

UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

[Année de soutenance : 2021]

N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 22 NOVEMBRE 2021

Par Rachel VANSTEENBERGHE

Née le 17 JANVIER 1996 à Saint Pol-sur-Mer - France

Les systèmes d'analyses céphalométriques :
de l'analyse manuelle à l'analyse automatique

JURY

Président :

Pr T. COLARD

Assesseurs :

Dr de BROUCKER

Dr P. ROCHER

Dr P. BOUCHER

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Directeur du Département facultaire d'Odontologie	:	Pr. E. DEVEAUX
Responsable des Services	:	M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	:	-

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie Directeur du Département Facultaire d'Odontologie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
F. BOSCHIN	Responsable du Département de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable du Département d' Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDEBERT	Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de Biologie Orale
W. PACQUET	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable du Département de Prothèses

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury ...

Monsieur le Professeur Thomas COLARD

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur au Muséum National d'Histoire Naturelle en Anthropologie Biologique

Habilitation à Diriger des Recherches

Assesseur à la Recherche

*Je tiens à vous de me faire l'honneur
d'accepter la présidence de ma thèse, et ce, sans
hésitation.*

*Je tiens, par ces quelques lignes à vous
témoigner mon respect et ma reconnaissance
pour la qualité de l'enseignement que vous nous
avez prodigué ainsi que pour votre pédagogie et
votre bienveillance.*

*Soyez assuré, Monsieur le Président, de ma
plus grande estime à votre égard.*

Madame le Docteur Amélie de BROUCKER

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille2

Vice-Doyen de la faculté de chirurgie dentaire de Lille

Je tiens à vous remercier d'avoir accepté spontanément et avec enthousiasme de siéger dans ce jury.

Merci pour votre enseignement et votre engagement au service des étudiants. J'ai fortement apprécié les vacations urgences à vos côtés en quatrième année.

Recevez ici, Docteur de Broucker, l'expression de mon profond respect.

Monsieur le Docteur Philippe ROCHER

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Section Réhabilitation Orale

Département Sciences Anatomiques

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

Diplôme d'Etudes Approfondies de Génie Biologique et Médicale - option
Biomatériaux

Diplôme Universitaire de Génie Biologique et Médicale

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomateriaux

*Je vous remercie très sincèrement d'avoir
accepté de diriger cette thèse et je tiens
également à vous remercier pour votre
disponibilité.*

*Durant ces six années d'études vous avez
toujours fait preuve de bienveillance envers vos
étudiants, plus particulièrement en dernière
année où nous avons eu la chance de vous avoir
en responsable.*

*Merci pour vos conseils et votre soutien.
J'espère que ce travail sera à la hauteur de vos
attentes.*

*Veuillez trouver ici, Docteur Rocher, toute ma
gratitude et mon profond respect*

Madame le Docteur Pauline BOUCHER

Assistante Hospitalo-Universitaire des CSERD

Section Développement, Croissance et Prévention Département

Orthopédie Dento-Faciale

Docteur en Chirurgie Dentaire

Spécialiste qualifiée en Orthopédie Dento-Faciale

Je tiens à vous remercier pour votre implication dans mon travail. Vous avez accepté sans hésitation la relecture de cette thèse et avez fait preuve de beaucoup de bienveillance.

J'aurais aimé pouvoir travailler à vos côtés lors de mes années en clinique.

Soyez assurée, Docteur Boucher, de mon plus grand respect à votre égard.

À mes proches ...

Table des matières

1	Introduction.....	3
1.1	Les méthodes d'imagerie médicale.....	4
1.1.1	La téléradiographie.....	4
1.1.1.1	Principe.....	4
1.1.1.2	Installation.....	5
1.1.1.3	Mesures de radioprotection	6
1.1.1.4	Indications et limites de la téléradiographie.....	6
1.1.2	La Tomographie Volumique à Faisceau Conique ou CBCT.....	7
1.1.2.1	Principe.....	8
1.1.2.2	Installation	8
1.1.2.3	Mesures de radioprotection.....	9
1.1.2.4	Indications et limites de la tomographie en ODF.....	10
1.2	Les analyses céphalométriques.....	12
1.2.1	Bidimensionnelles.....	12
1.2.1.1	Les trois catégories principales.....	14
1.2.1.2	Limites liées à ces analyses 2D.....	16
1.2.2	Tridimensionnelles.....	17
1.2.2.1	Les deux modèles principaux.....	17
1.2.2.1.1	Le modèle à 8 points de TREIL.....	17
1.2.2.1.2	Le modèle complet à 14 points	19
1.2.2.1.2.1	Les moyens de modélisation	19
1.2.2.1.2.2	Le modèle 3D.....	25
1.2.2.1.2.3	Analyse du modèle 3D.....	27
1.2.2.2	Limites liées à ces analyses 3D.....	28
2	Les différents systèmes d'analyse céphalométrique.....	29
2.1	Analyse bidimensionnelle : 4 systèmes de traçage.....	30
2.1.1	Le tracé manuel.....	30
2.1.2	Le tracé informatisé.....	31
2.1.3	Le tracé assisté par application.....	33
2.1.4	Le tracé entièrement automatisé.....	33
2.1.4.1	Principe.....	34
2.1.4.2	Les logiciels.....	34
2.2	Analyses tridimensionnelles.....	35
2.2.1	Principes généraux de l'analyse 3D dans les logiciels de la gamme Cépha	36
2.2.2	Application clinique	36
3	Étude comparative des différents systèmes	37
4	Conclusion.....	58

1 Introduction

L'analyse céphalométrique est un examen complémentaire indispensable dans la constitution du dossier orthodontique actuel. Elle permet de préciser le diagnostic et de quantifier l'importance des dysmorphoses.

La céphalométrie est une branche de la biométrie, c'est une analyse mathématique de la face et du crâne. BOUVART la définit comme : « La mesure, la description, l'appréciation de la morphologie ainsi que les études des phénomènes de croissance du squelette cranio-faciale au moyen de lignes, d'angles, de plans décrit tout d'abord par les anthropologistes ainsi que sélectionnés par les orthodontistes. »

Les analyses céphalométriques se réalisent classiquement à partir d'une téléradiographie argentique et d'un tracé des structures cranio-faciales manuel. Au XXI^{ème} siècle, l'acquisition numérique s'est popularisée et a séduit de nombreux praticiens par ses avantages : gain de temps, diminution des doses d'irradiation, facilitation du stockage et de la transmission.

Ce nouveau mode d'acquisition a ouvert la porte à de nouvelles techniques, c'est ainsi que de nombreux logiciels visant à réaliser des analyses céphalométriques numérisées plus ou moins automatisées ont vu le jour.

Le monde médical étant en constante évolution et l'acquisition numérique tridimensionnelle (la tomographie) ayant fait son apparition, l'analyse céphalométrique tend à évoluer.

Cette thèse a pour objectif de présenter et d'évaluer les différents systèmes qui permettent de réaliser des analyses céphalométriques disponibles sur le marché à l'heure actuelle.

Nous commencerons par rappeler les méthodes d'imagerie médicale nécessaires à la réalisation des clichés radiographiques ainsi que les différentes analyses céphalométriques fréquemment utilisées. Puis, après avoir présenté les systèmes permettant les analyses céphalométriques, nous

évaluerons la fiabilité et la reproductibilité des mesures céphalométriques issues de ces systèmes.

Nous traiterons ici uniquement des analyses de profil.

1.1 Les méthodes d'imagerie médicale

1.1.1 La téléradiographie

La téléradiographie est une technique d'imagerie particulière basée sur la standardisation et la reproductibilité des clichés. (1)

La téléradiographie, en tant que moyen de diagnostic en orthopédie dento-faciale, à vu le jour en 1922 avec les travaux de J. CARREA. BROADBENT apporta la notion de standardisation des clichés en inventant le céphalostat en 1926. Puis, de nombreux auteurs comme SIMPSON, DE COSTER, REBOUL ou BRUN ont permis l'évolution de la technique et son amélioration. (2)

1.1.1.1 Principe

La téléradiographie est une technique radiologique utilisant une grande distance foyer-objet, une courte distance objet-film et un céphalostat permettant d'immobiliser la tête du patient dans une position standardisée.

Le rapport entre les distances permet de réduire l'agrandissement et de diminuer le flou de foyer. (Figure 1)

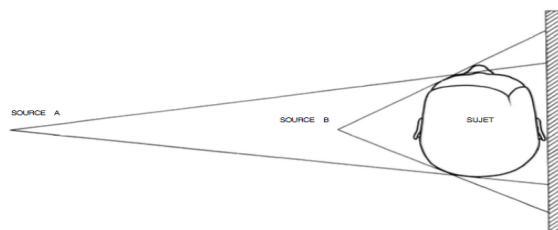


Fig. 1 : L'agrandissement de la distance sujet-source diminue fortement l'agrandissement des structures latérales (1)

L'augmentation de la distance sujet-source d'émission diminue fortement cet agrandissement : pour une distance de 1,5m, 4m et 5m il est respectivement de 11%, 3,8% et 3%. (2)

Une distance constante entre la source d'émission et le sujet permet la reproductibilité de clichés successifs, donc la comparaison de ces clichés standardisés.

Le rayon central passe par le centre des olives auriculaires du céphalostat.

Cependant, il faut noter que ces notions d'agrandissement sont vraies pour l'argentique mais tendent à disparaître avec le numérique. En effet, le numérique autorise une distance sujet-source d'émission de 1,5 mètre tout en gardant un nuage de dispersion des points repères optimal. Il permet également de diminuer la dose d'irradiation tout en gardant la même puissance diagnostique.

1.1.1.2 Installation

Il existe de nombreux appareils, de taille et de type variables, mais tous sont constitués par :

- un système électronique de production des rayons X : le générateur et le tube à rayons X ;
- un système d'immobilisation de la tête du patient : le céphalostat
- un système de détection et d'amélioration de l'image radiante : le film (pour une acquisition analogique) ou le capteur numérique (acquisition numérique) et ses accessoires (filtre, grille, cassette). (*Figure 2*)

Le patient est debout, la tête orienté selon le plan de Francfort horizontal. Le film est situé sur sa droite.



Fig. 2 : exemple d'un appareil de téléradiographie, Planmeca ProMax® 2D Céphalostat

1.1.1.3 Mesures de radioprotection

Seule la veste plombée, sans collier cervical, permet une bonne protection du patient sans engendrer d'artéfacts radiographiques. (3)

Si l'appareil le permet et si l'analyse céphalométrique employée l'autorise, il est préférable d'utiliser un champ d'exploration limité aux seules structures faciales et antérieures de la base du crâne du patient, sans exposer l'ensemble du crâne.

Afin d'optimiser au mieux cet examen, il est possible de placer l'écran ou filtre d'aluminium permettant de visualiser le profil cutané du patient sur l'image, non pas entre le patient et le capteur, mais entre le rayon incident et le patient. Cela ne modifie pas l'image finale, mais constitue une mesure de radioprotection supplémentaire pour le patient.

L'irradiation moyenne de ce type d'examen correspond à 12h d'irradiation naturelle, soit l'équivalent de 2 à 3 μSv par cliché. (4)

1.1.1.4 Indications et limites de la téléradiographie

La téléradiographie de profil trouve ses indications dans l'analyse sagittale des dysmorphoses dento-faciales ou dento-facio-crâniennes 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 multibague, si les informations fournies sont susceptibles d'influer 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 (3)

Sa limite principale est liée au fait qu'elle repose sur une grande approximation puisqu'elle enregistre sur 2 dimensions des volumes en 3 dimensions. Plusieurs erreurs viennent perturber cette image. Elles concernent les structures horizontales ou verticales qui vont être déplacées en fonction de leur distance au capteur. De plus, la symétrie faciale est rare ; cependant, les analyses céphalométriques partent du postulat qu'il existe une parfaite superposition du côté gauche et du côté droit comme l'a souligné QUINTERO (5).

La téléradiographie reste donc un examen complémentaire indispensable lors d'une première consultation orthodontique mais ne substitue en rien l'examen clinique dans la démarche diagnostique.

1.1.2 La Tomographie Volumique à Faisceau Conique ou CBCT

La tomographie volumique à faisceau conique est la plus récente des techniques d'imagerie, elle a fait son entrée en dentisterie en 1970. (6) C'est une radiographie tridimensionnelle.

1.1.2.1 Principe

La Tomographie Volumique à Faisceau Conique (TVFC) se compose d'un générateur de rayons X qui émet un faisceau de forme conique traversant l'objet à explorer avant d'être analysé après atténuation par un système de détection. (7)

La TVFC utilise le principe général de la tomographie, c'est-à-dire, le mouvement synchronisé du tube radiogène et du récepteur de rayons X autour de l'objet étudié. Le faisceau conique permet de balayer l'ensemble du volume à radiographier en une seule révolution, le système effectue donc une rotation partielle ou complète (180° ou 360°) autour de l'objet.

Le logiciel informatique analyse chaque incidence afin de localiser les différents coefficients d'absorption dans l'espace. Ces derniers sont organisés selon une matrice tridimensionnelle. Comme en tomodensitométrie classique (scanner), la matrice est constituée de voxels (équivalent en trois dimensions d'un pixel), mais les voxels sont cubiques et isotropiques et non pas parallélépipédiques rectangles. Les coupes obtenues ont donc la même résolution spatiale, quelle que soit leur orientation.

Les données issues de cette imagerie médicale sont au format DICOM.

Les outils informatiques habituels permettent de modifier les contrastes, d'agrandir les images, d'effectuer des mesures directement sur celles-ci et donc de réaliser des mesures céphalométriques en 3D.

Les artéfacts métalliques, « bêtes noires » des images issues des scanners, sont réduits grâce aux algorithmes développés par les constructeurs. (8)

1.1.2.2 Installation

Il existe de nombreux appareils, certains sont exclusifs alors que d'autres sont hybrides (panoramique + TVFC). En pratique dentaire, la position du

patient est principalement debout ou assise, certains appareils permettent cependant une position allongée du patient.

Plusieurs machines sont actuellement disponibles et de nouveaux développements sont constamment lancés. En règle générale, la constitution est la suivante (9) :

- un système de production des rayons X : générateur de rayon X à potentiel fixe ou variable (de 60kV à 120kV) + tube collimateur
- un système de détection spécial (souvent un écran plat en silicium amorphe éther ou CMOS ou un intensificateur d'image qui capte le rayon-X atténué) et de transmission des données
- support du patient (*Figure 3*)



Fig. 3 : exemple d'un appareil CBCT, appareil Planmeca ProMax® 3D Classic

Les conditions d'installation des appareils sont précisées dans la nouvelle norme NF C 15-160 (2014) et les prescriptions de l'ANSM. Cette dernière doit être effectuée grâce à l'aide d'une Personne Compétente en Radioprotection (PCR). (7)

1.1.2.3 Mesures de radioprotection

Comme pour toutes les installations radiologiques, les appareils de tomographie volumique doivent bénéficier d'un contrôle de qualité régulier, afin de maintenir les performances de l'appareil, et disposer de protocoles éprouvés, afin d'optimiser le choix des constantes radiologiques pour chaque patient.

Le champ d'acquisition doit être variable et strictement limité à la zone informative.

La veste plombée, sans collier cervical, permet d'augmenter la protection du patient sans engendrer d'artéfacts radiographiques. Il est recommandé d'utiliser une protection de la thyroïde chez l'enfant et l'adolescent.

Dès 2009, l'Association Européenne de Radiologie Dento-Maxillo-Faciale (EADMFR) et la HAS ont recommandé une formation spécifique aux actes de TVFC. Les utilisateurs d'un équipement CBCT doivent avoir reçu une formation théorique et pratique adéquate pour la pratique radiologique et une compétence suffisante en radioprotection. A défaut, le praticien devra subir une période additionnelle de formation pratique et théorique validée par une institution académique. Une formation continue est nécessaire après qualification, particulièrement quand un nouveau matériel ou de nouvelles techniques sont adoptées. (7)

Toutes les zones imagées doivent être interprétées, y compris la base du crâne lorsqu'elle est incluse dans le champ d'acquisition (10).

Avant l'utilisation de la TVFC, il est primordial de se référer aux 20 principes de base développés par l'EADMFR et la HAS. (7)

Selon les appareils et selon le champ d'acquisition, un examen de tomographie volumique à faisceau conique représente 5 à 500 μSv , soit 12 h à 75 jours d'irradiation naturelle.

1.1.2.4 Indications et limites de la tomographie en ODF

L'indication d'un CBCT ne peut être systématique et doit être justifiée (11). Elle doit se baser sur l'anamnèse, l'examen clinique et les clichés radiographiques antérieurs disponibles. L'optimisation étant le deuxième principe de base lors de la réalisation d'un cliché radiographique, l'information recherchée devra être obtenue avec une exposition la plus faible possible, « ALARA : As Low As Reasonably Achievable » ou « ALADA : As Low As Diagnostically Acceptable ». (12)

En orthodontie, le CBCT peut être justifié dans les cas suivants (12) :

- Analyse Céphalométrique / dysmorphoses et anomalies squelettiques :
 - Pour un diagnostic orthodontique visant strictement à préciser les relations occlusales, le CBCT n'est pas recommandé. Le CBCT n'est pas justifié pour la réalisation sur patient de modèles d'études.
 - Le recours au CBCT ne peut être recommandé pour une analyse céphalométrique en routine
 - Le CBCT peut être recommandé, à la place du scanner plus irradiant, pour évaluer des dysmorphoses cranio-faciales afin d'optimiser une prise en charge ortho-chirurgicale et pour évaluer les résultats (dans les cas de fente labio-alvéolo-palatine par exemple)
- Expansion Maxillaire Rapide / dysmorphose transversale
 - Le CBCT ne saurait être recommandé en routine pour l'évaluation des dysmorphoses intermaxillaires transversales. Cependant, afin de pallier les limitations de la téléradiographie 2D conventionnelle, dans des cas où l'amélioration de la visualisation des structures est nécessaire afin de mieux orienter la décision thérapeutique, afin de planifier l'EMR ou l'expansion chirurgicale et d'en évaluer les résultats voire les effets indésirables, le CBCT peut être recommandé.
- Ancrage osseux temporaire
 - Préalablement à la pose d'une mini-vis, l'évaluation préopératoire avec le CBCT (petit champ) est recommandée si la radiographie de routine a mis en évidence un risque de complications ou la probabilité d'un os inadéquat pour la stabilité de la vis

- Dans la zone palatine antérieure et paramédiane où le volume osseux est favorable, le CBCT est rarement recommandé
- Anomalies dentaires
 - Le recours au CBCT (petit champ) peut-être recommandé, dans les cas où des informations précises sur la position et la morphologie des dents incluses, voire surnuméraires et sur le degré de résorption (inflammatoire et/ou de remplacement) des dents voisines sont nécessaires, afin d'optimiser le traitement et ses résultats.
- Morphologie des voies aériennes / Syndrome d'Apnée Hypopnée Obstructive du Sommeil (SAHOS)
 - Le CBCT n'est pas recommandé pour une évaluation 3D à visée orthodontique des données volumétriques de la zone oropharyngée.
 - Il peut être recommandé, à la place du scanner, pour des patients ayant des SAHOS, afin d'optimiser des interventions chirurgicales spécifiques associées à un traitement orthodontique et pour en évaluer les résultats.
- Pathologie de l'ATM
 - Le CBCT en une seule incidence bouche fermée en occlusion, peut-être recommandé, à la place du scanner, afin de préciser le diagnostic de pathologies osseuses (et non des tissus mous) de l'ATM lorsque des signes cliniques le nécessitent.

Dans tous les cas, cette technique ne peut pas être utilisée en première intention en substitution des classiques examens radiographiques généralement suffisamment informatifs, ni en substitution des traditionnelles prises d'empreintes.

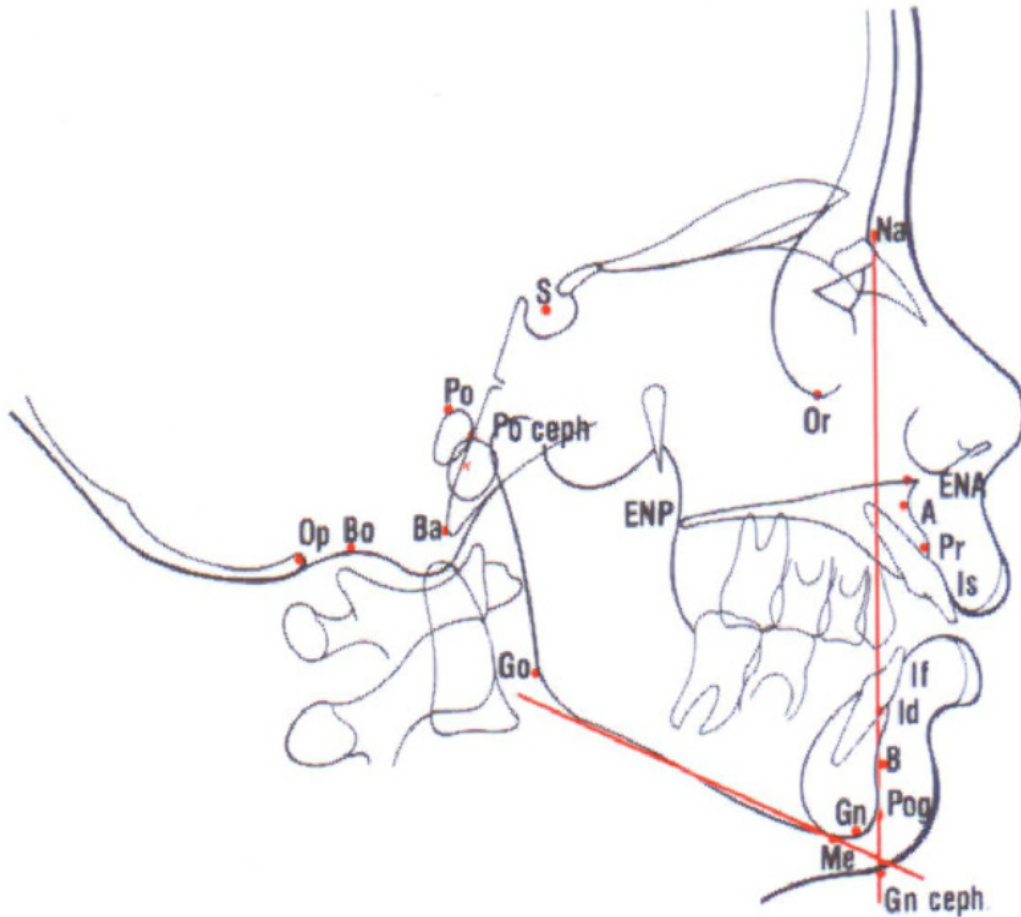
1.2 Les analyses céphalométriques

1.2.1 Bidimensionnelles

C'est en 1931 que la céphalométrie a vu le jour grâce aux travaux de BROADBENT. Cinq ans après avoir inventé le céphalostat, BROADBENT publie ses travaux dans un article intitulé : " Une nouvelle approche radiologique et son application à l'orthodontie " (13) où il y décrit l'emploi du céphalostat pour l'obtention de clichés radiologiques standardisés, d'une qualité suffisante pour que des mensurations précises puissent être effectuées (= premières mesures linéaires). MARGOLIS fut ensuite le premier à mettre en évidence le parallélisme entre l'orientation des incisives sur les moulages et l'angulation de cette dent par rapport au plan mandibulaire sur la téléradiographie (14) (= premières mesures angulaires). (15)

Quelle que soit la vocation de l'analyse céphalométrique, qu'elle soit dimensionnelle, typologique ou structurale, elle nécessite toujours la construction d'un réseau géométrique de plans et de lignes servant de système de référence. La détermination de points de repère (« landmarks ») est donc indispensable. Certains ont une définition anatomique, d'autres sont des points construits ou déterminés par inspection. (15)

Toutes les études céphalométriques ont en commun certains points :
(Figure 4)



Points de la boîte crânienne

- Nasion (N, Na) : point antérosupérieur de l'image de la suture nasofrontale
- Sella turcica (S) : centre de la selle turcique déterminé par jugement.
- Basion (Ba) : point le plus antérieur de l'image du foramen magnum, situé à la limite inférieure du basioccipital.
- Opisthion (Op) : point le plus postérieur de l'image du foramen magnum.
- Bolton (Bo) : point le plus déclive de la concavité postérieure aux condyles de l'occipital. Ce point de l'image latéral du foramen magnum est souvent difficile à repérer et sera alors localisé à mi-distance entre basion et opisthion.
- Porion céphalométrique (Po ceph) : point le plus élevé du conduit auditif externe (CAE) cutané. Il est traditionnellement repéré par le sommet de l'olive auriculaire du céphalostat, dont la surface supérieure entre en contact avec celle du conduit auditif si le sujet est correctement installé, c'est-à-dire " légèrement suspendu dans l'appareil par les olives "
- Porion osseux (Po) : point le plus élevé du CAE osseux

Points de l'étage supérieur de la face

- Orbitale (Or) : point le plus déclive de l'image du rebord orbitaire inférieur.
- Épine nasale antérieure (ENA) : pointe de l'épine nasale antérieure.
- Point A : point le plus déclive de la concavité de l'image du maxillaire située entre l'épine nasale antérieure et le prosthion.
- Prosthion (Pr) : point le plus antérieur de la portion alvéolaire du maxillaire, entre les incisives centrales.
- Point incisif supérieur (Is) : pointe de la couronne de l'incisive centrale la plus antérieure.

- Épine nasale postérieure (ENP) : pointe de l'épine nasale postérieure, à l'extrémité du palais osseux.

Points de l'étage inférieur de la face

- Point incisif inférieur (If) : pointe de la couronne de l'incisive centrale mandibulaire la plus antérieure.
- Infradental (Id) : point le plus antérieur de la portion alvéolaire de la symphyse, entre les incisives centrales.
- Point B : point le plus déclive de la concavité de l'image de la symphyse entre l'infradental et le pogonion.
- Pogonion (Pog, Pg) : point le plus antérieur de l'image de la symphyse mandibulaire.
- Menton (Me) : point le plus inférieur de l'image de la symphyse mandibulaire.
- Gnathion (Gn) : milieu entre le point le plus antérieur et le plus inférieur de la symphyse
- Gnathion céphalométrique (Gn ceph) : intersection du plan facial et du plan mandibulaire.
- Gonion (Go) : point équidistant entre le point le plus postérieur et le point le plus inférieur de la région de l'angle de la mandibule

Fig. 4 : Les principaux points céphalométriques

1.2.1.1 Les trois catégories principales

1) Les analyses typologiques

Elles visent à déterminer le type facial individuel d'équilibre du sujet, en évitant la comparaison à des normes qui semblent assez arbitraires.

Nous pouvons citer comme exemple d'analyse typologique l'analyse de LUZJ, MAJ et LUCCHESI (1957) ou encore l'analyse de BJÖRK(1951).

BJÖRK fonde sa détermination typologique sur la notion du prognathisme facial défini à la manière anthropologique comme " La proéminence plus ou moins marquée du squelette facial par rapport à la base du crâne ". Il sera mesuré en valeur angulaire en utilisant comme ligne de référence SNa, qui schématise la partie antérieure de la base du crâne à laquelle se trouve appendue la face. Il distingue alors 2 types de croissance majeure : la croissance en rotation antérieure et la croissance en rotation postérieure. (16)

2) Les analyses dimensionnelles

Ces analyses sont plus nombreuses et ont été publiées entre la fin des années 1940 et 1950. Elles répondent plus directement aux besoins cliniques de diagnostic et de pronostic.

Elles sont basées sur des mesures linéaires ou angulaires réalisées entre différents points ou plans céphalométriques. Le diagnostic est établi en comparant les valeurs du patient à des normes pré-établies à partir de populations sélectionnées. Ces normes sont présentées sous forme de chartes. Ces analyses prennent comme plan de référence soit le plan de Francfort soit le plan SNa.

On peut citer parmi ces analyses celle de DOWNS, de TWEED, de STEINER ou encore de RICKETTS.

3) Les analyses structurales et architecturales

Ce sont les analyses les plus récentes.

Elles étudient l'équilibre ou le déséquilibre entre les différentes structures céphaliques à partir de constructions et visent à préciser l'origine du déséquilibre. Ici, le patient est sa propre référence.

Elles sont plus régulièrement utilisées dans les cas de chirurgie orthognathique.

L'analyse la plus utilisée de cette catégorie est celle de DELAIRE, nous pouvons également citer l'analyse de SASSOUNI et celle de ENLOW et MOYERS.

1.2.1.2 Limites liées à ces analyses 2D

Elles sont :

- liées à la précision relative de la localisation des points : les superpositions anatomiques sont nombreuses, cette localisation repose

sur l'expérience du praticien. De plus, les points situés sur l'axe sagittal médian et dans une zone de haut contraste radiologique sont les plus fiables, tandis que les points bilatéraux ou situés dans une zone présentant d'importantes superpositions anatomiques sont les moins fiables.

- liées aux variations des plans de référence horizontaux (plan de Francfort / plan SNa) : aucuns d'entre eux ne reflète la posture habituelle de la tête. Seule l'orientation vestibulaire passant par les canaux semi-circulaires pourrait y prétendre. Mais elle reste une méthode complexe, réservée à la recherche craniologique (17). Une étude présente cependant le plan SNa comme plus fiable que le plan de Francfort. (18)
- Liées aux normes choisies (ce point concerne principalement les analyses dimensionnelles) : ce sont des moyennes calculées dans une population sélectionnée, elle ne peuvent correspondre à l'ensemble de la population (19)

1.2.2 Tridimensionnelles

Dès la fin du XXème siècle, Jacques TREIL nous a démontré l'apport de l'imagerie 3D en céphalométrie, il publie en 1994 « Imagerie 3D des dysmorphoses maxillo-faciale » puis en 1997 « Une nouvelle construction céphalométrique tridimensionnelle » (20).

L'application des analyses céphalométriques traditionnelles 2D n'est cependant pas possible sur de la 3D. Il est donc nécessaire de développer des analyses adéquates.

Parmi les analyses tri-dimensionnelles les plus répandues, nous pouvons citer les analyses de G. FARRONATO (21), J. TREIL (20,22–24), R. OLSZEWSKI (25), J. GATENO (26) et M. G. HANS (27).

Le modèle initial que TREIL propose est le modèle céphalométrique à huit points qui permet une première description de l'architecture maxillo-faciale et de la denture. Il sera complété de 6 points pour devenir le modèle complet à 14 points. Ce dernier permet une description complète de l'analyse cranio-

faciale avec 3 niveaux d'analyse : l'enveloppe, les bases osseuses et les arcades alvéolo-dentaires. (28)

L'analyse céphalométrique tridimensionnelle apporte une richesse d'informations sans égale par rapport à la céphalométrie bidimensionnelle tant au niveau des tissus mous, dentaire que osseux. L'exemple le plus parlant concerne la mesure des positions angulaires de la denture antérieure. Sur une radiographie bidimensionnelle, elle est appréciée par un tracé moyen de l'image de superposition des 4 incisives ou même des 6 dents antérieures, alors que sur une céphalométrie tridimensionnelle on obtient avec précision le torque et l'angulation de chaque dent. (29)

1.2.2.1 Les deux modèles principaux

1.2.2.1.1 Le modèle à 8 points de TREIL

C'est une méthode biomensurative tridimensionnelle basée sur le tracé de 8 repères anatomiques liés à l'axe neuro-matriciel de la croissance cranio-facial (*Figure 5*). Ces 8 points correspondent à des orifices d'émergence du système trigéminal (20) :

- 2 têtes des marteaux (RHM et LHM)
- 2 foramina supra-orbitaires (RSO et LSO)
- 2 foramina infra-orbitaires (RIO et LIO)
- 2 foramina mentonniers (RM et LM)

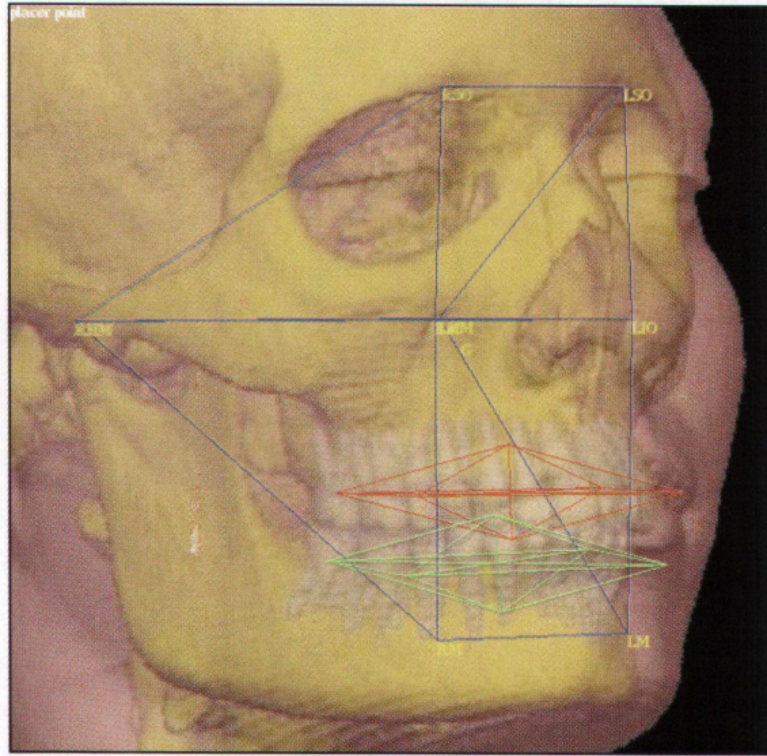


Fig. 5 : reconstitution 3D et tracé d'analyse → modèle à 8 points de Treil (29)

Cette analyse est complétée par la présentation de l'étage alvéolo-dentaire (*Figure 6*). La description et le repérage des arcades et des dents reposent essentiellement sur l'emploi systématique d'un outil mathématique, le calcul de la matrice centrale d'inertie (effectué par un logiciel, initialement Cepha 3DT). (29)

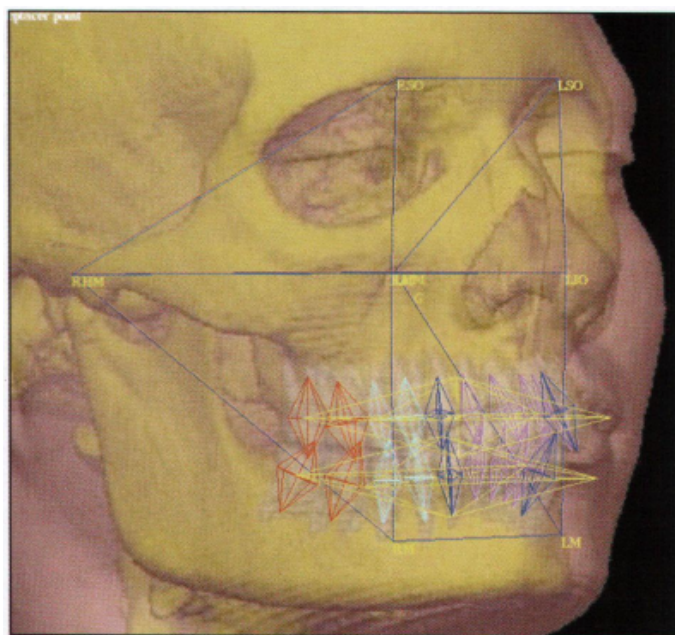


Fig. 6 : repérage des dents et des arcades matérialisées par leur repères d'inertie et leurs enveloppes

Ce modèle fut vite abandonné au profit du modèle à 14 points.

1.2.2.1.2 Le modèle complet à 14 points

Ce modèle se base sur le modèle à 8 points de TREIL auquel on a ajouté 6 points afin de préciser les positions des bases osseuses maxillaires et mandibulaires.

Il permet une description complète de l'anatomie cranio-faciale avec trois niveaux d'analyse : l'étage alvéolo-dentaire, l'étage basal et la charpente maxillo-faciale. L'étude des corrélations dans les trois sens de l'espace, entre les paramètres des différents niveaux, précise la notion de compensation, elle permet de comprendre la manière dont une dysmorphie squelettique se répartie entre les différents niveaux. (28)

1.2.2.1.2.1 Les moyens de modélisation

Cette analyse s'appuie sur des images issues d'un scanner. Les données acquises sont téléchargées sur les logiciels au format DICOM. Les points repères sont alors identifiés puis les mesures effectuées.

➤ Informations anatomiques

L'ensemble des éléments anatomiques, les repères et les dents, sont sélectionnés sur les coupes TDM natives (*Figure 7*). Ils sont tous et toutes situés sur les branches du nerf trijumeau.

Le nerf trijumeau, cinquième paire des nerfs crâniens, est le grand nerf sensitif de la face ; il organise par l'intermédiaire de ses trois branches (V1, V2, V3) la croissance et le développement des trois étages de la face, du stade embryonnaire à l'âge adulte. Cela fait référence à la théorie neuro-matricielle de MOSS qui met en première place l'environnement non squelettique dans les facteurs responsables de la croissance (30). TREIL a donc choisi ces points pour leur stabilité.

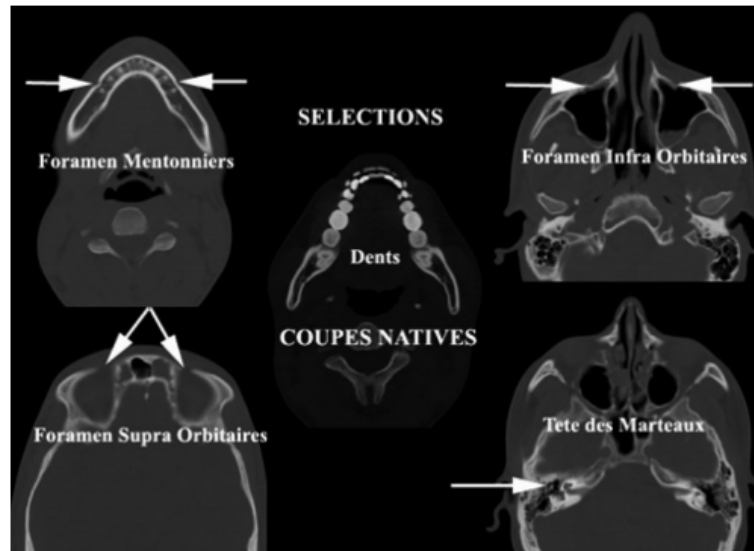


Fig. 7 : Repérage anatomique sur les coupes natives : les repères trigéminaux (ici seulement RHM, LHM, RSO, LSO, RIO, LIO, RM, LM) ; les tissus dentaires : identification, fragmentation, labélisation.

Les 14 repères anatomiques correspondent (Figure 8) :

- au niveau de la charpente maxillo-faciale
 - aux 2 foramen supra-orbitaires (RSO, LSO),
 - aux 2 foramen infra-orbitaires (RIO, LIO),
 - aux 2 foramina mentonniers (RM, LM)
 - à la tête des deux marteaux (RHM, LHM).
- Au niveau de l'étage basal
 - aux 2 foramina grand palatins (RGP, LGP)
 - aux foramen naso-palatins supérieur et inférieur (INP, SNP)
 - aux 2 foramina mandibulaires (RFM, LFM)

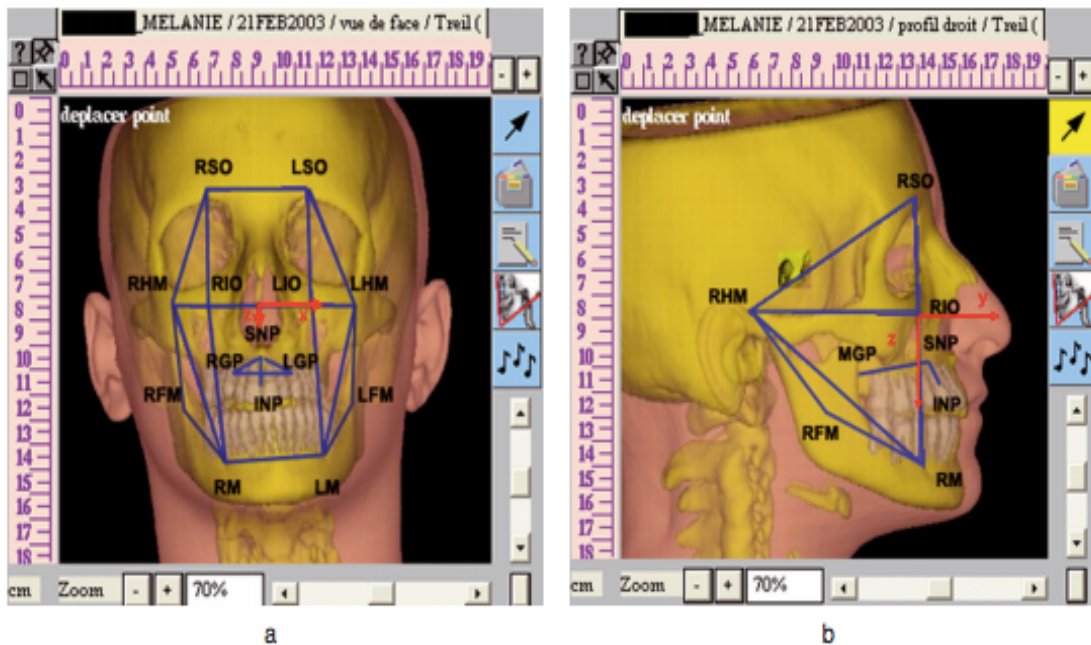


Fig. 8 : Construction de l'analyse céphalométrique à 14 points vue de face (a) et de profil (b) (28)

Les dents, par leur innervation proprioceptive, appartiennent également au système trigéminal.

➤ Repérage des structures dentaires à l'aide de la matrice d'inertie

Les structures dentaires sont identifiées, fragmentées et labélisées par seuillage des niveaux de gris et par une méthode semi-automatique. Chaque dent devient alors ce que l'on appelle un « objet discret » qui correspond à un nuage de points. Le logiciel peut connaître pour chaque dent les pixels qui lui sont attribués. Il peut aisément calculer le volume global ou la masse globale, le centre d'inertie et les axes principaux d'inertie de chaque dent. Il peut également créer une image de reconstitution (Figure 9).



Fig. 9 : Reconstruction et matrices d'inertie des différentes dents d'une arcade

La position de la dent est identifiée par les coordonnées de son centre d'inertie et l'orientation de ses axes d'inertie (*Figure 10*).

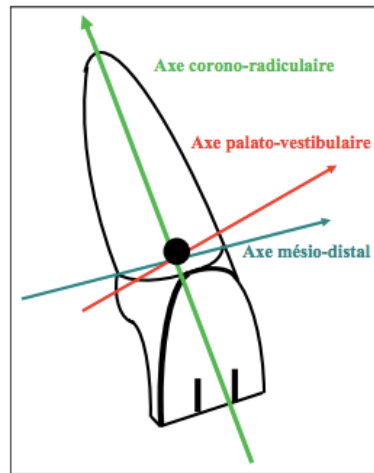


Fig. 10 : Calcul de la matrice d'inertie. Axes et centre d'inertie de la dent

Il est donc possible de repérer la position de la dent dans sa globalité grâce à l'axe principal d'inertie de la dent qui correspond à l'axe corono-radulaire. Cette particularité permet d'étudier la notion de torque pour la première fois sur un examen radiographique. Le torque est lié à l'orientation de l'axe corono-radulaire et non simplement de la face vestibulaire.

Cependant, si on souhaite apporter plus d'attention à l'occlusion (couronne) ou à l'ancrage (racine), il est possible de sélectionner isolément l'un ou l'autre et de lancer le même calcul de matrice d'inertie (*Figure 11*).

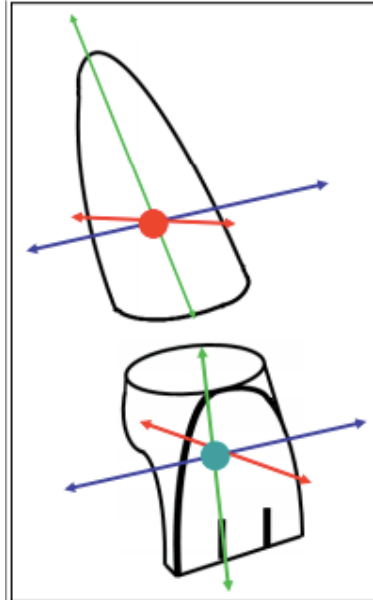


Fig. 11 : matrice d'inertie de la couronne (aspect occlusal) et matrice d'inertie de la racine (ancrage)

➤ Les repères de référence

Deux repères de référence sont utilisés : un repère architectural et un repère alvéolo-dentaire.

Le repère architectural orthonormé direct de référence est centré sur le milieu des infra-orbitaires (*Figure 12*) :

- son axe Ox est orienté de l'infra-orbitaire droit à l'infra-orbitaire gauche,
- l'axe Oy s'appuie sur la ligne joignant les têtes de marteaux droite et gauche et est orienté d'arrière en avant,
- l'axe Oz, perpendiculaire aux deux autres, est orienté vers le bas.

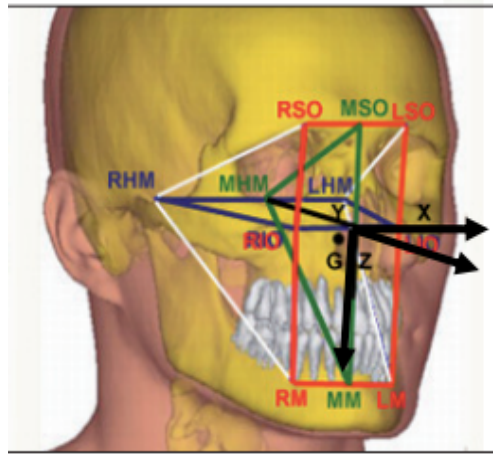


Fig. 12 : tracé de la charpente + repère architectural : le trièdre orthonormé de référence (x, y,z)

Ce choix correspond à deux volontés primaires :

- ne pas adopter un repère lié à l'ensemble de l'architecture qui pourrait rendre moins lisible une dysmorphie
- lier le repère à une zone peu touchée par la croissance et la thérapeutique.

Oy, définit par les têtes des marteaux et les infra-orbitaires, est le nouveau plan de Francfort. Il présente, pour TREIL, une stabilité indiscutable et a une importance physiologique considérable compte tenu de son parallélisme avec la ligne du regard et avec les plans d'arcade maxillaire et mandibulaire (20).

Ce choix implique cependant une limite : si l'étage moyen de la face participe lui-même à la dysmorphie ou si, a fortiori il en est la composante principale, c'est toute l'analyse qui en est faussée.

Le repère alvéolo-dentaire, lui, dépend de l'optique du praticien.

Le logiciel sait calculer les matrices centrales d'inertie des arcades maxillaires et mandibulaires, ce qui définit les centres de gravité d'arcade, les plans d'arcade, les axes principaux d'arcade. Il détermine le plan bissecteur des plans d'arcade ou pseudo-plan d'occlusion (Figure 13).

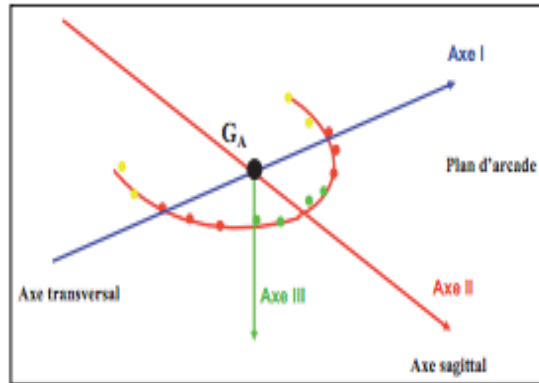


Fig. 13 : matrice d'inertie des dents d'une arcade : centre de gravité d'arcade, axes d'arcade, courbe de régression de la forme d'arcade et plan d'arcade

Il trace la courbe de régression des centres de gravité de chaque dent, ce qui définit la courbe d'arcade. Dès lors, les positions des dents ou des groupes dentaires sont donnés exactement comme les voit le praticien, par rapport à l'arcade et non par rapport à un repère cranio-facial. (Figure 14)

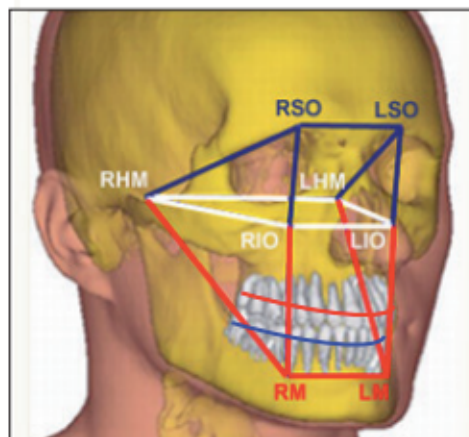


Fig. 14 : tracé de la charpente + repère d'arcade (ligne de régression des centres d'inertie des dents de l'arcade)

1.2.2.1.2.2

Le modèle 3D

Le modèle ainsi créé correspond à une hiérarchie descriptive (Figure 15) :

- (1) l'étage alvéolo-dentaire : la dent unitaire et les arcades maxillaire et mandibulaire isolées ou prises dans leur ensemble ;
- (2) l'étage basal avec les quatre points basimaxillaires (RGP, LGP, INP, SNP ; centre de gravité des quatre repères : GBM) et les quatre points

basi-mandibulaires (RFM, LFM, RM, LM ; centre de gravité des quatre repères : GBm) ;

(3) la charpente ou enveloppe maxillo-faciale définie par les huit points de l'analyse initiale de Treil (RHM, LHM, RSO, LSO, RIO, LIO, RM, LM).

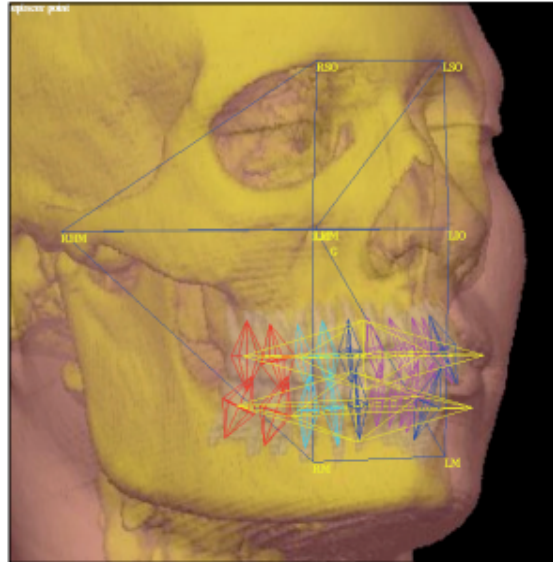


Fig. 15 : Hiérarchisation. Les dents et leur matrice d'inertie : code couleur selon la dent. Les arcades et leur matrice d'inertie : en jaune. L'architecture globale : en bleu. (Le repérage des bases osseuses n'est pas représenté ici pour rendre la figure plus lisible.)

Cette hiérarchie descriptive est conforme à la hiérarchie des préoccupations et des interventions de l'orthodontiste :

- les dents et les arcades avec les soucis quotidiens d'occlusion et de sourire bucco-dentaire,
- les bases osseuses sur lesquelles il faudra intervenir dans les grandes dysmorphies soit par voie orthopédique soit par chirurgie orthognathique,
- l'architecture faciale globale qui ne sera prise en compte que comme élément explicatif ou pour des interventions correctrices très limitées.

Au niveau maxillaire, il y a donc trois niveaux : charpente et plancher orbitaire, base maxillaire et arcade maxillaire. Alors qu'à la mandibule, il n'existe que deux niveaux : charpente et base mandibulaire (confondues par leurs repères antérieurs) et arcade mandibulaire.

Pour initier l'analyse du modèle, un repère orthonormé direct (x, y, z) a été introduit sur la charpente maxillo-faciale. Ce repère est invariant, non modifié par la thérapeutique orthodontique, chirurgicale ou chirurgico-orthodontique.

Les paramètres dimensionnels ou angulaires de l'analyse céphalométrique seront calculés projetés sur les trois axes du repère orthonormé direct ou sur les trois plans de l'espace définis par ces trois axes.

L'objectif de l'analyse du modèle tridimensionnel, initialement développé à l'usage des orthodontistes et des chirurgiens maxillo-faciaux, est la définition de la normalité et la caractérisation des pathologies. Cette analyse permet également l'étude de la croissance.

➔ **Normalité**

La normalité, du point de vue de TREIL, associe deux notions : symétrie et équilibre.

Symétrie et équilibre du modèle sont suffisamment stables pour définir la normalité de sujets d'origines ethniques et culturelles différentes.

D'après une étude statistique sur 205 individus, TREIL les définit comme :

➤ À l'étage alvéolo-dentaire

- ◆ Un parallélisme des axes d'inertie des arcades maxillaire et mandibulaire
- ◆ La situation sur un même axe vertical des centres de gravité des arcades maxillaire et mandibulaire

➤ À l'étage de la charpente maxillo-faciale

- ◆ Des valeurs moyennes identiques au signe près des coordonnées cartésiennes X Y et Z des repères (landmarks) trigéminaux homologues projetés sur les 3 axes du repère orthonormé direct de la charpente maxillo-faciale.

→ **Pathologies**

Ce sont les asymétries et les déséquilibres du modèle tridimensionnel qui caractérisent les pathologies (24) (23).

L'analyse 3D combine des calculs de formes, de dimensions, d'orientations, ainsi que l'étude des relations spatiales des éléments anatomiques du complexe maxillo-facial. Des outils mathématiques et statistiques sont utilisés comme moyens d'aide au diagnostic. L'excellente dissociation des deux composantes anatomiques dento-alvéolaire et osseuse du modèle dans les trois directions de l'espace permet l'élaboration de schémas thérapeutiques adaptés (chirurgicaux, orthodontiques ou combinés chirurgico-orthodontiques) pour un retour à un état d'équilibre et de symétrie propre à chaque individu.

→ **Croissance**

Le suivi de la forme et de la dimension du modèle trigéminal permet de prévoir et d'envisager la modélisation de la croissance (31). La croissance qui selon l'intuition de ENLOW (32) est, ou devrait être, un état continu d'équilibre.

1.2.2.2 Limites liées à ces analyses 3D

Une étude réalisée en 2002 au CHU Hôtel Dieu de Paris nous précise que les études céphalométriques en cours de développement doivent, pour présenter une plus grande fiabilité, utiliser les points qui présentent une faible variabilité inter-observateurs. Comme en céphalométrie conventionnelle :

- les points les plus stables doivent servir de référence
- chaque point présente une enveloppe, un « nuage de dispersion » caractéristique

- les points les plus fiables sont liés aux structures anatomiques parfaitement identifiables : foramen, épines, etc.

Or, toujours dans cette étude, en analysant plus spécifiquement les points de référence de l'analyse cranio-faciale vestibulaire, il apparaît que les points vestibulaires (semi-circulaires) présentent une très grande fiabilité. Leur utilisation paraît ainsi préférable par rapport à la tête du marteau, qui présente une variabilité largement supérieure. (33)

2 Les différents systèmes d'analyse céphalométrique

La céphalométrie 2D comme la céphalométrie 3D sont des systèmes de mesures biologiques concernant l'extrémité céphalique et sont destinées à conduire à l'établissement d'un diagnostic et d'un plan de traitement quantifié. Les étapes requises sont :

- la saisie de l'anatomie,
- la définition d'un système de repères (*landmarks*) et de paramètres,
- la comparaison des paramètres d'un patient aux valeurs moyennes,
- la définition et l'appréciation quantifiée de la dysmorphie,
- la définition des objectifs (retour à la normale) et des moyens pour permettre d'établir la thérapeutique avec un plan de traitement quantifié.

On rappelle que les analyses céphalométriques bidimensionnelles ont vu le jour en 1936 grâce aux travaux de BROADBENT. Le numérique n'existant pas, le praticien dessinait des points et des traits sur un cliché argentique puis calculait les valeurs. Désormais une analyse céphalométrique 2D numérique est réalisée rapidement et automatiquement sur écran. Cette analyse peut se faire de façon semi-automatique ou automatique : soit c'est le praticien qui place les repères, soit c'est le logiciel. Les calculs sont ensuite effectués par un logiciel. Ces systèmes permettent un gain de temps majeur en évitant les tracés manuels.

Mais qu'elle soit manuelle ou numérique, il existe des limites à la céphalométrie 2D car l'interprétation de l'image radiologique suppose une superposition exacte des cotés droit et gauche du patient sur le plan sagittal médian. De plus, le repérage des points est difficile et fastidieux, et, l'utilisation de moyennes d'une population de référence standard et d'une définition de la normalité affaiblit la technique.

Le développement de la radiographie tridimensionnelle à la fin du XX^{ème} siècle a permis la céphalométrie tridimensionnelle. L'évolution de l'acquisition numérique du volume céphalique et le développement de logiciels adaptés permet une restitution 3D conforme aux exigences anatomiques, morphologiques, topographiques et biomensuratives dento-maxillo-faciales. Ainsi, la possibilité d'une imagerie 3D biométrique est réelle et permet de pallier aux limites de la radiographie 2D.

Nous allons maintenant étudier ces différents systèmes.

2.1 Analyse bidimensionnelle : 4 systèmes de traçage

2.1.1 Le tracé manuel

Les tracés manuels s'effectuent à partir de téléradiographies argentiques ou de téléradiographies numériques imprimées (idéalement sur du papier photo satiné de bonne qualité).

Dans le cas d'une radiographie argentique il est recommandé d'utiliser un négatoscope.

Une fois la radiographie posée à plat, le praticien vient placer une feuille de papier calque céphalométrique (ou papier acétate), qui recouvre les structures cranio-faciales intéressantes, et la fixe à l'aide de ruban adhésif afin d'éviter les erreurs de repositionnement. Puis l'opérateur effectue les tracés des structures anatomiques à l'aide d'un crayon mine à pointe fine (0,5 HB).

Le tracé des structures effectué, le praticien peut alors repérer les points utiles à l'analyse céphalométrique choisie et effectuer les mesures nécessaires à l'aide d'une règle et d'un protractor (rapporteur céphalométrique).

Cette méthode prend approximativement 10 minutes.

2.1.2 Le tracé informatisé

Avec le développement de la technologie informatique, le traçage numérique est devenu possible. L'acquisition de la téléradiographie est la première étape, 2 techniques sont couramment utilisées pour obtenir la radiographie au format numérique (34) :

- La numérisation directe qui utilise un capteur de dispositif à couplage de charge (35). L'image numérique est produite instantanément sur l'ordinateur, sans traitement supplémentaire.
- La numérisation indirecte qui utilise des plaques de phosphore de stockage pour capturer l'image. Les plaques stockent l'énergie de rayonnement générée par l'appareil radiographique dans une image latente, on obtient alors une radiographie argentique. Celle-ci est ensuite transférée au format numérique sur ordinateur grâce à un scanner laser rouge (l'unité de précision pour définir sa résolution est le « dpi : dots per inch »).

Une étude comparant la reproductibilité des repères céphalométriques entre une image affichée sur ordinateur, une image imprimée sur papier et une sur un film conventionnel (toutes trois acquises via des plaques de phosphore) a montré une différence significative en défaveur de la première méthode comparée aux 2 autres, qui, entre elles, n'ont montré aucune différence significative. (36)

Les images informatiques des deux techniques consistent en une collection de pixels dont la taille et les valeurs de couleur produisent différentes couleurs et niveaux de gris. La taille finale de l'image est déterminée par le nombre et les valeurs de couleur de ses pixels.

La qualité et la précision des images sont affectées par leur résolution, la taille des pixels, les nuances de gris et le niveau de compression. Plusieurs études ont rapporté que la numérisation directe des radiographies est plus reproductible et précise que la numérisation indirecte (37) (38) (39).

Dès que l'acquisition de l'image est effectuée, elle est transférée sur le logiciel.

Les points de repère sont ensuite localisés manuellement à l'aide d'un curseur piloté par la souris. Puis les mesures sont effectuées de manière automatique grâce au logiciel.

Dans cette méthode, on note donc que seules les mesures sont automatisées.

A l'heure actuelle, de nombreux logiciels sont disponibles. On peut citer de façon non-exhaustive :

- Ceph Tracing sur Dolphin Imaging
- Vistadent® de Dentsply
- NemoCeph de Nemotech
- Quick Ceph Studio de Quick Ceph system®
- OnyxCeph™
- FACAD
- Dentofacial Planner™, etc..

Ils sont dotés de nombreuses fonctionnalités plus ou moins similaires d'un logiciel à l'autre. Par exemple, le logiciel Ceph Tracing inclus dans Dolphin Imaging, qui apparaît comme le logiciel le plus performant selon plusieurs études (40) (41) (42), on a :

- le stockage des données sur le web de façon sécurisée, ce qui permet d'avoir accès aux dossiers n'importe où
- la correction des images : modification des niveaux de gris, rotation, recadrage, calibration ...
- la possibilité d'impression de l'analyse

- la superposition des analyses d'un même patient avec tableau récapitulant l'évolution du traitement
- des outils d'analyse avancés : possibilité de réaliser des roto-translation, redimensionnement de structures anatomiques ...
- de nombreuses techniques d'analyse disponibles ou possibilité de réaliser une analyse personnalisée

2.1.3 Le tracé assisté par application

Comme pour le traçage informatisé, le tracé assisté par application s'effectue grâce à un logiciel à partir d'une radiographie obtenue via une numérisation directe ou indirecte.

Après acquisition des données, ces dernières sont importées sur l'application smartphone ou tablette. L'application effectue alors un étalonnage / une calibration.

L'opérateur peut ensuite identifier les repères manuellement grâce à son index et, si nécessaire, la fonction zoom avant/arrière. Les mesures sont effectuées automatiquement par le logiciel.

On peut citer les applications suivantes :

- CephNinja®
- SmartCeph Pro
- OneCeph
- WebCeph

Leurs fonctionnalités sont nombreuses et similaires à celles présentées sur ordinateur.

2.1.4 Le tracé entièrement automatisé

L'analyse céphalométrique automatisée s'appuie sur une radiographie céphalométrique numérisée de façon directe ou indirecte. Cette dernière est

stockée dans l'ordinateur puis chargée sur un logiciel. Le logiciel localise alors automatiquement les points repères et effectue les mesures pour l'analyse céphalométrique.

La première tentative de recherche automatique des points de repère céphalométriques a été faite par COHEN en 1984 (43).

2.1.4.1 Principe

L'identification automatique des points repères a été entreprise de différentes manières impliquant la vision par ordinateur et les techniques d'intelligence artificielle. Dans l'ensemble, ces approches peuvent être classées en quatre grandes catégories basées sur la technologie ou la combinaison de techniques qui ont été utilisées (44). Ces catégories sont les suivantes :

- le filtrage d'image plus la recherche des points de repère basée sur les connaissances (« image filtering plus knowledge-based landmark search ») (45) (46) (47) (48)
- les approches basées sur les modèles (« model-based approaches ») (49) (48) (50) (51) (52) (53)
- les approches informatiques douces (« soft-computing approaches ») (54) (55) (56) (57) (58) (59) (60)
- les approches hybrides (« hybrid approaches ») (61) (62) (63) (64) (65) (66)

2.1.4.2 Les logiciels

- **AlgoCeph par CephX**

En 2018, CephX reçoit le premier brevet pour l'analyse céphalométrique automatisée par « United States Patent and Trademark Office ».

AlgoCeph est une application sophistiquée d'intelligence artificielle et de technologies d'apprentissage automatique qui permet l'obtention d'un traçage céphalométrique automatisé ainsi qu'une analyse immédiate. (67)

Ce logiciel est basé sur le web mais, depuis 2017, il a été intégré au logiciel Planmeca Romexis®. CephX s'est également associé à Dentsply Sirona et NewTom.

Son utilisation est simple :

1. entrer dans le système avec www.cephx.com grâce à un navigateur web standard ou utilisation du logiciel Planmeca Romexis®
2. création d'un nouveau patient et importation / téléchargement de l'image au format .jpeg
3. étalonnage automatique de l'image, amélioration des niveaux de gris
4. identification automatique des points repères grâce au logiciel AlgoCeph puis, si nécessaires, apport de corrections manuelles

Le résultat précis et complet de l'analyse est disponible en 3 secondes d'après le fabricant. Une étude démontre que l'analyse entièrement automatisée prendrait 30 secondes et l'analyse automatisée accompagnée de corrections manuelles 1 minute. (68)

- **CS imaging software par Carestream Dental**

C'est un logiciel de traçage qui reconnaît et trace automatiquement les structures anatomiques en 90 secondes.

Il permet de répondre aux besoins d'analyse les plus fréquents tels que RICKETTS, TWEED, McNAMARA et STEINER. (69)

2.2 Analyses tridimensionnelles

On a vu précédemment qu'en France, Jacques TREIL avec la collaboration du service d'ODF de Toulouse, ont créé une méthode d'analyse céphalométrique 3D (70). Cette méthode d'analyse céphalométrique est passée progressivement de 8 à 14 points permettant une lecture parfaite de l'architecture maxillo-faciale globale.

Cette méthode d'analyse est supportée par les logiciels de la gamme Cépha® (C2000® et Cépha 3DT®).

2.2.1 Principes généraux de l'analyse 3D dans les logiciels de la gamme Cépha

Cette analyse s'appuie sur des images issues d'un examen tomographique. Les données acquises sont téléchargées sur les logiciels de la gamme Cépha au format DICOM, puis les points repères ainsi que les structures dentaires sont identifiées, fragmentées et labélisées (par seuillage des niveaux de gris et par une méthode semi-automatique) grâce à C2000. L'image peut alors être exploitée par le logiciel Cépha 3DT qui va effectuer les mesures linéaires, angulaires, surfaciques, volumiques, etc.. (22)

Ces traitements sont sous-tendus par les quatre choix fondamentaux qui suivent et que l'on a explicité dans la première partie :

1. Lecture anatomique globale à travers les trajets trigéminaux
2. Repérage des structures dentaires à l'aide la matrice d'inertie
3. Choix des repères de référence
4. Hiérarchie descriptive

2.2.2 Application clinique

Plusieurs version de ce logiciel existent sur le marché (71) : une version « démo » qui est une version bridée illustrant les fonctions principales de l'application, une version « enseignement » qui permet la présentation des cas cliniques commentés par des praticiens (radiologues, orthodontistes et chirurgiens), une version « recherche » qui dispose de modules permettant au praticien de définir ses propres modèles d'étude et une version « clinique », version exploitée en milieu hospitalier ou clinique.

Ce logiciel a déjà été largement utilisé en recherche. Mais l'application majeure porte bien sur le diagnostic et le suivi des cas cliniques, cependant,

très rares sont les cabinets à l'utiliser à l'heure actuelle. En milieu hospitalier, certains commencent à l'utiliser devant des cas limites ou résolument chirurgicaux. (72)

D'autre logiciel, tel que Mimics de Materialise, sont également disponibles, cependant leur objectif principal n'est pas l'analyse céphalométrique mais la simulation de chirurgie orthopédique (ostéotomie, etc.). Ils n'intéressent donc pas l'orthodontiste dans sa pratique quotidienne. Nemofab de Nemotech est également utilisé dans certains cabinets privés. Ce logiciel est très orienté vers la chirurgie orthopédique. Il permet une analyse céphalométrique bi-dimensionnelle sur une acquisition 3D via cone beam CT. Il réalise l'analyse céphalométrique des tissus mous uniquement. Son utilisation s'intègre dans le plan de traitement chirurgical global et non pas uniquement comme examen complémentaire classique.

En conclusion, bien que la fiabilité des résultats apportée par les images 3D soit réelle et que, pour FAURE, la 3D apporte de nouvelles perspectives en matière d'analyse des compensations en cas de dysmorphie (73), ce qui limite l'utilisation de cette analyse à l'heure actuelle relève d'un souci de radioprotection : pourquoi faire subir une saisie 3D au patient pour en tirer un résultat similaire aux radiographies traditionnelles 2D ? De plus, nous sommes confrontés à la faible diffusion des appareils d'acquisition 3D, notamment des CBCT grand champ, au sein des cabinets d'orthodontie. Les orthodontistes, les chirurgiens-dentistes ou les chirurgiens maxillo-facial sont encore insuffisamment formés pour permettre une utilisation optimisée de cette analyse 3D. De plus, cette céphalométrie tridimensionnelle est inadaptée dans les cas de grande dysmorphie affectant la base de crâne. (74)

3 Étude comparative des différents systèmes

INTRODUCTION

Depuis l'introduction de la téléradiographie latérale en 1931 par BROADBENT aux États-Unis, cet examen radiographique est devenu un examen complémentaire indispensable dans l'établissement d'un diagnostic et d'un plan de traitement en orthodontie. Avec l'avancée du numérique, de nombreux systèmes sont arrivés sur le marché. Les analyses céphalométriques traditionnellement effectuées manuellement, longues et fastidieuses, peuvent maintenant être réalisées de façon semi-automatique ou entièrement automatique via un ordinateur, un smartphone ou une tablette. Le but principal de ces systèmes est de pouvoir réaliser un grand nombre d'analyses dans un temps réduit avec une même fiabilité. Cette évolution se poursuit avec l'arrivée de la 3D qui permet également la réalisation d'analyses céphalométriques. À l'avenir, l'objectif serait d'en faire un examen radiographique unique qui remplacerait l'ensemble des examens radiographiques traditionnels ainsi que les moulages. Aucune étude ne compare à l'heure actuelle l'ensemble de ces systèmes bi-dimensionnels et tri-dimensionnels.

Dans le travail qui suit, l'objectif est de comparer la fiabilité et la reproductibilité des mesures angulaires et linéaires produites par les systèmes permettant la réalisation d'analyses céphalométriques. Dans un premier temps on compare les systèmes bi-dimensionnels entre-eux, puis, on compare les systèmes tri-dimensionnels aux systèmes bi-dimensionnels.

METHODE

On a recherché toutes les études comparant les systèmes permettant de réaliser des analyses céphalométriques bi-dimensionnelles et/ou tri-dimensionnelles selon des mesures linéaires et angulaires. On a recherché sur PubMed® toutes les études sur ce thème publiées entre le 1 janvier 2010 et le

31 décembre 2020, sans restriction de langage. Nous avons choisi de débiter les recherches à partir du 1 janvier 2010 car c'est à partir de ce moment là que les analyses informatisées ont commencé à être de plus en plus étudiées.

Nous avons séparé la recherche en 2 parties : la première compare les systèmes permettant les analyses céphalométriques bi-dimensionnelles entre-eux, la deuxième compare les systèmes d'analyses 3D aux systèmes d'analyses 2D. Les mots clés utilisés pour la première recherche étaient : lateral cephalometric analysis AND (compar* OR evaluat*) AND reliability NOT planification NOT prediction NOT correlation, puis : manual tracing / app-aided / digital tracing / computerized tracing / automated identification. Ceux pour la deuxième étaient : cephalometry AND bi-dimensionnal (2D) AND tri-dimensionnal (3D).

Aucune limite n'a été posée quant à la population concernée (âge moyen, sexe, origine ethnique) ou à la malformation cranio-faciale. Pour qu'une étude soit dite « contrôlée » il fallait qu'elle compare l'intervention, c'est à dire le logiciel ou l'application, au gold standard : l'analyse manuelle. Les landmarks devaient correspondre à des points classiques de céphalométrie. Les téléradiographies latérales 2D pouvaient être acquises par numérisation directe ou indirecte mais par la même machine, à la même résolution et au même agrandissement. Pour les analyses tridimensionnelles l'acquisition des données devait être faite par une tomographie scanner ou un cone beam CT puis transmises au format DICOM. La dose d'irradiation minimum devait être suffisante. La comparaison des données devait ensuite être faite entre elles. Les critères de jugement devaient correspondre à des mesures angulaires (en degrés) et/ou des mesures linéaires (en millimètre). La précision de la localisation des points repères n'a pas été retenue comme critère de jugement car cette dernière est dépendante de l'expérience de l'examineur, pas du système. Les études pouvaient être prospectives ou rétrospectives.

Toutes les études ne correspondant pas à ces critères ont été exclues. De plus, concernant les analyses automatisées, toutes les études utilisant un système non disponible sur le marché ont été exclues. L'objectif de ce travail est avant tout clinique.

L'ensemble des références ont été gérées via Zotero. L'extraction des données de chaque étude a été faite par un seul intervenant de façon manuelle. La sélection initiale s'est faite par lecture du titre et du résumé de chaque article. L'objectif devait être pertinent et en relation direct avec l'étude. Puis, l'ensemble des articles pré-sélectionnés ont été lu dans leur intégralité afin d'évaluer si les critères d'inclusion et de non inclusion étaient respectés dans chaque étude.

Nous nous sommes basés sur les recommandations de la HAS (Haute Autorité de Santé) pour établir le niveau de preuve de chaque étude :

- pour avoir un **fort** niveau de preuve, les études devaient remplir tous les critères suivants :
 - protocole adapté pour répondre au mieux à la question posée
 - absence de biais majeur
 - analyse statistique adaptée aux objectifs
 - puissance suffisante
- pour un niveau de preuve **intermédiaire** :
 - protocole adapté pour répondre au mieux à la question posée
 - puissance nettement insuffisante
 - anomalies mineures
- pour un **faible** niveau de preuve
 - autres types d'études

RÉSULTATS

Lors de notre 1ère recherche qui visait à comparer les différents systèmes permettant les analyses céphalométriques bi-dimensionnelles, 442 articles sont apparus sur PubMed. Après l'analyse initiale basée sur la lecture des titres et des résumés, seuls 114 articles ont été retenus. Différentes raisons expliquent ce premier tamisage : certains articles portaient sur l'étude des voies aérienne supérieures, sur les méthodes d'évaluation de la maturation des vertèbres cervicales, sur la validité des points céphalométriques, sur les tissus mous uniquement ... L'objectif de l'étude ne correspondait pas à notre

recherche, l'étude portait sur un sujet trop spécifique ou sans rapport avec l'orthodontie ou le système étudié était en cours de développement. Ensuite, chaque étude a été lue et seulement 15 articles ont répondu aux critères de sélection précédemment cités. Sept articles concernaient l'évaluation de la fiabilité et de la reproductibilité des analyses informatisées, 5 celle des analyses assistées par application et 3 celle des analyses entièrement automatisées.

Sept articles comparant les analyses informatisées versus tracé manuel sont analysés dans le **tableau 1**, un total de 360 téléradiographies latérales ont été incluses. Toutes les études étaient rétrospectives, aucune d'entre-elles ne fait part du calcul effectué pour connaître la taille de l'échantillon nécessaire à l'étude. Deux articles ont étudié le logiciel Viewbox, 2 OnyxCeph, 1 Oris Ceph, 2 Facad, 1 WinCeph, 3 Dolphin Imaging, 3 NemoCeph et un seul QuickCeph. Toutes les études ont utilisé des mesures angulaires (en degrés) et des mesures linéaires (en millimètre) classiques. Trois études (75) (76) (41) ont montré qu'il n'existait aucune différence statistiquement significative entre le tracé informatisé et le tracé manuel. La 1^{ère} étudiait les logiciels Viewbox, OnyxCeph, OrisCeph, Facad et Winceph avec leurs fonctionnalités avancées versus le tracé manuel. La deuxième étudiait les logiciels Dolphin Imaging, Vistadent, NemoCeph et Quick Ceph par rapport au tracé manuel. Et la 3^{ème} comparait NemoCeph et Dolphin Imaging au tracé manuel. Les autres études ont montré au moins 2 différences statistiquement significatives avec des différences ne dépassant pas 2 unités, c'est à dire 2° pour les mesures angulaires et 2 mm pour les mesures linéaires.

Concernant l'évaluation de la fiabilité et de la reproductibilité des analyses assistées par application (**tableau 2**), un total de 245 sujets ont été inclus. Les applications étudiées étaient SmileCeph, CephNinja, SmartCeph Pro et OneCeph. Quatre des 5 études étaient rétrospectives, une seule était prospective (77) sur une durée de 6 mois. Aucune étude ne précise le calcul fait pour connaître la taille de l'échantillon nécessaire. La première étude ne montre aucune différence statistiquement significative entre l'application SmileCeph, le logiciel NemoCeph et le traçage manuel. Elle montre de plus une très bonne reproductibilité intra-classe pour chacun des systèmes ainsi qu'une bonne reproductibilité entre les 3 systèmes. La 2^{ème} étude montre 7 différences non significatives sur 16 entre l'application CephNinja et le logiciel Dolphin. Pour

l'application SmartCeph Pro, cette étude montre des différences statistiquement significatives sur 6 des 16 mesures effectuées. La 3^{ème} étude met en évidence 8 différences statistiquement significatives avec, dans la majorité des cas, des mesures supérieures pour CephNinja par rapport au tracé manuel. Quatre mesures ont montré des différences statistiquement non significatives. La 4^{ème} étude a montré que CephNinja avait moins de différences statistiquement significatives par rapport à Viewbox que OneCeph. Et, la dernière étude n'a mis en évidence aucune différence statistiquement significative entre l'application CephNinja et le logiciel NemoCeph.

Pour l'évaluation de la fiabilité et de la reproductibilité des analyses entièrement automatisées (**tableau 3**), un total de 99 téléradiographies ont été incluses. Le seul logiciel testé était CephX. Ce dernier offre 2 options : possibilité d'effectuer des corrections manuelles ou non. Toutes les études étaient rétrospectives. Seules 2 études (78) (68) expliquent avoir eu recours à une méthode spécifique pour le calcul de l'échantillon nécessaire, l'une s'est basée sur des études antérieures, l'autre a eu recours à un calcul de puissance. La première étude met en évidence des différences statistiquement significatives entre l'analyse de CephX et l'analyse manuelle. Les différences de mesures étaient cependant faibles, l'écart angulaire maximum était de 1,15° et l'écart linéaire maximum de 0,16mm. La 2^{ème} étude comparait CephX à l'analyse informatisée (Dolphin), assistée par application (CephNinja) et l'analyse manuelle. La plupart des 13 mesures n'ont pas révélé de différence statistiquement significative. Au niveau des paramètres squelettiques, seule la mesure linéaire GoGn – SN s'est révélée significativement plus élevée pour CephX par rapport au 3 autres méthodes, cependant, quand des corrections manuelles ont été apportées, il n'y avait plus de différence statistiquement significative. Concernant les paramètres dentaires, I-Na (°) s'est révélé plus élevé pour CephX sans corrections par rapport à Dolphin et plus élevé pour CephX avec correction par rapport au tracé manuel. I-NB (°) était inférieure pour CephX par rapport au 3 autres tracés. I-NA (mm) était plus faible pour CephX par rapport au tracé manuel et I-NB (mm) plus élevé pour CephNinja par rapport à CephX et Dolphin. Pour finir, concernant les tissus mous, aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée entre les 4 méthodes. Pour la dernière étude, qui comparait CephX (avec correction) à FACAD,

seules 3 des 16 mesures étaient significativement différentes : SNA (°), FMA (°) et Pg – Nm (mm). La différence la plus élevée pour les angles était de 1,90° et celle pour les mesures linéaires de 0,7 mm.

Notre deuxième recherche avait pour objectif d'évaluer la fiabilité et la reproductibilité des mesures produites par les systèmes permettant l'analyse tri-dimensionnelle. Quarante-neuf études ont été recensées. Après un premier triage, seuls 31 ont été pré-sélectionnées. Six études répondant aux critères d'inclusion et de non-inclusion ont été sélectionnées parmi ces dernières (**tableau 4**). Un total de 124 cas a été étudié. Toutes les études étaient rétrospectives et la plupart d'entre-elles utilisent des crânes secs. Aucune étude n'a effectué de calcul pour connaître la taille de l'échantillon nécessaire. La première étude comparait l'analyse 3D produite par Maxilim à l'analyse informatisée 2D produite par Viewbox. La reproductibilité des mesures sur radiographies 2D s'est révélée supérieure à celle sur images 3D. Des différences statistiquement significatives ont été mises en évidence entre la 3D et la 2D pour les mesures suivantes : ANS, SNB, NL/ML, NSL/BOP, NSL/ML, NSL/NL, Is to A-Pog. La différence moyenne pour les mesures angulaires variait de -3,11° à 0,82°. La différence pour la mesure linéaire était de -0,83mm. La 2ème étude qui comparait Mimics 9.0 (3D) à l'analyse manuelle a montré 2 différences statistiquement significatives sur 14 : U1-NA (°) (la valeur était supérieure pour la 3D) et U1-SN (°) (supérieure pour la 2D). La 3ème étude comparant un logiciel d'analyse 3D à l'analyse manuelle n'a montré aucune différence statistiquement significative pour les mesures linéaires. Toutes les mesures angulaires dépendantes du point S (sella) montraient des différences statistiquement significatives. La 4ème étude comparait Mimics (3D), l'analyse manuelle et la céphalométrie physique (les mesures étaient directement effectuées sur les crânes secs). Elle n'a montré aucune différence statistiquement significative entre le logiciel 3D et la céphalométrie physique. Cependant, il existe des différences entre la céphalométrie physique et la conventionnelle ainsi qu'entre le logiciel 3D et la conventionnelle. Les différences moyennes étaient inférieures à 2mm. L'avant dernière étude a voulu comparer l'analyse manuelle issue d'un céphalogramme dont la distance source – objet était de 1,5m, l'analyse manuelle issue d'un céphalogramme avec une distance de 3m et le logiciel Maxilim (3D). Concernant la fiabilité de

ces systèmes, elle a montré que lorsqu'ils étaient comparés au gold-standard (céphalométrie physique ici), l'analyse 3D avait 2 différences statistiquement significatives (N-A, SmN-Go gauche), la manuelle à 1,5m en avait 1 (N-A) et la manuelle à 3m en avait 6 (dont N-A). Toutes les valeurs entre l'analyse 2D et l'analyse 3D ont montrées des différences (sauf N-ANS), idem pour l'analyse manuelle à 1,5m versus celle à 3m. Concernant la reproductibilité, la variabilité inter-observateur était la plus faible pour l'analyse 3D et l'accord intra-observateur des mesures 3D était supérieur aux 2D. La dernière étude a comparé une analyse céphalométrique 3D effectuée sur crâne entier, une analyse 3D effectuée sur demi-crâne (via le logiciel OnDemand 3D) et une analyse 2D conventionnelle. Toutes les mesures étaient différentes entre l'analyse sur crâne entier et celle sur demi-crâne. Idem lors de la comparaison entre l'analyse sur crâne total et l'analyse conventionnelle, excepté pour une mesure (Ar – GoN). Lors de la comparaison entre l'analyse 3D sur demi-crâne et l'analyse conventionnelle, il y avait peu de différences statistiquement significatives. La fiabilité inter-observateurs était élevée pour chaque mesure des 3 modalités. Pour l'analyse sur crâne total, la fiabilité était plus grande pour les mesures linéaires sagittales médianes. Les valeurs d'ICC de l'analyse conventionnelle étaient plus cohérentes et plus élevées que celles de l'analyse sur crâne entier. L'analyse sur demi-crâne a également montré une fiabilité inter-observateur élevée, les valeurs d'ICC étaient globalement en accord avec celles de la l'analyse conventionnelle.

Tableau 1 : Évaluation des tracés informatisés (logiciels)

Auteurs, année	Objectif	Examineurs	Nombre de sujets	Design de l'étude	Méthode statistique	Résultats	Niveau de preuve
Tsovoras et Karsten, 2010 (75)	Comparer la reproductibilité de 23 mesures linéaires et angulaire de 5 logiciels : Viewbox®, OnyxCeph®, OrisCeph®, Facad®, Winceph® (avec les fonctionnalités de base puis avancées) par rapport au tracé manuel	1 (GT)	30 patients, téléradiographies acquises par numérisation directe	Étude transversale contrôlée randomisée	coefficient de relation inter-classe (ICC) → faible accord : ICC < à .75 → bon accord : ICC > 0.75	→ lorsque la fonctionnalité de base des 5 logiciels était utilisée, aucune différence significative pour 21 des 23 mesures. Les 2 mesures montrant une différence significative concernait des mesures linéaires → lorsque la fonctionnalités avancée des logiciels était utilisée, aucune différence significative n'a été montrée avec le traçage manuel	Intermédiaire
Albarakati and al., 2012 (79)	Évaluer la fiabilité et la reproductibilité de 16 mesures angulaires et linéaires d'un logiciel : Dolphin Imaging (version 11) par rapport au tracé manuel	1	30 patients, téléradiographies acquises par numérisation indirecte	Étude transversale rétrospective contrôlée	- coefficient de corrélation de Pearson pour la fiabilité (0,90 r^2 = forte corrélation) - <i>t</i> -test pour évaluer la reproductibilité des mesures	→ 12 des 16 mesures linéaires ont montrées une différence significative, à l'exception de 2 mesures linéaires et 2 mesures angulaires → grande fiabilité de reproductibilité au sein de chaque technique	Intermédiaire
Erkan and al., 2012 (76)	Évaluer la fiabilité 15 mesures angulaires et linéaires de 4 logiciels : Dolphin Imaging®, Vistadent®, NemoCeph® et Quick Ceph® par rapport au tracé manuel	1 (HGG)	30 téléradiographies acquises par numérisation indirecte	Étude transversale rétrospective contrôlée	- analyse de variance multivariée (MANOVA) - test de Box et Levene	→ aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée entre les différentes méthode sur la base de la somme des variables dépendantes pour chaque méthode → cependant, en comparant la somme des différentes mesures	Intermédiaire

Prabhakar and al., 2014 (80)	Évaluer la fiabilité de 21 mesures angulaires et linéaires de 2 logiciels : Nemoceph® et Dolphin Imaging® par rapport au traçage manuel	Non précisé	30 patients, téléradiographies acquises par numérisation directe	Étude transversale contrôlée randomisée	- test ANOVA et post-hoc par la méthode Tukey HSD	produites par les logiciels à la méthode manuelle, on constate de faible différence, la plus importante à été obtenue par Vistadent, la plus faible par Dolphin Imaging → aucune différence significative	Intermédiaire
Tikku and al., 2014 (81)	Évaluer la fiabilité de 26 mesures angulaires et linéaires d'un logiciel (NemoCeph) par rapport au traçage manuel	Non précisé	40 sujets, téléradiographies acquises par numérisation indirecte	Étude transversale contrôlée	- tests <i>t</i> appariés	→ 16 des 26 mesures ont montrées une différence statistiquement significative	Faible
Farooq and al., 2016 (82)	Évaluer la fiabilité et la reproductibilité de 30 mesures angulaires et linéaire (appartenant à 5 analyses) d'un logiciel : FACAD 3.6 par rapport au tracé manuel	1	50 patients, téléradiographies acquises par numérisation directe	Étude comparative transversale contrôlée	- analyse T-test indépendant	→ 7 des 30 mesures n'ont pas montré de résultats significatif (3 dans l'analyse de McNamara et 4 dans l'analyse de RakosiJarabak) → 9 des 18 mesures n'ont pas montré de résultat statistiquement significatif avec des mesures plus élevé pour la méthode numérique (excepté pour l'overbite, mesure linéaire)	Intermédiaire
Izgi and Pekiner., 2019 (83)	Évaluer la fiabilité de 18 mesures linéaires et angulaire d'un logiel OnyxCeph par rapport au tracé manuel	1 radiologue maxillo-facial	150 patients, téléradiographies acquise par numérisation directe	Étude rétrospective contrôlée	- test de Shapiro Wilks - test <i>t</i>		Intermédiaire

Tableau 2 : Évaluation des tracés assistés par application

Goracci, 2014 (84)	Évaluer la reproductibilité de 11 mesures angulaires et linéaires entre NemoCeph (ordinateur), SmileCeph (iPad) et le tracé manuel	1	20 téléradiographies latérales acquises par numérisation directe	Étude comparative transversale contrôlée	- coefficient de corrélation inter-classe (ICC) des mesures répétées a été calculé pour chaque variable - méthode <i>t</i>-test pour des échantillons indépendants - test U de Mann-Whitney utilisé au cas où la distribution des données ne serait pas normale - logiciel SPSS	→ très grande fiabilité intra-classe (tous les ICC étaient supérieurs à 0,85) → bonne fiabilité inter-classe (ICC > 0,8 : forte concordance entre les méthodes de traçage) → le <i>t</i> -test n'a pas montré de différence statistiquement significative entre les logiciels et le tracé manuel	Intermédiaire
Aksakalli and al., 2016 (85)	Évaluer la fiabilité de 16 mesures angulaires et linéaires de 2 applications : CephNinja et SmartCeph Pro par rapport à Dolphin Imaging (ordinateur)	1 (EG) 3 ans d'expérience orthodontique	20 téléradiographies latérales acquises par numérisation directe	Étude comparative rétrospective contrôlée	- logiciel SPSS - analyse Bland-Altman	→ 7 des 16 mesures n'ont pas montrées de différence statistiquement significative entre CephNinja et Dolphin, 6 pour SmartCeph Pro	Intermédiaire
Sayar et Kilinc 2017 (86)	Évaluer la fiabilité de l'application CephNinja par rapport au tracé manuel selon l'analyse de Steiner (12 mesures angulaires et linéaires)	1 9 ans d'expérience orthodontique	55 patients, téléradiographies latérales acquises par numérisation directe	Étude comparative transversale rétrospective contrôlée	- logiciel SPSS - test de Shapiro Wilk (normalité des données) - <i>t</i>-test des échantillons appariés	→ 4 des 12 mesures n'ont pas montrées de différence significative → CephNinja a montré pour 7 des 8 mesures statistiquement significative une supériorité par rapport à l'analyse manuelle	Intermédiaire
Livas and al., 2019 (87)	Évaluer la reproductibilité et la	1 longue expérience	50 téléradiographies	Étude rétrospective contrôlée	- logiciel SPSS - ICC	Au niveau de la validité par rapport à	Intermédiaire

	fiabilité de 2 application : CephNinja et OneCeph par rapport à Viewbox (ordinateur) selon 9 mesures angulaires et linéaires (issues de l'analyse de Steiner)	en orthodontie			- Test Post-Hoc - test <i>t</i> apparié	Viewbox : - OneCeph n'a montré qu'un résultat en dessous des seuils acceptables - NinjaCeph en a montré 2 Ensuite : - NinjaCeph a montré moins de résultats statistiquement non significatif par rapport à Viewbox que OneCeph Au niveau de la fiabilité : - CephNinja : aucune mesures n'est tombée en dessous des seuils de fiabilité	
Kumar and al., 2020 (77)	Comparer les mesures céphalométriques issues de CephNinja (application) et NemoCeph (ordinateur) pour l'analyse de Downs	1 seul	100 sujets	Étude prospective	- analyse de variance unidirectionnelle (ANOVA) pour la comparaison entre les variable - ANOVA + test <i>post-hoc</i> pour vérifier le niveau de signification (logiciel SPSS)	→ la différence des valeurs moyennes obtenues à l'aide des 2 logiciels était cliniquement comparable dans 70% des mesures et n'ont montré aucune différence statistiquement significative	Fort

Tableau 3 : Évaluation des tracés entièrement automatisés

Mosleh, 2016 (78)	Comparer la fiabilité de l'analyse automatisée produite par CephX (sans correction) à l'analyse manuelle selon 18 mesures angulaires et linaires	3 examinateurs	30 téléradiographies acquises par numérisation indirecte	Étude rétrospective contrôlé	- t-test	- faibles différences statistiquement significative entre l'analyse manuelle et l'analyse produite par cepX	Fort
Meriç, 2020 (88)	Comparer la fiabilité de l'analyse automatisée produite par CephX (avec et sans correction), l'analyse informatisée du logiciel Dolphin, l'analyse assistée par l'application CephNinja par rapport à l'analyse manuelle selon 13 mesures angulaires et linéaires	1 examinateur à réalisé les analyses automatisés, informatisés et assistées par application 3 examinateurs ont réalisé les analyses manuelles	39 téléradiographies	Étude rétrospective contrôlé	- Tukey test pour les test post hoc	- 7 résultats non significatifs ($p > 0,05$) - 6 résultats statistiquement significatifs ($p < 0,05$)	Fort
Alqahtani, 2020 (89)	Comparer la reproductibilité des tracés automatisés produit par CephX (avec corrections) par rapport au tracés informatisés produit par le logiciel FACAD selon 16 mesures angulaires et linaires	1 examinateur	30 téléradiographies acquise par numérisation directe	Étude retrospective	- t-test apparié - CCC (concordance correlation coefficient) et analyses de Bland-Altman pour la reproductibilité des mesures	- seules 2 mesures angulaires ont montré une différence significative (SNA et FMA) avec des valeurs plus élevées trouvés pour FACAD par rapport à CephX - une seule mesure linéaire était significativement plus élevé pour CephX	Intermédiaire

Tableau 4 : Évaluation des systèmes tri-dimensionnels

Auteurs, année	Objectif	Examinateur	Nombre de sujets	Design de l'étude	Méthode statistique	Résultats	Niveau de preuve
Van Vlijmen and al., 2010 (90)	Comparer la fiabilité et la reproductibilité de l'analyse 3D produite par Maxilim® (cone beam CT) par rapport à l'analyse informatisé 2D produite par Viewbox® selon 12 mesures angulaires et linéaires	1 (OV)	40 crânes secs	Étude transversale non contrôlée non randomisée	- coefficient de corrélation de Pearson (reproductibilité intra-examinateur) - t-test (comparaison des moyennes)	- la reproductibilité des mesures sur radiographies conventionnelles était supérieure par rapport à celle sur images 3D - 7 des 12 mesures ont montrées des différences statistiquement significatives	Faible
Nalçaci and al., 2010 (91)	Comparer la fiabilité de l'analyse 3D produite par Mimics 9.0 par rapport à l'analyse manuelle selon 14 mesures angulaires	2 orthodontistes (FO, RN) ayant 4ans d'expérience	10 patients adressés pour une chirurgie orthognatique	Étude transversale contrôlée non randomisée	- test de Wilcoxon	- 2 différences statistiquement significatives	Faible
Yitschaky and al., 2011 (92)	Comparer la fiabilité d'une analyse 3D produite par un logiciel commercial par rapport à l'analyse manuelle selon 26 mesures angulaires et linéaires	1	10 crânes secs	Étude transversale contrôlée non randomisée	- t-test	- aucune différence statistiquement significative mise en évidence pour les mesures linéaires - 4 des 13 mesures angulaires ont montrées des différences statistiquement significatives	Faible
Olmez and al., 2011 (93)	Comparer la fiabilité de l'analyse 3D produite par Mimics par rapport à l'analyse manuelle et à la céphalométrie physique selon 29 mesures linéaires		13 crânes secs	Étude transversale contrôlée non randomisée	- test de Turkey	- aucune différence statistiquement significative entre l'analyse 3D et la céphalométrie physique - mise en évidence de différences statistiquement significatives entre la céphalométrie physique et manuelle, et entre la	Faible

Pittayapat and al., 2015 (94)	Comparer la fiabilité et la reproductibilité de l'analyse 3D produite par Maxilim® issue d'un scan CBCT, l'analyse 2D d'un céphalogramme dont la distance source – objet était de 1,5 m et d'un dont la distance était 3 m par rapport à la céphalométrie physique (étalon d'or) selon 13 mesures angulaires et linéaires	2 radiologues dento-maxillo-caciaux ayant 5ans d'expérience	21 crânes secs	Étude transversale non randomisée	Non renseigné	3D et la manuelle Concernant la fiabilité : - les 3 systèmes ont montré des différences statistiquement significatives par rapport à l'étalon d'or - toutes les mesures issues de la 3D ont montré des différences par rapport à la 2D sauf une - toutes les mesures faites sur cephalogramme à 1,5m étaient différentes de celles à 3m Concernant la reproductibilité : - elle était plus élevée pour les mesures 3D	Intermédiaire
Hariharan and al., 2016 (95)	Comparer la fiabilité et la reproductibilité de l'analyse 3D produite par OnDemand 3D sur crâne complet et demi crâne par rapport à l'analyse manuelle selon 23 mesures linéaires	3 : un étudiant, un maître de conférence, un professeur assistant	30 patients	Étude transversale contrôlée non randomisée	- coefficient de corrélation inter-classe (ICC) - test post-hoc	Concernant la fiabilité : - toutes les mesures comparant l'analyse 3D sur crâne total versus celles sur demi crâne ont pas montré de différences statistiquement significatives - seule 1 mesure ne montrait pas de différence pour l'analyse 3D sur crâne entier versus manuelles - seules 3 mesures angulaires ont montré une différence significative entre l'analyse manuelle et la 3D sur demi-crâne Concernant la reproductibilité :	Intermédiaire

						- fiabilité inter-examineur élevé pour chaque mesures pour les 3 modalités	
--	--	--	--	--	--	--	--

DISCUSSION

A l'heure actuelle, la démarche diagnostique en orthodontie ne peut se faire sans analyse céphalométrique mais les tracés manuels sont longs, fastidieux et non rentables. Pour pallier cela, de nouveaux systèmes ont été développés : un système informatisé, un système assisté par application et un système entièrement automatisé. Cependant, toutes ces approches sont bi-dimensionnelles, elles sont donc basées sur des images 2D d'objets en 3 dimensions. L'évaluation des structures 3D avec des méthodologies 2D entraîne des pertes d'informations et présente des limitations structurelles inhérentes telles que des erreurs de projection et d'identification. Cela a conduit les orthodontistes à rechercher de nouvelles techniques. Ils se sont alors tournés vers la 3D et ont développé une analyse tri-dimensionnelle. Devant ce large choix de systèmes permettant de réaliser les analyses céphalométriques, il est primordial d'évaluer la fiabilité et la reproductibilité de chacun d'entre eux. Notre travail, qui est décomposé en 2 parties, nous apporte les réponses.

On a vu dans la première partie qui évaluait les analyses bidimensionnelles, que beaucoup de mesures montraient des différences statistiquement significatives pour chacun des systèmes par rapport à l'analyse manuelle.

La plupart des différences statistiquement significatives misent en évidence concernaient les mesures dentaires et plus particulièrement les mesures prenant comme référence le plan occlusal et les incisives supérieures et inférieures. D'autres points ont également montré plus de différences : A, Ar, Go, Gn, Po, Or, Me, Pog. Plusieurs études antérieures ont déjà mis en évidence des difficultés à localiser ces points car ils se trouvent sur des contours mal définis ou sur des zones de faible contraste (96) (97) (98) (99) (100).

Toutes les études soulignent cependant que les différences observées étaient à chaque fois statistiquement significatives mais qu'elles ne l'étaient pas cliniquement. L'écart maximum trouvé dans chacune des mesures angulaires et linéaires était respectivement de 2° ou 2mm. Nous pouvons dire que ces différences sont cliniquement non significatives car un écart de 2 unités ne

changera pas de manière considérable le diagnostic final. Dans l'analyse de Ricketts par exemple, des écarts entre 2 et 4 unités par rapport à la norme sont acceptés. Prenons l'angle de la hauteur de l'étage inférieur (angle HEI), la norme pour un enfant de 9 ans est de 47° avec une déviation autorisée de 3° pour être de type facial mésodivergent. Que l'on trouve une mesure 45° ou de 49° , notre patient sera toujours considéré comme mésodivergent. Un écart de 4 unités ou plus impacterait notre analyse.

Ces faibles différences pourraient être dues à la numérisation sur écran qui ne permet pas l'identification des points de repère se trouvant sur des courbes se croisant ou des points construits aussi bien que le tracé manuel. Cela pourrait également être dû au fait que le curseur utilisé sur informatique modifie sa valeur d'échelle de gris lorsqu'il est déplacé sur l'écran et ne contraste pas de manière significative avec l'arrière-plan, ce qui rend les points de repère tels que le point S (sella) indistincts (101). Il est également possible que la conception du curseur obscurcisse certaines identifications de points de repère. (102) (103)

La principale critique que nous pouvons faire à l'ensemble de ces études concerne la puissance de chacune d'entre elles. En effet, mis à part 2 études (78,88), aucune ne précise le calcul de la taille de l'échantillon nécessaire. Un échantillon trop petit pourrait diminuer la puissance de ces études. On peut également s'interroger sur l'existence d'un biais de sélection, en effet, certaines études ne précisent pas le type de malocclusion des sujets. Or, dans les classes II division 1 qui présentent donc des incisives proclives, il est plus difficile de localiser les points à l'apex et au bord libre des incisives qui se superposent. Concernant le biais de mesure, toutes les études ont fait appel à un seul examinateur afin d'éviter une mauvaise reproductibilité inter-examineur et les moyens utilisés pour effectuer les mesures étaient parfaitement décrits et reproductibles dans toutes les études. Ce dernier n'existe donc pas, mise à part dans 2 études étudiant CephX (78) (88).

La deuxième partie de notre travail évaluait la fiabilité et la reproductibilité des mesures produites par les systèmes 3D. Là encore, toutes les études ont montré des différences statistiquement significatives entre l'analyse produite par ces logiciels 3D et l'analyse manuelle et informatisée.

La majorité des études ont utilisé des crânes secs pour les analyses, principalement parce qu'il n'était pas éthique d'exposer les patients 2 fois aux radiations (pour la tomographie et pour la céphalométrie). Cette particularité apportait un avantage qui pouvait aussi se voir comme un inconvénient : il n'y avait pas de distorsion due aux tissus mous ce qui diminuait les erreurs de localisation mais cela a également rendu les résultats moins proches de la réalité clinique. Cela a également permis de réaliser des mesures directement sur les crânes, ce que l'on appelle la céphalométrie physique.

Certaines études ont montré que les erreurs de mesures étaient supérieures en 3D qu'en 2D par rapport au tracé manuel. Cela pouvait s'expliquer par le fait qu'en ajoutant la 3ème dimension, on ajoute 1 source supplémentaire d'inexactitude. Par exemple, pour le plan mandibulaire, sur un céphalogramme, ce plan suit 2 points : Me et Gn, alors qu'en tomographie ce plan dépend des points Me droite et gauche et des points Gn droite et gauche. On peut également penser que ce risque d'erreur plus élevé en 3D peut être dû à une courbe d'apprentissage dans le traçage des modèles 3D. En effet, les examinateurs devaient être plus habitués à tracer des images 2D.

Cependant, les études comparant l'analyse 3D à la céphalométrie physique directe ont montré une forte coïncidence entre les 2. En parallèle, de nombreuses différences ont été trouvées entre la céphalométrie physique et la céphalométrie conventionnelle. Ceci est dû au grossissement, les structures les plus éloignées du film sont d'avantage grossies que les plus proches. De plus, la divergence du faisceau de rayon X de la source vers le film modifierait la vérité anatomique.

Nos résultats montrent beaucoup de différences statistiquement significatives dans les mesures incluant le point S (sella) entre la céphalométrie 3D et la céphalométrie conventionnelle. La localisation 3D du point médian de la selle est, en effet, plus précise en 3D car la localisation exacte est estimée automatiquement dans les 3 plans. D'autres points ont porté nos auteurs à confusion : l'apex de l'incisive supérieure, l'incision inférieure et l'apex de l'incisive inférieure. En effet, pour certains auteurs, ces points sont à l'intérieur du modèle 3D, ce qui nécessite une sélection précise des coupes 2D pour les placer exactement, ce qui complique leur localisation. Alors que pour d'autres,

la 3D permet de pallier la difficulté de localiser les apex sur une 2D due aux projections des 4 incisives.

La 3D présente pour les auteurs certains inconvénients. Tout d'abord, le coût de l'équipement est élevé et la dose de rayonnement n'est pas justifiée. Ensuite, le manque de popularité de ces analyses 3D à l'heure actuelle fait qu'il n'existe pas de base de données suffisamment fournie et que la définition des repères et des angles reste encore compliquée.

Ces études analysant les systèmes 3D présentent comme principale limite un manque de puissance. En effet, les échantillons sont petits et aucun calcul pour déterminer la taille n'est effectué. Nous n'avons pas relevé de biais de sélection ou de biais de mesure.

Les dernières critiques que nous pouvons faire sur notre étude concerne les tests statistiques utilisés. En effet, le test statistique couramment utilisé pour évaluer la fiabilité est le *t*-test. Ce test compare la moyenne de 2 groupes différents. Pour évaluer la reproductibilité d'une méthode, il est intéressant d'utiliser le coefficient de corrélation inter-classe (ICC). L'ICC évalue la fiabilité des résultats en comparant la variabilité des différentes mesures d'un même sujet à la variation totale entre toutes les évaluations et tous les sujets. C'est une mesure de l'homogénéité des éléments au sein des clusters. Il a une valeur maximale de 1 lorsqu'il y a homogénéité complète. Il aurait été préférable que toutes les études utilisent ces mêmes tests. L'autre critique serait que seules 2 études (78,88) présentent un haut niveau de preuve selon la HAS.

CONCLUSION

En résumé, nous pouvons affirmer qu'aucune différence cliniquement significative n'existe entre les différents systèmes bi-dimensionnels. L'analyse tri-dimensionnelle présente quant à elle des différences par rapport aux analyses 2D mais aucunes vis à vis des mesures physiques.

L'analyse manuelle bénéficie d'un long recul clinique et donc d'une base de données bien supérieure par rapport aux autres systèmes. Les analyses céphalométriques qui en découlent ont eu le temps d'être largement validées.

Tous les praticiens actuels ont appris à effectuer une analyse manuelle avant de passer à l'analyse informatisée. Cependant, le temps à y consacrer, environ 10min selon l'étude de Meriç and al. (88), n'étant pas rentable, rares sont les cabinets privés à toujours l'utiliser.

L'analyse informatisée semi-automatique est actuellement la plus populaire. La démocratisation des machines radiographiques dans les cabinets et des logiciels permettant les dossiers informatisés a fait que les praticiens privilégient maintenant les radiographies numériques. Les avantages sont effectivement nombreux : stockages, outils de modifications des radiographies, accessibilité, partage ... Les logiciels permettant les analyses informatisées semi-automatiques ont montré une bonne fiabilité et une bonne reproductibilité dans leurs mesures. Plusieurs logiciels semblent se démarquer : Dolphin Imaging, NemoCeph et ViewBox. L'achat d'une licence Dolphin Imaging est de 10 000\$ (soit environ 8 320€).

Les analyses céphalométriques assistées par application sont très similaires aux analyses informatisées semi-automatiques, elles apparaissent cependant légèrement moins fiables. Leur principal avantage est de pouvoir réaliser l'analyse sur une tablette ou un smartphone. Cela peut permettre une meilleure communication avec les patients mais également de réaliser l'analyse n'importe où. D'après notre travail, de nouvelles études ainsi que quelques améliorations sur les applications sont encore nécessaires pour les inclure quotidiennement dans la pratique du cabinet.

Les analyses entièrement automatisées sont l'avenir des analyses bi-dimensionnelles. En effet, le gain de temps qu'elles permettent est considérable. On estime qu'une analyse automatisées peut durer entre 20 et 90 secondes. L'utilisation clinique de ces logiciels est entièrement justifiée selon notre étude. CephX, qui est le principal logiciel se consacrant à l'analyse céphalométrique orthodontique quotidienne sur le marché actuellement, ne montre que très peu de différences statistiquement significatives par rapport à l'analyse manuelle et aux analyses informatisées. Un autre avantage est que ce logiciel est basé sur le web, chaque praticien peu donc y avoir accès facilement et de n'importe où. Seul son coût peut rendre réticents les praticiens. Par exemple, pour le forfait le plus populaire dans lequel sont inclus pour 50 cas par

mois : l'analyse 2D, la possibilité de superpositions, l'inclusion des photos et le partage des données, le praticien doit déboursier 159\$/mois (soit environ 132 € par mois). Au bout d'un peu plus de 5 ans d'utilisation, ce système n'est donc plus rentable par rapport à Dolphin Imaging (hors frais de maintenance).

Logiciels d'analyses informatisées	Dolphin Imaging	8 320,00 € TTC (licence) + maintenance
	NemoCeph	4 186,00 € TTC (licence) + maintenance (598 € / an)
Applications	SmartCeph	173,00 €
	CephNinja	Gratuit + options payantes disponibles
Logiciels d'analyses automatisées	CephX	132 € / mois

Tableau 4 : Tarifs approximatifs de différents systèmes

Bien que l'analyse céphalométrique tri-dimensionnelle semble très prometteuse, quelques améliorations sont encore nécessaires. On a vu lors de notre étude que les valeurs issues de la 3D coïncidaient étroitement avec les valeurs réelles mais ne correspondaient pas plus que ça avec valeurs produites par les analyses 2D traditionnelles. Cela est dû aux distorsions, aux superpositions et au grossissement qui apparaissent lors de la prise d'image 2D. Cependant, ces limites sont connues par les praticiens et n'affectent donc pas les analyses céphalométriques 2D effectuées. Une large base de données 2D est actuellement disponible et nous disposons de beaucoup de valeurs références pour interpréter nos analyses. Comme le prouvent beaucoup d'études (104) (105), ce n'est pas la précision des images qui fait défaut à la 3D mais bien son manque de popularité. Lorsque l'on aura réussi à réduire la dose d'irradiation produite lors de l'acquisition 3D et que les cone beam auront envahi les cabinets d'orthodontie, une large base de données se créera et des références universelles pourront voir le jour. En attendant, l'imagerie 3D est tout à fait justifiée pour les cas de chirurgie orthopédique.

4 Conclusion

L'arrivée du numérique ainsi que l'essor de l'imagerie 3D ont entraîné l'apparition de nombreux systèmes permettant de réaliser des analyses céphalométriques. Il est cependant primordial pour l'orthodontiste de choisir un système qui soit à la fois pratique et fiable. L'objectif de cette thèse est de présenter et d'évaluer les systèmes disponibles.

Des différences statistiquement significatives existent entre l'analyse manuelle et toutes les autres. Cependant, ces différences n'excédant pas 2 unités, elles ne sont pas cliniquement significatives. Les systèmes informatisés, assistés par application et automatisés sont donc une réelle évolution dans la réalisation d'analyses céphalométriques. Concernant la céphalométrie 3D, nous l'avons comparée aux systèmes 2D, or, ce référentiel n'est pas idéal. En prenant comme référentiel la céphalométrie physique, la 3D semble surpasser toutes les autres techniques. Il est cependant nécessaire de développer une analyse 3D universelle, une base de données plus large et de diminuer les doses d'irradiations délivrées lors de cet examen.

On a pu revoir dans ce travail que les analyses manuelles disposent actuellement d'un plus long recul clinique et d'une base de données considérable, ce qui en fait le gold-standard. Le matériel qu'elle nécessite est peu onéreux. Cependant, elle est longue (environ 10min) et est énormément dépendante de l'expérience du praticien. Elle se fait donc de plus en plus rare dans les cabinets d'orthodontie.

Les systèmes permettant les analyses informatisées semi-automatiques sont de plus en plus en vogue dans les cabinets. Cette analyse dure entre 2 et 3 minutes. La seule tâche que le praticien a à faire et de placer les points repères, le logiciel se charge des mesures et de leurs interprétations. Aucune différences cliniquement significatives ne sont décelables avec l'analyse manuelle, elle peut donc tout à fait la substituer. Les logiciels Dolphin Imaging et Nemoceph semblent se démarquer, ils n'ont montré aucune différence statistiquement significative avec l'analyse manuelle dans 2 études (76,80) .

Les analyses assistées par applications ne semblent pas suffisamment développées pour substituer l'analyse manuelle. En effet, ces analyses sont

correctes pour réaliser des analyses rapidement et ponctuellement afin d'avoir un aperçu immédiat de la situation. Elles permettent une communication plus simple avec les patients. Mais des améliorations sont à apporter aux applications pour les introduire dans une analyse complète.

Les analyses automatisées sont l'avenir des analyses bi-dimensionnelles. Elles sont rapides, entre 20 et 90 secondes, et non dépendantes du praticien. Le logiciel le plus développé actuellement est CephX, il dispose d'une fonction correction manuelle. Lorsque celle-ci est utilisée, on ne relève aucune différence statistiquement significative avec l'analyse manuelle. Ce logiciel est basé sur le web ce qui le rend accessible de n'importe où. Il a cependant le désavantage d'être plutôt onéreux.

L'analyse 3D est quant à elle très prometteuse. De nombreuses différences statistiquement significatives ont été relevées par rapport aux analyses conventionnelles, car fatalement, il est très difficile de superposer des normes bi-dimensionnelles sur de la 3D et de comparer un céphalogramme 2D ayant subi des distorsions et un grossissement à une image 3D reproduisant avec précision la réalité. Il est donc nécessaire de rendre plus accessible cet examen, de réduire la dose d'irradiation, de développer une analyse universelle et d'y former les praticiens. À l'heure actuelle, ces analyses ont tout à fait leur place dans l'étude de cas chirurgicaux lorsque les examens radiographiques conventionnels ne suffisent pas.

L'évolution en orthodontie est loin d'être terminée. L'intelligence artificielle (IA) a fait son entrée dans de nombreuses industries comme l'automobile, le textile ou l'agro-alimentaire mais également dans le monde médical. L'orthodontie n'est pas en reste, à l'heure actuelle les chercheurs tentent de plus en plus d'appliquer l'IA dans l'établissement des diagnostics et plans de traitement. Ils tentent d'appliquer l'IA dans la détermination du besoin d'extraction en ODF, dans la détermination du degrés de maturation des vertèbres cervicales, dans la simulation du profil après chirurgie, dans la prédiction du besoin de traitement ODF et sa planification et également dans l'identification des points de repère en céphalométrie. On peut donc penser que les systèmes permettant les analyses céphalométriques ont un fort potentiel d'amélioration grâce à l'IA.

BIBLIOGRAPHIE

1. Bassigny F, Canal P. Manuel d'orthopédie dento-faciale. Paris: Masson; 1991.
2. Bourriau J, Cabot I, Foucart J-M. Téléradiographie. In: Encyclopédie Médico-Chirurgicale. Elsevier Masson; 1999.
3. Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie (HAS 2006) [Internet]. [cité 5 déc 2020]. Disponible sur: https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/guide_exam_rx_oct2006_2007_12_07__12_37_35_794.pdf
4. Felizardo R, Thomas A, Foucart J-M. Techniques radiographiques utiles en orthodontie. Orthod Fr. mars 2012;83(1):11-22.
5. Quintero J, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: Historical perspective, current status, and future developments. Angle Orthod. 1 janv 2000;69:491-506.
6. Kapila SD, Nervina JM. CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. Dento Maxillo Facial Radiol. 2015;44(1):20140282.
7. Tomographie volumique à faisceaux coniques (ADF 2015).
8. Felizardo R, Thomas A, Foucart J-M. Techniques radiographiques utiles en orthodontie. Orthod Fr. mars 2012;83(1):11-22.
9. Hauret L, Bar D, Marion P, Gräf C, Dupouy F, Péjac M, et al. Imagerie dento-maxillo-faciale. Radiologie conventionnelle analogique et numérique. :12.
10. Tomographie volumique à faisceau conique de la face (cone beam computerized tomography) - rapport d'évaluation technologique (HAS 2009).
11. Gander DL. Guidelines for the Use of Radiographs in Clinical Orthodontics. Dentomaxillofacial Radiol. 5 juin 2002;31(3):211-211.
12. Indications et champs d'application du Cone Beam (CBCT) en Orthodontie - Recommandations de Bonne Pratique - Mai 2017 - FFO.
13. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia: The Introduction of Cephalometric Radiography. Angle Orthod. 1 avr 1981;51(2):93-114.
14. Margolis HI. The axial inclination of the mandibular incisors. Am J Orthod Oral Surg. 1 oct 1943;29(10):571-94.
15. Lejoyeux E. Analyse céphalométrique - EM consulte [Internet]. [cité 21 déc 2020]. Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/article/20526/impression/vue5#bib6>
16. Bjork A. Determination of facial types and diagnosis of sagittal malocclusion using cephalometric x-ray photography. Dent J Aust. déc 1950;22(12):605-18.

17. Études des dissymétries cranio-faciale en tomodensitométrie [Internet]. [cité 12 déc 2020]. Disponible sur:
<https://revistes.ub.edu/index.php/bullgirso/article/viewFile/5920/7665>
18. Bourriau J, Bidange G, Foucart J-M. Les erreurs de mesure en céphalométrie 2D. *Orthod Fr.* 1 mars 2012;83(1):23-36.
19. Boileau M-J. Orthodontie de l'enfant et du jeune adulte. Tome 1. Elsevier Masson; 2011.
20. Treil J, Casteigt J, Madrid C, Borianne P. A new 3-dimensional cephalometry model. A new 3-dimensional parameter analysis: the axis of inertia. A new idea: maxillofacial equilibrium. *Orthod Francaise.* 1997;68(1):171-81.
21. Farronato G, Garagiola U, Dominici A, Periti G, de Nardi S, Carletti V, et al. "Ten-point" 3D cephalometric analysis using low-dosage cone beam computed tomography. *Prog Orthod.* 1 mai 2010;11(1):2-12.
22. Faure J, Oueiss A, Marchal-Sixou C, Braga J, Treil J. Céphalométrie tridimensionnelle : applications en clinique et en recherche. *Orthod Fr.* mars 2008;79(1):13-30.
23. Faure J, Treil J, Borianne P, Casteigt J, Baron P. Céphalométrie tridimensionnelle en orthopédie dento-faciale Les possibilités actuelles du logiciel Cépha 3dt. *Orthod Fr.* 1 mars 2002;73(1):19-37.
24. Treil J, Faure J, Braga J, Casteigt J, Borianne P. Imagerie et céphalométrie tridimensionnelles des asymétries cranio-faciales. *Orthod Fr.* 1 juin 2002;73(2):179-97.
25. Olszewski R, Zech F, Cosnard G, Nicolas V, Macq B, Reyhler H. Three-dimensional computed tomography cephalometric craniofacial analysis: experimental validation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1 sept 2007;36(9):828-33.
26. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF. New 3-Dimensional Cephalometric Analysis for Orthognathic Surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1 mars 2011;69(3):606-22.
27. Hans MG, Palomo JM, Dean D, Çakirer B, Min K-J, Han S, et al. Three-dimensional imaging: The case Western Reserve University method. *Semin Orthod.* 1 déc 2001;7(4):233-43.
28. Faure J, Marshal-Sixou C, Dah-Jouonzo H, Oueiss A, Baron P. Analyse céphalométrique tridimensionnelle à 14 points : compensations des dysmorphies maxillo-faciales. *Orthod Fr.* 1 déc 2008;79(4):251-61.
29. Faure J, Baron P, Treil J. Analyse céphalométrique tridimensionnelle : diagnostic des dysmorphies antéropostérieures et verticales. *Orthod Fr.* 1 juin 2005;76(2):91-110.
30. Cavézian R, Pasquet G. Imagerie et orthopédie dento-faciale : évolution, présent et avenir. *Orthod Fr.* mars 2008;79(1):3-12.

31. Björk A, Skieller V. Growth in Width of the Maxilla Studied by the Implant Method. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1 janv 1974;8(1-2):26-33.
32. Treil J, Braga J, Aït Ameer A. Modélisation 3D du viscéro-crâne. Applications en orthodontie et chirurgie orthognatique. *J Radiol*. 1 mai 2009;90(5, Part 2):634-41.
33. Papé R de, Pizelle C, Foucart J-M. Les erreurs de mesure en céphalométrie 3D : à propos de l'analyse cranio-faciale vestibulaire. *Orthod Fr*. 1 mars 2012;83(1):37-44.
34. Naoumova J, Lindman R. A comparison of manual traced images and corresponding scanned radiographs digitally traced. *Eur J Orthod*. 1 juin 2009;31(3):247-53.
35. Hélénon O, Helenon O. *Traitement de L'image: De la Numérisation à l'archivage et la Communication*. Paris: Elsevier - Health Sciences Division, Elsevier Health Sciences; 2013.
36. Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Kruger M, Hansson LG. Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. *Eur J Orthod*. juin 1998;20(3):331-40.
37. 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.
38. Sandler PJ. Reproducibility of cephalometric measurements. *Br J Orthod*. mai 1988;15(2):105-10.
39. Turner PJ, Weerakone S. An evaluation of the reproducibility of landmark identification using scanned cephalometric images. *J Orthod*. sept 2001;28(3):221-9.
40. Celik E, Polat-Ozsoy O, Toygar Memikoglu TU. Comparison of cephalometric measurements with digital versus conventional cephalometric analysis. *Eur J Orthod*. 1 juin 2009;31(3):241-6.
41. Prabhakar R, Rajakumar P, Karthikeyan MK, Saravanan R, Vikram NR, Reddy A. A hard tissue cephalometric comparative study between hand tracing and computerized tracing. *J Pharm Bioallied Sci*. 7 janv 2014;6(5):101.
42. Nouri M, Hamidiaval S, Akbarzadeh Baghban A, Basafa M, Fahim M. Efficacy of a Newly Designed Cephalometric Analysis Software for McNamara Analysis in Comparison with Dolphin Software. *J Dent Tehran Iran*. janv 2015;12(1):60-9.
43. Cohen AM, Ip HH, Linney AD. A preliminary study of computer recognition and identification of skeletal landmarks as a new method of cephalometric analysis. *Br J Orthod*. juill 1984;11(3):143-54.
44. Leonardi R, Giordano D, Maiorana F, Spampinato C. Automatic Cephalometric Analysis : A Systematic Review. *Angle Orthod*. 1 janv 2008;78(1):145-51.

45. Lévy-Mandel AD, Venetsanopoulos AN, Tsotsos JK. Knowledge-based landmarking of cephalograms. *Comput Biomed Res.* 1986;19(3):282-309.
46. Parthasarathy S, Nugent ST, Gregson PG, Fay DF. Automatic landmarking of cephalograms. *Comput Biomed Res.* 1989;22(3):248-69.
47. Forsyth DB, Davis DN. Assessment of an automated cephalometric analysis system. *Eur J Orthod.* 1996;18(5):471-8.
48. Jinchang Ren, Dong Liu, Dagan Feng, Jinling Shao, Rongchun Zhao, Yi Liao, et al. A knowledge-based automatic cephalometric analysis method. In: *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Vol20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat No98CH36286).* 1998. p. 723-7 vol.2.
49. Hutton TJ, Cunningham S, Hammond P. An evaluation of active shape models for the automatic identification of cephalometric landmarks. *Eur J Orthod.* 2000;22(5):499-508.
50. Cardillo J, Sid-Ahmed MA. An image processing system for locating craniofacial landmarks. *IEEE Trans Med Imaging.* 1994;13(2):275-89.
51. Romaniuk B, Desvignes M, Revenu M, Deshayes M-J. Shape variability and spatial relationships modeling in statistical pattern recognition. *Pattern Recognit Lett.* 19 janv 2004;25(2):239-47.
52. Rudolph DJ, Sinclair PM, Coggins JM. Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* févr 1998;113(2):173-9.
53. Saad AA, El-bialy A, Ahmed AS. Automatic cephalometric analysis using active appearance model and simulated annealing. In: *Special Issue on Image Retrieval and Representation.* 2006.
54. Chen YT, Cheng KS, Liu JK. Improving cephalogram analysis through feature subimage extraction. *IEEE Eng Med Biol Mag Q Mag Eng Med Biol Soc.* févr 1999;18(1):25-31.
55. Chakrabartty S, Yagi M, Shibata T, Cauwenberghs G. Robust cephalometric landmark identification using support vector machines. In: *2003 International Conference on Multimedia and Expo ICME '03 Proceedings (Cat No03TH8698).* 2003. p. III-429.
56. El-Feghi I, Huang S, Sid-Ahmed MA, Ahmadi M. Contrast enhancement of radiograph images based on local heterogeneity measures. In: *2004 International Conference on Image Processing, 2004 ICIP '04.* 2004. p. 989-992 Vol.2.
57. El-Feghi I, Sid-Ahmed MA, Ahmadi M. Automatic localization of craniofacial landmarks for assisted cephalometry. *Pattern Recognit.* 1 mars 2004;37(3):609-21.
58. Sanei S, Sanaei P, Zahabsaniei M. Cephalogram analysis applying template matching and fuzzy logic. *Image Vis Comput.* 8 déc 1999;18(1):39-48.

59. Innes A, Ciesielski V, Mamutil J, John S. Landmark detection for cephalometric radiology images using genetic programming. In: International Journal of Knowledge Based Intelligent Engineering Systems. 2003. p. 164-71.
60. Ciesielski V, Innes A, John S, Mamutil J. Mamutil, "Genetic Programming for Landmark Detection in Cephalometric Radiology Images. Int J Knowl-Based Intell Eng Syst. 2003;164:171.
61. Liu J-K, Chen Y-T, Cheng K-S. Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmarks. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1 nov 2000;118(5):535-40.
62. Grau V, Alcañiz M, Juan MC, Monserrat C, Knoll C. Automatic Localization of Cephalometric Landmarks. J Biomed Inform. 1 juin 2001;34(3):146-56.
63. Yang J, Ling X, Lu Y, Wei M, Ding G. Cephalometric image analysis and measurement for orthognathic surgery. Med Biol Eng Comput. 1 mai 2001;39(3):279-84.
64. Yue W, Yin D, Li C, Wang G, Xu T. Automated 2-D Cephalometric Analysis on X-ray Images by a Model-Based Approach. IEEE Trans Biomed Eng. août 2006;53(8):1615-23.
65. Stamm T, Brinkhaus HA, Ehmer U, Meier N, Bollmann F. Computer-aided automated landmarking of cephalograms. J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopädie. 1 mars 1998;59(2):73-81.
66. Giordano D, Leonardi R, Maiorana F, Cristaldi G, Distefano ML. Automatic Landmarking of Cephalograms by Cellular Neural Networks. In: Miksch S, Hunter J, Keravnou ET, éditeurs. Artificial Intelligence in Medicine. Berlin, Heidelberg: Springer; 2005. p. 333-42. (Lecture Notes in Computer Science).
67. Cephalometric Analysis - CephX | AI Driven Dental Services cephX [Internet]. [cité 7 févr 2021]. Disponible sur: <https://cephx.com/cephalometric-analysis/>
68. Meriç P, Naoumova J. Web-based Fully Automated Cephalometric Analysis: Comparisons between App-aided, Computerized, and Manual Tracings. Turk J Orthod. 11 août 2020;33(3):142-9.
69. Systèmes d'imagerie céphalométrique de Carestream Dental [Internet]. [cité 7 févr 2021]. Disponible sur: <https://www.carestreamdental.com/fr-fr/csd-products/imagerie-extraorale/cephalometric-imaging/>
70. Treil J, Casteigt J, Borianne P, Faure J. [3D cephalometry]. Orthod Francaise. avr 2000;71(2):153-4.
71. MEB - CEPHA [Internet]. [cité 6 févr 2021]. Disponible sur: <http://cepha.free.fr/cepha3dt.php>
72. Faure J, Oueiss A, Marchal-Sixou C, Braga J, Treil J. [Three-dimensional cephalometry: applications in clinical practice and research]. Orthod Francaise. mars 2008;79(1):13-30.

73. Faure J, Marshal-Sixou C, Dah-Jouonzo H, Oueiss A, Baron P. [Three-dimensional 14 point-cephalometric analysis: compensation of maxillofacial dysmorphisms]. *Orthod Francaise*. déc 2008;79(4):251-61.
74. 2013TOU33003.pdf [Internet]. [cité 6 févr 2021]. Disponible sur: <http://thesesante.ups-tlse.fr/39/1/2013TOU33003.pdf>
75. Tsorovas G, Karsten AL-A. A comparison of hand-tracing and cephalometric analysis computer programs with and without advanced features--accuracy and time demands. *Eur J Orthod*. déc 2010;32(6):721-8.
76. Erkan M, Gurel HG, Nur M, Demirel B. Reliability of four different computerized cephalometric analysis programs. *Eur J Orthod*. juin 2012;34(3):318-21.
77. Kumar M, Kumari S, Chandna A, Konark null, Singh A, Kumar H, et al. Comparative Evaluation of CephNinja for Android and NemoCeph for Computer for Cephalometric Analysis: A Study to Evaluate the Diagnostic Performance of CephNinja for Cephalometric Analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. juin 2020;10(3):286-91.
78. Mosleh MAA, Baba MS, Malek S, Almaktari RA. Ceph-X: development and evaluation of 2D cephalometric system. *BMC Bioinformatics*. 22 déc 2016;17(Suppl 19):499.
79. Albarakati SF, Kula KS, Ghoneima AA. The reliability and reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of conventional and digital methods. *Dento Maxillo Facial Radiol*. janv 2012;41(1):11-7.
80. Prabhakar R, Rajakumar P, Karthikeyan MK, Saravanan R, Vikram NR, Reddy A. A hard tissue cephalometric comparative study between hand tracing and computerized tracing. *J Pharm Bioallied Sci*. juill 2014;6(Suppl 1):S101-106.
81. Tikku T, Khanna R, Maurya RP, Srivastava K, Bhushan R. Comparative evaluation of cephalometric measurements of monitor-displayed images by Nemoceph software and its hard copy by manual tracing. *J Oral Biol Craniofacial Res*. avr 2014;4(1):35-41.
82. Farooq MU, Khan MA, Imran S, Sameera A, Qureshi A, Ahmed SA, et al. Assessing the Reliability of Digitalized Cephalometric Analysis in Comparison with Manual Cephalometric Analysis. *J Clin Diagn Res JCDR*. oct 2016;10(10):ZC20-3.
83. İzgi E, Pekiner FN. Comparative Evaluation of Conventional and OnyxCeph™ Dental Software Measurements on Cephalometric Radiography. *Turk J Orthod*. juin 2019;32(2):87-95.
84. Goracci C, Ferrari M. Reproducibility of measurements in tablet-assisted, PC-aided, and manual cephalometric analysis [Internet]. Vol. 84, *The Angle orthodontist*. Angle Orthod; 2014 [cité 23 mars 2021]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24160993/>
85. Aksakallı S, Yılandı H, Görükmez E, Ramoğlu Sİ. Reliability Assessment of Orthodontic Apps for Cephalometrics. *Turk J Orthod*. déc 2016;29(4):98-102.

86. Sayar G, Kilinc DD. Manual tracing versus smartphone application (app) tracing: a comparative study. *Acta Odontol Scand.* nov 2017;75(8):588-94.
87. Livas C, Delli K, Spijkervet FKL, Vissink A, Dijkstra PU. Concurrent validity and reliability of cephalometric analysis using smartphone apps and computer software. *Angle Orthod.* nov 2019;89(6):889-96.
88. Meriç P, Naoumova J. Web-based Fully Automated Cephalometric Analysis: Comparisons between App-aided, Computerized, and Manual Tracings. *Turk J Orthod.* sept 2020;33(3):142-9.
89. Alqahtani H. Evaluation of an online website-based platform for cephalometric analysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* févr 2020;121(1):53-7.
90. van Vlijmen OJC, Maal T, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg.* févr 2010;39(2):156-60.
91. Nalçacı R, Öztürk F, Sökücü O. A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofac Radiol.* févr 2010;39(2):100-6.
92. Yitschaky O, Redlich M, Abed Y, Faerman M, Casap N, Hiller N. Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. *Angle Orthod.* 1 janv 2011;81(1):11-6.
93. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir I, Ors F. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *Angle Orthod.* mai 2011;81(3):375-82.
94. Pittayapat P, Bornstein MM, Imada TSN, Coucke W, Lambrichts I, Jacobs R. Accuracy of linear measurements using three imaging modalities: two lateral cephalograms and one 3D model from CBCT data. *Eur J Orthod.* 1 avr 2015;37(2):202-8.
95. 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 Off Publ Indian Soc Dent Res.* août 2016;27(4):370-7.
96. Chen YJ, Chen SK, Chang HF, Chen KC. Comparison of landmark identification in traditional versus computer-aided digital cephalometry. *Angle Orthod.* oct 2000;70(5):387-92.
97. Gregston MD, Kula T, Hardman P, Glaros A, Kula K. A comparison of conventional and digital radiographic methods and cephalometric analysis software: I. hard tissue. *Semin Orthod.* 1 sept 2004;10(3):204-11.
98. Santoro M, Jarjoura K, Cangialosi TJ. Accuracy of digital and analogue cephalometric measurements assessed with the sandwich technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1 mars 2006;129(3):345-51.

99. Polat-Ozsoy O, Gokcelik A, Toygar Memikoglu TU. Differences in cephalometric measurements: a comparison of digital versus hand-tracing methods. *Eur J Orthod.* 1 juin 2009;31(3):254-9.
100. Houston WJB, Maher RE, McElroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod.* 1 août 1986;8(3):149-51.
101. Turner PJ, Weerakone S. An evaluation of the reproducibility of landmark identification using scanned cephalometric images. *J Orthod.* sept 2001;28(3):221-9.
102. Sandler PJ. Reproducibility of cephalometric measurements. *Br J Orthod.* mai 1988;15(2):105-10.
103. Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F. Dolphin Imaging Software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg.* sept 2005;34(6):619-26.
104. Cavalcanti MG, Vannier MW. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. *Dento Maxillo Facial Radiol.* nov 1998;27(6):344-50.
105. Cavalcanti MGP, Rocha SS, Vannier MW. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications. *Dento Maxillo Facial Radiol.* mai 2004;33(3):170-6.

TABLE DES FIGURES

1. Fig. 1 : L'agrandissement de la distance sujet-source diminue fortement l'agrandissement des structures latérales
2. Fig. 2 : exemple d'un appareil de téléradiographie, Planmeca ProMax® 2D Céphalostat
3. Fig. 3 : exemple d'un appareil CBCT, appareil Planmeca ProMax® 3D Classic
4. Fig. 4 : Les principaux points céphalométriques
5. Fig. 5 : reconstitution 3D et tracé d'analyse → modèle à 8 points de Treil
6. Fig. 6 : repérage des dents et des arcades matérialisées par leur repères d'inertie et leurs enveloppes
7. Fig. 7 : Repérage anatomique sur les coupes natives : les repères trigéminaux (ici seulement RHM, LHM, RSO, LSO, RIO, LIO, RM, LM) ; les tissus dentaires : identification, fragmentation, labélisation.
8. Fig. 8 : Construction de l'analyse céphalométrique à 14 points vue de face (a) et de profil (b)
9. Fig. 9 : Reconstruction et matrices d'inertie des différentes dents d'une arcade
10. Fig. 10 : Calcul de la matrice d'inertie. Axes et centre d'inertie de la dent
11. Fig. 11 : matrice d'inertie de la couronne (aspect occlusal) et matrice d'inertie de la racine (ancrage)
12. Fig. 12 : tracé de la charpente + repère architectural : le trièdre orthonormé de référence (x, y,z)
13. Fig. 13 : matrice d'inertie des dents d'une arcade : centre de gravité d'arcade, axes d'arcade, courbe de régression de la forme d'arcade et plan d'arcade
14. Fig. 14 : tracé de la charpente + repère d'arcade (ligne de régression des centres d'inertie des dents de l'arcade)
15. Fig. 15 : Hiérarchisation. Les dents et leur matrice d'inertie : code couleur selon la dent. Les arcades et leur matrice d'inertie : en jaune. L'architecture globale : en bleu.
16. Tableau 1 : Évaluation des tracés informatisés (logiciels)
17. Tableau 2 : Évaluation des tracés assistés par application
18. Tableau 3 : Évaluation des tracés entièrement automatisés

19. Tableau 4 : Évaluation des systèmes tri-dimensionnels

20. Tableau 4 : Tarifs approximatifs de différents systèmes

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2021 – N°:

Les systèmes d'analyses céphalométriques : de l'analyse manuelle à l'analyse automatique. / **Rachel VANSTEENBERGHE**. - p. 80 : ill. 20 ; réf. 105.

Domaines : Imagerie et radiologie, Orthopédie dento-faciale

Mots clés Libres : céphalométrie ; analyse céphalométrique

Résumé de la thèse :

L'analyse céphalométrique est un examen complémentaire indispensable dans la constitution du dossier orthodontique actuel. Elle permet de préciser le diagnostic et de quantifier l'importance des dysmorphoses.

De nombreux systèmes bi-dimensionnels ont vu le jour ces dernières années afin de substituer l'analyse manuelle : l'analyse informatisée, l'analyse assistée par application, l'analyse entièrement automatisée.

L'évolution ne s'arrêtant pas, des systèmes d'analyses tri-dimensionnelles viennent concurrencer ces derniers.

Cette thèse a pour objectif de présenter et d'évaluer les différents systèmes qui permettent la réalisation d'analyses céphalométriques disponibles sur le marché à l'heure actuelle.

JURY :

Président : M. le Professeur Thomas COLARD

Assesseurs : Mme. le Docteur Amélie de BROUCKER

M. le Docteur Philippe ROCHER

Mme. le Docteur Pauline BOUCHER

Adresse de l'auteur :