détermine le type de traitement :

- L'expansion transversale orthodontique précoce (à l'aide d'un disjoncteur) est réalisable chez les patients dont la suture est encore modelable ;
- L'expansion maxillaire rapide chirurgicale ou assistée chirurgicalement devient le traitement de choix chez les patients plus âgés, après la fermeture suturale, une expansion orthopédique maxillaire conventionnelle est infructueuse, l'expansion ne s'exprimera qu'au niveau dentaire et alvéolaire, entraînant des compensations à un problème d'ordre squelettique.

4.2. Diagnostic de la suture médio-palatine

4.2.1. La suture d'un point de vue histologique

Pour diagnostiquer la variabilité individuelle de la fusion de la suture médio-palatine, le gold standard reste l'étude histologique (14).

En effet, Melsen s'interroge sur la croissance du palais dur en 1975, grâce à une étude histologique et micro-radiographique sur des coupes tissulaires de palais durs d'enfants entre 0 et 18 ans, elle a étudié l'activité cellulaire présente au niveau du maxillaire et de ses sutures (174)(176).

Pour la suture médio-palatine, elle propose après étude morphologique, une théorie de développement en 3 principales étapes, correspondants aux stades de croissance et de développement avancés par Bjork & Helm (39).

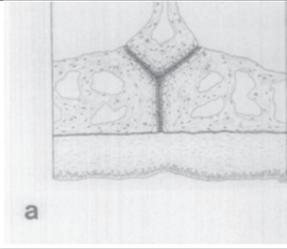
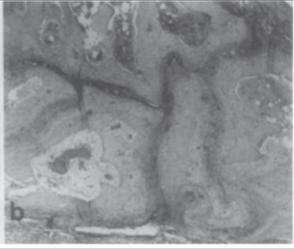
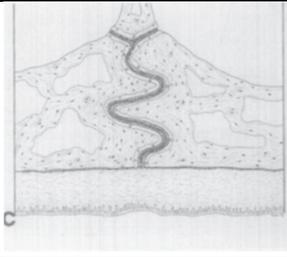
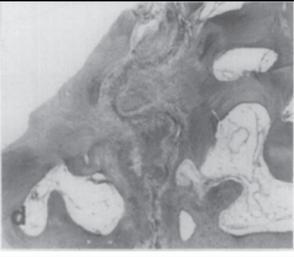
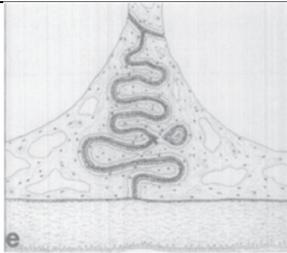
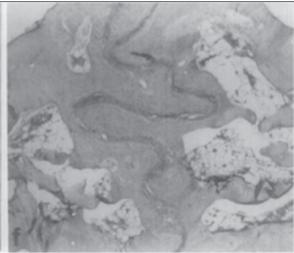
<p>Stade infantile (Moins de 10 ans)</p>	<p>Suture courte, large et en forme de Y, l'os vomer étant placé dans une rainure en V, entre les deux parties du maxillaire.</p>		
<p>Stade juvénile (10-13 ans)</p>	<p>Dans ce deuxième stade elle est plus sinueuse.</p>		
<p>Stade adolescent (13-14 ans)</p>	<p>La suture est caractérisée par un parcours tortueux avec une interdigitation croissante.</p>		

Fig. 63 Tableau recensant les différentes étapes du développement morphologique de la suture palatine, illustrations schématiques et coupes histologiques frontales.

Melsen, 1975 (174)

Lors du dernier stade, l'interdigitation est si forte qu'une séparation des deux moitiés du maxillaire n'est pas possible sans fracturer les processus interdigitaux.

De ce fait, Melsen avance que la croissance transverse palatine par le biais de la suture continue jusqu'à 16 ans chez les filles et 18 ans chez les garçons.

Or, on sait aujourd'hui grâce à d'autres études histologiques comme Persson & Thilander (210)(209), Melsen (138) et Knaup (133), que la suture présente une grande variabilité interindividuelle, et qu'il n'y a donc pas de concordance âge-civil/ état de la suture établi.

Le processus d'ossification dans la suture médio-palatine :

- Commence par des spicules osseux provenant des bords de la suture, ainsi que des "îles" (c'est-à-dire des masses de tissu acellulaire et de tissu calcifié irrégulier) au milieu de l'espace sutural ;
- La formation de spicules se produit à de nombreux endroits le long de la suture, leur nombre augmentant avec la maturation et formant de nombreuses zones festonnées proches les unes des autres et séparées à certains endroits par du tissu conjonctif ;
- Parallèlement, l'interdigitation augmente ;
- La fusion se produit plus tôt dans la zone postérieure de la suture, la progression de l'ossification se faisant de postérieure à antérieure, avec résorption de l'os cortical dans les extrémités suturales et formation d'os spongieux.

Knaup (133) observe de grandes variations entre les individus en ce qui concerne le début de la fermeture ainsi que l'avancement de la fermeture avec l'âge. Outre les variations du degré de fermeture entre les sutures, des variations existent également entre les différentes parties d'une même suture.

Persson et Thilander (210)(209), ont observé la fusion de la suture médio-palatine chez des sujets âgés dès 15 ans, en revanche, ils ont observé des patients de 54, et même de 71 ans ne présentant aucun signe de fusion de cette suture.

Korbmacher (135) observe des indices d'oblitération moyen avec une variation interindividuelle importante, généralement faible et non corrélé à l'âge chronologique. L'étendue de l'interdigitation est également indépendante de l'âge.

Ces résultats indiquent que la variabilité des stades de développement de la fusion de la suture médio-palatine n'est pas directement liée à l'âge chronologique, en particulier chez les jeunes adultes.

4.2.2. Méthodes diagnostiques de la suture médio-palatine

Dès lors, il revient aux orthodontistes de trouver une méthode de diagnostic de l'état sutural, qui orientera la prise en charge de l'endomaxillie. Une revue systématique de littérature réalisée par Isfeld & al en 2017 (124) conclut qu'actuellement il n'existe pas de méthode non irradiante pour évaluer l'état de maturation de la suture :

- Revelo et Fishman ont proposé en 1994 d'évaluer la morphologie de la suture médio-palatine à l'aide de radiographies occlusales avant le traitement par RME (221) ;
Cependant, les radiographies occlusales ne sont pas fiables pour analyser la morphologie de la suture médio-palatine car le vomer et les structures du nez externe recouvrent la zone médio-palatine et pourraient donc conduire à de fausses interprétations radiographiques de la fusion de la suture médio-palatine ;
- Hahn, dans une étude sur les animaux, a commencé à introduire l'imagerie 3D par tomographie informatisée (CT) multi-coupes comme alternative aux radiographies occlusales pour accéder à la maturation de la suture palatine moyenne (103) ;
- Certains auteurs ont utilisés le CBCT afin d'étudier la suture palatine, comme Ribeiro (222), Rungcharassaeng (224) ou encore Moon (184) mais à des fins comparatives de l'état de la suture et des inclinaisons dentaires pré et post- expansion.

Avec le CBCT, il est possible de visualiser la suture médio-palatine *in vivo* sans aucune structure anatomique superposée, ce qui peut permettre de développer une évaluation qualitative ou quantitative de la maturation de la suture médio-palatine pour aider à décider si une expansion maxillaire conventionnelle ou assistée chirurgicalement est plus appropriée.

4.2.3. Classification d'Angelieri : évaluation suturale qualitative par CBCT

4.2.3.1. Présentation de la classification (16)(14)(15)

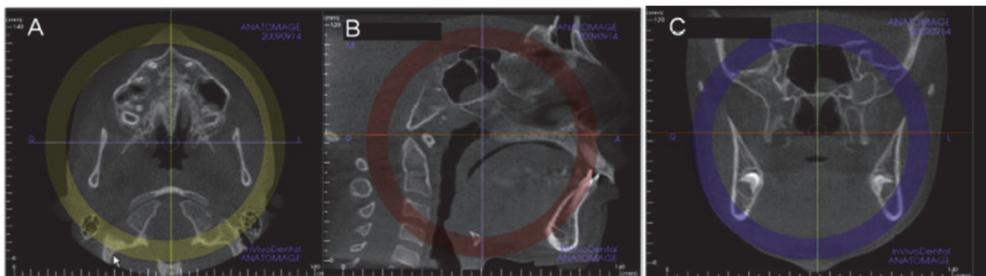
En 2013, Fernanda Angelieri propose suite à son étude (14) sur 140 CBCT de patients âgés de 5,6 à 58,4 ans, une classification basée sur l'imagerie 3D pour l'évaluation individuelle de la morphologie de la suture palatine, les méthodes histologiques étant évidemment impossibles in vivo, et l'imagerie 2D ayant montré ses limites.

L'objectif de cette étude était de présenter une nouvelle méthode de classification par stade pour l'évaluation individuelle de la morphologie de la suture médio-palatine, chaque stade étant associé à un pronostic de prise en charge de la dimension transversale.

Le mode opératoire comprend trois principales étapes :

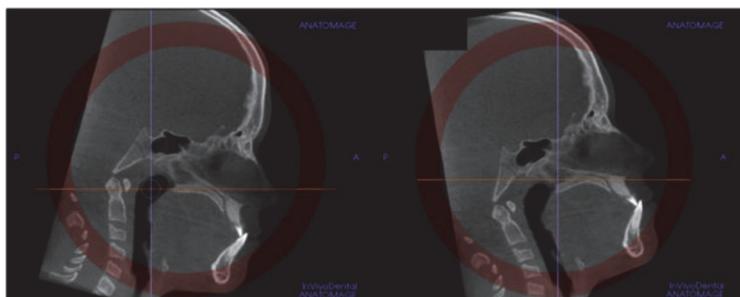
- 1- Le positionnement : Il faut bien positionner la tête du patient dans les 3 plans de l'espace (cf. Fig. 64 A, B & C)
 - Dans le plan antéro-postérieur, le palais est placé parallèle à la coupe transversale ;
 - Dans le plan frontal, le palais est placé parallèle à la coupe transversale.
- 2- Le choix de la coupe : l'impératif de cette classification est de désigner la bonne coupe transversale (axiale) qui va être utilisée pour l'évaluation du stade sutural.

Dans le plan antéro-postérieur, la coupe transversale médiane dans la dimension supéro-inférieure est celle retenue (cf. Fig. 64 B).



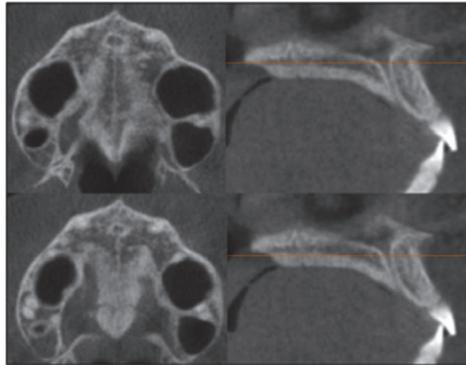
*Fig. 64 Standardisation de la position de la tête et détermination de la coupe axiale
Angelieri & Al 2013 (14)*

Pour les sujets présentant un palais incurvé (défini comme un palais où les portions antérieures et postérieures ne sont pas visualisables sur une même coupe), deux coupes axiales sont alors déterminées pour les régions antérieures et postérieures. (Cf. Fig 65)



*Fig. 65 Standardisation de la position de la tête et détermination de la coupe axiale
chez les sujets au palais incurvé
Angelieri & al 2013 (14)*

Un palais épais est défini comme un palais où la suture médio-palatine peut être évaluée sur plus de trois coupes axiales, (orale, centrale et nasale) . Pour ces sujets, le palais doit être évalué sur les deux coupes les plus centrales.



*Fig. 66 Pour les sujets au palais profond.
Angelier & al 2013 (14)*

3 - La détermination du stade de maturation :

- Au stade A, la suture est une ligne droite de haute densité, avec peu ou pas d'interdigitations.



*Fig. 67 Stade A selon Angelier & al 2013 (14),
Collection personnelle, logiciel HOROS.*

- Au stade B, la suture prend une forme irrégulière et apparaît comme une ligne festonnée de haute densité. Dans ce stade, la suture peut présenter de petites zones où l'on observe deux lignes parallèles, festonnées, de haute densité, proches l'une de l'autre et séparées par de petits espaces de faible densité



*Fig. 68 Stade B selon Angelier & al 2013 (14),,
Collection personnelle, logiciel HOROS.*

- Au stade C, la suture médio-palatine apparaît comme deux lignes parallèles festonnées de haute densité et séparées par des espaces de faible densité dans les os maxillaire et palatin. (Entre le foramen incisif et la suture palatine transverse et en arrière de l'os palatin). La suture peut être à motif droits ou irréguliers.

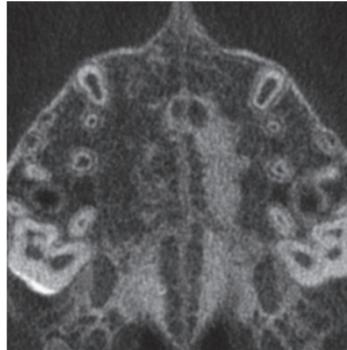


Fig. 69 Stade C selon Angelieri & al, (16)

- La maturation et donc la fermeture de la suture palatine se fait de la partie postérieure vers la partie antérieure, ainsi, au stade D dans l'os palatin la suture n'est plus visible, et la densité osseuse est augmentée par rapport à l'os maxillaire. En revanche dans la partie plus antérieure (maxillaire) de la suture, la fusion n'a pas encore eu lieu et la suture est toujours visible sous la forme de deux lignes de haute densité séparées par de petits espaces de basse densité.



*Fig. 70 Stade D selon Angelieri & al 2013 (14)
Collection personnelle, logiciel Horos.*

- Pour finir, au stade E la fusion de la suture médio-palatine a aussi eu lieu dans la partie maxillaire, celle-ci n'est donc au moins en partie plus visible. La densité osseuse est la même dans tout le reste du palais.



Fig. 71 Stade E selon Angelieri & Al, (16)

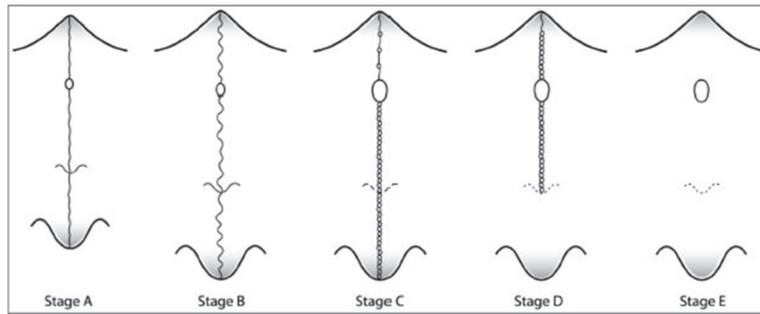


Fig. 72 Représentation schématique des stades de maturation
Angelieri & al 2013 (14)

Un arbre décisionnel est proposé afin de guider et de simplifier la démarche de l'examineur :

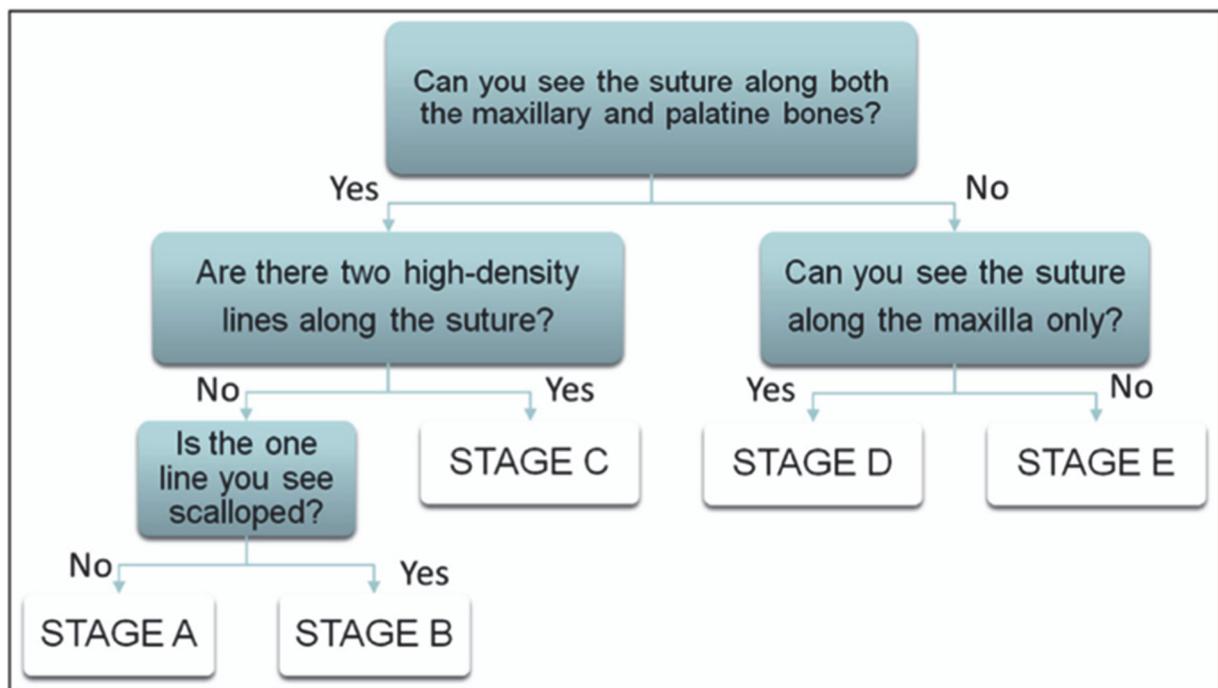


Fig. 73 Arbre décisionnel pour classifier la maturation d'une suture palatine
Angelieri & Al 2013 (14)

- Aux stades A et B, il n'y a pas de résistance à l'expansion maxillaire rapide conventionnelle ;
- Au stade C, malgré la résistance suturale accrue, l'expansion sans intervention chirurgicale est encore possible. Cette procédure doit être engagée immédiatement, car le début de la fusion de la partie palatine de la suture médio-palatine pourrait être imminent ;
- Au stade D et E, la fusion des parties palatine (stade D) et palatine et maxillaire (stade E) de la suture médio-palatine entrave les forces expansives : ces situations cliniques nécessitent une expansion assistée chirurgicalement.

Lorsque les patients sont au stade D, il est possible de visualiser le diastème inter incisif, même si aucun élargissement du palais ne s'est produit dans sa partie postérieure.

4.2.3.2. Validité de la classification d'Angelieri

Cette évaluation est considérée comme une « vérité de terrain » ou plutôt « vérité clinique ».

Le consensus d'une interprétation radiographique ne doit pas être considéré comme un gold standard (cela nécessiterait un examen histologique ou une tomographie micro compactée).

Cette classification est donc établie uniquement sur l'étude d'imagerie 3D et sans confrontation avec le gold standard.

Selon ses auteurs, cette classification est valable et reproductible, Angelieri & al (14,16) présentent des valeurs de coefficients de corrélation kappa de 0,75 à 0,79 (I-C 95%) de reproductibilité intra- et inter-examineur avec une concordance substantielle, ainsi qu'une quasi parfaite reproductibilité des examinateurs avec la « vérité clinique » préétablie.

En appliquant cette classification qualitative, certaines études comme celle de Jimenez-Valdivia & al (129) valident sa méthodologie et sa reproductibilité intra et inter observateur.

Chancala & al (54) obtiennent également une très bonne reproductibilité intra-examineur et inter-examineur, avec 0,83 et 0,78 de coefficient kappa, respectivement et concluent à l'applicabilité de la classification d'Angelieri dans la population indienne. Toutefois, ils utilisent des données issues de CT-scan, avec une qualité et une irradiation nettement supérieure à celles que l'on obtient avec un CBCT low-dose actuellement recommandé (64).

Reis & al, 2020 (219) recueillent une bonne concordance substantielle intra examineur, mais ils n'ont qu'un seul examineur, tout comme Samra & al 2018 (228) qui obtiennent une très bonne reproductibilité intra examineur, mais ne testent pas non plus la concordance inter examineur dans leur étude. Ces derniers concluent également que cette classification nécessite un gros travail d'apprentissage.

Enfin, Isfeld & al en 2019 (123) décrivent une bonne reproductibilité intra examineur mais une faible concordance inter-examineur. L'apprentissage de cette classification est donc primordial et elle n'est pas applicable facilement par n'importe quel praticien.

Cette méthode de classification de l'état de la suture palatine présente donc un grand intérêt clinique et l'énorme avantage de ne pas varier entre les différentes machines CBCT mais également de nombreuses limitations, comme l'absence d'étalon d'or histologique, le choix subjectif de la coupe axiale de référence, une grande dépendance à la qualité du CBCT ainsi qu'à la taille des voxels et un besoin de calibrage de l'examineur important.

4.2.4. Évaluation CBCT quantitative de la suture palatine

4.2.4.1. Présentation de la classification de Grünheid

Grünheid & al (97) proposent en 2017 une évaluation quantitative de la suture, en se basant sur le ratio de densité de la zone osseuse autour de la suture médio-palatine, par rapport à deux autres zones références.

Son protocole est en partie identique à celui d'Angelieri, il faut déterminer une coupe axiale de référence sur laquelle observer la suture :

- 1^{ère} étape : orientation de la tête (cf. partie III.2.3.2.3.1) ;
- 2^{ème} étape : choix de la coupe axiale (cf. partie III.2.3.2.3.1) ;
- 3^{ème} étape : déterminer le rapport de densité de la suture médio-palatine.

Des mesures de densité de gris sont alors effectuées sur des tranches de 0,3 mm à l'aide du logiciel Invivo5.

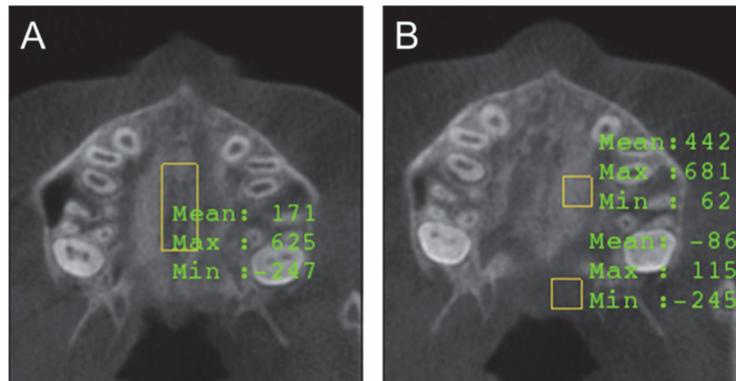


Fig. 74 Zones utilisées pour déterminer les valeurs moyennes de densité de gris.
Grünheid & al (97)

Le logiciel attribue à chaque voxel une valeur de densité de gris sur une échelle spécifique à la machine et aux paramètres d'exposition.

Les valeurs moyennes de densité de gris ont été déterminées pour des régions définies :

- Autour de la suture, zone GD_s, la densité de gris de la suture a été déterminée dans un rectangle de 6 mm de large centré sur la suture médio-palatine, de la face distale du foramen incisif à la face distale de la couronne de la première molaire ;
- Le palais mou, zone GD_{sp} : sa densité est déterminée dans une portion de 4 x 4 mm représentant le palais mou ;
- Le procès palatin de l'os maxillaire, la densité dans la zone GD_{ppm} est déterminée dans une portion corticale de 4 x 4 mm du procès palatin du maxillaire.

Les valeurs moyennes de densité de gris sont utilisées pour calculer le rapport de densité de la suture médio-palatine (MPSD) par l'équation suivante :

$$MPSD \text{ ratio} = \frac{GD_s - GD_{sp}}{GD_{ppm} - GD_{sp}}$$

Ce rapport varie de 0 à 1, plus le ratio tend vers 0, plus cela indique que la région de la suture est similaire en densité au palais mou et donc peu minéralisée.

A l'inverse, des valeurs proches de 1 indiquent que la région de suture est proche en densité du procès palatin du maxillaire et donc plus calcifiée.

En effet dans la période infantile, la suture est un large espace entre les deux portions de l'os maxillaire, et elle est remplie de tissu conjonctif. Comme ce tissu n'est pas minéralisé il est radio-transparent, la zone de la suture est donc équivalente en valeur d'échelle de gris au tissu du palais mou, et le rapport de densité de la suture médio-palatine est proche de 0.

Au fur et à mesure que la maturation progresse, des spicules osseux commencent à se former sur les bords de la suture, ce qui donne un mélange de tissu conjonctif non minéralisé et d'os minéralisé.

En conséquence, le rapport de densité de la suture médio-palatine augmente tout au long du processus de maturation.

À l'adolescence, les spicules osseux deviennent de plus en plus interdigités et la zone de suture se calcifie à un degré similaire à celui de l'os cortical, ce qui donne un rapport de densité de la suture médio-palatine proche de 1.

4.2.4.2. Intérêt de cette classification

Malgré l'absence de corrélation ou de mise en relation de cette classification avec un gold standard histologique, Grünheid & al ont tout de même prouvé que le rapport de densité de la suture médio-palatine peut être utilisé comme un élément de pronostic valable de la réponse squelettique au traitement par disjonction rapide conventionnelle.

Il existe une association linéaire négative statistiquement significative entre la réponse squelettique mesurée au niveau des foramina grand palatin et le ratio de densité de suture médio-palatine (MPSD). Celle-ci peut être représentée par l'équation de régression linéaire des moindres carrés suivante :

$$GPFp = - 0.60 \times MPSD \text{ ratio} + 0.50$$

Cette formule pourrait prévoir la réponse squelettique au long terme en cas de disjonction conventionnelle à partir du CBCT de pré traitement et de l'indice de densité sutural.

4.2.4.3. Validité de cette classification

Le rapport de densité est ainsi un prédicteur fiable et plus utile que l'âge chronologique, le CVM ou le stade de maturation de la suture médio-palatine, qui n'ont selon Grünheid aucune corrélation significative avec l'ampleur de l'expansion squelettique.

Il s'agit d'une méthode très reproductible : les mesures de la valeur de densité avaient un ICC moyen de 0,998.

Ces résultats sont confirmés par Colonna & al, 2021 (57) qui valident l'utilisation d'une seule zone pour évaluer la densité de la suture, et obtiennent une très bonne reproductibilité des mesures. En revanche, eux trouvent une corrélation entre le stade de maturation d'Angelieri et les ratios de densité, tout comme Samra & al 2018 (228).

Cependant, récemment une étude prospective publiée en février 2022 (74) trouve une faible voire insignifiante corrélation entre le ratio de densité de la suture palatine et les effets squelettiques, de nouvelles études doivent donc venir confirmer ou infirmer la validité de cette classification.

Samra affirme qu'en l'absence de coefficients d'atténuation normalisés (comme le Hounsfield en CT-Scan) dans les images CBCT, l'évaluation quantitative reste compliquée, alors que la classification d'Angelieri est une méthode simple et un paramètre fiable pour la décision clinique, de plus elle a l'énorme avantage de ne pas varier entre les différentes machines CBCT (99) .

Il est selon eux difficile de comparer les MPSD prélevés sur différents CBCT ou traités par des logiciels différents, de plus il est délicat de se baser uniquement sur des chiffres pour passer de la RME à la SARME.

Cependant étant donné qu'il s'agit de comparer des ratios et non des valeurs absolues, cette limitation n'est pas réellement problématique, de plus de nombreuses études cherchent à déterminer un analogue du Hounsfield en technologie CBCT car le coefficient d'atténuation linéaire persiste dans le CBCT (99).

4.3. Diagnostic de la suture zygomaxillaire

Comme pour l'expansion transversale palatine, le paramètre clinique permettant de déterminer le meilleur moment pour la protraction maxillaire à l'aide du protocole du masque facial a longtemps été l'âge chronologique.

Cependant, différents âges ont été proposés, certains auteurs recommandant un traitement jusqu'à 9 ans maximum comme Proffit (217) ou d'autres comme Franchi & Bacetti (90) fixent comme limite la puberté.

En revanche, d'autres études n'ont pas identifié de différences de réponse en fonction de l'âge chronologique (17).

La suture zygomaxillaire est orientée dans la direction du système de force utilisé dans la protraction maxillaire, une évaluation individuelle du niveau de maturation de celle-ci serait donc un moyen d'évaluer la réponse potentielle de croissance aux forces de protraction maxillaire chez les patients de classe III.

4.3.1. Évaluation qualitative de la suture zygomaxillaire selon Angelieri

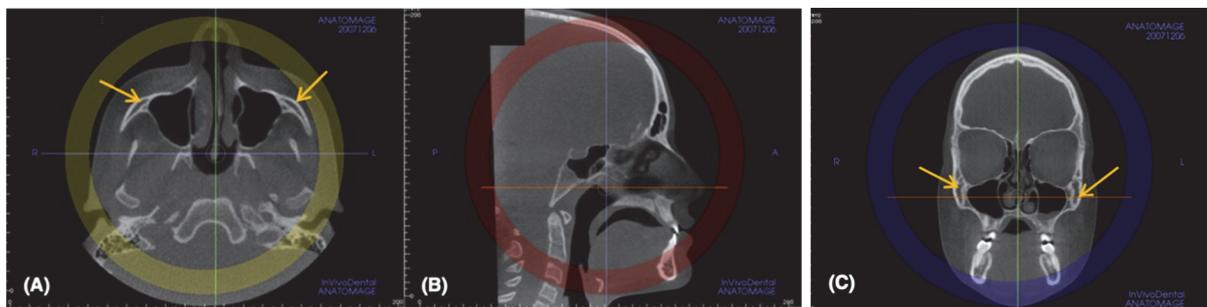
A l'aide de l'imagerie CBCT, Angelieri propose une évaluation qualitative de la maturation de la suture zygomaxillaire (17,18), dans laquelle 5 stades sont décrits.

4.3.1.1. Protocole de détermination du stade sutural

Après réorientation du volume obtenu, il faut déterminer la coupe d'observation de la suture, il s'agit d'une coupe sagittale réorientée.

Tout d'abord :

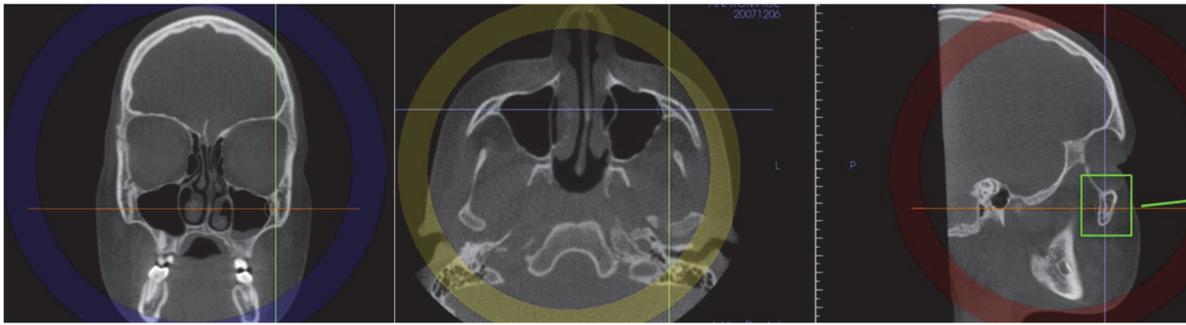
- En vue sagittale, le curseur horizontal (ligne orange) a été placé à l'extrémité du nez parallèlement au plan palatin (cf. Fig. 75 (B)) ;
- Dans cette coupe inféro-supérieure déterminée sagittalement, la vue axiale affiche alors une partie des ZMS obliques bilatéralement (cf. Fig. 75 (A)) ;
- Le curseur antéro-postérieur (ligne violette) a ensuite été positionné transversalement à travers les ZMS de manière bilatérale, cela permet de visualiser les ZMS également en vue coronale (cf. Fig. 75 (C)).



*Fig. 75 Visualisation de la ZMS sur les coupes axiale et coronale.
Angelieri & al, 2017 (17).*

Pour observer au mieux la suture, il faut déplacer le plan sagittal représenté par une ligne verticale dans la vue coronale, le long de la ZMS.

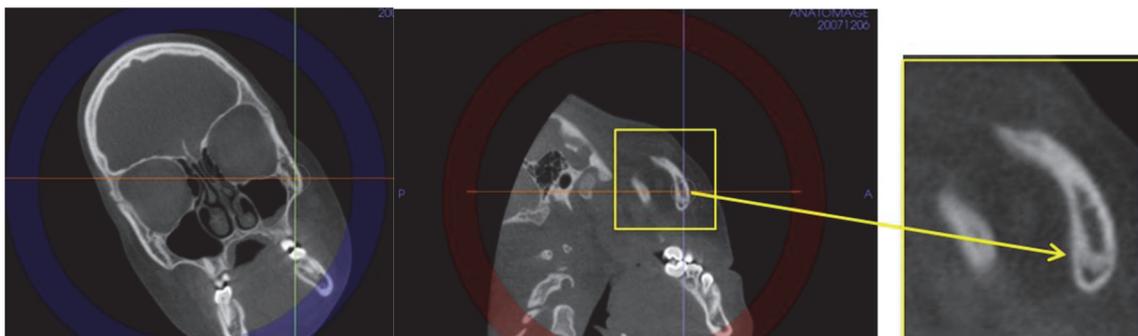
Cela permet de visualiser la suture dans toutes les vues (cf. Fig. 76).



*Fig. 76 Visualisation de la ZMS sur les coupes sagittale, axiale et coronale.
Angelieri & al, 2017 (17).*

Dans les vues sagittales, la partie inférieure de la ZMS est en réalité plus latérale et est souvent proche de la corticale.

Pour cette raison, l'interprétation du stade de maturation de la partie inférieure de la ZMS gauche nécessite la rotation de la tête du patient dans le sens anti horaire sur la vue coronale jusqu'à ce que la partie inférieure de la ZMS soit visualisée de manière appropriée sur la vue sagittale (cf. Fig 77). La même procédure est répétée pour l'évaluation de la suture controlatérale, la tête étant cette fois-ci orientée dans le sens horaire.



*Fig. 77 Visualisation de la ZMS sur la coupe axiale afin de déterminer son stade de maturation.
Angelieri & al, 2017 (17).*

L'interprétation radiographique nécessite alors de faire défiler les coupes sagittales pour évaluer le trajet mésial et latéral de la portion infra-orbitaire de la suture zygomatico-maxillaire.

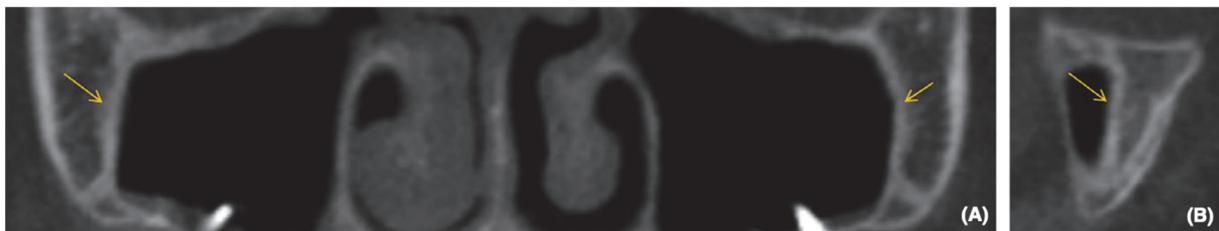
4.3.1.2. Différents stades



*Fig. 78 De gauche à droite : stades A, B, C, D et E
Angelieri & al, 2017 (18)*

- Stade A : La suture est une ligne uniforme de haute densité (avec peu ou pas d'interdigitation), avec une densité osseuse parasuturale diminuée et un trajet tortueux.

- Stade B : La ZMS est visible sous la forme d'une ligne de haute densité plus épaisse et festonnée, avec une certaine interdigitation. Dans une phase plus évoluée, le stade B peut également être vu comme une ligne de haute densité festonnée plus épaisse dans certaines zones et, dans d'autres zones, comme deux lignes fines, parallèles et festonnées, proches l'une de l'autre et séparées par de petits espaces de faible densité. La densité osseuse parasuturale est toujours diminuée.
- Le stade C se présente sous la forme de deux lignes fines, parallèles, festonnées, de haute densité, proches l'une de l'autre et séparées par de petits espaces de faible densité dans les os zygomatiques et maxillaires. La densité de l'os parasutural reste diminuée.
- Stade D : La fusion s'est produite dans la partie inférieure de la ZMS : où la ligne suturale ne peut pas être visualisée et où la densité osseuse parasuturale est augmentée.
- Stade E : La ZMS n'est pas visible dans de nombreuses zones le long de la suture, c'est-à-dire qu'il y a de nombreuses zones de fusion. La densité de l'os parasutural est augmentée.



*Fig. 79 Pour les patients qui présentent un sinus maxillaire large, les ZMS peuvent être placées sur la paroi latérale du sinus maxillaire.
Angelieri & al, 2017 (18)*

4.3.2. Intérêt de cette classification

Cette classification permettrait donc de jouer un rôle prédictif dans la réponse à la traction maxillaire dans la prise en charge des malocclusion de classe III. En effet une association significative a été trouvée entre les stades de maturation précoce des ZMS et l'importance de la protraction maxillaire, quelle que soit la méthode de protraction utilisée (masque facial ou plaque de DeClerck).

Les patients de classe III avec des stades A et B des ZMS ont montré une protraction maxillaire plus importante que les patients au stade C.

Comme anticipé, les patients présentant un stade de maturation D ou E n'ont pas eu d'effet de traction antéro-postérieure du maxillaire, mais seulement un léger effet vertical par abaissement du maxillaire.

4.3.3. Validité de cette classification

Les résultats des deux études d'Angelieri (17,18) ont montré que cette nouvelle classification est une méthode reproductible, puisque les valeurs inter- et intra- examinateur ont une concordance presque parfaite.

Cependant, en raison de la nature oblique des ZMS, le protocole d'interprétation des images utilisées dans cette étude décrit la standardisation minutieuse des vues en coupe multiplanaires le long des ZMS. Le positionnement et la visualisation de ces coupes transversales nécessitent une formation et un étalonnage des examinateurs pour éviter les erreurs et les incohérences dans le choix des sections anatomiques à visualiser.

5. Évaluation des parois alvéolaires

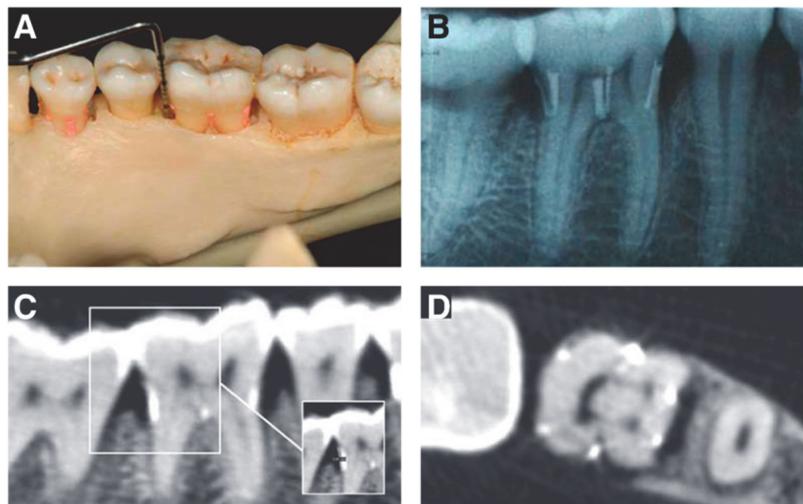
La qualité et la quantité de l'os alvéolaire conditionnent l'adaptabilité de l'os durant le mouvement dentaire orthodontique ainsi que la morphologie après le positionnement des dents. La largeur alvéolaire est modifiée par le mouvement des dents avec les appareils orthodontiques (101).

5.1. Mesures issues du CBCT

Le CBCT pourrait ainsi présenter l'avantage d'évaluer l'os alvéolaire en 3D, notamment l'os entourant la dent en vestibulaire et en lingual, ainsi qu'en évaluant les conditions des parois défavorables au traitement orthodontique, telles que les déhiscences osseuses et les fenestrations.

La littérature montre que l'efficacité technique du CBCT est satisfaisante pour évaluer les dimensions osseuses alvéolaires in vitro (159,203,262).

De plus, le CBCT permet d'identifier et de mesurer l'ensemble des défauts osseux, y compris ceux en vestibulaire et lingual, et non pas uniquement les défauts osseux interproximaux, comme sur une radiographie 2D (183), ce qui en fait une imagerie in vitro plus performante.



*Fig. 80 Les mesures parodontales des défauts osseux ont été obtenues à des emplacements reproductibles à l'aide de marqueurs de gutta-percha et d'une sonde parodontale (A), de radiographies rétro-alvéolaire (B) et d'une règle numérique utilisant un logiciel de tomographie à faisceau conique (C)(D)
Misch & al, 2006 (183)*

5.2. Limites du CBCT

Toutefois, la précision varie avec la résolution utilisée (58) ; en effet la qualité de l'image dépend directement des paramètres techniques (Cf. partie I). Cependant les protocoles CBCT low-dose pourraient permettre de pallier techniquement cette limitation actuelle (224).

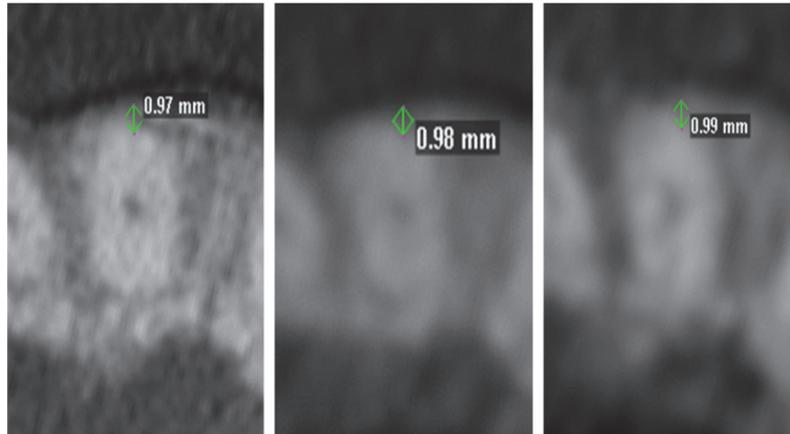


Fig. 81 Exemple de mesure de l'épaisseur vestibulaire de la paroi alvéolaire (BBT) en utilisant les paramètres d'acquisition CBCT "long scan" (gauche), "default scan" (centre), et "short scan" (droite).

Cook & al, 2014

La littérature rapporte que les données in vivo montrent un risque de surestimation des défauts osseux (déhiscences et fenestrations), par rapport au gold standard (examen clinique lors d'une chirurgie orthognathique) (159,281).

L'imagerie CBCT sous-estime donc la hauteur de l'os facial et surestime la présence de défauts osseux tels que les déhiscences et de fenestrations (211). Ce phénomène est décrit à différentes tailles de voxels, et la littérature récente rapporte que l'augmentation de la surestimation est directement liée à l'augmentation de la taille du voxel (146).

5.3. Recommandations

Actuellement, l'évaluation de l'état de l'os alvéolaire par imagerie CBCT n'est pas recommandée par la FFO. Aucun bénéfice thérapeutique n'ayant été mis en évidence par rapport au sondage.

6. Diagnostic des voies aériennes supérieures chez les patients atteints de SAHOS

6.1. Le SAHOS : définition et diagnostic

Le syndrome d'apnées hypopnées obstructives du sommeil (SAHOS) se caractérise par la survenue, pendant le sommeil, d'épisodes anormalement fréquents d'interruptions de la ventilation (apnées), ou de réductions significatives de la ventilation (hypopnées) (HAS 2014(115)).

Celui-ci est lié à un collapsus répété des voies aériennes supérieures au cours du sommeil, et des épisodes d'apnées et d'hypopnées entraînent une hypoxémie et des micro-éveils.

Les principaux symptômes du SAHOS sont la somnolence diurne (causée par la déstructuration du sommeil) et le ronflement nocturne ; éventuellement accompagnés des symptômes suivants : sommeil non réparateur, difficultés de concentration, nycturie, troubles cognitifs, troubles de la libido...

Le SAHOS, en tant que syndrome, est défini par l'association de troubles respiratoires du sommeil et de symptômes cliniques. La définition du SAHOS varie selon les sociétés savantes.

Pour la société de pneumologie de langue française (SPLF), un SAHOS chez l'adulte est défini par l'association des critères A ou B avec le critère C :

Critères A + C = SAHOS	Critères B + C = SAHOS
Critère A	Critère B
Somnolence diurne excessive non expliquée par d'autres facteurs	Deux, au moins, des critères suivants non expliqués par d'autres facteurs : <ul style="list-style-type: none"> · ronflements sévères et quotidiens ; · sensations d'étouffement ou de suffocation pendant le sommeil ; · sommeil non réparateur ; · fatigue diurne ; · difficultés de concentration ; · nycturie (plus d'une miction par nuit).
Critère C	
Critère polysomnographique ou polygraphique : apnées + hypopnées ≥ 5 par heure de sommeil (index d'apnées hypopnées [IAH] ≥ 5)	

Fig. 82 Définition du SAHOS, HAS 2014 (115)

Selon la troisième édition de la classification internationale des troubles du sommeil (126) mais également l'American College of Physicians et l'American Academy of Sleep Medicine, le diagnostic de SAHOS est confirmé si :

- Le nombre d'événements respiratoires anormaux (apnées, hypopnées, micro-éveils liés à un effort respiratoire) à l'analyse polysomnographique est au moins égal à 15 événements/heure ;
- Le nombre d'événements respiratoires anormaux est au moins égal à 5 événements/heure avec un des symptômes suivants : épisodes d'endormissement involontaires durant une phase d'éveil, somnolence diurne, sommeil non réparateur, fatigue, insomnie, réveil avec sensations d'étouffement ou de suffocation, description par le (la) conjoint(e) de forts ronflements ou d'interruptions de la respiration pendant le sommeil.

Le SAHOS est léger (si IAH \geq 5/h et $<$ 15/h), modéré (si IAH \geq 15/h et \leq 30/h) ou sévère (si IAH $>$ 30/h).

Niveau de sévérité	Composante
	Index d'apnées hypopnées
Léger	entre 5 et 15 événements par heure
Modéré	entre 15 et 30 événements par heure
Sévère	30 et plus événements par heure
	Somnolence diurne
Léger	somnolence indésirable ou épisodes de sommeil involontaire ayant peu de répercussion sur la vie sociale ou professionnelle et apparaissant pendant des activités nécessitant peu d'attention (regarder la télévision, lire, être passager d'une voiture)
Modéré	somnolence indésirable ou épisodes de sommeil involontaire ayant une répercussion modérée sur la vie sociale ou professionnelle et apparaissant pendant des activités nécessitant plus d'attention (concert, réunion)
Sévère	somnolence indésirable ou épisodes de sommeil involontaire perturbant de façon importante la vie sociale ou professionnelle et apparaissant lors d'activités de la vie quotidienne (manger, tenir une conversation, marcher, conduire)

Fig. 83 Définition du niveau de sévérité du SAHOS, HAS 2014 (115)

6.2. L'orthodontiste face au SAHOS (261)

Le conseil d'administration de l'American Association of Orthodontists a chargé un groupe d'experts médicaux et dentaires de créer un document d'orientation concernant le diagnostic et la prise en charge du SAHOS pour les orthodontistes en exercice. En 2019, des recommandations ont été éditées (34) :

- Le diagnostic de SAHOS doit être posé par un médecin spécialiste ;
- D'après la littérature actuelle, le déplacement orthodontique des dents n'affecte en aucune façon le volume des voies aériennes nasopharyngées ;
- Lorsque les tissus nasaux sont potentiellement les facteurs étiologiques du SAHOS, une chirurgie nasale comprenant la correction de la déviation de la cloison nasale (septoplastie) et la réduction des cornets (turbinoplastie) est alors envisagée.

Dès lors, une imagerie 3D pour identifier les obstacles mais également pour quantifier les voies respiratoires nasales par segmentation pourrait donner une meilleure idée du volume global des voies respiratoires nasales et nasopharyngées. Les changements de volume des voies respiratoires pourraient aussi être mesurés.

Même si le diagnostic d'un SAHOS nécessite des critères précis détaillés ci-dessus et doit être posé par un spécialiste, l'orthodontiste a un rôle à jouer dans sa détection et la prise en charge.

La méta-analyse de Neelapu en 2017 (192) confirme la relation entre la dysharmonie crânio-faciale et le syndrome d'apnées obstructives du sommeil.

En effet, il existe des preuves solides de corrélation entre la réduction de l'espace des voies aériennes pharyngées, la position inférieure de l'os hyoïde et l'augmentation de la hauteur du visage antérieur et les patients adultes atteints de SAHOS par rapport aux sujets témoins.

Toutefois, il est important de noter qu'il n'existe aucun lien direct entre les mesures radiographiques de la taille ou de la forme des voies respiratoires et les résultats de la polysomnographie (34).

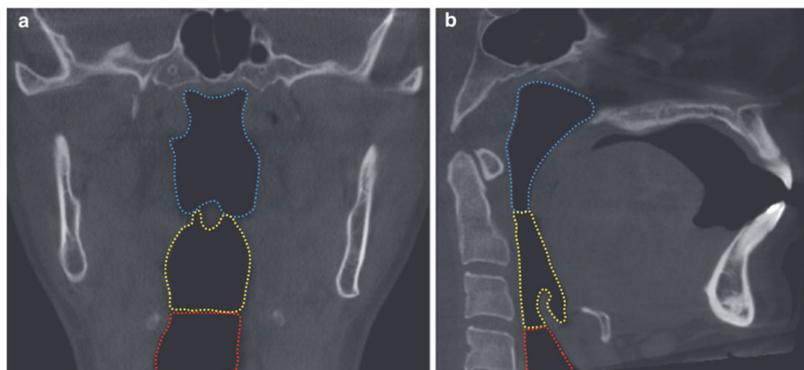
Par conséquent, les valeurs d'imagerie doivent être interprétées avec prudence et en association avec d'autres signes et symptômes cliniques.

Un diagnostic orthodontique et donc une analyse céphalométrique (utilisant une imagerie 2D ou 3D) donnent un aperçu de la base anatomique de l'étiologie du SAHOS qui peut influencer le choix d'une thérapie appropriée, l'imagerie tridimensionnelle des voies respiratoires, lorsqu'elle est disponible, peut être utilisée pour la surveillance ou la planification du traitement.

6.3. Cone beam et voies aériennes supérieures

Les voies aériennes supérieures peuvent être subdivisées en trois parties anatomiques (cf. Fig. 84).

- Le nasopharynx, région comprise entre l'étendue postérieure de la cavité nasale (les narines externes) et l'extrémité de l'étendue inférieure du palais mou ;
- L'oropharynx, région postérieure à la cavité buccale, de l'extrémité du palais mou à la base de l'épiglotte ;
- L'hypo- ou laryngopharynx, immédiatement postérieur au larynx, de la base de l'épiglotte au bord inférieur du cartilage cricoïde.



*Fig. 84 Images CBCT frontales (a) et sagittales (b) identifiant le nasopharynx (bleu), l'oropharynx (jaune) et l'hypopharynx (rouge)
Melo & al, (173)*

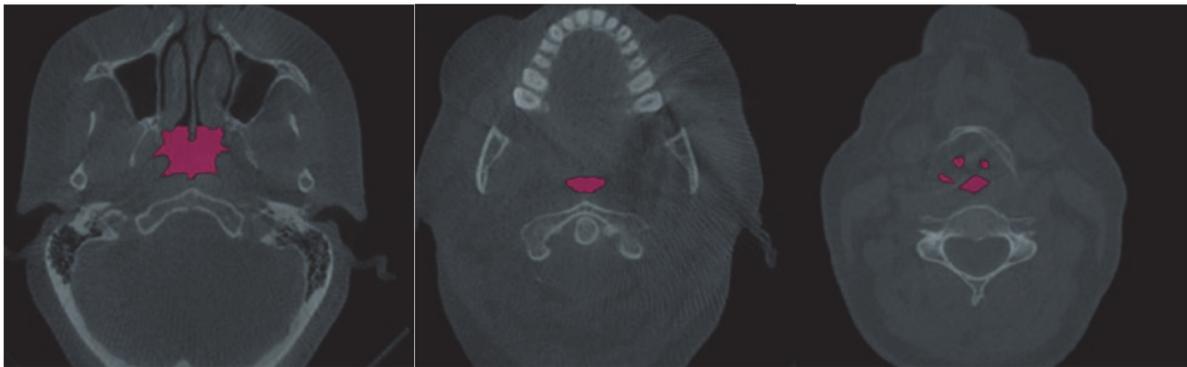
La morphologie des voies respiratoires ne peut être fidèlement décrite uniquement avec des mesures linéaires sagittales ou transversales.

En effet une mesure en 2D néglige une grande partie des informations concernant la structure 3D complexe des voies aériennes supérieures (147)(9).

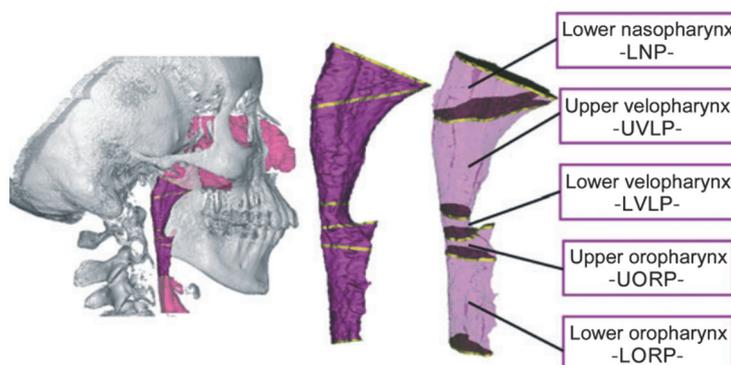
L'interprétation des images des voies aériennes supérieures doit principalement prendre en compte les caractéristiques radiologiques suivantes :

- Asymétrie et perte de l'architecture anatomique : une asymétrie grossière de la morphologie des voies aériennes supérieures suggère l'effet de masse d'une entité adjacente.

- Obstruction : en raison du faible contraste tissulaire fourni par l'imagerie CBCT, une corrélation clinique et une éventuelle orientation vers des examens plus poussés doivent être envisagées si une obstruction de lumière des tissus mous ou une oblitération de l'architecture anatomique est observée ;
- Réduction généralisée du diamètre des voies aériennes : il existe une grande variabilité dans la longueur et les dimensions transversales des voies aériennes supérieures, liée à la variabilité morphologique individuelle, à l'âge, à la position du corps lors de l'acquisition de l'image et à la position de la mandibule et de la langue. Cependant, une réduction de la dimension transversale inférieure à 17 mm, accompagnée ou non d'une réduction antéro-postérieure inférieure à 10 mm, peut suggérer une prédisposition pour le syndrome d'apnées-hypopnées obstructives du sommeil.



*Fig. 85 Coupes axiales du naso- de l'oro- et laryngo-pharynx avec visualisation de la surface des VAS
Melo & al, (173)*



*Fig. 86 Rendu volumétrique des VAS, virtuellement découpées en 5 parties.
Lenza & al, 2010 (147)*

Désormais avec la modélisation 3D et le rendu volumétrique, il est possible de visualiser en 3D le volume des VAS, cependant le volume seul ne dépeint pas la morphologie réelle des voies aériennes. La meilleure manière d'accéder à la structure des voies aériennes est une analyse complète avec des mesures linéaires, de surface et de volume (223), notamment pour comparer le volume des voies aériennes et aussi la surface axiale minimale avant et après une chirurgie bi maxillaires.

La revue systématique d'Alsufyani & al. (9) rappelle que la littérature manque de justification scientifique autour d'un protocole CBCT solide et optimisé pour l'imagerie des voies respiratoires. L'imagerie peut donc servir à observer une obstruction dans le syndrome d'apnées hypopnées obstructives du sommeil (SAHOS), mais il faut développer un protocole validé scientifiquement.

7. Découvertes fortuites chez les patients orthodontiques

Une découverte fortuite est une découverte faite au cours de l'interprétation d'un examen et qui n'est pas liée à la motivation initiale du test.

7.1. Prévalence

Par rapport aux modes d'imagerie médicale avancés, où les différences entre les tissus mous sont très perceptibles, on pourrait s'attendre à ce que l'imagerie CBCT soit moins susceptible d'entraîner l'identification de découvertes fortuites.

Cependant, en orthodontie, l'utilisation de grand champ permet l'exploration des structures dentaires du maxillaire et de la mandibule, des sinus paranasaux, de la fosse nasale, des voies aériennes supérieures, de l'ATM, du temporal et des os de la base du crâne, de la colonne cervicale et des tissus mous du cou, ce qui donne lieu à une grande prévalence de découvertes fortuites (283).



Fig. 87 Une vue coronale CBCT montre que le septum nasal est dévié vers la gauche avec un éperon osseux (flèche), il y a également une inflammation muqueuse du sinus maxillaire gauche.

Yang & al, 2018 (283)

Bien que ces résultats varient largement en fonction des groupes d'âge, de la population étudiée, de l'objectif de l'étude, du champ de vision et de la catégorie de résultats, on retrouve des découvertes fortuites sur environ 50 % des CBCT étudiés (28).

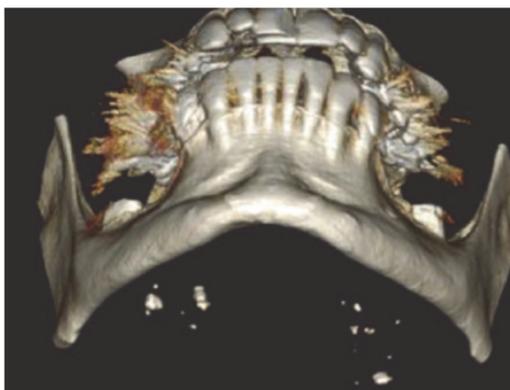
7.2. Signification clinique

Les découvertes fortuites peuvent être catégorisés en fonction de leur localisation anatomique et de leur importance clinique.

L'importance clinique peut être classée en trois catégories : faible, intermédiaire et élevée.

Les découvertes de faible importance ne nécessitent normalement pas de suivi clinique et radiographique, on peut citer par exemple :

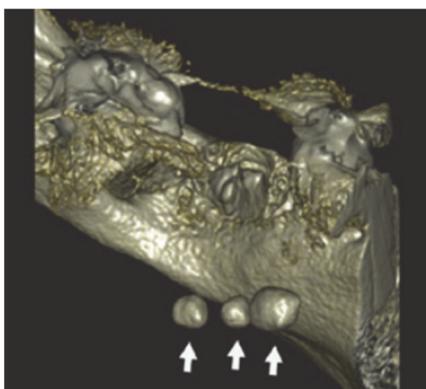
- Exostoses osseuses , torus au maxillaire ou à la mandibule ;
- Condyle bifide et remodelage de l'ATM ;
- Calcification des tissus mous : tonsillolithes amygdaliens, ligament stylohyoïdien ... ;
- Observations intracrâniennes : calcification de la glande pinéale, pétroclinoïde ou du plexus choroïde ;
- Épaississement de la muqueuses sinusienne ;
- Fosse nasale septum nasal dévié et conchae bullosa.



*Fig. 88 Reconstruction volumique d'images CBCT montrant des tonsillolithes à l'intérieur des amygdales.
Yang & al, 2018 (283)*

Les découvertes fortuites d'importance clinique faible ou intermédiaire nécessitent une surveillance et éventuellement d'être adressées :

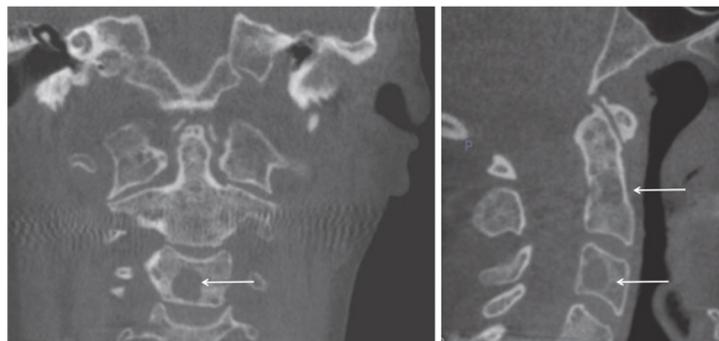
- Ostéoarthrose des vertèbres cervicales ;
- Au niveau dentaire/osseux : pathologies péri-apicales, fracture radiculaire, odontome, lésion cémento-osseuse, ostéoporose ... ;
- Opacification de l'oreille moyenne ;
- Au niveau de l'ATM : hyperplasie du processus coronoïde, hyper ou hypo-plasie du condyle ;
- Sinus paranasaux : épaisissements de la muqueuse et modifications sclérotiques de la paroi du sinus, opacification totale, discontinuité du plancher sinusal et fistule antro-orale ;
- Obstruction des voies respiratoires pharyngées et hypertrophie amygdalienne ;
- Tissus mous : sialolithes.



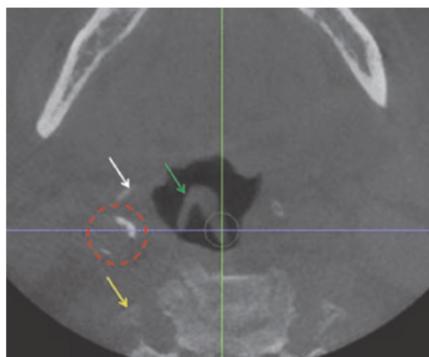
*Fig. 89 Rendu volumique cbct montrant une série de trois calculs lithiasique répartis le long du canal de la glande submandibulaire gauche.
Yang & al, 2018 (283)*

Enfin, un certain nombre de découvertes fortuites aux significations cliniques potentiellement intermédiaire et élevée peuvent nécessiter une orientation vers un radiologue spécialisé en imagerie maxillo-faciale ou vers un autre diagnosticien compétent pour une confirmation, une orientation du patient ou encore une prise en charge immédiate.

- Arthrosclérose carotidienne : calcification vasculaire intra crânienne ou extra crânienne ;
- Lésions et tumeurs kystiques des mâchoires : maladie néoplasique bénigne (d'origine odontogène et non odontogène), ostéomyélite/ostéonécrose et tumeurs malignes ;
- Cholestéatome de l'os temporal/oreille ;
- Tumeur/lésion de type tumoral au niveau de la colonne vertébrale ;
- Fosse nasale et sinus maxillaire : masse ou tumeur des tissus mous ;
- Voies aériennes pharyngées : masse ou tumeur des tissus mous.



*Fig. 90 Images coronale et sagittale d'une femme de 48 ans qui s'est présentée pour des implants dentaires et qui présentait de multiples lésions ostéolytiques (perforées) impliquant plusieurs vertèbres cervicales (C2-C4). Une évaluation médicale complémentaire a confirmé le diagnostic de myélome multiple.
Yang & al, 2018 (283)*



*Fig. 91 Image axiale de calcification de l'artère carotide (cercle pointillé rouge) qui se trouve latéralement par rapport aux voies respiratoires, antérolatéralement par rapport au processus transverse ipsilatéral de C3 (flèche jaune) et dorsalement par rapport à l'os hyoïde (flèche blanche).
Yang & al, 2018 (283)*

7.3. Synthèse

Comme il n'existe pas de directive consensuelle fournissant un mode opératoire clair aux praticiens qui réalisent et interprètent les images CBCT pour traiter les découvertes fortuites, ces derniers doivent décider eux-mêmes comment gérer cette situation.

Outre le fait qu'il s'agit d'une question médico-légale, une gestion appropriée des découvertes fortuites peut prévenir des résultats indésirables chez ces patients.

De ce fait, Farman & al, dans leur ouvrage référence sur le CBCT maxillo-facial (233) proposent :

- D'examiner systématiquement l'ensemble des données volumétriques CBCT ;
- Rapporter toutes les découvertes fortuites pertinentes ;
- Avoir une bonne connaissance de l'incidence, de la localisation et de la présentation des pathologies incidentes courantes ;
- En cas de doute, adresser le patient à un spécialiste compétent.

V. Le rôle du CBCT dans la thérapeutique orthodontique

1. Le flux de travail numérique

La technologie numérique en orthodontie ne cesse de se développer, modifiant les règles du processus de travail conventionnel (56).

L'application d'un flux de travail numérique présente plusieurs avantages.

Tout d'abord, l'utilisation de scanners intra-oraux permet de produire des modèles numériques des arcades dentaires qui ne sont pas susceptibles de subir des dommages physiques ou des dégradations (pas de problème de stockage) et qui facilitent la communication entre les professionnels ainsi qu'avec les patients.

De plus, nous avons vu précédemment dans ce travail (cf. partie III) que l'utilisation de la technologie CBCT permet un diagnostic plus précis et détaillé par rapport à l'imagerie diagnostique conventionnelle, lorsque cela est nécessaire.

L'association des modèles numériques intra-buccaux, de l'imagerie CBCT et de la technologie de fabrication numérique liée à l'impression 3D ou à la fusion laser du métal permet une conception et une personnalisation totalement libre des dispositifs et appareils orthodontiques (120).

1.1. Validité des moulages numériques

La littérature sur les moulages numériques est abondante, il en ressort que les moulages issus d'une empreinte optique, ou scan intra-oral sont reproductibles, fiables, valables et donc une alternative aux moulages physiques (89).

En effet, il n'y a pas de différence significative de mesure de la taille des dents, du périmètre d'arcade, de l'encombrement, de l'indice de Bolton, et de la relation inter arcade (100) pour des modèles en plâtre, pour des modèles numériques obtenus à partir de la numérisation des moulages en plâtre et pour des modèles numériques imprimés (274).

En outre, il est possible de réaliser des set up virtuels avec précision et reproductibilité pour simuler différents résultats selon les options du traitement orthodontique (122).

Les principaux inconvénients des modèles numériques sont que leur acquisition dépend d'une technologie coûteuse, bien qu'elle évolue rapidement, et qu'elle présente des limites liées à la sécurité et à la confidentialité, ainsi qu'au risque de perte des informations contenues électroniquement.

Actuellement, la précision des modèles numériques générés par la tomographie volumique à faisceau conique est suffisante pour le diagnostic initial (87), mais pas pour être utilisés de manière routinière. De plus la faible sensibilité du CBCT ne permet pas de discriminer les tissus mous avec précision (muqueuse alvéolaire, gencive attachée).

Il faut donc combiner les données CBCT qui apportent des informations anatomiques (DICOM) aux données du scan optique (STL) qui reproduit les arcades dentaires.

1.2. Association DICOM-STL

Habituellement, la fusion des données issues du CBCT avec celles du scan optique passe par une étape de conversion du fichier DICOM en fichier STL (standard tessellation langage), car la modélisation et l'impression 3D requièrent des données surfaciques et ne peuvent donc pas utiliser les données en voxel.

Les fichiers STL issus du CBCT et des arcades dentaires sont alignés et fusionnés (merging/matching) en utilisant différentes méthodes de superposition (« marching cube », manuellement en superposant des points de repères etc...).

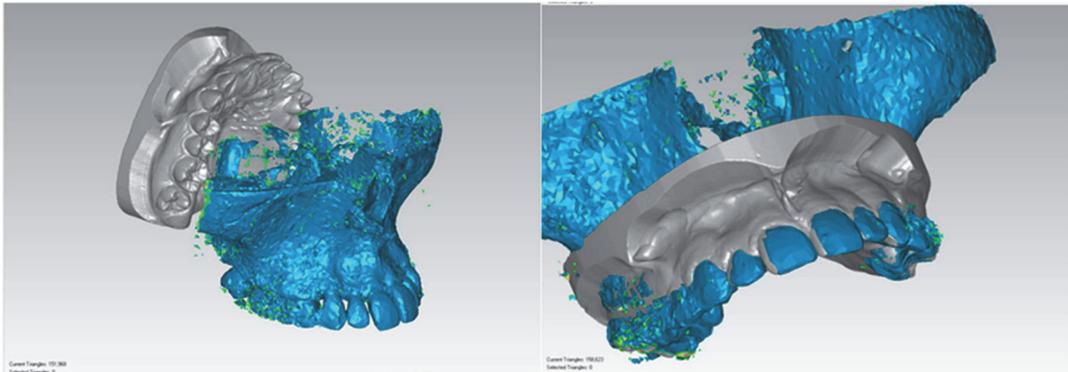


Fig. 92 Superposition des fichiers STL par alignement des points.

Cantarella & al, 2020 (46)

Une autre méthode est décrite dans la littérature par Lo Guidice (153) où le modèle numérique de l'arcade maxillaire est superposé directement au fichier CBCT DICOM.

Cela permet de combiner l'évaluation qualitative et quantitative de l'os et des structures anatomiques grâce au fichier DICOM et l'évaluation qualitative des caractéristiques des tissus mous avec le fichier STL du modèle dentaire.

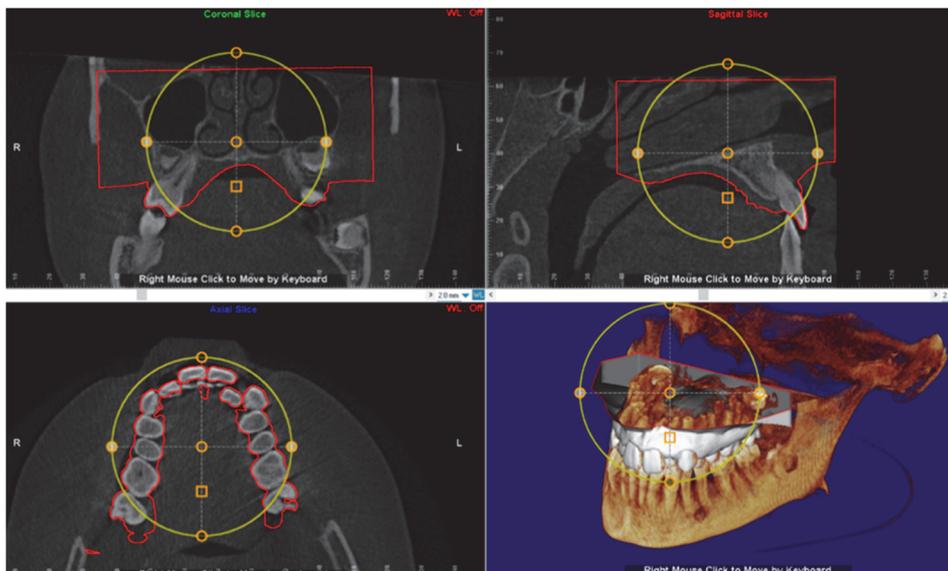


Fig. 93 Superposition du modèle digital STL en rouge sur le DICOM

Lo Guidice & al, 2020 (153)

2. Chirurgie orthognathique guidée

La disponibilité d'images CBCT volumétriques offrant des représentations tridimensionnelles du squelette maxillo-facial facilite le diagnostic (cf. partie III) mais joue également un rôle de plus en plus important dans la planification du traitement chirurgical (48–50).

2.1. Intérêt de la planification et simulation des traitements

Les intérêts de la planification numérique sont multiples (51), car cela entraîne une chirurgie :

- Précise et prédictible : selon la revue systématique d'Alkhayer & al, 2020 (5) la planification virtuelle semble être une méthode précise et reproductible pour la planification d'une prise en charge orthodontique et orthognathique.
En effet, la littérature rapporte une concordance importante entre la planification et les résultats post-chirurgies. Ceci est valable pour les cas de chirurgie bi maxillaires (166), ainsi que dans les protocoles de chirurgies « first » (286), et également chez les patients atteints de FLAP (265).
- Une meilleure gestion de la symétrie : selon la méta analyse de Chen & al (55), si l'on compare cette technique à la planification classique, la planification virtuelle semble être plus précise, notamment en termes de symétrie frontale, ce qui fait d'elle une planification particulièrement adaptée aux cas d'asymétrie (5).
- Plus simple : la planification virtuelle chirurgicale permet également de diminuer la difficulté chirurgicale du geste, par la détection en amont d'éventuels problèmes et la modification du plan de traitement. Elle simplifie la procédure de positionnement, minore les erreurs humaines peropératoires (149).
- Plus efficiente : La planification virtuelle des chirurgies mono et bi maxillaires est significativement plus rapide à réaliser qu'une planification conventionnelle pour toutes les étapes du flux de travail (251,280). Le temps préopératoire est donc raccourci, il en est de même pour le temps per-opératoire (195), la méta-analyse de Nilsson & al (196) montre que cela raccourcit le temps opératoire, le temps d'ischémie et cela entraîne également une réduction de l'hospitalisation.

Il existe un nombre important de logiciels de simulation et de planification de traitements chirurgicaux assistés par ordinateur disponibles dans le commerce pour la chirurgie orthognathique ou des mâchoires, ce qui offre un large choix aux praticiens.

Name	Manufacturer
3dMDvultus	3dMD Atlanta, Georgia USA (3dMD 2015)
InVivo Dental	Anatome, San Jose, California USA (Invivo 2015)
Maxilim	Medicim, Mechelen, Belgium (Maxilim 2015)
MIMICS	Materialise N.V., Leuven, Belgium
NemoCeph 3D-OS	Nemotec, Madrid, Spain
Orthognathic Surgical Planning	Dolphin Imaging and Management Solutions, Chatsworth, California USA (Dolphin Imaging 2015)
PROPLAN CMF/Simplant Pro/OMS/Synthes ProPlan	Materialise N.V., Leuven, Belgium (Simplant 2015)

Fig. 94 Tableau des différents logiciels sur le marché selon Cevidanes & al (51)

Cependant, la planification virtuelle reste une chirurgie opérateur dépendant, avec une courbe d'apprentissage (20), et en cas de complication chirurgicale (bad split) ou de non concordance des gouttières de repositionnement, le chirurgien doit être capable de réaliser l'intervention en technique conventionnelle.

De plus, la planification chirurgicale virtuelle n'est pas le garant d'une absence d'erreur iatrogène. Par exemple la modification de la position du condyle et les DTM post opératoires sont des complications fréquentes suite à une chirurgie orthognathique d'avancement mandibulaire.

La chirurgie guidée ne peut pas prévenir d'une modification non souhaitée de la position et de l'angulation des condyles (272).

Enfin, les logiciels et le matériel individualisé sont plus coûteux (104)(238) et leur utilisation requiert une expertise considérable.

2.2. Étapes séquentielles du flux de travail numérique pour la planification du traitement orthognathique

2.2.1. Acquisition des données

Les données de base pour toute planification et simulation de chirurgie orthognathique sont les données DICOM du squelette maxillo-facial obtenue à partir d'une acquisition CBCT.

Des données supplémentaires sous le format .stl sur la dentition et les relations occlusales (OIM et ORC) en utilisant l'enregistrement de l'occlusion doivent également être fournies.

Cela peut se faire directement à l'aide d'un scanner intra-oral surfacique à haute résolution ou par la numérisation d'analogues (moulages en plâtre, empreintes et/ou enregistrements d'occlusion).

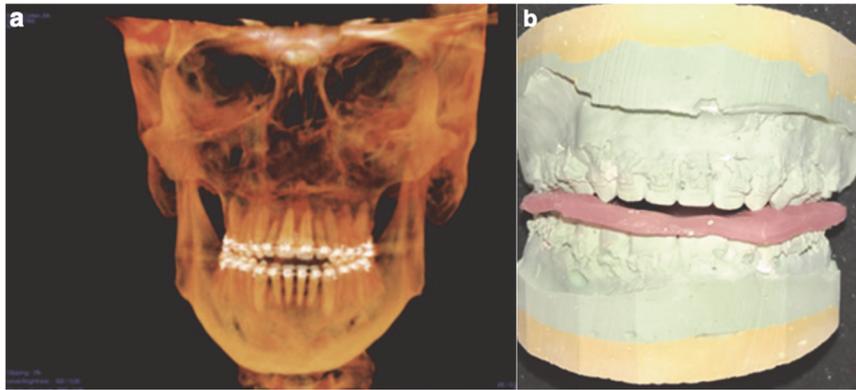


Fig. 95 (a) Rendu volumétrique du CBCT grand champ,
(b) enregistrement de la relation centrée inter arcade.
Cevitanes & al, 2018 (51)

2.2.2. Intégration et segmentation des données

Une fois l'ensemble des données transmises, un ingénieur biomédical crée des versions numériques et **fusionne tous les composants numériques pour créer un rendu virtuel composite en 3D** illustrant la dentition, la relation inter-arcade (occlusion), la base du squelette et les caractéristiques de la surface du visage.

Il s'agit de la phase la plus exigeante sur le plan technique : cela nécessite un enregistrement et une superposition précis des moulages numérisés des arcades maxillaire et mandibulaire sur les points de repère correspondants dans le balayage CBCT : matching DICOM/STL (cf. partie IV.1).

Au préalable, étant donné que les images CBCT présentent souvent des artefacts de diffusion ou de durcissement du faisceau associés aux matériaux de haute densité (brackets et fils orthodontiques, amalgame, coiffe, implant etc...) il peut être nécessaire d'affiner ou de nettoyer les images CBCT pour éliminer les artefacts avant la planification et la simulation du traitement.

La segmentation permet par la suite d'identifier les structures anatomiques d'intérêt dans le volume CBCT acquis (étape longue et technique non développée ici).

Les données volumétriques sont alors réorientées dans des plans de référence spécifiques dans les 3 sens de l'espace : plan de Francfort ou orientation naturelle de la tête, axe transporionique etc...

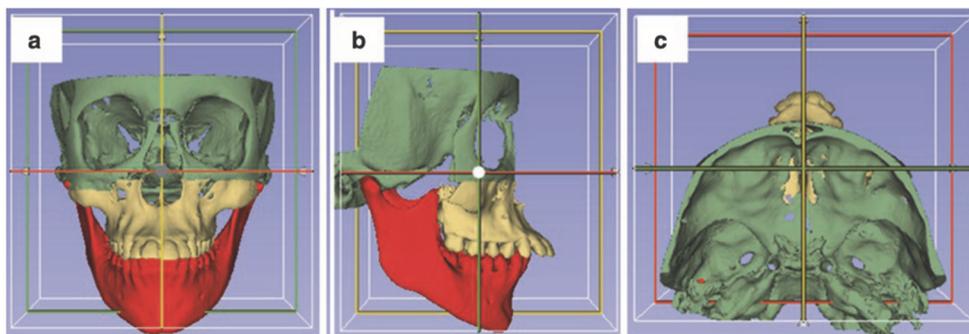


Fig. 96 Orientation du volume 3D segmenté par les plans de référence : plan horizontal de Francfort,
plan sagittal médian et plan transporionique.

Cevitanes & al, 2018 (51)

2.2.3. *Élaboration du plan de traitement*

Les **ostéotomies virtuelles** permettent de planifier les coupes, la position et la taille des vis et des plaques de fixation, en tenant compte de l'anatomie du patient.

Après l'ostéotomie virtuelle, une chirurgie virtuelle avec déplacement des segments osseux est réalisée avec quantification des mouvements chirurgicaux planifiés.

Le déplacement des segments anatomiques permet de corriger la dysharmonie et de suivre simultanément les mesures de translation et de rotation X, Y et Z autour de chacun de ces axes.

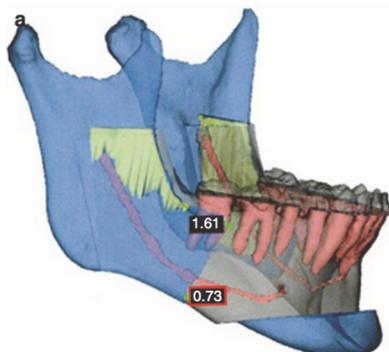


Fig. 97 Rendu volumique avec surface l'emplacement des sites d'ostéotomie bilatérale de division sagittale et le repositionnement des segments. La direction du vecteur et l'amplitude du déplacement sont chiffrés.

Cevidane & al, 2018 (51)

2.2.4. *Échange inter-opérateurs*

L'orthodontiste, le chirurgien maxillo-facial et l'ingénieur biomédical communiquent pour modifier la conception finale si nécessaire. Des détails tels que le type d'ostéotomie, les gouttières et la confirmation de la rotation (roulis, tangage ou lacet) et de la translation de chaque élément chirurgical sont confirmés.

2.2.5. *Soumission et approbation du plan final*

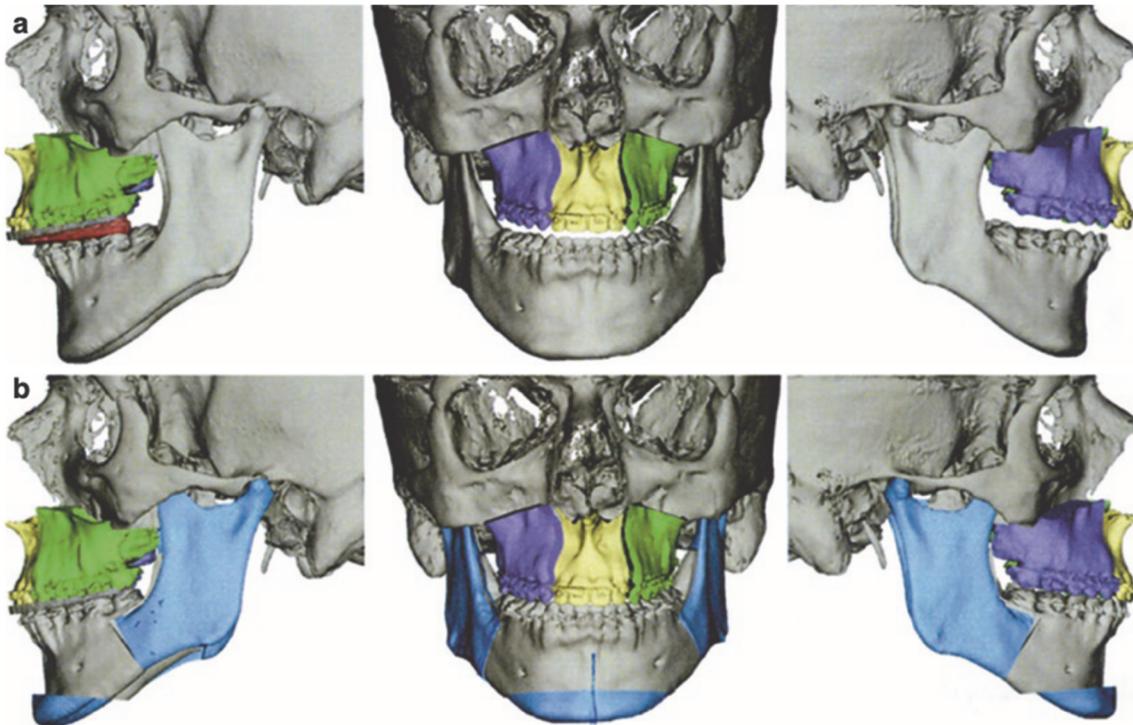
Sur la base des informations fournies par le chirurgien et l'orthodontiste lors de la conférence téléphonique, une planification est présentée et approuvée.

2.2.6. *Réalisation et livraison des gouttières*

Le résultat final de l'utilisation de logiciels de planification de traitement orthognathique et de simulation chirurgicale est de traduire l'objectif de traitement virtuel en réalité chirurgicale.

Sur la base du plan de traitement virtuel approuvé, les gouttières occlusales peuvent être conçues et exportées au format STL standard de l'industrie pour être imprimées en 3D par un service externe ou en interne.

Ces dispositifs intrabuccaux sont utilisés soit pendant la chirurgie pour servir de modèle pour le repositionnement des segments d'ostéotomie (provisoire), soit lors de la fixation intermaxillaire pour confirmer et stabiliser la relation entre les arcades maxillaire et mandibulaire.



*Fig. 98 Vues latérale gauche, frontale et latérale droite d'un rendu volumétrique après ostéotomie de Le Fort et après avancée mandibulaire et gènioplastie (b). Après l'ostéotomie de Le Fort I la relation inter arcade temporaire est utilisée pour concevoir et fabriquer une gouttière chirurgicale intermédiaire (rouge en a). La gouttière finale est conçue pour s'adapter aux dents maxillaires et servir de guide pour la dentition mandibulaire après l'avancée mandibulaire (grise en b).
Cevidanes & al, 2018 (51)*

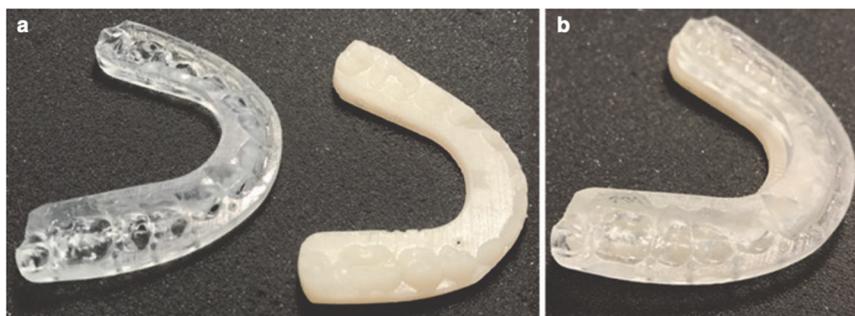


Fig. 99 Les gouttières intermédiaire (transparente) et finale (opaque) imprimées en résine stérilisable de classe IA. La gouttière maxillaire est placée sur l'arcade mandibulaire non opérée et est utilisée pour positionner et puis stabiliser les segments maxillaires. La gouttière mandibulaire (opaque) est insérée dans l'attelle maxillaire (b) et cette attelle composée est utilisée pour positionner puis stabiliser les segments mandibulaires.

Cevidanes & al, 2018 (51)

3. Ancrages osseux temporaires : les minivis

On peut différencier deux catégories de dispositifs d'ancrage : ceux supposés être ostéo-intégrés (implantologie conventionnelle à but prothétique), et ceux qui dépendent de la rétention mécanique ou stabilité primaire, dont les mini-vis et les mini-plaques qui sont utilisés temporairement en orthodontie. Il se dégage des différentes études histologiques sur les mini-vis que la surface de la partie intra-osseuse des mini-vis étant lisse, la stabilité initiale dépend de la rétention mécanique seule (175,177,178).

Les ancrages osseux temporaires sont utilisés pour déplacer les dents ou les maintenir en place pendant le traitement orthodontique ou orthopédique. Ils ont un cahier des charges simple : ne pas léser une racine voisine et avoir une stabilité intra-osseuse.

3.1. Intérêt du CBCT

Ellouze & Darque (76) rappellent les différents avantages du CBCT par rapport à une imagerie 2D :

- L'échelle 1/1 ;
- L'orthogonalité du cliché ;
- Le repérage précis du site ;
- La possibilité de calibrage ;
- La mesure millimétrée de l'espace inter-radicaire ;
- L'évaluation de la qualité de l'os.

3.1.1. Prévisualisation : l'amélioration du succès

La littérature recense divers facteurs de risques d'échec d'une minivis (61). Si certains dépendent du patient (tabac, contrôle de plaque), du protocole de mise en charge, du type de mouvements etc... d'autres sont liés à la localisation de la minivis.

La littérature recense un taux d'échec des minivis de 19,3 % à la mandibule et de 12 % au maxillaire (201), ce qui est relativement important.

Afin d'améliorer le succès de la pose des minivis, le CBCT permet de visualiser des structures anatomiques voisines du site d'insertion telles que les racines dentaires, les sinus ou un paquet vasculo-nerveux et ce, afin d'éviter des dommages ou des complications.

En effet, Landin & al (141) observent seulement 5% de perforation radicaire avec CBCT, contre 60% avec la radiographie rétro-alvéolaire et 50 % avec la panoramique.

Le CBCT peut également être utile pour évaluer la qualité et la quantité osseuse qui peuvent être potentiellement compromises et qui sont déterminantes pour la stabilité de la vis et le choix du site optimal. En effet, il a été prouvé que la qualité de l'os joue un rôle dans la stabilité mécanique immédiate (287). Son évaluation par CBCT permet d'optimiser le placement de la vis en gencive attachée et dans la zone osseuse propice à une stabilité optimale.

Watanabe (275) a montré que la proximité de la vis avec la racine dentaire est le facteur qui affecte le plus l'échec de la vis, en particulier pour les vis placées dans la mandibule. Le CBCT est significativement supérieur aux radiographies rétro-alvéolaire pour l'évaluation de la proximité des minivis avec les racines.

Les données de la littérature mettent donc en évidence une réduction du taux d'échecs (perforation, proximité radiculaire, absence d'intégration dans un os inadéquat) en recourant à une évaluation préalable à la pose des mini-vis, avec le CBCT.

C'est pourquoi, l'évaluation préopératoire avec le CBCT petit champ est recommandée par la FFO 2017 si la radiographie de routine (rétro-alvéolaire et/ou téléradiographies de profil) a mis en évidence un risque de complications.

3.1.2. Illustration clinique

Le cas ci-dessous illustre bien l'intérêt d'une planification préalable à la pose d'une minivis. Ce patient présentait un risque de perforation radiculaire majoré à cause d'un faible espace inter radiculaire (2,6 mm) et un risque de perforation du sinus.

Le choix de la vis a été adapté aux contraintes anatomiques, et il a été décidé pour ce cas de placer également des vis en palatin en renfort d'ancrage car les forces déployées sont importantes.

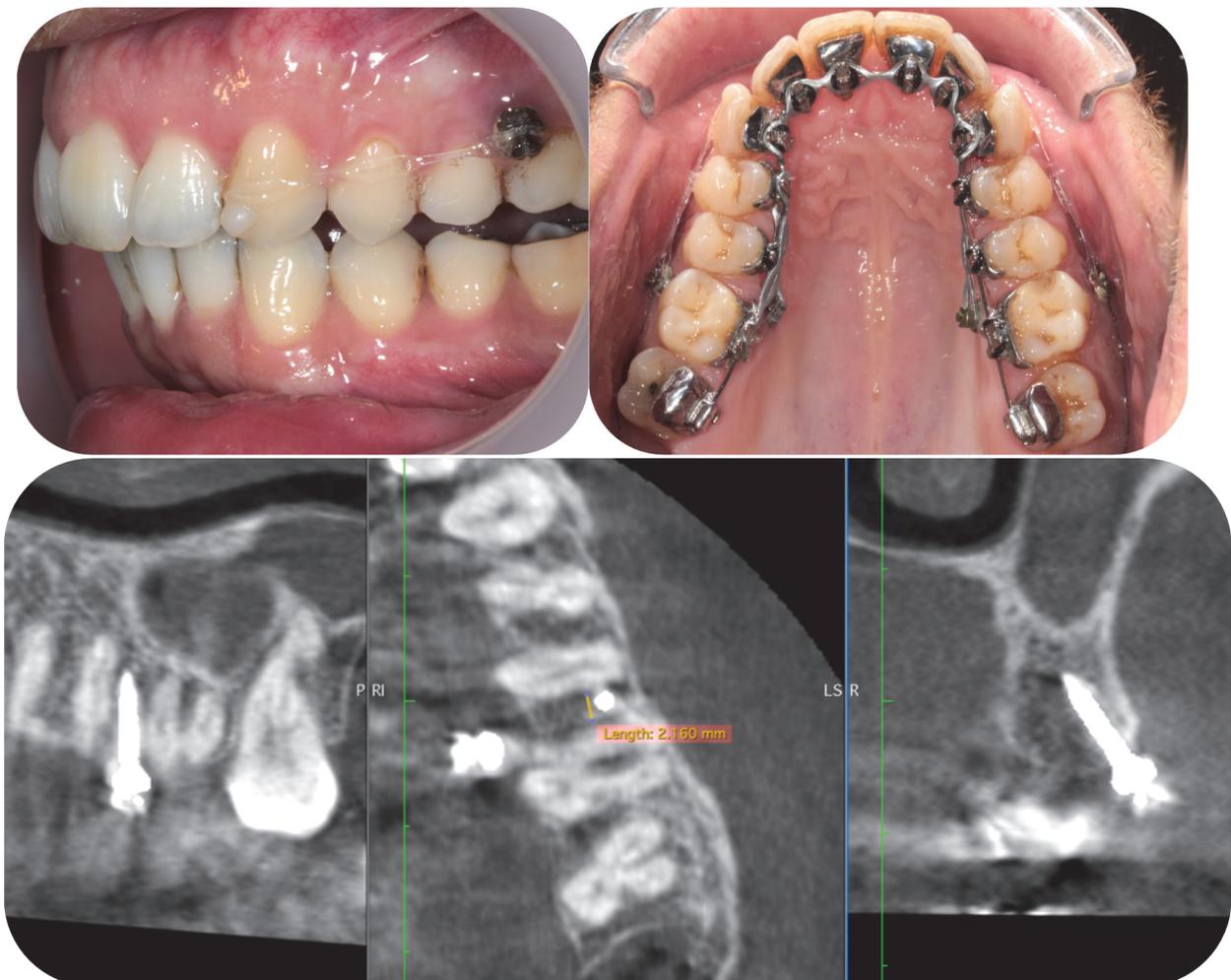


Fig. 100 Photos endobuccales et vues multiplanaires CBCT d'une minivis de 1,5 mm x 9 mm posée en vestibulaire, en inter-radicaire des dents 25 et 26.

Collection personnelle.

3.2. Limites de l'intérêt du CBCT

En revanche, la littérature n'a pas mis en évidence l'intérêt de l'imagerie 3D dans les poses de minivis palatine.

Tout d'abord, l'étude comparative de Jung & al (128) a déterminé que la téléradiographie de profil permettait une évaluation suffisante et prédictible de la hauteur d'os au niveau palatin.

De plus, la revue systématique de Winsaeur (278) conclut que :

- La zone palatine antérieure paramédiane à 3-4 mm derrière le foramen incisif et latéralement à 3-9 mm de la suture médiane ainsi que la zone palatine à 12 mm du foramen et latéralement à 9-12 mm de la suture médiane palatine fournissent une hauteur verticale osseuse suffisante pour l'insertion.

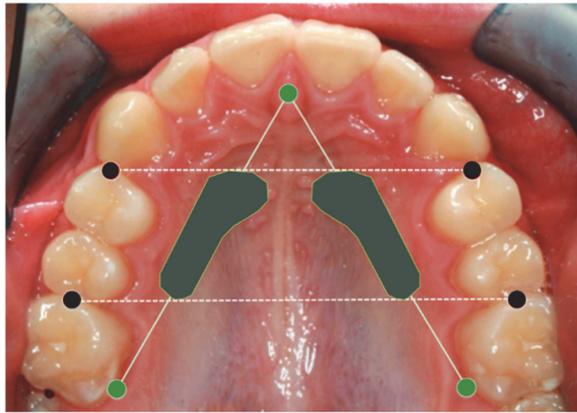


Fig. 101 Zone de sécurité dans le palais antérieur (hauteur verticale d'os de 5 mm et plus).

Winsaeur & al, 2014 (278)

- En revanche, l'imagerie CBCT est indiquée pour les patients pour lesquels l'imagerie de routine a mis en évidence la probabilité d'un os de qualité ou quantité insuffisante et un risque de complications.

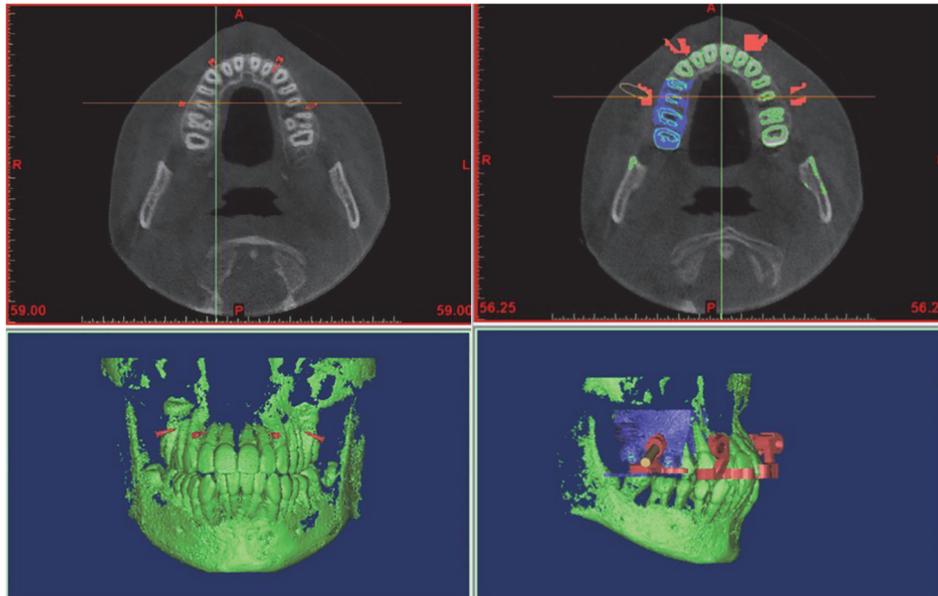
3.3. CBCT, minivis et flux numérique

Si le CBCT permet l'évaluation pré et post opératoire de la pose des minivis dans les zones à risques anatomiques, il permet désormais également de faire une planification numérique avec réalisation de guides chirurgicaux et d'appareillages individualisés (277)(278).

3.3.1. CBCT et guide chirurgical

Qiu & al (218) décrivent un processus de réalisation de guide chirurgical pour poser des minivis de manière guidée. Dans leur étude, l'ensemble des minivis posées avec ce protocole sont stables à 9 mois, et aucune ne présente de proximité radiculaire. Ainsi, avec 100% de succès cette technique s'avère plus fiable que la technique de pose conventionnelle. Son protocole est le suivant :

- Acquisition des données DICOM du CBCT qui permettent de confirmer le risque anatomique et trouver la meilleure zone d'ancrage osseux. Les fichiers .stl des minivis virtuelles sont superposés aux reconstitutions tridimensionnelles des dents et de l'os pour déterminer la position virtuelle des minivis (Fig. 102).



*Fig. 102 Placement virtuel de la minivis.
Qiu & al (218)*

- Des gabarits virtuels 3D du guide ont été conçus autour de la position validée des minivis. Le fichier .stl du guide virtuel est exporté, et le gabarit en résine est ensuite fabriqué avec un appareil stéréolithographique (SLA).
- Les minivis sont ensuite implantées selon la position et l'axe du guide chirurgical (Fig. 103).



*Fig. 103 Réalisation numérique, impression et utilisation du guide chirurgical.
Qiu & al (218)*

3.3.2. CBCT et appareil individualisé

Lo Guidice & al (153) décrivent un système de flux numérique où le disjoncteur est placé par superposition au fichier CBCT-DICOM. Le disjoncteur sert ainsi de guide à la pose des minivis.

L'utilisation du fichier DICOM permet le discernement qualitatif entre l'os cortical et l'os spongieux et a pour avantage de placer précisément le disjoncteur par rapport à la ligne bi-zygomatique. Ceci afin d'améliorer la biomécanique de l'expansion, de maximiser l'épaisseur de l'os aux sites d'insertion des micro-implants, de définir la longueur minimale du micro-implant nécessaire pour pénétrer dans l'os cortical de la voûte palatine et du plancher nasal (ancrage bi-cortical) et d'obtenir le parallélisme entre les quatre micro-implants, le plan sagittal médian et le septum nasal.

Le protocole est le suivant :

- Acquisition des données (.stl et DICOM) et superposition des deux fichiers.

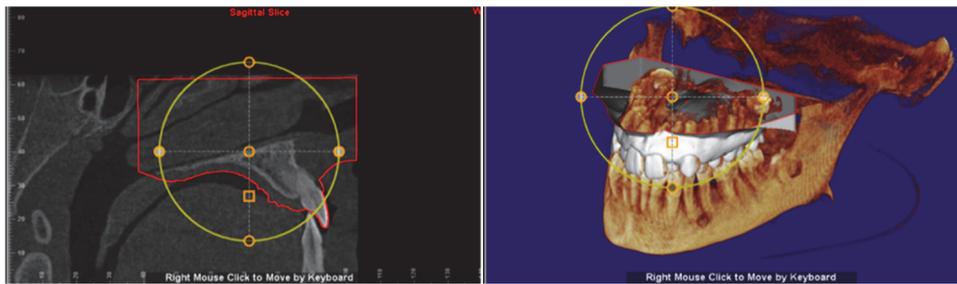


Fig. 104 Superposition du fichier .stl et DICOM

- Dans ce workflow numérique, un fichier .stl du gabarit négatif du disjoncteur est utilisé, il va être positionné de manière idéale par rapport au CBCT, mais également par rapport au fichier .stl du modèle dentaire (respect des tissus mous palatins).

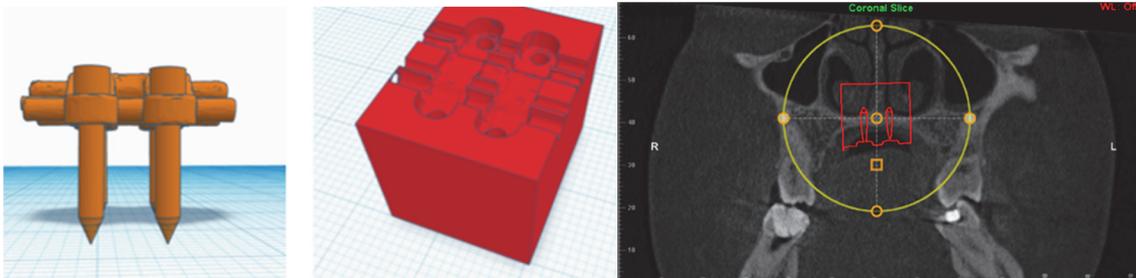


Fig. 105 A gauche le fichier .stl positif du disjoncteur, au centre son négatif qui est placé sur le fichier DICOM (à droite).

Lo Giudice & Al, 2020 (153)

- Ensuite, un seul fichier .stl contenant le modèle négatif du disjoncteur fusionné avec le modèle 3D maxillaire est exporté puis est imprimé en 3D, le disjoncteur est ensuite repositionné pour valider le modèle de travail.



Fig. 106 Impression des deux fichiers stl. fusionnés, validation du modèle, et pose des minivis.

Lo Giudice & al, 2020 (153)

Ce flux de travail numérique est particulièrement efficace, à partir d'un scan optique et d'une imagerie 3D, le praticien peut réaliser son appareil et s'en servir comme guide de pose des minivis.

4. Autotransplantation

4.1. Définition, principe et indications

L'autotransplantation d'une dent selon Andreasen (11) désigne la transposition chirurgicale d'une dent (transplant) à une alvéole artificielle préparée chirurgicalement chez le même individu.

Les principales indications de l'autotransplantation sont :

- L'agénésie de dents ;
- La perte prématurée de dents pour cause traumatique ou carieuse ;
- La position ectopique d'une dent en situation d'inclusion ;
- L'ankylose d'une dent.

Idéalement, l'autotransplantation d'une dent doit être effectuée lorsque la formation de sa racine représente 50 à 75 % du développement radiculaire complet (stade 7-8 de Nolla).

Le transplant idéal est une dent :

- Immature ;
- En cours d'éruption ;
- Possédant une racine unique, conique et de surface radiculaire régulière.

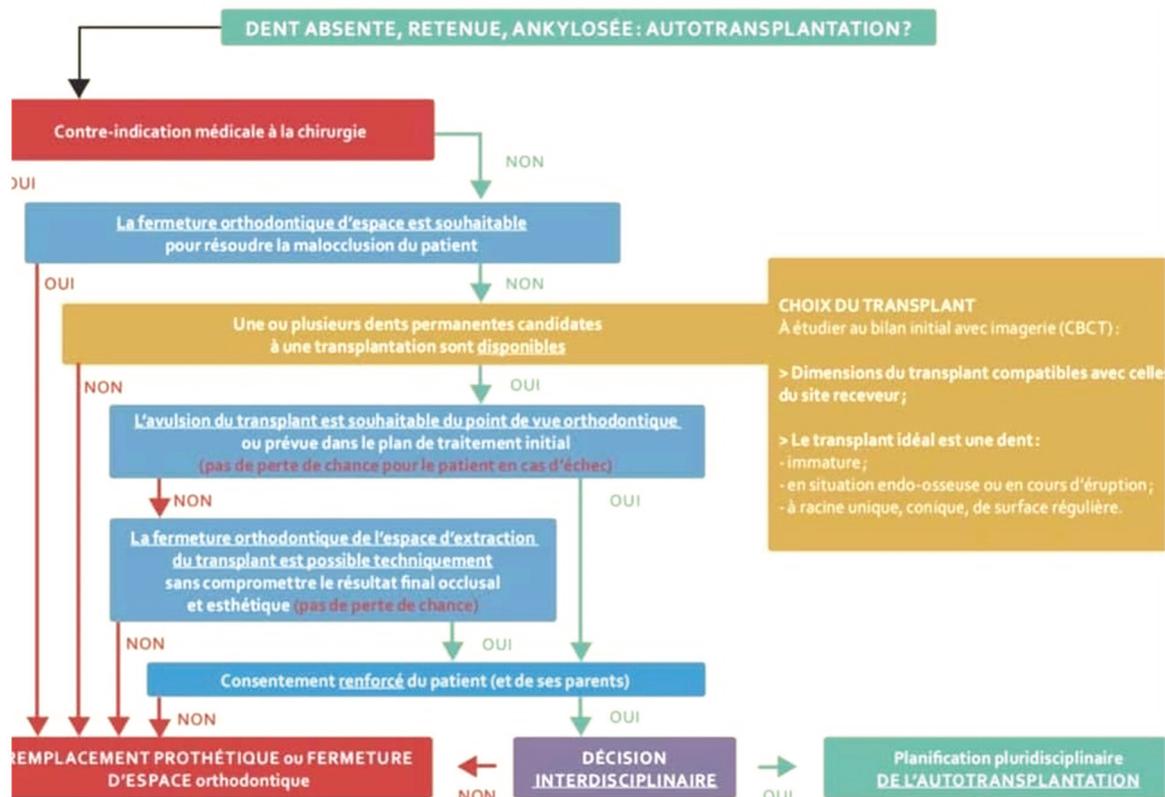


Fig. 107 Arbre décisionnel posant l'indication d'une autotransplantation
Janssens & Al, 2020 (127)

Andreasen est l'un des acteurs majeurs du développement et de la standardisation de cette technique. En 1990 il publie une série d'articles issus d'une étude à long terme sur 370 prémolaires autotransplantées.

Dans le premier (11), il décrit le protocole de l'autotransplantation car il a prouvé que c'est une technique sensible à la procédure utilisée.

Puis dans le second article (12), Andreasen définit les facteurs cliniques qui influencent significativement la cicatrisation pulpaire comme :

- Le diamètre apical de la dent transplantée ainsi que sa longueur pulpaire ;
- L'utilisation d'une fraise à irrigation interne pour le rinçage et le refroidissement de l'alvéole ;
- Une courte période extra-alvéolaire du greffon.

Cette dernière constatation s'explique par le fait que pendant une période extra-alvéolaire prolongée la pulpe souffre plus (les dents avec stockage per opératoire ont une fréquence significativement plus élevée de nécrose pulpaire (12)) et le greffon est également manipulé de manière accrue notamment par plusieurs tentatives d'adaptation de la dent à l'alvéole.

Dans son troisième article centré sur la cicatrisation du ligament parodontal, Andreasen trouve une corrélation entre résorption de surface et stockage du greffon, mais uniquement pour les dents dont la formation radiculaire était incomplète (13).

4.2. Intérêt du CBCT

L'intérêt de l'utilisation du CBCT réside dans une simplification de la chirurgie grâce à la planification préopératoire :

Préparer en amont le repositionnement (valider compatibilité du diamètre et de la position du transplant) ;

- Alléger l'acte chirurgical : prédétermination de l'axe, forage alvéolaire à minima.

La littérature démontre que l'utilisation du CBCT présente des taux de réussites plus élevés que la méthode conventionnelle (268). Cela peut s'expliquer par :

- La préparation de la néo-alvéole avec une réplique imprimée en 3D de la dent transplantée minimise le temps extra-alvéolaire de celle-ci. Andreasen & al (12) ont observé une guérison parodontale normale dans les cas où le temps extraoral ne dépassait pas 18 minutes. Les temps extraoraux rapportés dans la revue systématique de Verweij (268) étaient en moyenne de 0 à 7 minutes en l'absence de traitement endodontique extraoral.
- Les tentatives d'ajustement multiples pendant la mise en place du transplant peuvent être évitées car la taille et la forme du site receveur sont reproduites avec précision dans le modèle 3D. Un gabarit chirurgical pour la préparation de la néo-alvéole peut donc aider à mieux préserver les cellules de ligaments parodontaux, et de la couche cémentaire de la dent donneuse (nombre de tentatives d'essayage avec le transplant diminuées) ;
- Le placement, la localisation et l'angulation du transplant peuvent être déterminés avec la réplique sans endommager le transplant. Par conséquent, l'utilisation d'une réplique augmente la facilité et le contrôle de la procédure d'autotransplantation.

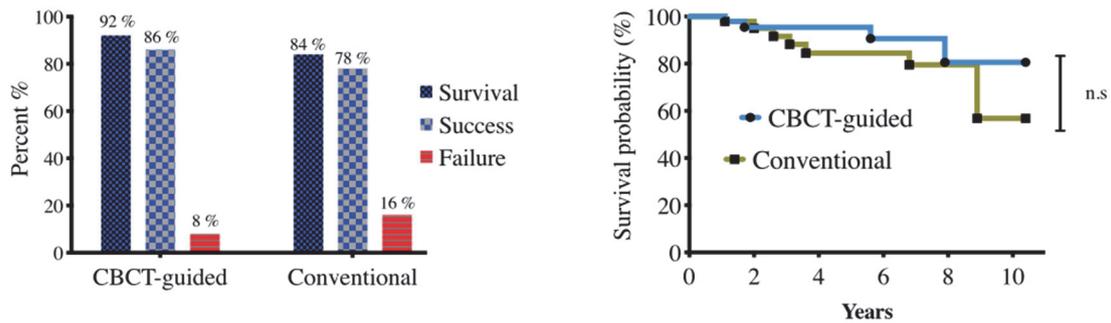


Fig. 108 Résultats de l'autotransplantation de 100 dents avec ou sans utilisation du CBCT. EzEldeen & al, 2019 (82)

Le CBCT présente également un intérêt en situation post opératoire afin d'objectiver le succès de l'autotransplantation.

En effet, le projet DIMITRA (199) recommande de réaliser un CBCT post opératoire avec protocole de dose optimisée : faible énergie et basse résolution associés à de petits champs de vision, pour le suivi des cas d'autotransplantation.

4.3. Protocoles d'autotransplantation et flux numérique

La méthode de planification chirurgicale guidée par CBCT avec fabrication de la réplique du transplant a été validée et décrite en détail dans des publications Shahbazian (244) et d'EzEldeen & al (82).

- Acquisition du fichier DICOM issu d'un CBCT à faible dose, suivi de la segmentation de la dent donneuse (Fig. 109 A-B) ;
- Création d'un modèle numérique 3D de la dent donneuse et simulation sur le site receveur pour déterminer la faisabilité chirurgicale et la meilleure nouvelle position pour la dent donneuse (Fig. 109 C-D-E) ;
- Lorsque le TAT a été décidé, la réplique de la dent et le guide chirurgical ont été imprimés en 3D et la chirurgie a été planifiée (Fig. 109 F-G-H) ;

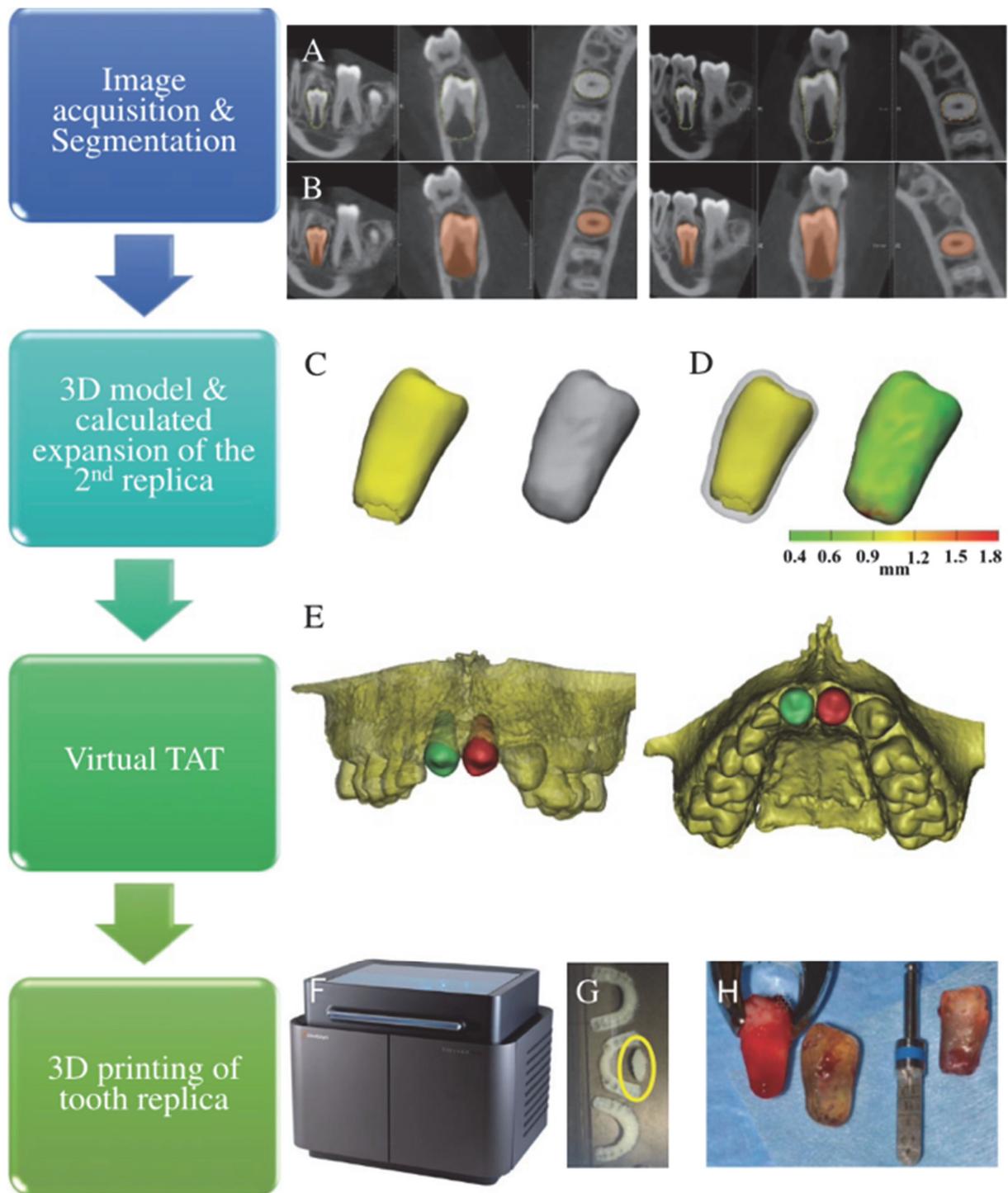
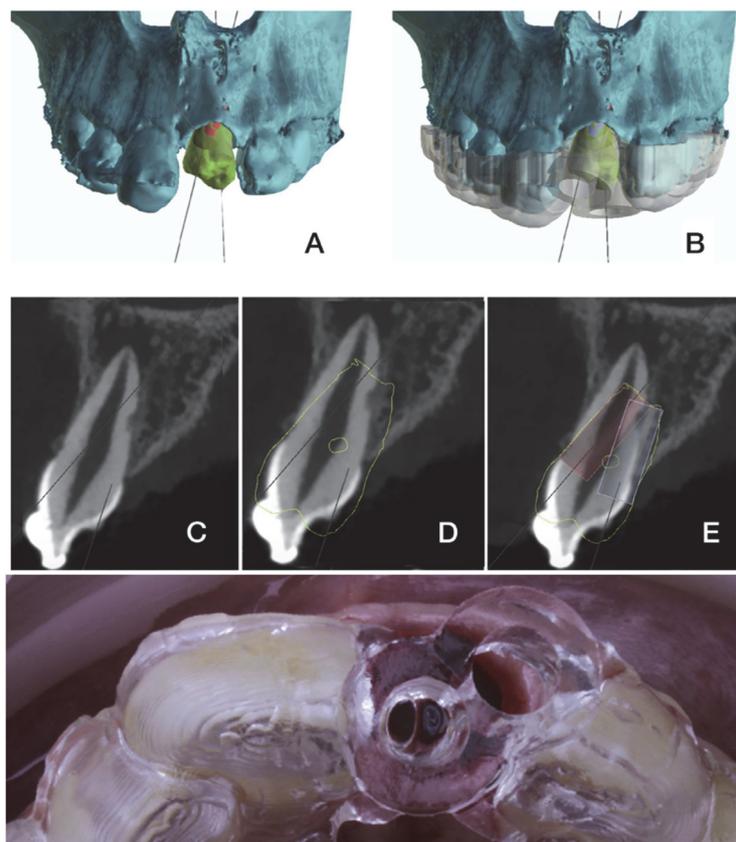


Fig. 109 Résumé du flux numérique pour une autotransplantation.
EzEldeen (82)

Shahbazian (244) a démontré que bien que le CBCT ait une résolution de contraste inférieure à celle du scanner conventionnel, ce qui entraîne une moindre précision pour la segmentation, il donne tout de même des résultats très bons et fiables. En effet, dans les répliques, 79% des points de surface étaient compris entre + et - 0,25 mm, 3% étaient surestimés (>0,25 mm) et 18% étaient sous-estimés (<-0,25 mm).

Lucas-Taulé & al (155) proposent de réaliser en plus de la réplique du transplant, un guide stéréolithographique pour le forage alvéolaire, sa conception et réalisation se fait de la manière suivante :

- Un axe de forage séquentiel a été planifié grâce à des implants personnalisés d'une longueur et d'un diamètre actifs égaux à ceux des fraises de chirurgie guidée. L'axe d'insertion idéal a été réglé (Fig. 110-B), puis les forages virtuels ont été orientés pour couvrir le contour externe des dents transplantées numériquement (Fig. 110 C-D-E). Deux à quatre forages peuvent être nécessaires en fonction des dimensions de la dent, et lorsque les émergences des axes de forage sont trop proches les unes des autres, 2 guides sont conçus.
- Par la suite, le contour du guide chirurgical a été déterminé, et une épaisseur minimale de 2 mm a été choisie pour assurer une résistance adéquate sans compromettre le confort de l'opérateur.
- Le guide chirurgical et le modèle répliqué de la dent ont été exportés sous forme de fichiers STL binaires puis imprimés.



*Fig. 110 Réalisation d'une guide de forage.
Lucas-Taulé & al (155)*

4.4. Illustration clinique

La patiente Elisa A., 11 ans se présente en consultation au service ODF de l'APHM.

Elle présente une persistance de la 73 avec mobilité augmentée, une classe II par rétromandibulie et elle est en denture adolescente selon DEMOGE.

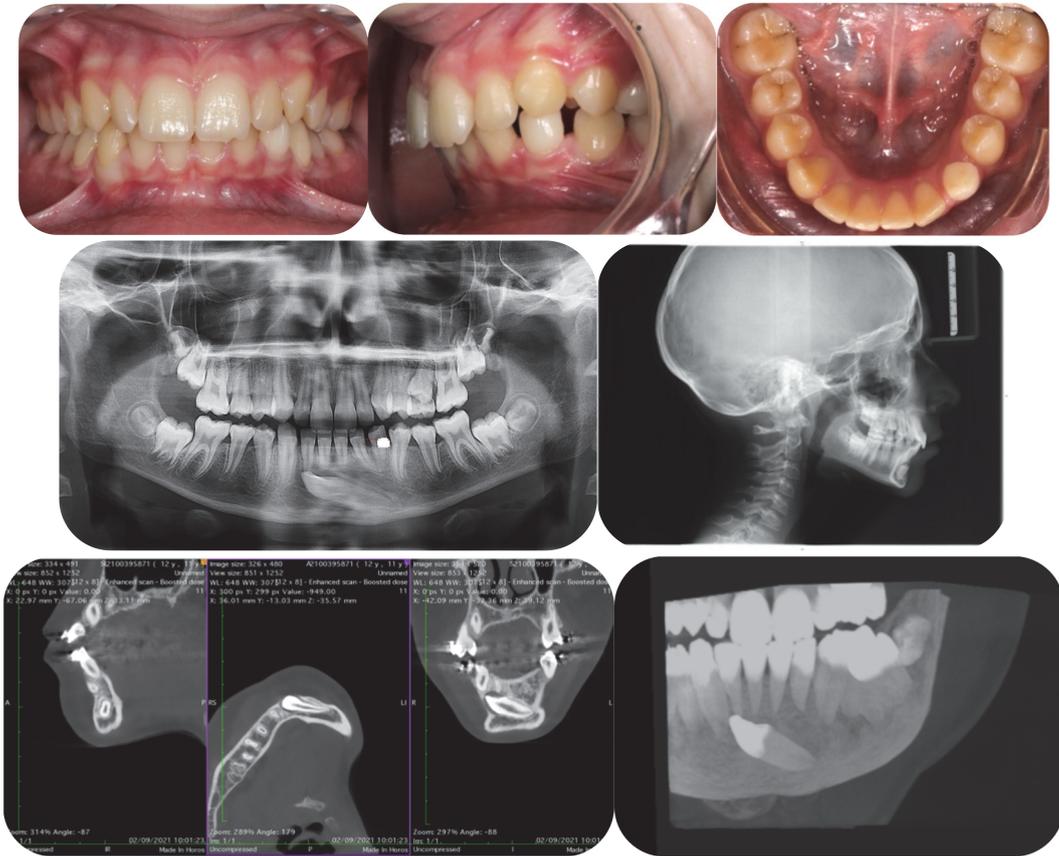


Fig. 111 Documents orthodontiques initiaux : Photos cliniques intra-orales, examens 2D, examens 3D : vues multiplanaires et rendu volumétrique.
Collection personnelle.

La décision thérapeutique de réaliser une autotransplantation sur arcade de la 33 incluse est prise :

- Le déplacement orthodontique après dégagement est une solution que nous avons rejetée car la traction de la dent serait très longue et gênante pour la patiente, l'éruption en muqueuse alvéolaire majorerait le risque de complications et de ré-intervention parodontales, et enfin le risque de lésion radiculaire des incisives est très important (proximité importante au CBCT) ;
- De plus la canine ne peut pas rester en position symphysaire, car patiente présente une rétro-mandibulie et pour exploiter son potentiel de croissance résiduel, il faut mettre en place une mécanique inter arcade de classe II et une lecture des informations de torque radiculo-vestibulaire (3^{ème} ordre), mouvements impossibles à réaliser tant que la canine est en position symphysaire.

Planification orthodontique et chirurgicale :

- Appareillage multibagues bi-maxillaire et préparation de l'espace mésio-distal pour aménager l'espace de transplantation : augmentation de l'espace entre 32 et 34. Durant la préparation, la canine lactéale est tombée, accentuant le défaut osseux alvéolaire ;
- Planification et impression 3D de la réplique du transplant par Arnaud Marchadier du laboratoire Orthomoov (simulation numérique : validation du repositionnement, des espaces mésio-distal et vestibulo-lingual et impression de deux répliques de la 33).



Fig. 112 Panoramic issue du CBCT de réévaluation après préparation ODF.
Courtoisie Debortoli Cyril.

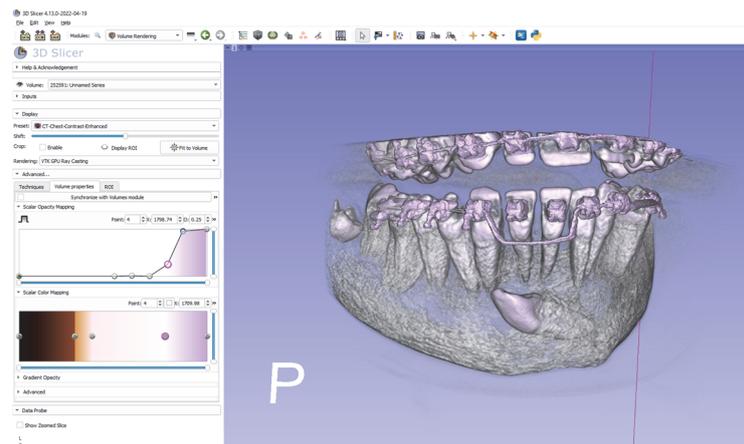


Fig 113 Illustration du logiciel SLICER, utilisé pour la visualisation en volume rendering.
Courtoisie Arnaud Marchadier, Orthomoov.

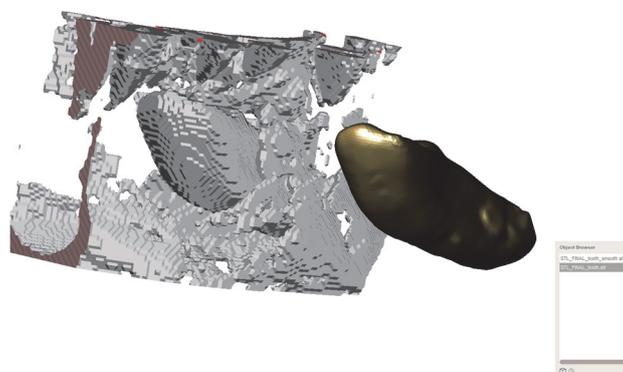
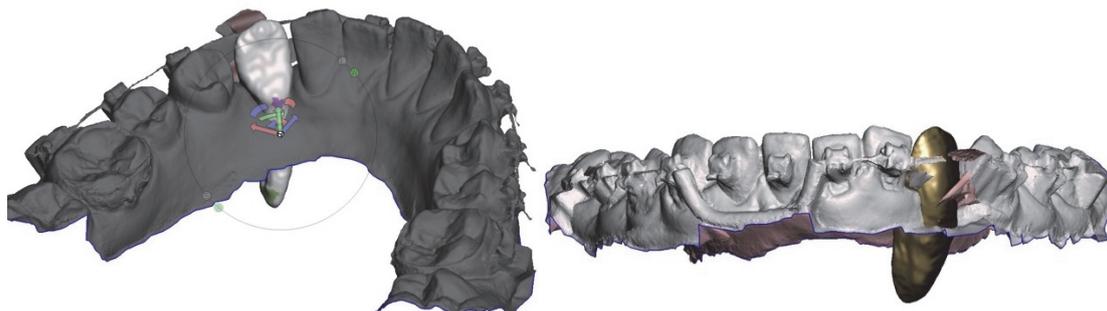
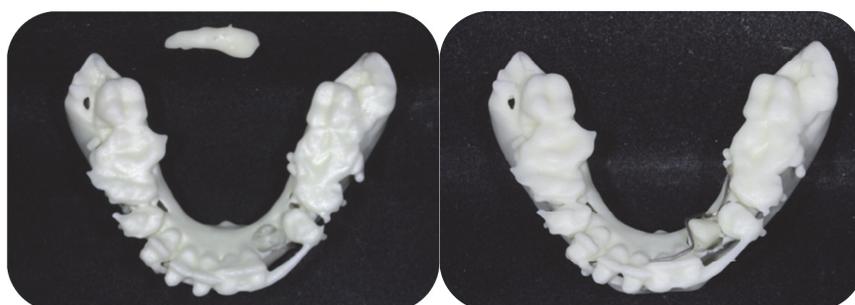


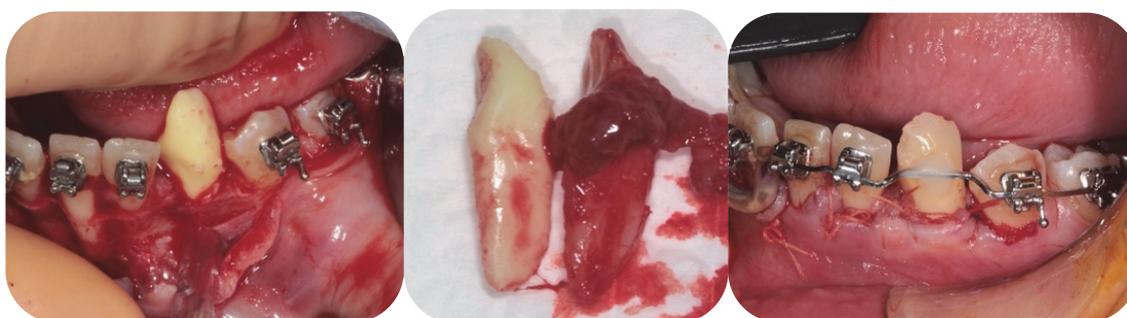
Fig. 114 Illustration du traitement de surface appliqué sur la surface brute extraite avec Seg3D (à gauche) et de la surface de la dent après post-traitement (à droite).
Courtoisie Arnaud Marchadier, Orthomoov.



*Fig. 115 Illustration en rendu surfacique de l'intégration de la dent incluse dans sa position post chirurgicale, logiciel MeshMixer.
Courtoisie Arnaud Marchadier, Orthomooov.*



*Fig. 116 Réplique du transplant et moulage de travail imprimés.
Collection personnelle.*



*Fig. 117 Photographie per opératoire, à gauche essai de la réplique et fraisage jusqu'à insertion sans contrainte, au centre comparaison des 2 dents, à droite le transplant sur arcade.
Chirurgie réalisée par le Dr Jean-Hugues Catherine
Collection personnelle.*

La chirurgie a été réalisée sous anesthésie générale à l'Hôpital Nord de Marseille, par le Dr Jean-Hugues Catherine.

La 33 incluse a été dégagée et sortie de la symphyse mentonnière une fois le forage réalisé et la réplique insérée sur arcade.

Comme décrit dans la littérature (244), la réplique été légèrement sous dimensionnée, de ce fait, le transplant n'a pas pu être inséré immédiatement au premier essai. Il a été placé dans une solution de sérum physiologique, l'alvéole a été retravaillée puis il a été placé et une contention a été réalisée.

La patiente est revue par le chirurgien à 15 jours puis pour un contrôle ODF à 1 mois avec dépose de la contention : test au froid positif, mobilité physiologique.

5.2. Intérêt du CBCT

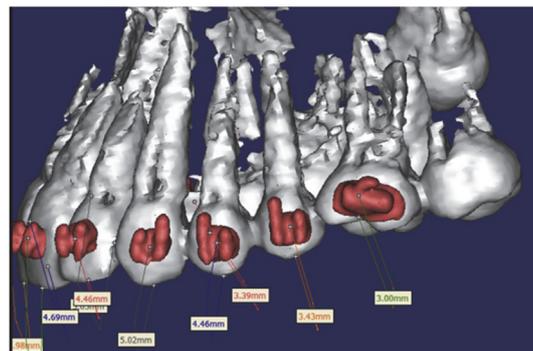
La position exacte des racines dentaires n'est pas observable de manière exhaustive en condition clinique. Par conséquent, des radiographies traditionnelles en 2 dimensions, telles que des images panoramiques sont utilisées pour évaluer les changements dans l'angulation couronne-racine mésiodistale et buccolinguale. Avec l'émergence du CBCT comme outil performant de diagnostic, il est maintenant possible de faire une évaluation tridimensionnelle plus précise de l'anatomie radicaire ainsi que des angulations dans le 2^{ème} et 3^{ème} ordre (170).



*Fig. 120 Superposition du CBCT et du modèle numérique à l'aide du logiciel OrthoAnalyzerTM.
Yilmaz & al (285)*

Le collage numérique indirect, réalisé en utilisant uniquement des scans CBCT pour réduire l'erreur angulaire et améliorer les résultats du traitement n'est pas assez précis au niveau surfacique. Actuellement, la combinaison d'un modèle numérique et du CBCT est recommandée pour augmenter la précision du collage indirect (250).

De nombreuses études montrent une amélioration de la précision du placement des attaches en méthode indirecte lorsque le CBCT est associé au modèle numérique (285), avec différences de mesures angulaires méso-distales allant de 2 à 9°.



*Fig. 121 Placement précis des boitiers avec visualisation des racines.
El-Timamy & al (77)*

5.3. Limites

La littérature rapporte que le collage indirect numérique n'apporte actuellement pas de réels avantages cliniques significatifs en termes de précision par rapport au collage direct ou indirect (125). En effet, le processus de transfert est à l'origine de la majorité des erreurs (98), un protocole de placement des brackets par CBCT améliorera donc la planification de leur positionnement, mais pas les erreurs de transfert.

De plus, comme avec tout collage indirect, les cas présentant un encombrement important empêchent une position correcte du support et des brackets.

Enfin, l'irradiation induite par le CBCT n'est pas justifiée pour le bénéfice qu'il procure. Bien que les images CBCT semblent être le gold standard pour l'évaluation des racines par rapport aux radiographies et modèles traditionnels, la dose de radiation limite donc toujours l'utilisation clinique, surtout dans les populations pédiatriques.

6. CBCT et planification du déplacement dentaire : à propos d'un cas transposition primaire

Dorian, 13 ans se présente en transfert de dossier au service de l'APHM avec une transposition vraie (apex) de la première prémolaire droite en place de canine mais avec la couronne en bonne position. Nous proposons au patient et à ses parents une alternative à l'extraction de cette dent : « tenter » un repositionnement de l'apex à sa place, (l'option de conserver cette transposition n'a pas été retenue) en évoquant les inconvénients de cette approche :

- Risque de résorptions radiculaires de 13 et 14 ;
- Risque d'aggravation de l'état parodontal de 13 (faible hauteur de tissu kératinisé et paroi alvéolaire fine) ;

Mais également ses avantages :

- Absence d'avulsion ;
- Classe I molaire ;
- Situation symétrique en fin de traitement.



Fig. 122 Situation initiale intra-orale lors du bilan orthodontique en octobre 2020 : on observe la 14 versée et en rotation, on devine la position de la canine avec la voussure gingivale.

Collection personnelle



*Fig. 123 Situation radiographique en octobre 2020, la coupe axiale montre une position plus mésiale et palatine des racines de 14 par rapport à 13
Collection personnelle.*

La prise en charge de cette transposition ne peut pas se faire en technique conventionnelle, c'est-à-dire en commençant par un nivellement et un alignement avec un arc droit souple super élastique ou à mémoire de forme type NiTi .

En effet les informations dans les 3 ordres doivent être contrôlées, pour cela nous avons réalisé un fil en TMA 19.25 plié de façon à être passif après collage des brackets du patient.

Grâce aux images issues du CBCT, nous avons déterminé les mouvements radiculaires à faire afin de repositionner cet apex :

- 1^{er} ordre : Distorotation vestibulaire avec le moins possible de méso-rotation palatine
- 2^{ème} ordre : TIP forward radiculaire pour repositionner l'apex
- 3^{ème} ordre : Lecture de torque radiculo-palatin afin d'éloigner la racine de 14



Fig. 124 Lecture de torque radiculo-palatin et dans un second temps de TIP back radiculaire, (05/02/21)

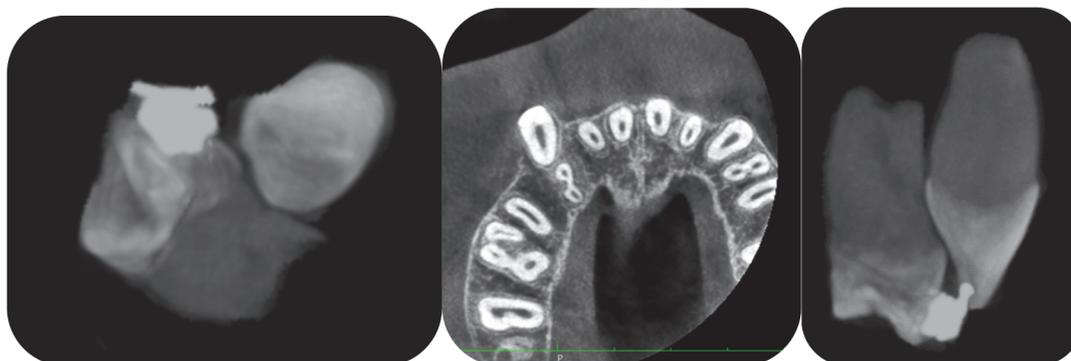


Fig. 125 Réévaluation CBCT du 22/02/21 : Rendu volumétrique 3D avec vue par en dessous ; coupe axiale ; rendu volumétrique 3D vue arrière.

La situation radiographique du 22/02/21 montre un contrôle de la trajectoire radulaire de la 14, l'absence de résorptions et une réévaluation par CBCT post traitement a été prescrite.



30/10/2020

08/01/2021

29/06/2021

22/02/22

*Fig. 126 Photos intra-orales, évolution de la dent n°14 avant sa prise en charge avec un fil NiTi le 29/06/2021
Collection personnelle.*

Conclusion et perspectives

L'ensemble de cet exposé permet d'envisager le CBCT comme un examen diagnostique complémentaire de première intention. La littérature tend à démontrer sa supériorité sur l'imagerie conventionnelle 2D et son rôle dans l'analyse céphalométrique, l'évaluation des dysmorphoses et asymétries, des pathologies alvéolo-dentaires ou encore du stade de maturation sutural a été largement démontré.

En outre, aujourd'hui associé aux scans intra-oraux et imprimantes 3D, le CBCT est intégré dans le flux de travail numérique. Cela offre de nouvelles perspectives thérapeutiques individualisées, pour la réalisation d'appareillages et de dispositifs chirurgicaux anatomiquement adaptés (minivis, plaque d'ostéotomie, gouttière de repositionnement chirurgicale), et pour l'amélioration du succès de certains gestes tels que l'autotransplantation.

Pourtant, le CBCT n'est actuellement recommandé que dans les situations où les radiographies conventionnelles n'apportent pas de réponse adéquate aux questions d'ordre clinique.

Cette attitude devrait évoluer à l'avenir si la littérature parvient à démontrer le bénéfice réel pour les patients de l'utilisation systématique du CBCT. De plus, les limitations induites par les principes de radioprotection pourraient bientôt être levées grâce aux nouvelles évolutions technologiques et le développement de protocoles low dose.

A terme, l'imagerie diagnostique radiographique et la planification thérapeutique par cone beam feront donc partie intégrante de la prise en charge orthodontique. Associé aux scans optiques intra oraux et aux photographies 3D, il permettra une reconstitution tridimensionnelle fidèle et exhaustive du patient.

Il faut cependant garder à l'esprit qu'un excès d'information risque de noyer les données utiles pour traiter nos patients, et que l'appréciation clinique prime et doit guider nos décisions thérapeutiques.

Table des figures

Fig. 1	<i>Principe général de la tomographie volumique à faisceau conique Hauret & Hodez</i>	2
Fig. 2	<i>Principe de fonctionnement du CBCT, Makdissi & al, 2013</i>	3
Fig. 3	<i>Les trois étapes pour l'obtention et l'utilisation d'une image CBCT</i>	3
Fig. 4	<i>Schéma des composants d'un tube à rayons X Pauwels & al, 2015</i>	4
Fig. 5	<i>Principe d'acquisition du CBCT Schmittbuhl & al, 2019</i>	5
Fig. 6	<i>Exemples de quatre grandes catégories de tailles de FOV utilisées en CBCT dentaire et maxillo-facial. Pauwels & al, 2018</i>	6
Fig. 7	<i>Différentes modalités d'acquisition en imagerie 3D. Schmittbuhl & al</i>	7
Fig. 8	<i>Caractéristiques géométriques d'une coupe numérique matricielle et du Pixel Dillenseger et Moerschel, 2016</i>	7
Fig. 9	<i>Représentation imagée d'un voxel cubique. Garib & al, 2014</i>	8
Fig. 10	<i>Comparaison des deux volumes reconstruits Scarfe & Farman, 2008</i>	9
Fig. 11	<i>Différences d'acquisition et de reconstruction entre CBCT et CT-scan Scarfe & Farman, 2008</i>	10
Fig. 12	<i>L'image originale peut être comparée à une image lissée montrant une résolution spatiale et un bruit réduit, à une image avec une résolution de contraste réduite, à une image avec un bruit artificiel ajouté Pauwels & al,</i>	11
Fig. 13	<i>L'augmentation de la taille du voxel réduit la résolution spatiale et le bruit de l'image. Pauwels & al,</i>	12
Fig. 14	<i>L'augmentation artificielle du bruit de l'image. Pauwels & al,.....</i>	13
Fig. 15	<i>Coupe axiale avec artéfacts sous forme de stries dus à un appareillage multibagues métallique. Collection personnelle, logiciel Horos</i>	14
Fig. 16	<i>Les mouvements du patient pendant l'acquisition du CBCT donnent lieu à des coupes floues. Collection personnelle, Logiciel Horos</i>	14
Fig. 17	<i>Images axiales obtenues à 90 kV et 17,5s d'exposition avec 1 mA et 7 mA Pauwels & al,.....</i>	16
Fig. 18	<i>Images axiales à 60 kV, 75 kV et 90 kV acquises par un CBCT opérant à 5 mA et un temps d'exposition de 17,5 s, montrant l'effet de l'augmentation du kilovoltage sur la qualité de l'image, comme le bruit. Pauwels & al,</i>	16
Fig. 19	<i>Reconstruction d'une coupe axiale utilisant 18 et 180 projections. Pauwels & al,</i>	17
Fig. 20	<i>Illustration des différents modes d'affichage des données CBCT Scarfe & Farman, 2008</i>	19
Fig. 21	<i>Image CBCT axiale orthogonale avec images MPR para sagittales et transaxiales correspondant respectivement au grand axe du corps de la mandibule et à la projection en coupe bucco-linguale. Scarfe al, 2018</i>	19
Fig. 22.	<i>Les méthodes de rendu volumétrique indirect (IVR) telles que le SSD et le rendu volumétrique direct (DVR) telles que le MIP_Scarfe & al, 2018</i>	20
Fig. 23	<i>Schéma des différentes étapes de la production d'image CBCT Pauwels & al, 2018</i>	21

Fig. 24.	<i>Recommandations actuelles de prescription du CBCT</i>	26
Fig. 25	<i>Dosimétrie comparative selon la FFO 2017.</i>	27
Fig. 26	<i>Paramètres de configuration CBCT low dose</i>	29
Fig. 27	<i>Le premier céphalomètre exposé à Cleveland, Ohio en 1970. Hans & al, 2015</i>	30
Fig. 28	<i>Principe de la téléradiographie Bourriau & al, 1999</i>	31
Fig. 29	<i>Points, ligne et plan de l'analyse céphalométrique de profil et de face selon Ricketts. Dumitrache & al, 2013</i>	32
Fig. 30	<i>Trois axes de directions possibles pour une erreur d'alignement du patient Ahlqvist et al, 1986</i>	33
Fig. 31	<i>Le plan de l'objet coïncide avec le plan du céphalostat ou bien tourne autour de l'axe z Ahlqvist & Al, 1983</i>	34
Fig. 32	<i>Architecture du système. La structure des CNN-PC et CNN-PE (réseaux de neurones convolutifs pour la classification des patchs et l'estimation des points) Tanikawa & Al, 2021</i>	35
Fig. 33	<i>Panoramique et téléradiographie de profils reconstruites à partir d'une acquisition CBCT Harell & al, 2018</i>	37
Fig. 34	<i>Vue oblique droite d'un patient reconstitué à partir de l'intégration de la photographie : scan de surface et des données CBCT</i>	38
Fig. 35	<i>Rendu volumétrique latéral avec analyse céphalométrique 3D et image comparable à une image de céphalométrie 2D, les deux issus d'un CBCT Harrell & al, 2018</i>	39
Fig. 36	<i>Construction d'images céphalométriques latérales obtenues par sommes de rayons à partir de l'augmentation progressive de l'épaisseur du plan de référence sagittal Farman & al, 2006</i>	41
Fig. 37	<i>Orientation du modèle virtuel 3D avant de générer le céphalogramme 2D. Kumar & al, 2008</i>	41
Fig. 38	<i>Sujet avec une asymétrie mandibulaire Kumar & Ludlow, 2008</i>	42
Fig. 39	<i>Fenêtre de localisation des points de repère affichant les trois vues MPR avec un volume squelettique rendu en surface. Ludlow & al,</i>	42
Fig. 40	<i>Projections volumétriques à rendu de surface dérivées du logiciel Dolphin 3D montrant la séquence d'identification des repères anatomiques Periago & Farman, 2008</i>	43
Fig. 41	<i>Détermination du plan horizontal et du système de référence Swennen & al, 2006</i>	44
Fig. 42	<i>Mise en place de repères céphalométriques 3D des tissus durs. Céphalogrammes latéraux et frontaux virtuels liés. Swennen & al, 2006</i>	44
Fig. 43	<i>Mesures effectuées de gauche à droite sur : téléradiographie de profil ; reconstruction sagittale ; coupe antéro-postérieure en mode MPR. Barreto & al, 2020</i>	45
Fig. 44	<i>Différentes mesures : expansion du plancher nasal ; expansion de la couronne, inclinaison de la dent ; inclinaison alvéolaire ; perte de hauteur de l'os alvéolaire buccal et épaisseur de l'os alvéolaire buccal. Moon & al, 2020</i>	48

Fig. 45	Réévaluation CBCT post expansion. Cantarella & al, 2020	48
Fig. 46	Visualisation en mode MIP, d'un patient adulte présentant une rétrognathie maxillaire associée à une latéromandibulie droite entraînant une occlusion inversée antérieure et latérale droite. Maeda et al, 2006	49
Fig. 47	Imagerie 3D diagnostique, pré-chirurgicale et post-chirurgicale Faure & al,	49
Fig. 48	Repères topographiques placés sur le visage d'un patient pour l'analyse proportionnelle de Farkas/Mayes. Images acquises sur un système 3dMD Vultus	50
Fig. 49	Superposition des images issues du CBCT et photographies faciales 3D d'un sujet. Nahm et al. 2014	51
Fig. 50	Panoramique reconstruite, rendu de surface en vue latérale droit et images axiales séquentielles d'un patient présentant une hypoplasie maxillaire avec déficience transversale et fente unilatérale droite complète et une mésiosition du secteur droit. Scarfe & al, 2018	53
Fig. 51	Coupe axiale d'un patient atteint d'une FLAP bilatérale droite, agénésie de 22 et 23 dans la fente. Projet DIMITRA, 2017	54
Fig. 52	Coupe axiale d'évaluation du volume alvéolaire, 4 ans après alvéoloplastie précoce, on observe la migration de la canine dans le greffon. Godenèche & al	54
Fig. 53	Radiographie panoramique bidimensionnelle et rendu volumique 3D d'une jeune femme de 15 ans avec une canine maxillaire droite incluse. Alqerban & al, 2013	57
Fig. 54	Intérêt du CBCT dans le diagnostic d'une résorption radiculaire sur la dent 22. Le Gall & al, 2021	58
Fig. 55	Dimension antéro-postérieure pour l'extrémité de la pointe canine et l'extrémité de la racine Kau & al	59
Fig. 56	Dimension verticale l'extrémité de la pointe canine et l'extrémité de la racine Kau & al	59
Fig. 57	Déviations de l'arcade occlusale Kau & al	59
Fig. 58	Évaluation de l'indice KPG d'une canine présentant une impaction et dont le traitement est modérément difficile. Kau & al	60
Fig. 59	Panoramique reconstituée, projection frontale à intensité maximale, et images séquentielles en coupes sagittales de 1 mm d'épaisseur : l'imagerie explique l'échec du mouvement orthodontique de l'incisive centrale maxillaire gauche par le diagnostic d'une dilacération corono-radiculaire sévère au milieu de la racine de cette dent empêche tout mouvement et alignement contrôlés.....	61
Fig. 60	Coupe sagittale d'une dent invaginatus Projet DIMITRA, 2017	61
Fig. 61	Les différentes sutures du maxillaire, Angelieri & al, 2017	62
Fig. 62	Disjoncteur Hyrax. Collection personnelle	63
Fig. 63	Tableau recensant les différentes étapes du développement morphologique de la suture palatine, illustrations schématiques et coupes histologiques frontales. Melsen, 1975	64
Fig. 64	Standardisation de la position de la tête et détermination de la coupe axiale Angelieri & Al 2013	66

Fig. 65	<i>Standardisation de la position de la tête et détermination de la coupe axiale chez les sujets au palais incurvé Angelieri & al 2013</i>	66
Fig. 66	<i>Pour les sujets au palais profond. Angelieri & al 2013</i>	67
Fig. 67	<i>Stade A selon Angelieri & al 2013, Collection personnelle, logiciel HOROS</i>	67
Fig. 68	<i>Stade B selon Angelieri & al 2013, Collection personnelle, logiciel HOROS</i>	67
Fig. 69	<i>Stade C selon Angelieri & al,</i>	68
Fig. 70	<i>Stade D selon Angelieri & al 2013 Collection personnelle, logiciel HOROS</i>	68
Fig. 71	<i>Stade E selon Angelieri & al,</i>	68
Fig. 72	<i>Représentation schématique des stades de maturation Angelieri & al 2013</i>	69
Fig. 73	<i>Arbre décisionnel pour classifier la maturation d'une suture palatine Angelieri & Al 2013</i>	69
Fig. 74	<i>Zones utilisées pour déterminer les valeurs moyennes de densité de gris. Grünheid & al</i>	71
Fig. 75	<i>Visualisation de la ZMS sur les coupes axiale et coronale. Angelieri & al, 2017</i>	73
Fig. 76	<i>Visualisation de la ZMS sur les coupes sagittale, axiale et coronale. Angelieri & al, 2017</i>	74
Fig. 77	<i>Visualisation de la ZMS sur la coupe axiale afin de déterminer son stade de maturation. Angelieri & al, 2017</i>	74
Fig. 78	<i>stades A, B, C, D et E, Angelieri & al, 2017</i>	74
Fig. 79	<i>Pour les patients qui présentent un sinus maxillaire large, les ZMS peuvent être placées sur la paroi latérale du sinus maxillaire. Angelieri & al, 2017</i>	75
Fig. 80	<i>Les mesures parodontales des défauts osseux ont été obtenues à des emplacements reproductibles à l'aide de marqueurs de gutta-percha et d'une sonde parodontale, de radiographies rétro-alvéolaire et d'une règle numérique utilisant un logiciel de tomographie à faisceau conique Misch & al, 2006</i>	76
Fig. 81	<i>Exemple de mesure de l'épaisseur vestibulaire de la paroi alvéolaire (BBT) en utilisant les paramètres d'acquisition CBCT "long scan", "default scan", et "short scan" Cook & al, 2014</i>	77
Fig. 82	<i>Définition du SAHOS, HAS 2014</i>	78
Fig. 83	<i>Définition du niveau de sévérité du SAHOS, HAS 2014</i>	79
Fig. 84	<i>Images CBCT frontales et sagittales identifiant le nasopharynx, l'oropharynx et l'hypopharynx Melo & al,</i>	80
Fig. 85	<i>Coupes axiales du naso- de l'oro- et laryngo-pharynx avec visualisation de la surface des VAS Melo & al,</i>	81
Fig. 86	<i>Rendu volumétrique des VAS, virtuellement découpées en 5 parties. Lenza & al, 2010</i>	81
Fig. 87	<i>Une vue coronale CBCT montre que le septum nasal est dévié vers la gauche avec un éperon osseux, il y a également une inflammation muqueuse du sinus maxillaire gauche. Yang & al, 2018</i>	82
Fig. 88	<i>Reconstruction volumique d'images CBCT montrant des tonsillolithes à l'intérieur des amygdales. Yang & al, 2018</i>	83

Fig. 89	<i>Rendu volumique cbct montrant une série de trois calculs lithiasique répartis le long du canal de la glande submandibulaire gauche. Yang & al, 2018</i>	83
Fig. 90	<i>Images coronale et sagittale d'une femme de 48 ans qui s'est présentée pour des implants dentaires et qui présentait de multiples lésions ostéolytiques impliquant plusieurs vertèbres cervicales. Une évaluation médicale complémentaire a confirmé le diagnostic de myélome multiple. Yang & al, 2018</i>	84
Fig. 91	<i>Image axiale de calcification de l'artère carotide qui se trouve latéralement par rapport aux voies respiratoires, antérolatéralement par rapport au processus transverse ipsilatéral de C3 et dorsalement par rapport à l'os hyoïde Yang & al, 2018</i>	84
Fig. 92	<i>Superposition des fichiers STL par alignement des points. Cantarella & al, 2020</i>	87
Fig. 93	<i>Superposition du modèle digital STL en rouge sur le DICOM Lo Giudice & al, 2020</i>	87
Fig. 94	<i>Tableau des différents logiciels sur le marché selon Cevidanes & al</i>	89
Fig. 95	<i>Rendu volumétrique du CBCT grand champ, enregistrement de la relation centrée inter arcade. Cevidanes & al, 2018</i>	90
Fig. 96	<i>Orientation du volume 3D segmenté par les plans de référence : plan horizontal de Francfort, plan sagittal médian et plan transporionique. Cevidanes & al, 2018</i>	90
Fig. 97	<i>Rendu volumique avec surface l'emplacement des sites d'ostéotomie bilatérale de division sagittale et le repositionnement des segments. La direction du vecteur et l'amplitude du déplacement sont chiffrés. Cevidanes & al, 2018</i>	91
Fig. 98	<i>Vues latérale gauche, frontale et latérale droite d'un rendu volumétrique après ostéotomie de Le Fort et après avancée mandibulaire et génioplastie. Cevidanes & al, 2018</i>	92
Fig. 99	<i>Les gouttières intermédiaire et finale imprimées en résine stérilisable de classe IA. Cevidanes & al, 2018</i>	92
Fig. 100	<i>Photos endobuccales et vues multiplanaires CBCT d'une minivis de 1,5 mm x 9 mm posée en vestibulaire, en inter-radicaire des dents 25 et 26. Collection personnelle.</i>	94
Fig. 101	<i>Zone de sécurité dans le palais antérieur Winsaeur & al, 2014</i>	95
Fig. 102	<i>Placement virtuel de la minivis. Qiu & al</i>	96
Fig. 103	<i>Réalisation numérique, impression et utilisation du guide chirurgical. Qiu & al</i>	96
Fig. 104	<i>Superposition du fichier .stl et DICOM</i>	97
Fig. 105	<i>Le fichier .stl positif du disjoncteur, son négatif qui est placé sur le fichier DICOM Lo Giudice & Al, 2020</i>	97
Fig. 106	<i>Impression des deux fichiers stl. fusionnés, validation du modèle, et pose des minivis. Lo Giudice & al, 2020</i>	97
Fig. 107	<i>Arbre décisionnel posant l'indication d'une autotransplantation Janssens & Al, 2020</i>	98

<i>Fig. 108 Résultats de l'autotransplantation de 100 dents avec ou sans utilisation du CBCT. EzEldeen & al, 2019</i>	100
<i>Fig. 109 Résumé du flux numérique pour une autotransplantation. EzEldeen</i>	101
<i>Fig. 110 Réalisation d'une guide de forage. Lucas-Taulé & al</i>	102
<i>Fig. 111 Documents orthodontiques initiaux : Photos cliniques intra-orales, examens 2D, examens 3D : vues multiplanaires et rendu volumétrique. Collection personnelle.</i>	103
<i>Fig. 112 Panoramique issue du CBCT de réévaluation après préparation ODF. Courtoisie Debortoli Cyril.</i>	104
<i>Fig. 113 Illustration du logiciel SLICER, utilisé pour la visualisation en volume rendering. Courtoisie Arnaud Marchadier, Orthomoov.</i>	104
<i>Fig. 114 Illustration du traitement de surface appliqué sur la surface brute extraite avec Seg3D et de la surface de la dent après post-traitement Courtoisie Arnaud Marchadier, Orthomoov.</i>	104
<i>Fig. 115 Illustration en rendu surfacique de l'intégration de la dent incluse dans sa position post chirurgicale, logiciel MeshMixer. Courtoisie Arnaud Marchadier, Orthomoov.</i>	105
<i>Fig. 116 Réplique du transplante et moulage de travail imprimés. Collection personnelle.</i>	105
<i>Fig. 117 Photographie per opératoire, à gauche essayage de la réplique et fraisage jusqu'à insertion sans contrainte, au centre comparaison des 2 dents, à droite le transplante sur arcade. Chirurgie réalisée par le Dr Jean-Hugues Catherine Collection personnelle.</i>	105
<i>Fig. 118 Photographie intra-orale de la situation de la 33 à 1 mois post-opératoire. Collection personnelle.</i>	106
<i>Fig. 119 Placement virtuel des attaches sur le modèle numérique, logiciel OrthoAnalyser. Yilmaz & al</i>	106
<i>Fig. 120 Superposition du CBCT et du modèle numérique à l'aide du logiciel OrthoAnalyzerTM. Yilmaz & al</i>	107
<i>Fig. 121 Placement précis des boîtiers avec visualisation des racines. El-Timamy & al</i>	107
<i>Fig. 122 Situation initiale intra-orale lors du bilan orthodontique en octobre 2020 : on observe la 14 versée et en rotation, on devine la position de la canine avec la voussure gingivale. Collection personnelle</i>	108
<i>Fig. 123 Situation radiographique en octobre 2020, la coupe axiale montre une position plus mésiale et palatine des racines de 14 par rapport à 13 Collection personnelle.</i>	109
<i>Fig. 124 Lecture de torque radiculo-palatin et dans un second temps de TIP back radiculaire,</i>	109
<i>Fig. 125 Réévaluation CBCT: Rendu volumétrique 3D avec vue par en dessous ; coupe axiale ; rendu volumétrique 3D vue arrière.</i>	109
<i>Fig. 126 Photos intra-orales, évolution de la dent n°14 avant sa prise en charge avec un fil NiTi le 29/06/2021 Collection personnelle.</i>	110

Bibliographie

1. Admin_SfOdF. Dictionnaire d'Orthognathodontie [Internet]. SFODF. [cité 1 févr 2022]. Disponible sur: http://www.sfodf.org/avada_portfolio/dictionnaire-dorthognathodontie/
2. Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES). Indications de l'orthopédie dento-faciale et dento-maxillo faciale chez l'enfant et l'adolescent. *Acta Endosc.* avr 1998;28(2):151-5.
3. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The Cephalographic Projection. *Dentomaxillofacial Radiology.* juin 1983;12(2):101-8.
4. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *The European Journal of Orthodontics.* 1 août 1986;8(3):141-8.
5. Alkhayer A, Piffkó J, Lippold C, Segatto E. Accuracy of virtual planning in orthognathic surgery: a systematic review. *Head Face Med.* 4 déc 2020;16(1):34.
6. Alqerban A, Hedesiu M, Baciut M, Nackaerts O, Jacobs R, Fieuws S, et al. Pre-surgical treatment planning of maxillary canine impactions using panoramic vs cone beam CT imaging. *Dentomaxillofacial Radiology.* oct 2013;42(9):20130157.
7. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *Eur J Orthod.* févr 2011;33(1):93-102.
8. Alqerban A, Jacobs R, Lambrechts P, Loozen G, Willems G. Root resorption of the maxillary lateral incisor caused by impacted canine: a literature review. *Clin Oral Investig.* sept 2009;13(3):247-55.
9. Alsufyani N, Flores-Mir C, Major P. Three-dimensional segmentation of the upper airway using cone beam CT: a systematic review. *Dentomaxillofacial Radiology.* The British Institute of Radiology; mai 2012;41(4):276-84.
10. Amasya H, Yildirim D, Aydogan T, Kemaloglu N, Orhan K. Cervical vertebral maturation assessment on lateral cephalometric radiographs using artificial intelligence: comparison of machine learning classifier models. *Dentomaxillofac Radiol.* juill 2020;49(5):20190441.
11. Andreasen JO, Paulsen HU, Yu Z, Ahlquist R, Bayer T, Schwartz O. A long-term study of 370 autotransplanted premolars. Part I. Surgical procedures and standardized techniques for monitoring healing. *The European Journal of Orthodontics.* 1 févr 1990;12(1):3-13.
12. Andreasen JO, Paulsen HU, Yu Z, Bayer T, Schwartz O. A long-term study of 370 autotransplanted premolars. Part II. Tooth survival and pulp healing subsequent to transplantation. *The European Journal of Orthodontics.* 1 févr 1990;12(1):14-24.
13. Andreasen JO, Paulsen HU, Yu Z, Schwartz O. A long-term study of 370 autotransplanted premolars. Part III. Periodontal healing subsequent to transplantation. *The European Journal of Orthodontics.* 1 févr 1990;12(1):25-37.
14. Angelieri F, Cevidanes LHS, Franchi L, Gonçalves JR, Benavides E, McNamara Jr JA. Midpalatal suture maturation: Classification method for individual assessment before rapid maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* nov 2013;144(5):759-69.

15. Angelieri F, Franchi L, Cevidanes LHS, Bueno-Silva B, McNamara JA. Prediction of rapid maxillary expansion by assessing the maturation of the midpalatal suture on cone beam CT. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(6):115-25.
16. Angelieri F, Franchi L, Cevidanes LHS, Gonçalves JR, Nieri M, Wolford LM, et al. Cone beam computed tomography evaluation of midpalatal suture maturation in adults. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* déc 2017;46(12):1557-61.
17. Angelieri F, Franchi L, Cevidanes LHS, Hino CT, Nguyen T, McNamara Jr JA. Zygomaticomaxillary suture maturation: A predictor of maxillary protraction? Part I - A classification method. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2017;20(2):85-94.
18. Angelieri F, Ruellas AC, Yatabe MS, Cevidanes LHS, Franchi L, Toyama-Hino C, et al. Zygomaticomaxillary suture maturation: Part II—The influence of sutural maturation on the response to maxillary protraction. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2017;20(3):152-63.
19. Angell E. Treatment of irregularities of the permanent or adult teeth. *Dent Cosm* 1860;1:541–4. 599–600.
20. Antonini F, Borba AM, Pagnoncelli RM, Han M, Markiewicz MR, Miloro M. Does a learning curve exist for accuracy in three-dimensional planning for maxillary positioning in bimaxillary orthognathic surgery? *Int J Oral Maxillofac Surg.* juin 2020;49(6):787-93.
21. ASN. Principales dispositions réglementaires de radioprotection applicables en radiologie médicale et dentaire. 2021.
22. Atchison KA, Luke LS, White SC. An algorithm for ordering pretreatment orthodontic radiographs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* juill 1992;102(1):29-44.
23. Atchison KA, Luke LS, White SC. Contribution of pretreatment radiographs to orthodontists' decision making. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* févr 1991;71(2):238-45.
24. Baan F, de Waard O, Bruggink R, Xi T, Ongkosuwito EM, Maal TJJ. Virtual setup in orthodontics: planning and evaluation. *Clin Oral Invest.* juill 2020;24(7):2385-93.
25. Babayigit C. Impact des dysfonctions oro-faciales et des chirurgies sur l'os maxillaire des enfants atteints de fentes labio-alvéolo-palatines. 2017.
26. Baek C, Paeng J-Y, Lee JS, Hong J. Morphologic evaluation and classification of facial asymmetry using 3-dimensional computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg.* mai 2012;70(5):1161-9.
27. Bajaj K, Rathee P, Jain P, Panwar VR. Comparison of the Reliability of Anatomic Landmarks based on PA Cephalometric Radiographs and 3D CT Scans in Patients with Facial Asymmetry. *Int J Clin Pediatr Dent.* déc 2011;4(3):213-23.
28. Barghan S, Tahmasbi Arashlow M, Nair MK. Incidental Findings on Cone Beam Computed Tomography Studies outside of the Maxillofacial Skeleton. *Int J Dent.* 2016;2016:9196503.
29. Barreto MS, Barbosa I da S, Leite-Ribeiro PM, Araújo TM de, Sarmento VA. Accuracy of the measurements from multiplanar and sagittal reconstructions of CBCT. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2020;23(2):223-8.
30. Bassigny F. [Premonitory signs of impaction of upper canines: a preventive approach]. *Rev Orthop Dento Faciale.* 1990;24(1):91-102.

31. Baumgaertel S, Palomo JM, Palomo L, Hans MG. Reliability and accuracy of cone-beam computed tomography dental measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* juill 2009;136(1):19-25; discussion 25-28.
32. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. Conventional angular and linear measures. *American Journal of Orthodontics.* nov 1971;60(5):505-17.
33. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. Landmark identification. *American Journal of Orthodontics.* août 1971;60(2):111-27.
34. Behrents RG, Shelgikar AV, Conley RS, Flores-Mir C, Hans M, Levine M, et al. Obstructive sleep apnea and orthodontics: An American Association of Orthodontists White Paper. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1 juill 2019;156(1):13-28.e1.
35. Bell WH, Jacobs JD. Surgical-orthodontic correction of horizontal maxillary deficiency. *J Oral Surg.* déc 1979;37(12):897-902.
36. Bergersen E. Enlargement and distortion in cephalometric radiography. Compensation tables for linear measurements. *Angle Orthod* 50:3, 1980.
37. Berneburg M, Koos B, Kratochwil R, Godt A. Effects of head positioning on cephalometric measurements. *J Orofac Orthop.* 1 déc 2012;73(6):477-85.
38. Bjork A. The face in profile: an anthropological x-ray investigation on Swedish children and conscripts. *Svensk Tand Tidsskr.*, 1947;
39. Björk A, Helm S. Prediction of the age of maximum puberal growth in body height. *Angle Orthod.* avr 1967;37(2):134-43.
40. Björk A, Solow B. Measurement on Radiographs. *J Dent Res.* mai 1962;41(3):672-83.
41. Boileau M-J. Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte principes et moyens thérapeutiques Tome 1 [Internet]. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2011 [cité 7 juin 2021]. Disponible sur: <http://site.ebrary.com/id/10538518>
42. Botticelli S, Verna C, Cattaneo PM, Heidmann J, Melsen B. Two- versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *Eur J Orthod.* août 2011;33(4):344-9.
43. Bourriau J, Cabot I, Foucart J. Téléradiographie. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Odontologie/Stomatologie*, 23-455-E- 10, 1999, 9 p.
44. Broadbent BH. A new X-ray technique and its application to orthodontia *Angle Orthod*, 1 (1931), pp. 45-66.
45. Bushberg J. Science, Radiation Protection and the NCRP: Building on the Past, Looking to the Future. NCRP (National Council on Radiation Protection of United States) Annual Meeting. 2014;
46. Cantarella D, Savio G, Grigolato L, Zanata P, Berveglieri C, Lo Giudice A, et al. A New Methodology for the Digital Planning of Micro-Implant-Supported Maxillary Skeletal Expansion. *MDER.* mars 2020;Volume 13:93-106.
47. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshøj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* déc 2008;134(6):798-802.
48. Cevidanes LHC, Oliveira AEF, Grauer D, Styner M, Proffit WR. Clinical Application of 3D Imaging for Assessment of Treatment Outcomes. *Seminars in Orthodontics.* mars 2011;17(1):72-80.

49. Cevidanes LHC, Tucker S, Styner M, Kim H, Chapuis J, Reyes M, et al. Three-dimensional surgical simulation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. sept 2010;138(3):361-71.
50. Cevidanes LHS, Alhadidi A, Paniagua B, Styner M, Ludlow J, Mol A, et al. Three-dimensional quantification of mandibular asymmetry through cone-beam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. juin 2011;111(6):757-70.
51. Cevidanes LHS, Ruellas ACO, Scarfe WC. Orthodontic and Orthognathic Surgery Planning and Simulation Software. In: Scarfe WC, Angelopoulos C, éditeurs. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Principles, Techniques and Clinical Applications* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 28 nov 2021]. p. 715-43. Disponible sur: https://doi.org/10.1007/978-3-319-62061-9_19
52. Chaconas SJ, Caputo AA. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. *Am J Orthod*. déc 1982;82(6):492-501.
53. Chalakkal P, Thomas AM, Chopra S. Reliability of the magnification method for localisation of ectopic upper canines. *Aust Orthod J*. mai 2009;25(1):59-62.
54. Chanchala HP, Nandlal B, Murthy N, Shanbhog R. Validation of cone beam computed tomography-based classification method for individual assessment of mid-palatal suture with respect to clinical application among Indian children. *Indian Journal of Dental Research*. Wolters Kluwer Medknow Publications; 1 janv 2020;31(1):85-90.
55. Chen Z, Mo S, Fan X, You Y, Ye G, Zhou N. A Meta-analysis and Systematic Review Comparing the Effectiveness of Traditional and Virtual Surgical Planning for Orthognathic Surgery: Based on Randomized Clinical Trials. *J Oral Maxillofac Surg*. févr 2021;79(2):471.e1-471.e19.
56. Christensen LR. Digital workflows in contemporary orthodontics. *APOS*. Wolters Kluwer; 2017;7(1):12-8.
57. Colonna A. Association of the mid-palatal suture morphology to the age and to its density: A CBCT retrospective comparative observational study. 2021;8.
58. Cook VC, Timock AM, Crowe JJ, Wang M, Covell DA. Accuracy of alveolar bone measurements from cone beam computed tomography acquired using varying settings. *Orthod Craniofac Res*. avr 2015;18 Suppl 1:127-36.
59. Cordasco G, Portelli M, Militi A, Nucera R, Giudice AL, Gatto E, et al. Low-dose protocol of the spiral CT in orthodontics: comparative evaluation of entrance skin dose with traditional X-ray techniques. *Prog Orthod*. déc 2013;14(1):24.
60. Dalessandri D, Migliorati M, Rubiano R, Visconti L, Contardo L, Di Lenarda R, et al. Reliability of a Novel CBCT-Based 3D Classification System for Maxillary Canine Impactions in Orthodontics: The KPG Index. *ScientificWorldJournal*. 9 oct 2013;2013: 921234.
61. Dalessandri D, Salgarello S, Dalessandri M, Lazzaroni E, Piancino M, Paganelli C, et al. Determinants for success rates of temporary anchorage devices in orthodontics: a meta-analysis (n > 50). *European Journal of Orthodontics*. juin 2014;36(3):303-13.
62. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Reliability and the smallest detectable difference of measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. sept 2011;140(3):e107-114.

63. De Grauwe A, Ayaz I, Shujaat S. CBCT in orthodontics: a systematic review on justification of CBCT in a paediatric population prior to orthodontic treatment | *European Journal of Orthodontics* | Oxford Academic. oct 2018 [cité 10 avr 2022]; Disponible sur: <https://academic.oup.com/ejo/article/41/4/381/5142364>
64. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. juin 2009;38(6):609-25.
65. Deahl ST, Salome N, Hatch JP, Rugh JD. Practice-based comparison of direct and indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. déc 2007;132(6):738-42.
66. Delaire J. L'équilibre architectural en chirurgie maxillo-faciale en orthopédie dento faciale et en chirurgie orthognathique. *Orthod Fr* 1985, 56 : 353-364.
67. Delsol L, Chouvin M, Canal P, Orti V. Canines et incisives maxillaires incluses. Diagnostic et traitement. *Encyc Med Chir (Paris)*. 28-635-G-. oct 2008;
68. Devereux L, Moles D, Cunningham SJ, McKnight M. How important are lateral cephalometric radiographs in orthodontic treatment planning? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. févr 2011;139(2):e175-81.
69. Dillenseger J-P, Moerschel E, Zorn C, Dietemann J-L. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie: quand la théorie éclaire la pratique. 2e édition. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2016.
70. Dot G, Rafflenbeul F, Arbotto M, Gajny L, Rouch P, Schouman T. Accuracy and reliability of automatic three-dimensional cephalometric landmarking. *Int J Oral Maxillofac Surg*. oct 2020;49(10):1367-78.
71. Dumitrache M, Gabison K, Atrtchine A, Chabre C. Trois analyses céphalométriques usuelles. *EMC-Odontologie/Orthopédie dento-faciale* 2013;8(4):1-14 (Article 23-455-D-30).
72. Durão AR, Pittayapat P, Rockenbach MIB, Olszewski R, Ng S, Ferreira AP, et al. Validity of 2D lateral cephalometry in orthodontics: a systematic review. *Prog Orthod*. 20 sept 2013;14(1):31.
73. Ed-Dhahraouy M, Riri H, El Moutaoukkil A, Bourzgui F, Ezzahmouly M, El Maghri M. Une nouvelle méthodologie pour la détection automatique des points en céphalométrie 3D : étude pilote. *International Orthodontics*. 1 juin 2018;16(2):328-37.
74. Eguren M, Liñán-Duran C, Quezada M, Meneses A, Lagravère M. Midpalatal suture density ratio after rapid maxillary expansion evaluated by cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. févr 2022;161(2):238-47.
75. Eleftheriadis JN, Athanasiou AE. Evaluation of impacted canines by means of computerized tomography. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1996;11(3):257-64.
76. Ellouze S, Darqué F, Ortial J-P, Kyung H-M. Mini-implants: l'orthodontie de demain. Paris: Quintessence international; 2012.
77. El-Timamy AM, El-Sharaby FA, Eid FH, Mostafa YA. Three-dimensional imaging for indirect-direct bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. juin 2016;149(6):928-31.
78. Ericson S, Kurol J. Incisor resorption caused by maxillary cuspids. A radiographic study. *Angle Orthod*. oct 1987;57(4):332-46.

79. Ericson S, Kurol J. Radiographic assessment of maxillary canine eruption in children with clinical signs of eruption disturbance. *Eur J Orthod.* août 1986;8(3):133-40.
80. Ericson S, Kurol J. Radiographic examination of ectopically erupting maxillary canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* juin 1987;91(6):483-92.
81. Evain. T. Nouvelles méthodes de segmentation en imagerie tomographique volumique à faisceau conique dentaire. *Imagerie médicale. Télécom ParisTech*, 2017. Français.
82. EzEldeen M, Wyatt J, Al-Rimawi A, Coucke W, Shaheen E, Lambrechts I, et al. Use of CBCT Guidance for Tooth Autotransplantation in Children. *J Dent Res.* avr 2019;98(4):406-13.
83. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* août 2006;130(2):257-65.
84. Farman AG, Scarfe WC. Historical Perspectives on CBCT. In: Scarfe WC, Angelopoulos C, éditeurs. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 28 nov 2021]. p. 3-11. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-62061-9_1
85. Faure J, Oueiss A, Treil J, Chen S, Wong V, Inglese J-M. Céphalométrie 3D et intelligence artificielle. *Rev Orthop Dento Faciale.* juin 2016;50(3):315-34.
86. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1 juin 1984;1(6):612.
87. Ferreira JB, Christovam IO, Alencar DS, da Motta AFJ, Mattos CT, Cury-Saramago A. Accuracy and reproducibility of dental measurements on tomographic digital models: a systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofac Radiol.* oct 2017;46(7):20160455.
88. FFO. Indications et champ d'application du Cone Beam (CBCT) en Orthodontie Recommandations de Bonne Pratique. 2017.
89. Fleming PS, Marinho V, Johal A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res.* févr 2011;14(1):1-16.
90. Franchi L, Baccetti T, McNamara JA. Postpubertal assessment of treatment timing for maxillary expansion and protraction therapy followed by fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* nov 2004;126(5):555-68.
91. Frerejouand E. Les Français et l'orthodontie : 20 ans d'évolution. Guiral-Desnoës H, éditeur. *Rev Orthop Dento Faciale.* oct 2018;52(4):315-6.
92. Frongia G, Piancino MG, Bracco AA, Crincoli V, Debernardi CL, Bracco P. Assessment of the reliability and repeatability of landmarks using 3-D cephalometric software. *Cranio.* oct 2012;30(4):255-63.
93. Garib DG, Calil LR, Leal CR, Janson G. Is there a consensus for CBCT use in Orthodontics? *Dental Press J. Orthod.* oct 2014;19(5):136-49.
94. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF. Effect of facial asymmetry on 2-dimensional and 3-dimensional cephalometric measurements. *J Oral Maxillofac Surg.* mars 2011;69(3):655-62.

95. Godenèche J, James I, Kraft T. Le Trefle* : prise en charge des fentes faciales jusqu'à l'alvéoloplastie secondaire précoce. 2011;
96. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *The Angle Orthodontist*. janv 2011;81(1):26-35.
97. Grünheid T, Larson CE, Larson BE. Midpalatal suture density ratio: A novel predictor of skeletal response to rapid maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. févr 2017;151(2):267-76.
98. Grünheid T, Lee MS, Larson BE. Transfer accuracy of vinyl polysiloxane trays for indirect bonding. *Angle Orthod*. mai 2016;86(3):468-74.
99. Guerra ENS, Almeida FT, Bezerra FV, Figueiredo PTDS, Silva MAG, De Luca Canto G, et al. Capability of CBCT to identify patients with low bone mineral density: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol*. déc 2017;46(8):20160475.
100. Gül Amuk N, Karsli E, Kurt G. Comparison of dental measurements between conventional plaster models, digital models obtained by impression scanning and plaster model scanning. *Int Orthod*. mars 2019;17(1):151-8.
101. Guo R, Zhang L, Hu M, Huang Y, Li W. Alveolar bone changes in maxillary and mandibular anterior teeth during orthodontic treatment: A systematic review and meta-analysis. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2021;24(2):165-79.
102. Haas AJ. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening of the midpalatal suture. *The Angle Orthodontics*, 31, 73-90. 1961;
103. Hahn W, Fricke-Zech S, Fialka-Fricke J, Dullin C, Zapf A, Gruber R, et al. Imaging of the midpalatal suture in a porcine model: Flat-panel volume computed tomography compared with multislice computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. sept 2009;108(3):443-9.
104. Hammoudeh JA, Howell LK, Boutros S, Scott MA, Urata MM. Current Status of Surgical Planning for Orthognathic Surgery: Traditional Methods versus 3D Surgical Planning. *Plastic and Reconstructive Surgery Global Open*. févr 2015;3(2):e307.
105. Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ, et al. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. mai 2010;137(5):590-7.
106. Hans MG, Palomo JM, Valiathan M. History of imaging in orthodontics from Broadbent to cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1 déc 2015;148(6):914-21.
107. Hansson S, Östlund E, Bazargani F. The Vectra M3 3-dimensional digital stereophotogrammetry system: A reliable technique for detecting chin asymmetry. *Imaging Sci Dent*. mars 2022;52(1):43-51.
108. Hariharan A, Diwakar NR, Jayanthi K, Hema HM, Deepukrishna S, Ghaste SR. The reliability of cephalometric measurements in oral and maxillofacial imaging: Cone beam computed tomography versus two-dimensional digital cephalograms. *Indian J Dent Res*. août 2016;27(4):370-7.
109. Harrell WE, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. sept 2002;122(3):325-30.

110. Harrell WE, Scarfe WC, Pinheiro LR, Farman AG. Applications of CBCT in Orthodontics. In: Scarfe WC, Angelopoulos C, éditeurs. Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 28 nov 2021]. p. 645-714. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-62061-9_18
111. HAS. Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie.2006, 109p.
112. HAS. Tomographie volumique à faisceau conique de la face (Cone Beam computerized tomography) Rapport d'évaluation technologique. 2009.
113. Hassan B, Nijkamp P, Verheij H, Tairie J, Vink C, van der Stelt P, et al. Precision of identifying cephalometric landmarks with cone beam computed tomography in vivo. *Eur J Orthod.* févr 2013;35(1):38-44.
114. Hauret L, Hodez C. Nouveauté en radiologie dento-maxillofaciale : la tomographie volumétrique à faisceau conique. *Journal de Radiologie.* mai 2009;90(5):604-17.
115. Haute Autorité de santé. Évaluation clinique et économique des dispositifs médicaux et prestations associées pour la prise en charge du syndrome d'apnées hypopnées obstructives du sommeil (SAHOS). 2014;198.
116. Hodge TM, Dhopatkar AA, Rock WP, Spary DJ. A randomized clinical trial comparing the accuracy of direct versus indirect bracket placement. *J Orthod.* juin 2004;31(2):132-7.
117. Houston WJ, Maher RE, McElroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod.* août 1986;8(3):149-51.
118. Houston WJB. The analysis of errors in orthodontic measurements. *American Journal of Orthodontics.* 1 mai 1983;83(5):382-90.
119. Hung K, Montalvao C, Tanaka R, Kawai T, Bornstein MM. The use and performance of artificial intelligence applications in dental and maxillofacial radiology: A systematic review. *Dentomaxillofac Radiol.* janv 2020;49(1):20190107.
120. Hurt AJ. Digital technology in the orthodontic laboratory. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* févr 2012;141(2):245-7.
121. Hwang H-W, Park J-H, Moon J-H, Yu Y, Kim H, Her S-B, et al. Automated identification of cephalometric landmarks: Part 2- Might it be better than human? *Angle Orthod.* janv 2020;90(1):69-76.
122. Im J, Cha J-Y, Lee K-J, Yu H-S, Hwang C-J. Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* avr 2014;145(4):434-42.
123. Isfeld D, Flores-Mir C, Leon-Salazar V, Lagravère M. Evaluation of a novel palatal suture maturation classification as assessed by cone-beam computed tomography imaging of a pre- and postexpansion treatment cohort. *Angle Orthod.* mars 2019;89(2):252-61.
124. Isfeld D, Lagravere M, Leon-Salazar V, Flores-Mir C. Novel methodologies and technologies to assess mid-palatal suture maturation: a systematic review. *Head Face Med.* 14 juin 2017;13(1):13.
125. Israel M, Kusnoto B, Evans CA, Begole E. A comparison of traditional and computer-aided bracket placement methods. *Angle Orthod.* sept 2011;81(5):828-35.

126. Ito E, Inoue Y. [The International Classification of Sleep Disorders, third edition. American Academy of Sleep Medicine. Includes bibliographies and index]. *Nihon Rinsho*. juin 2015;73(6):916-23.
127. Janssens & Al,. Autotransplantation, une alternative thérapeutique pérenne. *L'information dentaire*, 2020.
128. Jayaratne YSN, McGrath CPJ, Zwahlen RA. How Accurate Are the Fusion of Cone-Beam CT and 3-D Stereophotographic Images? Wang G, éditeur. *PLoS ONE*. 19 nov 2012;7(11):e49585.
129. Jimenez-Valdivia LM, Malpartida-Carrillo V, Rodríguez-Cárdenas YA, Dias-Da Silveira HL, Arriola-Guillén LE. Midpalatal suture maturation stage assessment in adolescents and young adults using cone-beam computed tomography. *Prog Orthod*. déc 2019;20(1):38.
130. Jung BA, Wehrbein H, Heuser L, Kunkel M. Vertical palatal bone dimensions on lateral cephalometry and cone-beam computed tomography: implications for palatal implant placement: Vertical palatal bone dimensions on lateral cephalometry and CBCT. *Clinical Oral Implants Research*. juin 2011;22(6):664-8.
131. Katsnelson A, Flick WG, Susarla S, Tartakovsky JV, Miloro M. Use of panoramic x-ray to determine position of impacted maxillary canines. *J Oral Maxillofac Surg*. mai 2010;68(5):996-1000.
132. Kau CH, Pan P, Gallerano RL, English JD. A novel 3D classification system for canine impactions—the KPG index. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2009;5(3):291-6.
133. Knaup B, Yildizhan F, Wehrbein H. Age-Related Changes in the Midpalatal Suture: A Histomorphometric Study. *J Orofac Orthop*. nov 2004;65(6):467-74.
134. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in Measurement of Distance Using Limited Cone-Beam Computerized Tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Quintessence Publishing Company Inc.; 3 avr 2004;19(2):228-31.
135. Korbmacher H, Schilling A, Püschel K, Amling M, Kahl-Nieke B. Age-dependent Three-dimensional Microcomputed Tomography Analysis of the Human Midpalatal Suture*. *J Orofac Orthop*. sept 2007;68(5):364-76.
136. Krogman W, Sassouni V. A Syllabus of Roentgenographic Cephalometry. *Journal of Forensic Science*. 1957;2(4):434-41.
137. Kuijpers MAR, Chiu Y-T, Nada RM, Carels CEL, Fudalej PS. Three-dimensional imaging methods for quantitative analysis of facial soft tissues and skeletal morphology in patients with orofacial clefts: a systematic review. *PLoS One*. 2014;9(4):e93442.
138. Kumar V, Ludlow J, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofacial Radiology*. juill 2007;36(5):263-9.
139. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In Vivo Comparison of Conventional and Cone Beam CT Synthesized Cephalograms. *The Angle Orthodontist*. 1 sept 2008;78(5):873-9.
140. Lambert A, Setbon O, Salmon B, Sebban V. Analyse céphalométrique. EMC (Elsevier Masson SAS,Paris), Odontologie/Orthopédie dento-faciale, 28-600-A-10, 2010.

141. Landin M, Jadhav A, Yadav S, Tadinada A. A comparative study between currently used methods and Small Volume-Cone Beam Tomography for surgical placement of mini implants. *Angle Orthod.* mai 2015;85(3):446-53.
142. Lane C, Harrell W. Completing the 3-dimensional picture. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* avr 2008;133(4):612-20.
143. Lascala C, Panella J, Marques M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofacial Radiology.* sept 2004;33(5):291-4.
144. Le Gall M, Dubernard C, Philip-Alliez C. L'imagerie numérique : outil de la gestion thérapeutique des dents incluses. Petitpas L, Weissenbach O, éditeurs. *Rev Orthop Dento Faciale.* févr 2021;55(1):105-47.
145. Lee SC, Park JH, Bayome M, Kim KB, Araujo EA, Kook Y-A. Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* mai 2014;145(5):638-48.
146. van Leeuwen BJ, Dijkstra PU, Dieters JA, Verbeek HPJ, Kuijpers-Jagtman AM, Ren Y. Effect of voxel size in cone-beam computed tomography on surface area measurements of dehiscences and fenestrations in the lower anterior buccal region. *Clin Oral Investig.* 5 mai 2022;
147. Lenza M, Lenza M de O, Dalstra M, Melsen B, Cattaneo P. An analysis of different approaches to the assessment of upper airway morphology: a CBCT study. *Orthodontics & Craniofacial Research.* 2010;13(2):96-105.
148. Li N, Hu B, Mi F, Song J. Preliminary evaluation of cone beam computed tomography in three-dimensional cephalometry for clinical application. *Exp Ther Med.* mai 2017;13(5):2451-5.
149. Lin H-H, Lo L-J. Three-dimensional computer-assisted surgical simulation and intraoperative navigation in orthognathic surgery: A literature review. *Journal of the Formosan Medical Association.* avr 2015;114(4):300-7.
150. Lindauer SJ, Rubenstein LK, Hang WM, Andersen WC, Isaacson RJ. Canine impaction identified early with panoramic radiographs. *J Am Dent Assoc.* mars 1992;123(3):91-2, 95-7.
151. LISBOA C de O, MASTERSON D, MOTTA AFJ, MOTTA AT. Reliability and reproducibility of three-dimensional cephalometric landmarks using CBCT: a systematic review. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(2):112-9.
152. Liu D, Zhang W, Zhang Z, Wu Y, Ma X. Localization of impacted maxillary canines and observation of adjacent incisor resorption with cone-beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* janv 2008;105(1):91-8.
153. Lo Giudice A, Quinzi V, Ronsivalle V, Martina S, Bennici O, Isola G. Description of a Digital Work-Flow for CBCT-Guided Construction of Micro-Implant Supported Maxillary Skeletal Expander. *Materials.* 12 avr 2020;13(8):1815.
154. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European Journal of Radiology.* sept 2009;71(3):461-8.

155. Lucas-Taulé E, Llaquet M, Muñoz-Peñalver J, Somoza J, Satorres-Nieto M, Hernández-Alfaro F. Fully Guided Tooth Autotransplantation Using a Multidrilling Axis Surgical Stent: Proof of Concept. *Journal of Endodontics*. oct 2020;46(10):1515-21.
156. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1 sept 2009;136(3):312.e1-312.e10.
157. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey L, Tanya J, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. avr 2007;103(4):534-42.
158. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* [Internet]. janv 2015 [cité 19 janv 2021];44(1). Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4277438/>
159. Lund H, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitemo tomograms obtained with different reconstruction techniques. *Dentomaxillofac Radiol*. sept 2009;38(6):379-86.
160. Maeda M, Katsumata A, Arijii Y, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S, et al. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. sept 2006;102(3):382-90.
161. Mah JK, Huang JC, Choo H. Practical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics. *The Journal of the American Dental Association*. oct 2010;141:7S-13S.
162. Mah JK, Yi L, Huang RC, Choo H. Advanced Applications of Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Seminars in Orthodontics*. mars 2011;17(1):57-71.
163. Maini A, Durning P, Drage N. Resorption: within or without? The benefit of cone-beam computed tomography when diagnosing a case of an internal/external resorption defect. *Br Dent J*. 9 févr 2008;204(3):135-7.
164. Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. *Angle Orthod*. 1994;64(6):447-54.
165. Makdissi J. L'utilisation du conebeam en orthodontie : la situation actuelle. *International Orthodontics*. 1 mars 2013;11(1):1-20.
166. Marlière D -a.-A, Demétrio M-S, Schmitt A-R-M, Lovisi C-B, Asprino L, Chaves-Netto H-D-M. Accuracy between virtual surgical planning and actual outcomes in orthognathic surgery by iterative closest point algorithm and color maps: A retrospective cohort study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 1 mars 2019;24(2):e243-53.
167. Marzouki S, Premjani P, Vaid N, Al-Mulla A, Ferguson D. Evaluating the accuracy of cephalometric measurements made on hand traced 2D cephalogram, digitally traced 2D cephalogram and digitally traced 3D cephalogram from CBCT: a comparison study. *Acta Sci Dent Sci*. 2018;104-9.
168. Mason C, Papadakou P, Roberts GJ. The radiographic localization of impacted maxillary canines: a comparison of methods. *Eur J Orthod*. févr 2001;23(1):25-34.

169. Maspero C, Abate A, Bellincioni F, Cavagnetto D, Lanteri V, Costa A, et al. Comparison of a tridimensional cephalometric analysis performed on 3T-MRI compared with CBCT: a pilot study in adults. *Progress in Orthodontics* [Internet]. Springer Berlin Heidelberg; 2019 [cité 19 janv 2021];20. Disponible sur: https://journals.scholarsportal.info/details/17237785/v20inone/nfp_coatcacapsia.xml
170. Massaro C, Losada C, Cevidanes L, Yatabe M, Garib D, Lauris JRP, et al. Comparison of linear and angular changes assessed in digital dental models and cone-beam computed tomography. *Orthod Craniofac Res.* févr 2020;23(1):118-28.
171. Masuoka N, Muramatsu A, Ariji Y, Nawa H, Goto S, Ariji E. Discriminative thresholds of cephalometric indexes in the subjective evaluation of facial asymmetry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* mai 2007;131(5):609-13.
172. McWilliam JS, Welander U. The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthod.* janv 1978;48(1):49-56.
173. Melo SLS, Li Z, Kamburoğlu K, Scarfe WC. The Upper Airway. In: Scarfe WC, Angelopoulos C, éditeurs. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 28 nov 2021]. p. 399-413. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-62061-9_13
174. Melsen B. Palatal growth studied on human autopsy material. *American Journal of Orthodontics.* juill 1975;68(1):42-54.
175. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res.* avr 2001;12(2):144-52.
176. Melsen B, Melsen F. The postnatal development of the palatomaxillary region studied on human autopsy material. *American Journal of Orthodontics.* oct 1982;82(4):329-42.
177. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics.* 1 mars 2005;11(1):24-31.
178. Melsen B, Verna C, Luzi C, Caprioglio D. *Mini-implants and their clinical applications: the Aarhus experience.* Bologna [Italy]: Edizioni Martina; 2011.
179. Metzger TE, Kula KS, Eckert GJ, Ghoneima AA. Orthodontic soft-tissue parameters: a comparison of cone-beam computed tomography and the 3dMD imaging system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* nov 2013;144(5):672-81.
180. Midtgård J, Björk G, Linder-Aronson S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod.* janv 1974;44(1):56-61.
181. Miller PA, Savara BS, Singh IJ. Analysis of errors in cephalometric measurement of three-dimensional distances on the maxilla. *Angle Orthod.* avr 1966;36(2):169-75.
182. Miner RM, Al Qabandi S, Rigali PH, Will LA. Cone-beam computed tomography transverse analysis. Part I: Normative data. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* sept 2012;142(3):300-7.
183. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol.* juill 2006;77(7):1261-6.
184. Moon H-W, Kim M-J, Ahn H-W, Kim S-J, Kim S-H, Chung K-R, et al. Molar Inclination and Surrounding Alveolar Bone Change Relative To the Design of Bone-borne Maxillary Expanders: *A Cbct study.* *The Angle Orthodontist.* 14 janv 2020;90(1):13-22.

185. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. oct 2007;132(4):550-60.
186. Muller-Bolla M. Anomalie de forme coronaire des dents permanentes antérieures. *Guide d'odontologie pédiatrique. La clinique par la preuve*. 2018.
187. Nagpal A, Pai KM, Setty S, Sharma G. Localization of impacted maxillary canines using panoramic radiography. *J Oral Sci*. mars 2009;51(1):37-45.
188. Nahm K-Y, Kim Y, Choi Y-S, Lee J, Kim S-H, Nelson G. Accurate registration of cone-beam computed tomography scans to 3-dimensional facial photographs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. févr 2014;145(2):256-64.
189. National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP. Achievements of the past 50 years and addressing the needs of the future 2014. Fiftieth annual meeting of the National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Available from: http://www.ncrponline.org/Annual_Mtgs/2014_Ann_Mtg/PROGRAM_2-10.pdf. 2014;
190. Naudi KB, Benramadan R, Brocklebank L, Ju X, Khambay B, Ayoub A. The virtual human face: superimposing the simultaneously captured 3D photorealistic skin surface of the face on the untextured skin image of the CBCT scan. *Int J Oral Maxillofac Surg*. mars 2013;42(3):393-400.
191. Navarro R de L, Oltramari-Navarro PVP, Fernandes TMF, Oliveira GF de, Conti AC de CF, Almeida MR de, et al. Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses. *J. Appl. Oral Sci*. avr 2013;21(2):167-76.
192. Neelapu BC, Kharbanda OP, Sardana HK, Balachandran R, Sardana V, Kapoor P, et al. Craniofacial and upper airway morphology in adult obstructive sleep apnea patients: A systematic review and meta-analysis of cephalometric studies. *Sleep Medicine Reviews*. 1 févr 2017;31:79-90.
193. da Neiva MB, Soares AC, Lisboa C de O, Vilella O de V, Motta AT. Evaluation of cephalometric landmark identification on CBCT multiplanar and 3D reconstructions. *Angle Orthodontist*. Angle Orthodontist Research Education Foundation; janv 2015;85(1):11-7.
194. Nenot J-C. *Recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique*. Paris: Éd. Tec & doc; 2009.
195. Neo B, Lim LC, Mohammed-Ali R. Time benefits of 3D planning in orthognathic surgery: a systematic review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [Internet]. 22 févr 2021 [cité 30 avr 2022]; Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0266435621000711>
196. Nilsson J, Hindocha N, Thor A. Time matters - Differences between computer-assisted surgery and conventional planning in cranio-maxillofacial surgery: A systematic review and meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg*. févr 2020;48(2):132-40.
197. Oberoi S, Kneuppel S. Three-dimensional assessment of impacted canines and root resorption using cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. févr 2012;113(2):260-7.
198. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir İ, Ors F. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *The Angle Orthodontist*. mai 2011;81(3):375-82.

199. On behalf of the DIMITRA Research Group, <http://www.dimitra.be>, Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, et al. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol.* mars 2018;48(3):308-16.
200. Ong A. An alternative technique to the vertex/true occlusal view. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* déc 1994;106(6):621-6.
201. Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* nov 2012;142(5):577-595.e7.
202. Park J-H, Hwang H-W, Moon J-H, Yu Y, Kim H, Her S-B, et al. Automated identification of cephalometric landmarks: Part 1-Comparisons between the latest deep-learning methods YOLOV3 and SSD. *Angle Orthod.* nov 2019;89(6):903-9.
203. Patcas R, Müller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* janv 2012;141(1):41-50.
204. Pauwels R. What Is CBCT and How Does It Work? In: Scarfe WC, Angelopoulos C, éditeurs. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 28 nov 2021]. p. 13-42. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-62061-9_2
205. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen J, Thongvigitmanee S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol* 44:20140224. 2015;
206. Pauwels R, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* févr 2016;121(2):188-95.
207. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(5):20140059.
208. 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.* mai 2008;78(3):387-95.
209. Persson M, Magnusson BC, Thilander B. Sutural closure in rabbit and man: a morphological and histochemical study. *J Anat.* févr 1978;125(Pt 2):313-21.
210. Persson M, Thilander B. Palatal suture closure in man from 15 to 35 years of age. *American Journal of Orthodontics.* juill 1977;72(1):42-52.
211. Peterson A, Wang M, Gonzalez S, Covell D, Katancik J, Sehgal H. An In Vivo and Cone Beam Computed Tomography Investigation of the Accuracy in Measuring Alveolar Bone Height and Detecting Dehiscence and Fenestration Defects. *Int J Oral Maxillofac Implants.* nov 2018;33(6):1296-304.
212. Philippe J, Loreille J. Analyse céphalométrique simplifiée. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Odontologie/Stomatologie, 23-455-D-10, 2000, 12 p.*
213. Pittayapat P, Bornstein MM, Imada TSN, Coucke W, Lambrechts I, Jacobs R. Accuracy of linear measurements using three imaging modalities: two lateral cephalograms and one 3D model from CBCT data. *European Journal of Orthodontics.* 1 avr 2015;37(2):202-8.

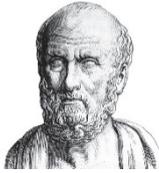
214. Pittayapat P, Limchaichana-Bolstad N, Willems G, Jacobs R. Three-dimensional cephalometric analysis in orthodontics: a systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2014;17(2):69-91.
215. Portelli M, Militi A, Lo Giudice A, Lo Giudice R, Fastuca R, Ielo I, et al. Standard and low-dose cone beam computer tomography protocol for orthognatodontic diagnosis: a comparative evaluation. *J Biol Regul Homeost Agents*. avr 2018;32(2 Suppl. 2):59-66.
216. Priyadarshini J, Mahesh CM, Chandrashekar BS, Sundara A, Arun AV, Reddy VP. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion-a finite element method study. *Prog Orthod*. déc 2017;18(1):17.
217. Proffit WR, Proffit WR, ed. *Contemporary Orthodontics*. St Louis: CV Mosby; 1992.
218. Qiu L, Xu H, Feng P, Sha X, Zhang H. Clinical effectiveness of orthodontic miniscrew implantation guided by a novel cone beam CT image-based computer aided design and computer aided manufacturing (CAD-CAM) template. *Ann Transl Med*. juin 2021;9(12):1025.
219. R M. Dilaceration and Eruption Disturbances in Permanent Teeth: A Sequelae of Trauma to Their Predecessors-Diagnosis and Treatment Using Cone Beam CT. *JCDR* [Internet]. 2014 [cité 10 mai 2022]; Disponible sur: http://jcdr.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2014&volume=8&issue=5&page=ZD10&issn=0973-709x&id=4342
220. Reis LG, Ribeiro RA, Vitral RWF, Reis HN, Devito KL. Classification of the midpalatal suture maturation in individuals older than 15 years: a cone beam computed tomographic study. *Surg Radiol Anat*. sept 2020;42(9):1043-9.
221. Revelo B, Fishman LS. Maturation evaluation of ossification of the midpalatal suture. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. mars 1994;105(3):288-92.
222. Ribeiro GLU, Locks A, Pereira J, Brunetto M. Analysis of rapid maxillary expansion using Cone-Beam Computed Tomography. :6.
223. Rocha TL, Lima L, Pinzan A, Sant'ana E, Nogueira RLM, Bronfman CN, et al. Three-dimensional pharyngeal airway space changes after bimaxillary advancement. *Dental Press J Orthod*. 2021;26(5):e2119364.
224. Ruetters M, Gehrig H, Kronsteiner D, Doll S, Kim T-S, Lux CJ, et al. Low-dose CBCT imaging of alveolar buccal bone adjacent to mandibular anterior teeth- a pilot study. *Clin Oral Investig*. mai 2022;26(5):4173-82.
225. Rungcharassaeng K, Caruso JM, Kan JYK, Kim J, Taylor G. Factors affecting buccal bone changes of maxillary posterior teeth after rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. oct 2007;132(4):428.e1-8.
226. Sahai S, Kaveriappa S, Arora H, Aggarwal B. 3-D imaging in post-traumatic malformation and eruptive disturbance in permanent incisors: a case report: 3-D imaging in post-traumatic malformation. *Dental Traumatology*. déc 2011;27(6):473-7.
227. Sam A, Currie K, Oh H, Flores-Mir C, Lagravère-Vich M. Reliability of different three-dimensional cephalometric landmarks in cone-beam computed tomography:A systematic review. *Angle Orthodontist*. Angle Orthodontist Research Education Foundation; mars 2019;89(2):317-32.
228. Samra DA. Midpalatal suture: evaluation of the morphological maturation stages via bone density. 2018;7.

229. San Martín DE, English JD, Kau CH, Gallerano RL, McGrory KR, Salas AM, et al. The KPG index--a novel 3D classification system for maxillary canine impactions. *Tex Dent J.* mars 2012;129(3):265-74.
230. Savara BS, Tracy WE, Miller PA. Analysis of errors in cephalometric measurements of three-dimensional distances on the human mandible. *Archives of Oral Biology.* févr 1966;11(2):209-17.
231. Sawchuk D, Currie K, Vich ML, Palomo JM, Flores-Mir C. Diagnostic methods for assessing maxillary skeletal and dental transverse deficiencies: A systematic review. *Korean J Orthod.* sept 2016;46(5):331-42.
232. Scalzone A, Flores-Mir C, Carozza D, d'Apuzzo F, Grassia V, Perillo L. Secondary alveolar bone grafting using autologous versus alloplastic material in the treatment of cleft lip and palate patients: systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod.* 11 févr 2019;20(1):6.
233. Scarfe WC, Angelopoulos C. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography Principles, Techniques and Clinical Applications.* 2018.
234. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America.* oct 2008;52(4):707-30.
235. Scarfe WC, Molteni R, Mozzo P. Image Processing and Visualization Techniques. In: Scarfe WC, Angelopoulos C, éditeurs. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 28 nov 2021]. p. 43-93. Disponible sur: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-62061-9_3
236. Schendel SA, Duncan KS, Lane C. Image Fusion in Preoperative Planning. *Facial Plastic Surgery Clinics of North America.* nov 2011;19(4):577-90.
237. Schmittbuhl M, Turgeon D, Matenine D, Matern J-F. Principes de l'imagerie cone beam CT. *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle.* déc 2019;2(6):294-9.
238. Schneider D, Kämmerer PW, Hennig M, Schön G, Thiem DGE, Bschorer R. Customized virtual surgical planning in bimaxillary orthognathic surgery: a prospective randomized trial. *Clin Oral Investig.* juill 2019;23(7):3115-22.
239. Schutyser F, Cleynenbreugel JV. CHAPTER 1 From 3-D Volumetric Computer. :11.
240. Schwendicke F, Chaurasia A, Arsiwala L, Lee J-H, Elhennawy K, Jost-Brinkmann P-G, et al. Deep learning for cephalometric landmark detection: systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* juill 2021;25(7):4299-309.
241. SEDENTEXT, Glennly A-M. Cone Beam Ct for Dental and Maxillofacial Radiology. *SEDENTEXCT (safety and efficacy of a new and emerging dental X-ray modality).* 2013;156.
242. Sekiguchi T, Savara BS. Variability of cephalometric landmarks used for face growth studies. *Am J Orthod.* juin 1972;61(6):603-18.
243. SFSCMFCO. *Prise en charge d'une canine incluse Recommandations de Bonne Pratique* Juillet 2015. 2015.
244. Shahbazian M, Jacobs R, Wyatt J, Willems G, Pattijn V, Dhoore E, et al. Accuracy and surgical feasibility of a CBCT-based stereolithographic surgical guide aiding autotransplantation of teeth: in vitro validation. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2010;37(11):854-9.

245. Signorelli L, Patcas R, Peltomäki T, Schätzle M. Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics. *J Orofac Orthop.* janv 2016;77(1):9-15.
246. Silling G, Rauch MA, Pentel L, Garfinkel L, Halberstadt G. The Significance of Cephalometrics In Treatment Planning. *The Angle Orthodontist.* 1 oct 1979;49(4):259-62.
247. Slagsvold O, Pedersen K. Gonial angle distortion in lateral head films: A methodologic study. *American Journal of Orthodontics.* 1 mai 1977;71(5):554-64.
248. Smektała T, Jędrzejewski M, Szyndel J, Sporniak-Tutak K, Olszewski R. Experimental and clinical assessment of three-dimensional cephalometry: a systematic review. *J Craniomaxillofac Surg.* déc 2014;42(8):1795-801.
249. Sorel O. Traitement des endognathies maxillaires par disjonction orthopédique. *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale.* févr 2004;105(1):26-36.
250. Staderini E, Guglielmi F, Cornelis MA, Cattaneo PM. Three-dimensional prediction of roots position through cone-beam computed tomography scans-digital model superimposition: A novel method. *Orthod Craniofac Res.* févr 2019;22(1):16-23.
251. Steinhuber T, Brunold S, Gärtner C, Offermanns V, Ulmer H, Ploder O. Is Virtual Surgical Planning in Orthognathic Surgery Faster Than Conventional Planning? A Time and Workflow Analysis of an Office-Based Workflow for Single- and Double-Jaw Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* févr 2018;76(2):397-407.
252. Sudhakar S, Patil K, Mahima VG. Localization of impacted permanent maxillary canine using single panoramic radiograph. *Indian J Dent Res.* sept 2009;20(3):340-5.
253. Suomalainen A, Åberg T, Rautio J, Hurmerinta K. Cone beam computed tomography in the assessment of alveolar bone grafting in children with unilateral cleft lip and palate. *Eur J Orthod.* oct 2014;36(5):603-11.
254. Swennen GRJ. Chapter 4 3-D Cephalometric. :68.
255. Swennen GRJ, Schutyser F, Barth E-L, De Groeve P, De Mey A. A New Method of 3-D Cephalometry Part I: The Anatomic Cartesian 3-D Reference System. *Journal of Craniofacial Surgery.* mars 2006;17(2):314-25.
256. Swennen GRJ, Schutyser F, Hausamen J-E. Three-dimensional cephalometry: a color atlas and manual. 1st. ed. New York, NY: Springer; 2005.
257. Takada K, Yagi M, Horiguchi E. Computational formulation of orthodontic tooth-extraction decisions. Part I: to extract or not to extract. *Angle Orthod.* sept 2009;79(5):885-91.
258. Talmant JC, Lumineau JP, Rousteau G. Prise en charge des fentes labio-maxillo-palatines par l'équipe du docteur Talmant à Nantes. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique.* 1 avr 2002;47(2):116-25.
259. Tanikawa C, Lee C, Lim J, Oka A, Yamashiro T. Clinical applicability of automated cephalometric landmark identification: Part I-Patient-related identification errors. *Orthod Craniofac Res.* déc 2021;24 Suppl 2:43-52.
260. Tanikawa C, Oka A, Lim J, Lee C, Yamashiro T. Clinical applicability of automated cephalometric landmark identification: Part II - Number of images needed to re-learn various quality of images. *Orthod Craniofac Res.* déc 2021;24 Suppl 2:53-8.

261. Tanna NK, AlMuzaini AAY, Mupparapu M. Imaging in Orthodontics. *Dental Clinics of North America*. juill 2021;65(3):623-41.
262. Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, Benninger BL, et al. Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. nov 2011;140(5):734-44.
263. Treil J, Casteigt J, Faure J, Horn A, Labadie M-P. Orthodontie et tomodensitométrie. *Rev Orthop Dento Faciale*. Editions S.I.D.; 1 mars 2003;37(1):9-21.
264. Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B. Cephalometric landmarks identification and reproducibility: A Meta analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1 août 1997;112(2):165-70.
265. Tsai C-Y, Chang Y-J, Wu T-J, Lai J-P, Chen T-Y, Lin S-S. Blood loss and operative time associated with orthognathic surgery utilizing a novel navigation system in cleft lip and palate patients. *J Formos Med Assoc*. févr 2019;118(2):588-99.
266. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol*. déc 2005;56(3):413-7.
267. Tzou C-HJ, Artner NM, Pona I, Hold A, Placheta E, Kropatsch WG, et al. Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. avr 2014;67(4):489-97.
268. Verweij JP, Jongkees FA, Moin DA, Wismeijer D, Merkesteyn JPR van. Autotransplantation of teeth using computer-aided rapid prototyping of a three-dimensional replica of the donor tooth: a systematic literature review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. Elsevier; 1 nov 2017;46(11):1466-74.
269. van Vlijmen OJC, Bergé SJ, Swennen GRJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. Comparison of Cephalometric Radiographs Obtained From Cone-Beam Computed Tomography Scans and Conventional Radiographs. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. janv 2009;67(1):92-7.
270. Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial Skeletal Measurements Based on Computed Tomography: Part I. Accuracy and Reproducibility. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*. mars 1992;29(2):112-7.
271. Waltrick KB, Nunes de Abreu Junior MJ, Corrêa M, Zastrow MD, Dutra VD. Accuracy of linear measurements and visibility of the mandibular canal of cone-beam computed tomography images with different voxel sizes: an in vitro study. *J Periodontol*. janv 2013;84(1):68-77.
272. Wan Y, Jackson T, Chung C, Gao F, Blakey G, Nguyen T. Comparison of condylar position in orthognathic surgery cases treated with virtual surgical planning vs. conventional model planning. *Orthod Craniofac Res*. mai 2019;22 Suppl 1:142-8.
273. Wang X, Pastewait M, Wu T-H, Lian C, Tejera B, Lee Y-T, et al. 3D morphometric quantification of maxillae and defects for patients with unilateral cleft palate via deep learning-based CBCT image auto-segmentation. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2021;24(S2):108-16.
274. Warnecki M, Nahajowski M, Papadopoulos MA, Kawala B, Lis J, Sarul M. Assessment of the reliability of measurements taken on digital orthodontic models obtained from scans of plaster models in laboratory scanners. A systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod*. 1 avr 2022;cjac005.

275. Watanabe H, Deguchi T, Hasegawa M, Ito M, Kim S, Takano-Yamamoto T. Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. *Orthod Craniofac Res.* févr 2013;16(1):44-55.
276. Weissenbach O, Stricker M, Weissenbach M, Chassagne J-F, Simon É. Organisation du traitement et moyens de l'orthodontie dans la réhabilitation des fentes labio-maxillo-palatines. *Rev Orthop Dento Faciale.* Éditions SID, Groupe EDP Sciences; 1 sept 2011;45(3):311-7.
277. Wilmes B, Vasudavan S, Drescher D. CAD-CAM–fabricated mini-implant insertion guides for the delivery of a distalization appliance in a single appointment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1 juill 2019;156(1):148-56.
278. Winsauer H, Vlachoianis C, Bumann A, Vlachoianis J, Chrubasik S. Paramedian vertical palatal bone height for mini-implant insertion: a systematic review. *The European Journal of Orthodontics.* 1 oct 2014;36(5):541-9.
279. Wriedt S, Jaklin J, Al-Nawas B, Wehrbein H. Impacted upper canines: examination and treatment proposal based on 3D versus 2D diagnosis. *J Orofac Orthop.* janv 2012;73(1):28-40.
280. Wrzosek MK, Peacock ZS, Laviv A, Goldwasser BR, Ortiz R, Resnick CM, et al. Comparison of time required for traditional versus virtual orthognathic surgery treatment planning. *Int J Oral Maxillofac Surg.* sept 2016;45(9):1065-9.
281. Xu X, Xu L, Jiang JH, Wu JQ, Li XT, Jing WD. [Accuracy analysis of alveolar dehiscence and fenestration of maxillary anterior teeth of Angle class III by cone-beam CT]. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban.* 18 févr 2018;50(1):104-9.
282. Yagi M, Ohno H, Takada K. Computational formulation of orthodontic tooth-extraction decisions. Part II: which tooth should be extracted? *Angle Orthod.* sept 2009;79(5):892-8.
283. Yang J, Scarfe WC, Angelopoulos C. Incidental Findings on CBCT. In: Scarfe WC, Angelopoulos C, éditeurs. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography: Principles, Techniques and Clinical Applications* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 7 mai 2022]. p. 553-89. Disponible sur: https://doi.org/10.1007/978-3-319-62061-9_16
284. Yeung AWK, Jacobs R, Bornstein MM. Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities. *Clin Oral Invest.* juin 2019;23(6):2573-81.
285. Yilmaz H, Eglenen MN. Comparison of the effect of using panoramic and cone-beam computed tomography on the accuracy of root position in indirect digital bracket placement: A retrospective study. *Orthod Craniofac Res.* 27 nov 2021;
286. Ying X, Tian K, Zhang K, Ma X, Guo H. Accuracy of virtual surgical planning in segmental osteotomy in combination with bimaxillary orthognathic surgery with surgery first approach. *BMC Oral Health.* 15 oct 2021;21(1):529.
287. Yu W-P, Tsai M-T, Yu J-H, Huang H-L, Hsu J-T. Bone quality affects stability of orthodontic miniscrews. *Sci Rep.* 18 févr 2022;12(1):2849.
288. Yun HS, Jang TJ, Lee SM, Lee S-H, Seo JK. Learning-based local-to-global landmark annotation for automatic 3D cephalometry. *Phys. Med. Biol.* 23 avr 2020;65(8):085018.
289. *Anthropometry of the head and neck*, 2nd ed. Edited by Leslie G. Farkas, Raven Press, New York, 1994, 427 pp, \$145.00 - Brownlee - 1995 - *Head & Neck* - Wiley Online Library [Internet]. [cité 10 avr 2022]. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/hed.2880170222>



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

OLIVIER Thomas – Le cone beam en orthodontie : revue de littérature de son apport diagnostique et thérapeutique.

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2022

Rubrique de classement : Orthopédie dento-faciale

Résumé :

L'avènement de la tomographie volumique à faisceau conique, ou technologie cone beam (CBCT), est en train de révolutionner le diagnostic, la prise en charge et l'évaluation de nos traitements orthodontiques. Pour utiliser au mieux cette nouvelle technologie, il faut connaître le principe de fonctionnement du cone beam, les différents paramètres techniques modulables afin d'individualiser l'imagerie tridimensionnelle, ainsi que les réglementations légales (installation, formation, responsabilité) et les recommandations de bonnes pratiques (SEDEXCT, FFO) et de radioprotection qui assujettissent son utilisation. Le CBCT a de multiples applications orthodontiques, notamment un rôle dans le diagnostic (céphalométrie 3D, asymétrie, FLAP, dents incluses, suture palatine etc...) mais aussi dans la planification et la prise en charge thérapeutique (Merging DICOM-STL, autotransplantation, chirurgie guidée, ancrages osseux temporaires etc...).

Mots-clés : Orthodontie ; Cone beam ; Imagerie 3D ; Diagnostic ; Chirurgie guidée ; Céphalométrie 3D ; Radioprotection ; Inclusion dentaire ; cone beam low dose

OLIVIER Thomas – Cone beam and orthodontics: a literature review of its contribution to diagnosis and therapeutics

Abstract:

The advent of cone beam computed tomography, or cone beam technology (CBCT), is revolutionizing the diagnosis, management and evaluation of our orthodontic treatments. To make the best use of this new technology, it is necessary to know the operating principle of the cone beam, the different technical parameters that can be adjusted to individualize the three-dimensional imaging, as well as the legal regulations (installation, training, responsibility) and the recommendations of good practices (SEDEXCT, FFO) and radioprotection that govern its use. CBCT has multiple orthodontic applications, including a role in diagnosis (3D cephalometry, asymmetry, FLAP, impacted teeth, palatal suture etc...) but also in planning and therapeutic management (DICOM-STL merging, autotransplantation, guided surgery, temporary bone anchors etc...).

Keywords: Orthodontics; cone beam; 3D imaging; diagnosis; guided surgery; 3D Cephalometrics; radioprotection; Impacted teeth; low dose protocol.