



HAL
open science

Utilisation du système EOS® dans le diagnostic en orthopédie dento-faciale : comparaison avec l'imagerie conventionnelle

Agathe Laroche

► To cite this version:

Agathe Laroche. Utilisation du système EOS® dans le diagnostic en orthopédie dento-faciale : comparaison avec l'imagerie conventionnelle. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03295950

HAL Id: dumas-03295950

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03295950>

Submitted on 22 Jul 2021

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

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



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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.



UNIVERSITÉ DE PARIS

UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE

Année 2020

N° M089

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 23 novembre 2020

Par

Agathe LAROCHE

**Utilisation du système EOS® dans le diagnostic en orthopédie dento-faciale :
comparaison avec l'imagerie conventionnelle**

Dirigée par Mme le Professeur Elvire Le Norcy

JURY

M. le Professeur Benjamin Salmon

Président

Mme le Professeur Sibylle Vital

Assesseur

Mme le Professeur Elvire Le Norcy

Assesseur

M. le Docteur Valérie Merzoug

Assesseur

M. le Docteur Gérard Pasquet

Invité

Tableau des enseignants de l'UFR

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MÂÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DURSUN Mme VITAL	Mme BONNET M. COURSON Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme LE NORCY	Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	M. PIRNAY	Mme GERMA
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. BRUN (MCU associé) M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOÏ	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	Mme ANDRIQUE (MCU associée) M. ARRETO Mme BARDET (MCF) M. BOUCHET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. DUPAGNE (MCU associé) M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAÏD Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION Mme FOLLIGUET M. LASFARGUES M. LAUTROU	M. LEVY M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Liste mise à jour le 06 octobre 2020

Remerciements

À M. le Professeur Benjamin Salmon

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Chef de service de l'hôpital Bretonneau

Qui me fait l'honneur de présider mon jury de these d'exercice. Merci de votre écoute durant mes années d'études au sein de votre service. Je vous prie de trouver ici l'expression de mes respectueux remerciements.

À Mme le Professeur Sibylle Vital

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des hôpitaux

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Qui me fait l'honneur d'avoir accepté d'être membre de mon jury. Je vous remercie de votre enseignement, de m'avoir fait apprécier l'odontologie pédiatrique. Je vous remercie également de nous permettre et nous encourager à participer au programme Erasmus, un point clef je pense dans ma formation. Je vous assure, Madame, de mes sentiments les meilleurs.

À Mme le Professeur Elvire Le Norcy

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifiée en Orthopédie dento-faciale

Docteur de l'Université Sorbonne Paris Cité

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui m'a fait l'honneur de diriger cette thèse. J'ai eu le privilège de bénéficier de votre enseignement et de vos précieux conseils durant ces trois années d'internat. Votre rigueur et votre perfectionnisme resteront des exemples pour moi. Soyez assurée de ma profonde reconnaissance.

À Mme le Docteur Valérie Merzoug

Docteur en Médecine

Praticien Hospitalier Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur de participer au jury de cette thèse d'exercice.

Je vous remercie pour votre gentillesse et votre disponibilité.

À M. le Docteur Gérard Pasquet

Docteur en Médecine

Qui me fait un immense honneur en acceptant de faire partie de ce jury. Vous auriez voulu aborder ce sujet lors de la création de l'EOS, j'espère que mon travail sera à la hauteur de vos attentes. Veuillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : ÉTAT DE LA QUESTION	4
1.1 ANALYSES CEPHALOMETRIQUES	4
1.2 RECOMMANDATION DE LA TELERADIOGRAPHIE EN ODF	7
1.3 CRITERE DE QUALITE D'UN CLICHE	8
1.3.1 <i>De profil</i>	8
1.3.2 <i>De face</i>	9
1.3.3 <i>Déformations</i>	9
1.4 PRINCIPE PHYSIQUE DE LA RADIOGRAPHIE STANDARD ³	11
1.5 PRINCIPE PHYSIQUE DU SYSTEME A BALAYAGE EOS®	14
1.5.1 <i>Présentation</i>	14
1.5.2 <i>Indications</i>	21
1.5.3 <i>Avantages</i>	22
1.5.4 <i>Inconvénients/Limites</i>	23
1.6 RADIOPROTECTION	24
2 : OBJECTIFS	28
3 : MATERIELS ET METHODES	29
3.1 CRITERES D'INCLUSION	29
3.2 CRITERES DE NON-INCLUSION.....	29
3.3 CRITERES D'EXCLUSION	29
3.4 ANALYSE DES CLICHES ET TRACES CEPHALOMETRIQUES	29
3.5 ANALYSES STATISTIQUES.....	30
4 : RESULTATS	31
4.1 ANALYSE DE LA POPULATION	31
4.1.1 <i>Collecte des clichés</i>	31
4.1.2 <i>Diagramme de flux</i>	31
4.2 COMPARAISON ENTRE EOS ET TLR (VALEURS EN ANNEXES)	33
4.2.1 <i>Analyse des clichés de profil</i>	33
4.2.2 <i>Analys des clichés de face</i>	34
5 : DISCUSSION	35
CONCLUSION	42

BIBLIOGRAPHIE	43
TABLE DES FIGURES.....	49
TABLE DES TABLEAUX.....	50
ANNEXES.....	51

Introduction

La téléradiographie (TLR) du crâne est l'examen standard recommandé par les sociétés savantes, en première intention pour le diagnostic en orthopédie dento-faciale (ODF)¹. Elle est effectuée de manière conventionnelle, par « écrans » ce qui permet d'avoir le moins de déformation et ainsi de réaliser des mesures céphalométriques.

Le système EOS® (EOS Imaging, Paris, France) est un système radiographique numérisé récent utilisé essentiellement en orthopédie du rachis, il n'entraîne pas de déformation et est peu irradiant de par son système physique². Les clichés sont généralement du corps entier, simultanément de face et de profil, en posture naturelle au repos.

Le crâne est visible sur ces clichés. Le système pourrait être utilisé en ODF.

Afin d'introduire l'utilisation des clichés EOS au diagnostic en ODF, nous avons procédé à la comparaison des analyses céphalométriques usuelles sur TLR conventionnelles et sur clichés EOS du même patient.

L'objectif étant d'introduire l'EOS en ODF soit pour éviter une irradiation supplémentaire en utilisant un éventuel cliché précédemment fait, soit pour exploiter le cliché corps entier dans une prise en charge plus globale de notre patient : dans sa posture debout naturelle.

Afin de réaliser un protocole non invasif, nous avons recherché des patients ayant déjà reçus un EOS ainsi qu'une TLR au sein de deux services hospitaliers d'ODF et dans un cabinet privé. Nous avons tracé les clichés et comparé les valeurs.

¹ Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé, « Recommandations pour la pratique clinique : les critères d'aboutissement du traitement d'orthopédie dento-faciale ».

² Charpak, « Prospects for the use in medicine of new detectors of ionizing radiation ».

1 : État de la question

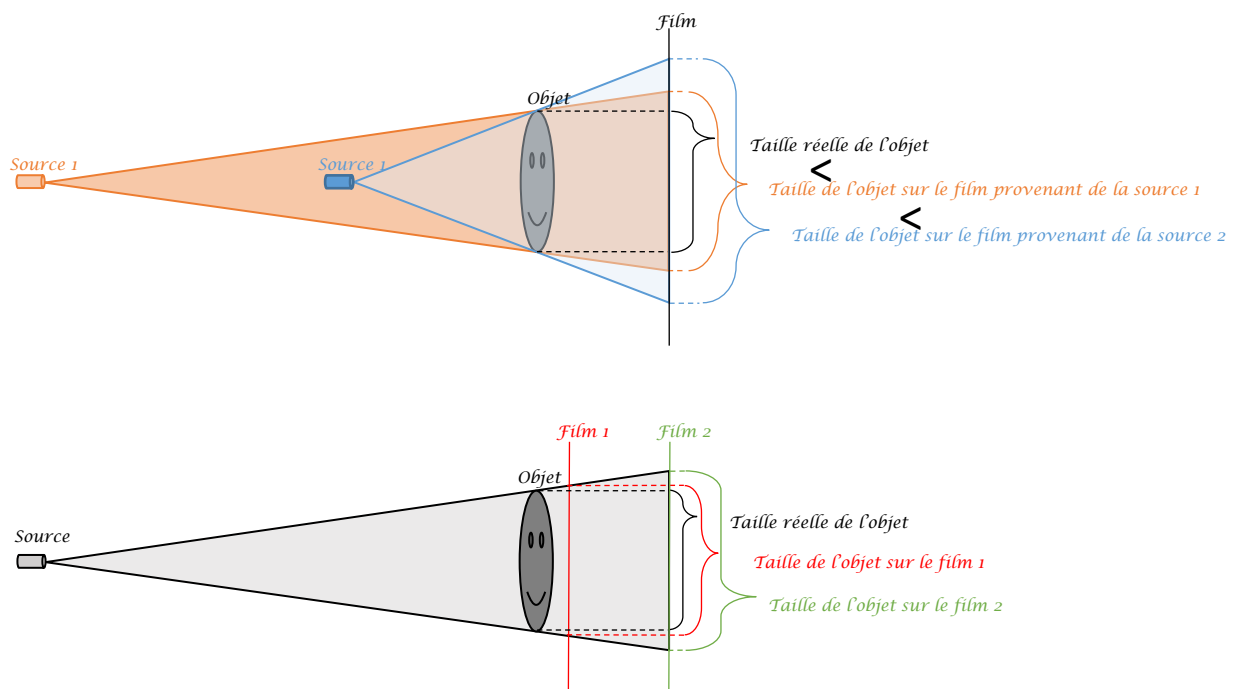
1.1 Analyses céphalométriques

La céphalométrie est la mesure de la tête. Les analyses céphalométriques sont les interprétations des informations fournies par la céphalométrie.

Elles sont employées en diagnostic en ODF grâce à 2 découvertes³ :

- En 1922 : **Carrea** introduit la **téléradiographie en ODF**. Le principe de cette radiographie permet de limiter le phénomène d'agrandissement. Pour cela, la **distance source-patient est augmentée (1)** et la **distance patient-film est minimale (2)**⁴. Le rayonnement doit être **orthogonal au récepteur** pour éviter la déformation.

Figure 1 : Schéma expliquant le système de téléradiographie



Source : Auteur, 2019.

³ Lambert et al., « Analyse céphalométrique ».

⁴ Cavézian et Pasquet, « Imagerie et orthopédie dento-faciale : évolution, présent et avenir ».

Pour être considéré comme téléradiographie céphalométrique, on estime que la distance source/film doit être située entre 3 et 5 mètres (usuellement 4 mètres).

- En 1931 : **Birdsall Holly Broadbent et Brodie** (USA) ainsi que **Hofrath** (Allemagne) publient leurs premières recherches sur la téléradiographie et introduisent le **céphalostat**, ce qui perfectionne la technique. Le céphalostat est un stabilisateur du crâne permettant la fixation et l'orientation de la tête selon le plan choisi. Il permet aussi le maintien de la distance « plan sagittal médian » - « film » constante. Tout cela permet d'obtenir des clichés standardisés, reproductibles et la possibilité de superposer les clichés.

Les olives sont placées au niveau du Porion (point le plus élevé du conduit auditif externe).

Figure 2 : Céphalostat



Source : Proffit, *Contemporary orthodontics*, 5th edition, 2013.

Les analyses céphalométriques sont réalisées sur les clichés radiographiques à partir de points de référence anatomique ou points construits, de plans, de mesures d'angles, de longueurs et de rapports.

Elles peuvent être classées en 3 catégories :

- **Typologique** : qui détermine le type facial du sujet (Björk, Sassouni).
- **Dimensionnelle** : qui repose sur le calcul de mesure angulaire ou linéaire. Comparaison des valeurs du patient à des normes (Tweed, Ricketts, Steiner, Downs, etc).
- **Architecturale et structurale** : le patient est sa propre référence. Il est comparé à lui-même et la structure responsable du déséquilibre est mise en évidence (Coben, Delaire).

Les avantages selon Langlade⁵ sont les suivant : c'est une méthode tridimensionnelle de par ses différentes incidences possibles (profil, face, basale), c'est une méthode scientifique d'évaluation des dimensions, d'étude de l'occlusion, d'appréciation de l'esthétique, d'évaluation des effets du traitement, de planification du traitement, de prévision du développement facial, d'évaluation des appareillages utilisés mais c'est également un outil indispensable en chirurgie ou pour une réhabilitation du système stomato-gnathique et renseigne le chirurgien O.R.L. (ventilation) et l'orthophoniste. Elle sert également à des fins de recherche pour évaluer les phénotypes crânio-faciaux et les caractéristiques de certaines pathologies.

Figure 3 : Exemple de superposition structurale selon Lautrou, Dunglas, Vermelin. Initial (noir) et à 9 mois de traitement (bleu) en cours de traitement d'ODF par appareil multi-attache



Source : Auteur, 2019.

⁵ Langlade, *Céphalométrie orthodontique*.

Les limites de la céphalométrie existent et sont décrites par plusieurs auteurs notamment au niveau l'imprécision du repérage des points⁶, certains praticiens remettent en cause son utilité au diagnostic⁷ et pour Quintero⁸, elle évalue une structure 3D (le crâne) en 2 dimensions.

Cependant, cette analyse reste pour le moment un outil de consensus, notamment pédagogique et médico-légal. De plus il est toujours utile de pouvoir se référer à des mesures.

1.2 Recommandation de la téléradiographie en ODF⁹

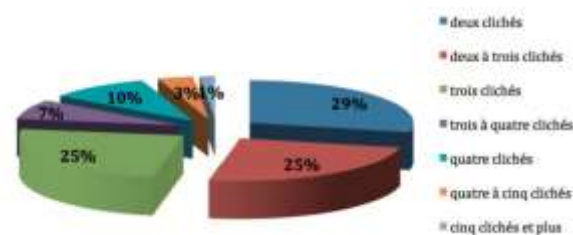
La TLR de profil permet l'analyse sagittale des dysmorphoses dento-faciales ou dento-crânio-faciales pour l'évaluation céphalométrique, la TLR de face permet l'analyse frontale.

Les recommandations sont les suivantes :

- Initiale lors de la planification d'un traitement d'orthopédie dento-faciale ou d'une intervention chirurgicale maxillo-faciale.
- Lors des corrections dento-faciales à la fin d'une phase de traitement fonctionnel.
- Lors 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.
- Lors des corrections dento-faciales à la fin d'une préparation ortho-chirurgicale et après la phase chirurgicale d'une intervention maxillo-faciale.

En moyenne un patient reçoit **entre 2 et 3 TLR** au cours de son traitement orthodontique¹⁰.

Figure 4 : Nombre de TLR prescrites par traitement sur un panel de 70 orthodontistes



Source : Bourriau, Bidange, et Foucart, « Les erreurs de mesure en céphalométrie 2D », 2012.

Dans certaines situations complexes ou dans le cadre de traitements associés à une chirurgie orthognathique cela peut atteindre **6 à 8 clichés**.

⁶ Carlsson, « Error in x-ray cephalometry. A method study and a longitudinal investigation of the facial skeleton on series with and without natural teeth over a 5-year period ».

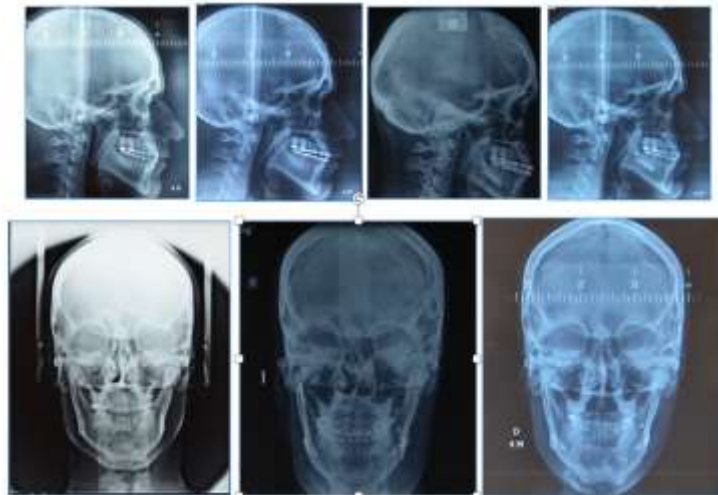
⁷ Nijkamp et al., « The influence of cephalometrics on orthodontic treatment planning ».

⁸ Quintero et al., « Craniofacial imaging in orthodontics : historical perspective, current status, and future developments ».

⁹ Haroun, Poty, et L'Hostis, « Recommandations pour la radiographie en ODF ».

¹⁰ Bourriau, Bidange, et Foucart, « Les erreurs de mesure en céphalométrie 2D ».

Figure 5 : Ensemble des TLR reçues par un patient adulte lors de son traitement ortho-chirurgical



Source : Auteur, Hôpital Bretonneau, 2019.

1.3 Critère de qualité d'un cliché

Afin d'être exploitables en céphalométrie les clichés doivent respecter un certain nombre de critères. Ceux-ci sont essentiellement positionnels. Les critères sont les suivants¹¹ :

1.3.1 De profil

- Visualisation nette sagittale de l'ensemble des structures dento-faciales et des points nécessaires aux analyses céphalométriques,
- Visualisation nette du profil cutané,
- Visualisation nette sagittale de l'ensemble de la tête (tables internes et externes) si la dysmorphose le justifie.

Reproduction critique

- Reproduction de profil stricte si patient symétrique : superposition des plafonds orbitaires et des grandes ailes de l'os sphénoïde,
- Par convention le côté gauche du visage est contre le récepteur,
- Plan de Virchow ou de Francfort (bord supérieur du conduit auditif externe-point le plus déclive du plancher orbitaire) est horizontal,
- Cliché réalisé en occlusion, lèvres jointes.

¹¹ Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé, « Indications de l'orthopediedento-faciale et dento-maxillo-faciale chez l'enfant et l'adolescent ».

Limite anatomique : exposition unique, selon l'indication clinique, au mieux de l'ensemble de la tête ou au minimum, de l'ensemble du complexe dento-facial (depuis le toit des orbites jusqu'à la naissance du profil cutané du cou ; et depuis le profil cutané de la face jusqu'à la moitié du foramen magnum).

1.3.2 De face

Visualisation nette frontale de l'ensemble des structures céphaliques, des points anatomiques nécessaires aux analyses céphalométriques sans négliger les cavités aériques.

Reproduction critique

- Reproduction « symétrique » du crâne : projection de la limite supérieure des rochers à la jonction des deux tiers supérieurs et du tiers inférieur des orbites (tangage) et superposition des structures anatomiques médianes antérieures et postérieures (rotation),
- Cliché réalisé en occlusion.

1.3.3 Déformations

Elles peuvent être de différents types : flou géométrique, flou cinétique, distorsion due à un mouvement parasite de la tête. Le mauvais positionnement du patient dans l'appareil peut engendrer des déformations de l'image et donc une erreur d'interprétation. Major et al.¹² ont montré qu'une erreur de positionnement de la tête dans le céphalostat de 5° affecte certaines valeurs, notamment la position de l'orbital.

Tableau 1 : Récapitulatif des déformations de l'image selon les déplacements

PROFIL	TANGAGE	ROULIS	ROTATION
Incidence sens ANTÉRO-POSTÉRIEUR	Nulle	Minime	Dédoublément des structures droites et gauches
Incidence sens VERTICAL	Nulle	Dédoublément vertical des structures situées à la même « hauteur »	Minime
FACE	TANGAGE	ROULIS	ROTATION
Incidence sens TRANSVERSAL	Nulle	Nulle	Effet d'asymétrie : le côté avancé vers le film est le moins agrandi
Incidence sens VERTICAL	Effet de tassement ou allongement	Nulle	Nulle

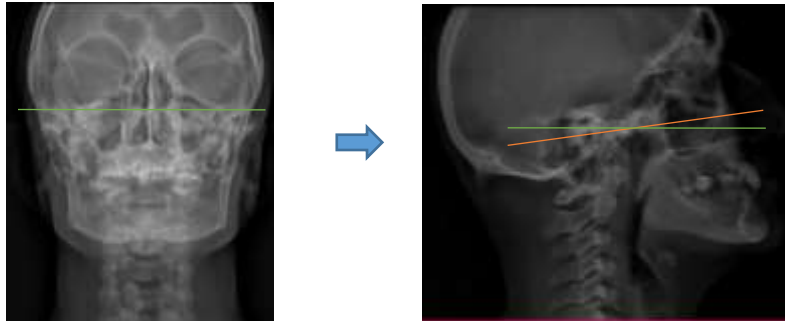
Source : Loreille et al., *Céphalométrie et orthodontie*, 1992.

Par exemple :

¹² Major et al., « Effect of head orientation on posterior anterior cephalometric landmark identification ».

Figure 6 : Différent angle d'EOS au niveau du crâne

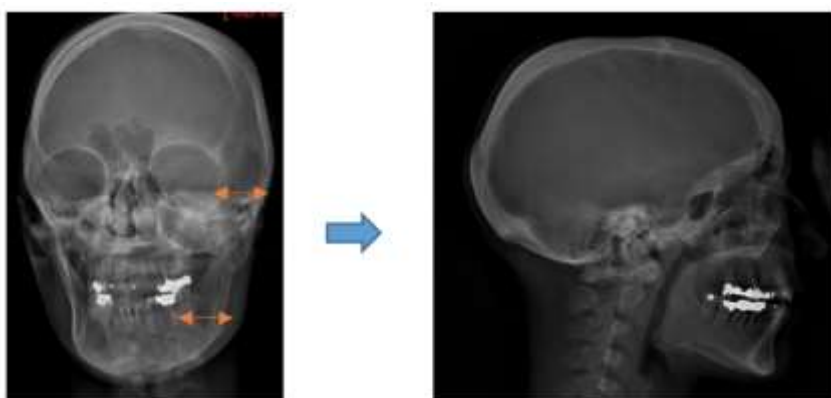
- Un mouvement de rotation de la tête autour d'un axe transversal, c'est-à-dire la tête plus ou moins fléchie entraîne un **tangage**.



- Un mouvement de rotation autour d'un axe antéro-postérieur, c'est-à-dire la tête plus ou moins penchée à droite ou à gauche entraîne ce qu'on appelle un **roulis**.



- Un mouvement autour d'un axe vertical, c'est-à-dire la tête tournée un peu à droite ou à gauche entraîne une **rotation**.



En cas de tangage, roulis ou rotation, les valeurs céphalométriques sont faussées et les clichés doivent être pris de nouveau.

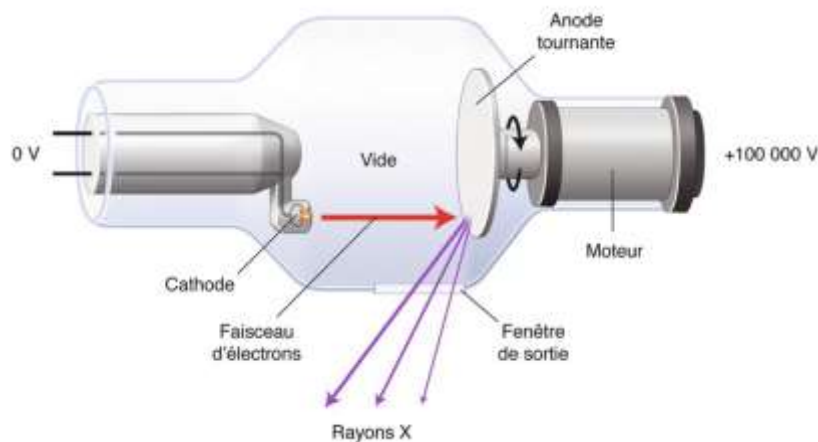
Source : Auteur, « Utilisation du système EOS dans l'analyse des manifestations crânio-faciales chez les patients atteints de rachitisme hypophosphatémique lié à l'X », 2019.

1.4 Principe physique de la radiographie standard^{3, 13}

Les rayons X sont des rayonnements de la gamme des ondes électromagnétiques situés au-delà des ultra-violets (U.V.), arbitrairement à la longueur d'onde de 10 nm ou à l'énergie quantique de 100 eV. (Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine). Ils sont utilisés en imagerie médicale depuis Wilhelm Conrad Roentgen (1895).

En radiographie standard, ils sont produits à l'intérieur d'un tube vide à rayons X : le tube de Coolidge.

Figure 7 : Schéma représentatif du tube à rayon X (tube de Coolidge). Illustration : Cyrille Martinet



Source : Blondiaux et al., « Référentiel des bases de l'imagerie en 2^e et 3^e année de médecine », 2018.

Un courant électrique fait chauffer un filament de tungstène qui joue le rôle de cathode (négative). Il se crée un nuage d'électrons autour de ce filament. Puis l'application d'une forte différence de potentiel (40 000 à 150 000 volts, soit 40 à 150 kilovolts (kV)) accélère les électrons vers une anode de tungstène (positive).

Ce faisceau d'électron est caractérisé par son **intensité** (en milliampères (mA) qui est proportionnelle au courant utilisé pour chauffer le filament et sa durée (en secondes)) et son **énergie cinétique** (en kilo-électron-volts (keV)). Ce sont ces caractéristiques qui jouent sur l'aspect de l'image radiologique. 99 % de l'énergie produite lors de la collision entre les électrons et l'anode est diffusée en chaleur. Le reste des électrons interagit avec les atomes de la pastille de tungstène pour former des rayons X par 2 processus :

¹³ Blondiaux et al., « Référentiel des bases de l'imagerie en 2^e et 3^e année de médecine ».

- En passant à **proximité des noyaux de tungstène** chargés positivement, la plupart des électrons perdent leur énergie par rayonnement de freinage. L'énergie de ce rayonnement X dépend de la distance électron incident-noyau, variable. Le spectre X produit est un **spectre continu**.
- L'électron incident entre **en interaction** avec un électron de tungstène et arrache un électron du tungstène hors de sa couche électronique. Ils se réarrangent et émettent des rayons X de longueur d'onde caractéristique (émission d'un photon). C'est le rayonnement de fluorescence (**spectre discontinu**).

On peut régler la qualité et l'intensité du faisceau par 3 paramètres :

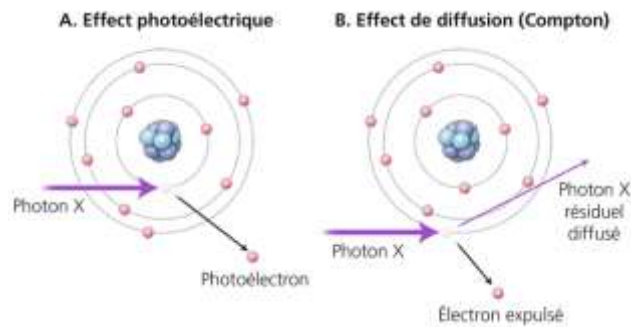
- La tension du tube en kV qui détermine l'énergie du rayonnement.
- L'intensité électrique en mA.
- Le temps d'exposition en secondes, souvent réuni avec l'intensité, est exprimé en mA.s et détermine la quantité de photons X produits.

Le tout (le spectre continu par freinage et le spectre de raies par fluorescence) est dirigé vers le corps à radiographier après avoir été modulé par différents collimations et filtrages.

L'interaction des rayons X avec le patient est atténuée par deux effets : (cf. figure 8)

- **L'effet photoélectrique** qui est le phénomène à l'origine de la formation des images radiographiques. Le photon X frappe un électron d'une couche profonde de l'atome. L'électron absorbe toute l'énergie du photon et est éjecté.
- La diffusion : **l'effet Compton**. Certains photons vont interagir avec un électron périphérique. Le transfert d'énergie est partiel. Il va y avoir expulsion d'un électron et diffusion d'un photon de faible énergie qui peut se propager dans toutes les directions. Cet effet est beaucoup plus fréquent que l'effet photoélectrique. Par exemple, pour une radiographie pulmonaire 50 % de la densité est due aux photons diffusés.

Figure 8 : Schéma démontrant les effets photoélectriques et Compton. Illustration : Cyrille Martinet



Source : Blondiaux et al., « Référentiel des bases de l'imagerie en 2^e et 3^e année de médecine », 2018.

Cependant le rayonnement diffusé réduit le contraste et augmente le niveau du bruit (phénomène aléatoire qui se surajoute à l'image idéale et peut gêner l'interprétation de l'image). C'est pour cela qu'est mis en place une grille anti-diffusante au niveau du film radiologique. Elle est constituée de lamelles de plomb disposées parallèlement, permettant l'arrêt des rayons diffusés ayant une trajectoire oblique.

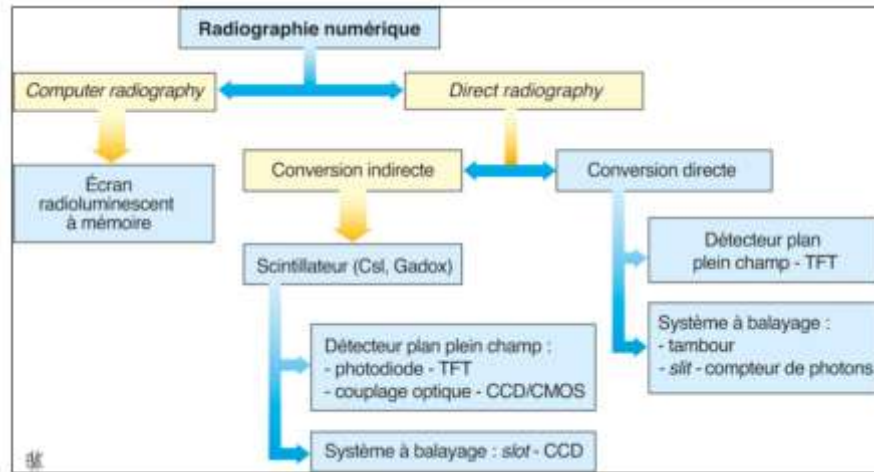
L'atténuation du faisceau incident varie en fonction de l'épaisseur, de la densité et du coefficient d'atténuation massique des tissus traversés dans le corps exposé, mais également quand l'énergie des rayons X diminue.

Le film recueille les rayons X par différents systèmes pour fournir l'image radiante.

La capture se fait historiquement par des détecteurs argentiques fabriqués avec des microcristaux de sels d'argent où les photons X sont convertis en photons lumineux et impressionnent les couches du film¹⁴. Bien que très performants, ils ont été progressivement remplacés par des systèmes numériques où les détecteurs codent l'information transmise. Il existe deux technologies principales de détection : la computed radiography (CR) utilisant des écrans radioluminescents à mémoire (ERLM) et la direct radiography (DR) utilisant des détecteurs numériques.

¹⁴ Noël, « Détection de l'image radiante ».

Figure 9 : Différentes technologies utilisées par les détecteurs numériques en radiologie. TFT : thin film transistor ; CCD : charged couple device ; CMOS : complementary metal oxide semiconductor ; CsI : iodure de césium



Source : Noël, « Détection de l'image radiante », 2012.

Les images sont récupérées sous un format numérique Digital Imaging Communication in Medicine (DICOM) permettant le stockage et l'échange informatisé.

1.5 Principe physique du système à balayage EOS®

1.5.1 Présentation

En 1992, le professeur français **George Charpak** reçoit le **Prix Nobel de Physique**¹⁵ pour ses travaux sur **la chambre à fils** d'où dérive les détecteurs gazeux permettant de transformer des photons X diffusés en électrons² (invention de la chambre proportionnelle multifils en 1968). Ses travaux, en collaboration avec le Pr. Jean Dubousset¹⁶ (orthopédiste pédiatrique), le Pr Gabriel Kalifa (radiopédiatre), et une équipe d'ingénieurs de la société BIOSPACE dirigée par Marie Meynardier donneront naissance au système EOS.

Les premiers essais ont lieu à l'hôpital Saint-Vincent-de-Paul (Paris) en **1997** sur 200 enfants et montrent une réduction des doses de 4 à 20 fois selon la localisation par rapport aux radiographies standards¹⁷.

¹⁵ Charpak, « The Nobel prize in physics 1992 ».

¹⁶ Dubousset et al., « A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position : the EOS system ».

¹⁷ Kalifa et al., « Evaluation of a new low-dose digital X-ray device : first dosimetric and clinical results in children ».

Il a été demandé aux ingénieurs de BIOSPACE s'il était possible de créer une machine prenant simultanément une image 2D de face et profil corps entier permettant alors une modélisation 3D en stéréoradiographie. C'est de cette association qu'est née la machine actuelle^{18,19}, essentiellement utilisée pour l'exploration du rachis et des membres inférieurs (**E pour Electron, OS pour os**).

Elle se présente comme une cabine (cf. figure 10) où le patient se place debout. Le positionnement du patient se fait selon un plan sagittal de référence (si on veut étudier la statique corporelle naturelle). Ce plan est une verticale qui part des méats auditifs externes et qui passe par les têtes fémorales et le centre des genoux et des pieds. Le regard est droit et les bras sont pliés en avant ou au niveau de la tête. Cette position étant difficile pour les plus petits, et même certaines personnes âgées, une barre de soutien est souvent utilisée. On peut également placer l'enfant dos au rayonnement les mains à plat sur l'une des parois.

Figure 10 : Cabine EOS



Source : EOS IMAGING®, Illés et Somoskeöy, « The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice », 2012.

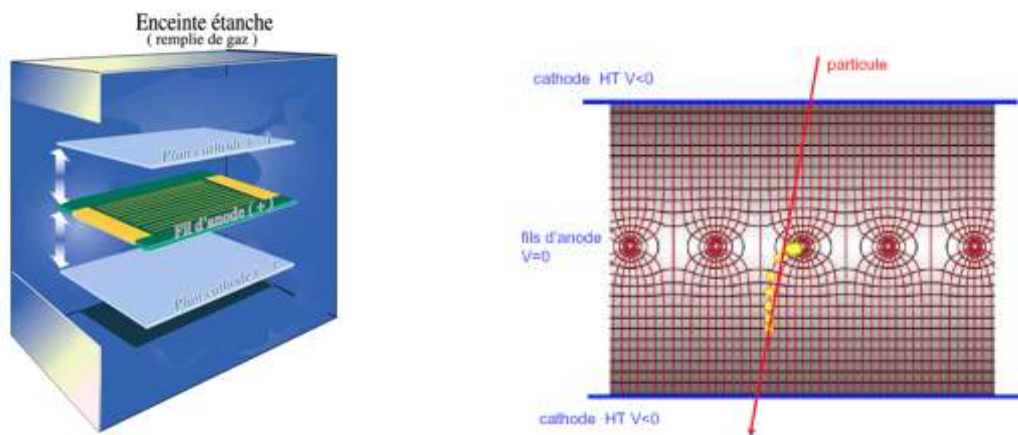
Le principe est le suivant :

¹⁸ Dubouset et al., « Système EOS : la radiographie de la tête aux pieds face et profil simultanés à très basses doses de radiations ».

¹⁹ Illés et Somoskeöy, « The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice ».

- 2 tubes radiogènes sont montés de manière orthogonale en face de deux détecteurs linéaires montés de la même façon. Les faisceaux de rayon X balayent le sujet des pieds à la tête avec une vitesse de 25 cm/seconde, verticalement de haut en bas et de manière perpendiculaire (Scanning = acquisition de l'image d'un objet ligne par ligne). La longueur d'exploration est ajustable jusqu'à 2 mètres et la prise du corps entier est d'environ 20 secondes.
- Les particules chargées électriquement ionisent la matière (le patient) comme vu précédemment, elles sont plus ou moins atténuées.
- C'est ensuite qu'intervient la chambre proportionnelle multifils de Charpak²⁰ permettant de transformer les photons X en électrons. Les particules incidentes sont recueillies par un détecteur constitué d'une nappe planaire de fils parallèles proches, située entre deux plans portés à une tension négative le tout dans une enceinte remplie de gaz (le Xénon dans le cas de l'EOS).

Figure 11 : Illustration de la chambre proportionnelle multifils. La distance entre les fils d'anode est d'environ 2 millimètres et la distance entre les plans de cathode d'environ 2 centimètres

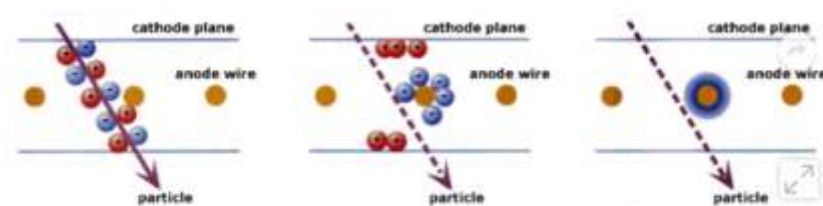


Source : Caron, « La chambre à fils de G. Charpak », 2010.

Le champ électrique est uniforme, sauf aux voisinages des fils où il augmente très rapidement et accélère fortement les électrons qui provoquent à leur tour une nouvelle ionisation des atomes du gaz. La quantité de charges produite est proportionnelle à l'énergie de la particule et une impulsion électrique d'autant plus grande se propage sur l'un des fils.

²⁰ Charpak et al., « Detectors for alpha particles and X-rays operating in ambient air in pulse counting mode or/and with gas amplification ».

Figure 12 : Une particule chargée ionise le gaz entre les plans cathode et les charges – des électrons et des ions produits en avalanche à partir de collisions avec les atomes du gaz – se déplacent respectivement vers l’anode et la cathode

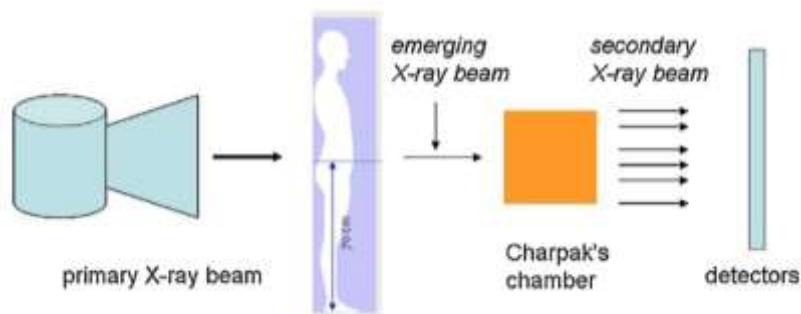


Source : The Nobel fondation, « La chambre à fils de G. Charpak », 2010.

Chaque fil est connecté à un système de lecture indépendant, il est possible de localiser la particule incidente. Ceux-ci sont installés en plusieurs rangées et forment des plans à des angles différents, ce qui permet de localiser dans l’espace plusieurs points de la trajectoire d’une particule. Le tout est relié à un ordinateur.

De ce fait, il y a une **amplification** telle qu’un photon X va générer 40 000 électrons ce qui améliore le signal sur bruit ; et permet donc de réduire d’un facteur 10 la dose envoyée au patient initialement et d’un facteur 100 à 800 pour un scanner. Il y a une double collimation : au niveau du tube mais aussi au niveau du détecteur ; ce qui permet de réduire très significativement le rayonnement diffusé et de diminuer encore le bruit.

Figure 13 : Diagramme montrant l’amplification des rayons X par la chambre de Charpak

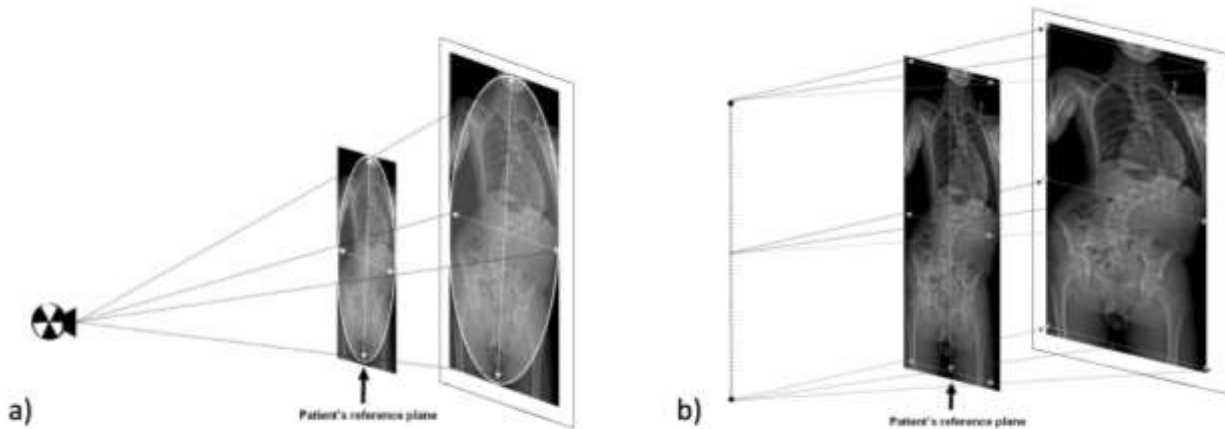


Source : Wybier et Bossard, « Musculoskeletal imaging in progress : the EOS imaging system », 2013.

On pourrait penser que la qualité de l’image en serait affectée mais *Deschênes et al. (2010)*²¹ montrent que celle-ci est comparable entre image du rachis acquise avec EOS et avec un système CR.

²¹ Deschênes et al., « Diagnostic imaging of spinal deformities : reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager ».

Figure 14 : a) formation de l'image par un système de projection conique ; b) formation de l'image par un système à balayage



Source : Deschênes et al., « Diagnostic imaging of spinal deformities : reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager », 2010.

Leur étude montre même que la visibilité des images sur EOS est significativement meilleure ($P < 0,006$) pour toutes les structures dans le sens antéro-postérieur et pour toutes les structures dans le plan sagittal ($P < 0,037$) excepté pour le rachis lombaire. Une part de cette amélioration est expliquée par le fait que la source soit vraiment perpendiculaire à l'objet contrairement à la radiographie conventionnelle dont la focale est punctiforme et le faisceau est conique (cf. figure 15). Il y a moins de superposition notamment dans la région cervicale.

Figure 15 : Rachis entier de profil d'une patiente de 26 ans. Image de radiographie conventionnelle (dose 1,67 mGy) et image EOS® (dose 0,19 mGy)



Source : Feydy, « Le système EOS® », 2011.

L'acquisition est numérique avec ajustement automatique du gain : avec plus de 30 000 niveaux de gris, cela permet une visibilité des régions anatomiques d'épaisseur très différentes (et donc une étude possible des différents morphotypes). La taille du pixel est de 254 μm sur les premières machines et autour de 100 μm sur le nouveau système et donne une bonne définition de l'image qui est acquise à l'échelle 1:1. La résolution spatiale reste cependant inférieure à celle des systèmes numériques où la taille du pixel est de 50 μm sur les capteurs plans actuels.

Le champ est par convention du corps entier mais peut être restreint à une partie du corps, uniquement de face ou de profil, indépendamment ou simultanément.

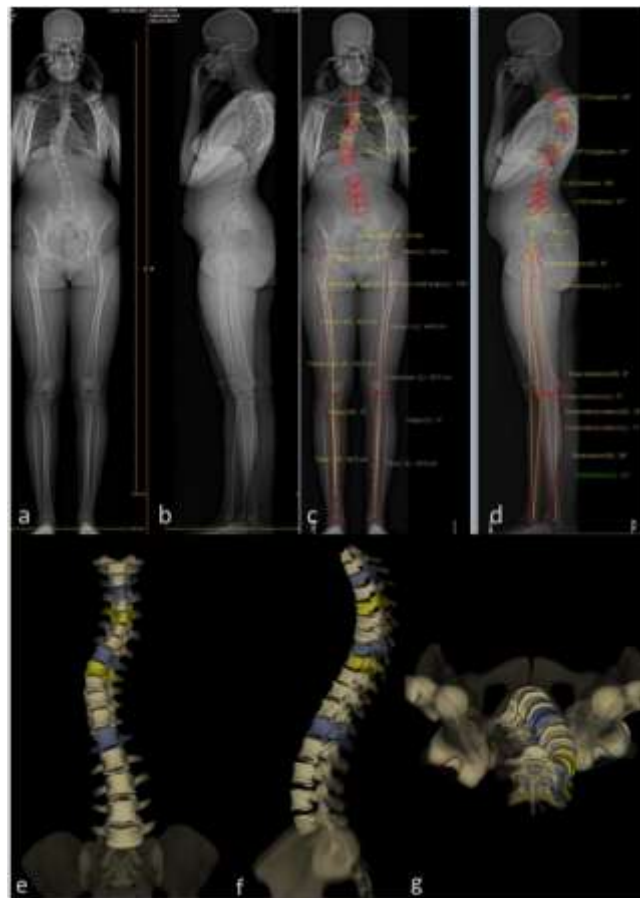
L'acquisition de face et de profil simultanément fait qu'il n'y a pas de mouvement entre les deux vues. Les repères anatomiques sont identiques dans les deux plans, ce qui est la condition *sine qua non* à la création d'une enveloppe osseuse par la technique du « bone morphing » permettant **la modélisation 3D de l'enveloppe externe du squelette pelvi-rachidien** (cf. figure 16). L'algorithme de modélisation 3D Logiciel SterEOS a été mis au point par le Laboratoire Biomécanique de l'école Nationale Supérieure des Arts et Métiers (ENSAM-ParisTech, France) et le Laboratoire en Imagerie et Orthopédie de l'Ecole

de Technologie Supérieure de l'Université du Québec (Montréal, Canada)²². Pour le moment il ne se limite qu'au membre inférieur et au rachis.

Les études^{23,24,25} ont validé la précision et l'exploitation de ces reconstructions 3D pour les scolioses, l'exploration du pelvis et des membres inférieurs. Equivalente au scanner, elle permet une irradiation beaucoup moins importante.

Les premiers appareils ont été installés en France il y a 10 ans, on en trouve maintenant en Europe et aux Etats-Unis.

Figure 16 : Exemple de cliché 2D par l'EOS face et profil et la modélisation par le logiciel SterEOS



Source : Melhem et al., « EOS® biplanar X-ray imaging : concept, developments, benefits, and limitations », 2016.

²² Humbert et al., « 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences ».

²³ Somoskeöy et al., « Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D imaging system ».

²⁴ Rampal et al., « Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs de l'enfant après 6 ans : fiabilité et valeurs de référence par stéréoradiographie EOS® ».

²⁵ Hau et al., « Two-dimensional/three-dimensional EOS™ imaging is reliable and comparable to traditional X-ray imaging assessment of knee osteoarthritis aiding surgical management ».

Pour résumer, les 4 concepts du système EOS sont :

- Une prise simultanée possible face et profil par balayage du corps entier ;
- Des détecteurs gazeux de Charpak permettant une importante réduction dosimétrique ;
- Une double collimation ;
- La modélisation 3D ;

1.5.2 Indications

Avant l'EOS, il n'existait pas d'imagerie médicale permettant d'obtenir en une fois le cliché d'un patient corps entier en position debout dite « fonctionnelle » d'aussi bonne qualité.

Les premières indications furent en **orthopédie du rachis**, essentiellement dans le cadre de troubles de la statique en pédiatrie, qui trouvent un intérêt dans la faible irradiation du jeune patient.

Aujourd'hui, les principales indications sont les suivantes²⁶:

- En orthopédie du rachis : diagnostic et suivi des **scolioses idiopathiques de l'adolescent**²⁷ (clichés à répétitions durant la croissance). Les troubles statiques dégénératifs, calcul des paramètres de la déformation, modélisation tridimensionnelle
- . Les déformations **thoraciques** et leurs conséquences respiratoires²⁸ avec leur corollaire, effet favorable ou néfaste des corsets orthopédiques.
- Imagerie du **bassin** et du **membre inférieur** (mesures préopératoires avant prothèse totale de hanche, bilan globale d'un membre inférieur polytraumatisé, en **obstétrique**, etc.).
- En **rhumatologie**, pour l'ostéoporose, le myélome, les spondylarthropathies.
- Lésions osseuses (ostéogénèse imparfaite, maladie des exostoses multiples, tassements vertébraux, etc.), en traumatologie.
- En **pédiatrie**, pour des clichés segmentaires à très basse dose de zones radiosensibles (abdomen, bassin, etc.). **Ce serait donc cette catégorie que s'intégreraient les clichés en ODF.**

²⁶ Melhem et al., « EOS® biplanar X-ray imaging : concept, developments, benefits, and limitations ».

²⁷ Ilharreborde et al., « EOS microdose protocol for the radiological follow-up of adolescent idiopathic scoliosis ».

²⁸ Ilharreborde et al., « Spinal penetration index assessment in adolescent idiopathic scoliosis using EOS low-dose biplanar stereoradiography ».

Les indications sont de plus en plus larges. Par exemple, en août 2018 a été publiée une étude préliminaire de **neurochirurgie** sur l'utilisation de l'EOS® dans le contrôle de l'intégrité des shunts mis en place en cas d'hydrocéphalie chez l'enfant, en comparaison à une radiographie conventionnelle²⁹.

1.5.3 Avantages

Les avantages de l'EOS sont les suivants :

- ✓ Elle permet d'obtenir une imagerie du corps de face et de profil simultanément en entier ou par segment, en position debout physiologique avec effet de la gravité (statique globale).
- ✓ Les images sont non distordues ni agrandies puisque le rayon est perpendiculaire à l'objet (système de balayage), on peut alors obtenir des mesures linéaires même plus précises que par radiographie conventionnelles (Goodbody³⁰, 2017).
- ✓ On obtient une réduction de la dose de 6 à 9 fois par rapport aux imageries conventionnelles et numériques (Dubousset et al.¹⁷, 2005). Il existe un protocole « Micro-Dose » permettant encore de réduire la dose (Ilharreborde et al.²⁷, 2016).
- ✓ L'image est de très bonne qualité.
- ✓ Les clichés sont reproductibles.
- ✓ Les clichés sont numériques et peuvent être agrandis sur des parties du corps comme les articulations. Ils peuvent aussi être mis sur film. Tout cela permet d'éviter la répétition des clichés en permettant un stockage et un accès facile par les différents professionnels de santé.
- ✓ On pourrait imaginer isoler le crâne pour l'ODF.
- ✓ Il y a possibilité de faire une étude volumétrique et spatiale en particulier du plan horizontal en volume 3D grâce aux logiciels de reconstruction tridimensionnelle. Cette reconstruction est aussi précise que celle faite par tomographie conventionnelle (Glaser³¹, 2012).
- ✓ Il permet du fait de sa faible irradiation et de la répétition de certains clichés, une exploration de la 4^e dimension, c'est-à-dire à un suivi dans le **temps** du corps humain avec les effets de la croissance et du vieillissement, notamment dans les suivis de scoliose chez les adolescents. Une étude faite aux Etats-Unis sur le suivi de patient scoliotique décrit un nombre de radiographies moyen par patient de 20,9 (8 - 43) (Luo³², 2015).

²⁹ Ben-Sira et al., « Use of EOS low-dose biplanar x-ray for shunt series in children with hydrocephalus : a preliminary study ».

³⁰ Goodbody et al., « Reliability and reproducibility of subject positioning with eos low-dose biplanar x-ray ».

³¹ Glaser, Doan, et Newton, « Comparison of 3-dimensional spinal reconstruction accuracy : biplanar radiographs with EOS versus computed tomography ».

³² Luo et al., « Cumulative radiation exposure with EOS imaging compared with standard spine radiographs ».

Figure 17 : Images issues de l'imagerie par l'EOS 2D/3D



À droite : corps entier en 2D latéral et antéro-postérieur (AP)

En haut : thorax AP

Au milieu : Pelvis AP

En Bas : genou droit AP

Échelle 1 : 1, haut contraste, haute résolution d'image sans déformations ni artefacts.

Source : EOS IMAGING®, 2011.

1.5.4 Inconvénients/Limites

Bien que le système EOS tend à s'instaurer comme le gold standard dans de nombreux domaines, il reste quelques points faibles.

Le patient doit pouvoir se maintenir en **position debout**, voir assis (si acquisition sectorielle seulement). Il doit pouvoir entrer dans la machine (problème des **patients en surpoids**).

Le patient doit pouvoir rester immobile pendant la prise d'image pour éviter les artefacts (**problèmes neuro-musculaires**). Le temps d'acquisition est long et pour **les jeunes enfants**, rester immobile peut être une difficulté (le temps de capture est de 15 à 30 secondes en fonction de la taille de l'individu).

Pour le 3D, les logiciels sont encore incomplets. Il s'agit d'une modélisation et non pas d'une reconstruction, c'est une enveloppe de reconstruction. Elle concerne seulement le rachis et les membres inférieurs. Il n'est pas ajustable pour les enfants de moins de 6 ans. Les os très déformés ne peuvent pas être modélisés car leur forme n'est pas répertoriée et donc leur analyse serait biaisée. Le système ne peut donc pas « reconstruire » une vertèbre malformée (de type hémivertèbre ou bloc congénital) ni un os long dysplasique. EOS ne peut donc être utilisé pour la modélisation 3D des scolioses malformatives ou des membres inférieurs d'un patient achondroplase.

Le temps d'analyse et de modélisation est non négligeable pour le médecin.

Le prix de la machine est élevé : 600 000€ TTC incluant le logiciel avec une maintenance à 50 000€/an. Pour le radiologue, le rapport coût-efficacité^{33,34} est à évaluer : le nombre d'examens nécessaires à effectuer pour rendre le système EOS® « rentable » est le double que pour les autres systèmes radiographiques conventionnels.

1.6 Radioprotection

Il existe plusieurs principes fondamentaux avant la prescription d'un examen radiologique. Les directives européennes Euratom 96/29 et 97/43 introduisent les principes de JUSTIFICATION et d'OPTIMISATION correspondants au principe : **As Low As Reasonably Achievable** (ALARA), c'est-à-dire, que toute exposition justifiée doit être **la plus basse possible**, avec des examens optimisés.

La dose efficace est un indicateur des risques des effets stochastiques et non une grandeur physique mesurable directement. Elle tient compte de la radiosensibilité des tissus irradiés et compare à l'irradiation naturelle. Le seuil cancérogène est de 200 mSv.

La dose efficace moyenne d'une TLR est de **2 à 3 µSv** par clichés ce qui représente 12h d'irradiation naturelle (selon l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (INSERN)³⁵). La dose efficace pour un EOS® corps entier, face et profil chez des patients adolescents, est **de 86 à 140 µSv**³⁶ (140 pour une jeune fille de 10 ans, ce qui correspond à 3 semaines d'irradiation naturelle). Cette valeur est 6 à 9 fois moins importante qu'avec une imagerie conventionnelle qui est de **620 à 840 µSv** soit 95 à 129 jours. Il existe également des programmes « micro-dose » pour l'EOS. Par exemple, pour le cliché du rachis pour suivi de scoliose, l'étude de **Law et al.**³⁶ montre qu'avec le protocole « Micro-Dose » la dose absorbée est 5,5 fois inférieure au protocole basse dose et 45 fois inférieure à la radiographie conventionnelle pour une qualité d'image équivalente.

Suite à l'étude française de **Kalifa** en 1998 sur l'évaluation de la diminution de la dose d'irradiation en pédiatrie, où il montre que l'EOS système permet de diminuer l'irradiation du pelvis de 95 % ; en Dietrich et al.^{Erreur ! Signet non défini.} ont montré une diminution de l'irradiation de 50 % par rapport à une r

³³ Dietrich et al., « Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography ».

³⁴ McKenna et al., « EOS 2D/3D X-ray imaging system : a systematic review and economic evaluation ».

³⁵ Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire et Institut de veille sanitaire, « Doses délivrées aux patients en scanographie et en radiologie conventionnelle. Résultats d'une enquête multicentrique en secteur public. »

³⁶ Law et al., « Cumulative effective dose and cancer risk for pediatric population in repetitive full spine follow-up imaging : how micro dose is the EOS microdose protocol ? »

adiographie conventionnelle pour le membre inférieur, pour Deschenes²¹ la diminution de la dose d'entrée est d'un facteur 6,7 en moyenne.

Tableau 2 : Comparaison des doses efficaces et leur équivalence en jour d'exposition naturelle en fonction des modalités d'imagerie

Modalité d'imagerie	Dose efficace moyenne (µSv)	Equivalence En jour d'exposition naturelle
Exposition naturelle en moyenne en France	6,5	1
Téléradiographie de profil	2,5	<1 (12h)
Panoramique dentaire	10-30	2 à 5
CBCT dentaire/crâne	20 - 200	9 à 30
Système EOS	86 à 140 <i>(au maximum pour un squelette entier chez un enfant)</i>	21
Radiographie conventionnelle corps entier	620 - 840	95 à 129

Source : Dubousset et al., « Système EOS : la radiographie de la tête aux pieds face et profil simultanés à très basses doses de radiations », 2005.

La diminution de la dose efficace entre EOS et radiographie conventionnelle est de 6 à 9 fois mais reste bien plus élevée qu'une TLR. Cependant, avec l'EOS le champ d'acquisition peut être limité à la zone à explorer. On pourrait donc utiliser l'EOS® avec un champ crânien et non du squelette entier. La mesure de la dose au niveau du crâne n'a pas été évaluée.

Il y a une augmentation du nombre d'exams radiologiques prescrits en odontologie. De 2006 à 2009 l'augmentation de prescriptions de radiographie panoramique en Corée est de 112,6 %³⁷ et cela se fait également avec la généralisation du CBCT. Un rapport de 2006 aux Etats-Unis³⁸ estime que les américains sont exposés 7 fois plus aux radiations ionisantes qu'en 1980 et que 48 % de ces irradiations proviennent de prescriptions médicales. On note une augmentation de 0,4 % du nombre de cancer en raison de l'irradiation médicale aux Etats-Unis et elle pourrait atteindre 1,5 à 2 % dans les prochaines années. Avec internet et les réseaux sociaux, les patients et leurs parents³⁹ sont de plus en plus informés sur leur santé. On retrouve même des applications pour téléphone portable pour le grand public :

³⁷ Lee et al., « A dose monitoring system for dental radiography ».

³⁸ National council on radiation protection & measurements, « Medical radiation exposure of the u.s. population greatly increased since the early 1980s ».

³⁹ Boutis et al., « Parental knowledge of potential cancer risks from exposure to computed tomography ».

- Radiation Passport (2010)⁴⁰ est une application pour les Apple iPhone et iPod Touch développée par Apple iTunes/App store (by M.OB. et A.F.B.), qui se veut comme un passeport personnel qui répertorie vos examens médicaux irradiants. Il calcule votre risque de développer un cancer en prenant également en compte votre lieu de vie ou votre style de vie.
- Medical Imaging Risk (MIR) est une application pour smartphone gratuite qui calcule le risque d'irradiation en fonction de l'âge et l'examen médical en se basant sur les données de la World Health Organization (WHO) (Communicating radiation risk in pediatric imaging : information to support health care discussions about benefit and risk. WHO, Geneva, Switzerland. 2016). Cette application a été développée par le cabinet dentaire Convivial Dental (Chestnut Hill, Massachusetts, Etats-Unis) et est surtout adressé aux parents.
- RADIOSCAR (2019) : application mobile mise à disposition gratuitement par la Filière Santé Maladies Rares OSCAR, développée par le service d'imagerie de l'hôpital Necker – Enfant Malades (AP-HP) et destinée à informer le grand public. Elle permet de suivre l'exposition médicale des patients, surtout de personnes atteintes d'une maladie rare notamment de l'os, du calcium et du cartilage et donc sujettes à des expositions à répétition. L'utilisateur de l'application peut garder un historique de ses examens par zone anatomique et par type d'examen et avoir ainsi une estimation de la dose d'exposition aux rayons X reçues. C'est également un bon outil de communication entre les professionnels de santé.

En plus de développer des technologies et protocoles moins irradiants, des solutions sont proposées afin de réduire le nombre d'examens d'imagerie médicale prescrits – c'est le cas du dossier médical radiologique partagé, le **Picture Archiving and Communication Système (PACS)**, un service d'archivage et de transmission des images stockées sous le format DICOM. Les différents professionnels de santé peuvent alors avoir accès à l'ensemble du dossier d'imagerie du patient. Cependant cet outil n'est pas encore généralisé, notamment dans les centres d'imageries privés.

⁴⁰ Baerlocher, Talanow, et Baerlocher, « Radiation passport : an iphone and ipod touch application to track radiation dose and estimate associated cancer risks ».

Figure 18 : Captures d'écran de l'application radioscar



Ajout d'examen ⊗

Vous allez saisir un examen d'imagerie, munissez-vous du compte-rendu et du/des clichés.

1. Choisissez la **date de l'examen**
2. Confirmez **vos données**
3. Choisissez la ou les **zones de l'examen**
4. Choisissez un **type d'examen** et indiquez l'**unité de la dose**
5. Ajoutez des **photos**

Les questions à se poser ⊗

- **Combien de zones** sont examinées ?
- **Quelles doses d'exposition** (PDS ou PDL) sont indiquées sur mon compte rendu ou mes images ?

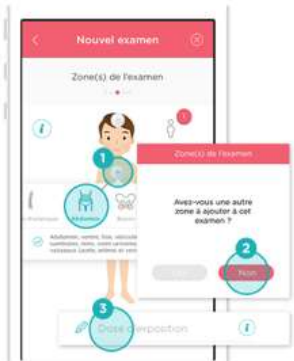


Vous ne trouvez pas votre dose d'exposition ?

- Soit c'est une échographie ou une IRM (pas d'exposition)
- Soit ce n'est pas indiqué sur votre compte rendu (estimation automatique Radioscar)

1 zone | 1 dose ⊗

(Votre dose d'exposition correspond à une seule zone d'examen)



- 1 Choisissez la **zone**
- 2 Validez votre **sélection**
- 3 Attribuez la **dose d'exposition**

Plusieurs zones | 1 dose ⊗

(Votre dose d'exposition correspond à plusieurs zones d'examen)



- 1 Choisissez la **zone**
- 2 Validez l'ajout d'une **autre zone**
- 3 Validez votre **sélection**
- 4 Attribuez la **dose d'exposition**

Plusieurs zones | Plusieurs doses ⊗

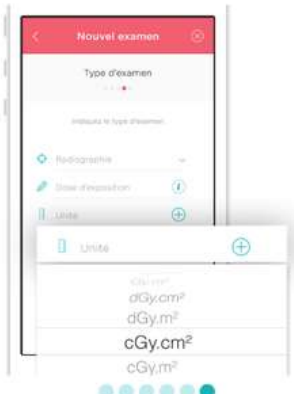
(Vous avez plusieurs doses d'exposition correspondant à plusieurs zones d'examen)



- 1 Choisissez la **zone**
- 2 Validez votre **sélection**
- 3 Attribuez la **dose d'exposition**
- 4 Recommencez pour chaque dose

Dose d'exposition & unité ⊗

Assurez-vous d'avoir sélectionné la **bonne unité**.
Ce paramètre est fondamental pour le **calcul de votre exposition**, cela peut varier de 1 à 1000.



Source : Auteur d'après l'application radioscar, 2020.

2 : Objectifs

Le système EOS a donc un intérêt car il diminue la dose d'irradiation pour le patient, il reproduit l'anatomie de la structure imagée avec exactitude par ses 2 faisceaux droits, à balayage, son format numérique permet le stockage et la communication, il est accessible en pratique clinique depuis quelques années et il est en plein développement. Néanmoins, le système EOS n'a jamais été utilisé en ODF. Avant de pouvoir l'utiliser, il faut dans un premier temps valider son utilisation en céphalométrie. C'est donc pour cela que nous avons réalisé cette étude de preuve de concept.

Nous avons voulu répondre aux questions suivantes :

- Les clichés EOS fournissent-ils les mêmes informations que les TLR ?
- Peut-on exploiter les clichés EOS pour nos mesures céphalométriques en ODF ?
- Que peut nous apporter de plus cet examen dans le diagnostic ?

L'objectif principal est de démontrer la fiabilité du système EOS dans les mesures céphalométriques en ODF et ainsi de valider l'utilisation de ce nouvel examen d'imagerie pour le diagnostic en ODF, en le comparant aux examens conventionnels.

L'hypothèse nulle H_0 **est qu'il existe une différence entre les céphalométries tracées sur EOS et sur TLR.**

Les objectifs secondaires sont de communiquer auprès des orthodontistes et des différents spécialistes médicaux, afin de :

- pour les orthodontistes : exploiter le cliché EOS plutôt que de prescrire une TLR,
- pour les autres spécialités, notamment les radiologues : définir un protocole de positionnement du crâne afin de pouvoir exploiter l'image EOS en ODF si nécessaire.

3 : Matériels et méthodes

Il s'agit d'une étude multicentrique, rétrospective comparative d'une TLR conventionnelle du crâne de face ou de profil et d'une imagerie en 2 dimensions EOS corps entier du même patient. Cette étude est non interventionnelle.

3.1 Critères d'inclusion

Nous avons inclus tous les patients enfants et adultes en cours de traitement orthodontique ayant reçu une TLR de profil et/ou de face initiale ainsi qu'un examen EOS.

3.2 Critères de non-inclusion

Sont non-inclus, les patients ayant reçu un traitement ODF ou de chirurgie maxillo faciale entre le moment où ont été réalisés les clichés EOS et les TLR. Les clichés en sont rendus non comparables.

3.3 Critères d'exclusion

Nous avons exclu les clichés EOS :

- Avec déformations telles que tangage, roulis selon les critères décrits au paragraphe ***Critère de qualité d'un cliché***
- Avec superposition des mains rendant des points illisibles
- Les clichés coupés au niveau du crâne

3.4 Analyse des clichés et tracés céphalométriques

Les clichés inclus ont été numérisés et anonymisés après avoir été appariés au cliché correspondant sous forme de module commençant par E et un chiffre :

EOS patient 1 + TLR patient 1 = E01

EOS patient x + TLR patient x = E0x...

Figure 19 : Exemple du module E12. A droite la TLR et à gauche l'EOS



Source : Auteur, Analyse comparative des clichés EOS et TLR, 2019.

Les mesures céphalométriques ont été faites sur le logiciel Ortholeader (Couleur Et Connexion) par le Dr Elvire Le Norcy et moi-même après calibration. L'analyse choisie est l'analyse de **Tweed**⁴¹ pour les tracés de profil et l'analyse de **Grummons**⁴² pour les clichés de face. Les mesures étaient des angles, des distances et des rapports.

3.5 Analyses statistiques

Analyse comparative des clichés EOS et TLR

Les modules EOS et TLR d'un même patient étaient tracés par chaque opérateur.

La reproductibilité intra et inter-opérateurs ont été évaluées :

- Cinq clichés (5 EOS et 5 TLR) choisis aléatoirement ont été tracés à deux reprises avec un interval minimum de 2 jours afin d'évaluer la **répétabilité intra-opérateur** par le calcul du coefficient de corrélation Intra-classe (ICC)
- L'ensemble des mesures réalisées sur les EOS et TLR ont été comparées afin d'évaluer la **reproductibilité inter-opérateur** par le calcul du coefficient de corrélation Intra-classe (ICC)

La comparaison des valeurs céphalométriques mesurées entre les clichés EOS et TLR a été réalisée à l'aide du logiciel Prism (). Les tests de normalité d'Anderson-Darling, D'Agostino & Pearson, Shapiro-Wilk et Kolmogorov-Smirnov ont été appliqués. L'appariement des valeurs par rangs a été évalué à l'aide du test de Spearman. La comparaison globale des deux groupes (EOS-TLR) a été réalisée par le test non paramétrique de Wilcoxon avec $p < 0.05$ comme statistiquement significatif.

⁴¹ Vaden, « Charles H. Tweed, 1895-1970 ».

⁴² Grummons et Kappeyne van de Coppello, « A frontal asymmetry analysis ».

4 : Résultats

4.1 Analyse de la population

4.1.1 Collecte des clichés

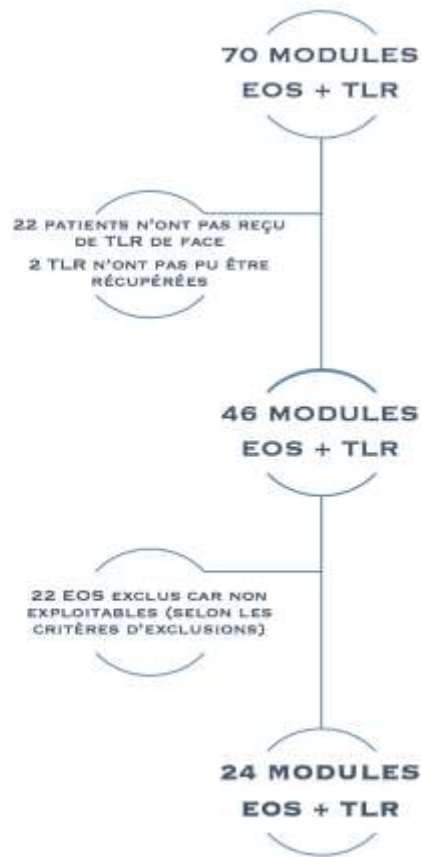
Après obtention de l'accord de la CNIL (protocole en annexe), nous avons consulté la liste des patients en cours de suivi en ODF dans 2 services hospitaliers : à l'hôpital Bretonneau (Paris 18^{ème}) et à l'hôpital de la Pitié Salpêtrière (Paris 13^{ème}) durant le mois d'octobre 2018. Nous avons également inclus les patients d'un cabinet privé (Dr Jean-Paul FORESTIER, Paris 17^{ème}) ayant reçu un EOS. L'ensemble de ces patients ayant déjà reçu au moins une TLR de profil et/ou de face dans le cadre de leur suivi d'ODF. Ce listing de patient en cours de traitement d'ODF a été confronté au listing de patients suivis en imagerie dans différents services de l'APHP (Armand-Trousseau, Robert Debré, Saint-Antoine, Cochin). Les patients ayant également reçu un cliché EOS ont été inclus dans l'étude.

4.1.2 Diagramme de flux

- Sur 1097 patients en cours de suivi ODF à la Pitié Salpêtrière : **12** ont reçu un ou plusieurs EOS au sein de l'AP-HP.
- Sur 2000 patients en cours de suivi ODF à Bretonneau : **14** ont reçu un ou plusieurs EOS au sein de l'AP-HP.
- Dans le cabinet privé : **9** patients ont reçu un EOS

Le nombre de patients ayant eu EOS + TLR est de **35**, donnant potentiellement 70 modules EOS + TLR car les EOS sont de la face et du profil.

Figure 20 : Diagramme de sélection des clichés



Source : Auteur, 2019.

Après sélection des clichés par les critères d'inclusion, le nombre de module EOS + TLR exploitable est de **24 modules : 9 faces et 15 profils**. Cela concerne finalement 14 patients.

On peut noter que certains patients ont reçu plusieurs EOS à des dates différentes. Nous avons choisi les EOS ayant été fait aux dates les plus proches des TLR.

Le temps moyen entre les 2 clichés était de **1 an et 2 mois plus ou moins 1 an** (14,45 +/- 12,45 mois), avec des clichés légèrement plus rapprochés pour les patients de moins de 15 ans (13,38 +/- 10 mois). Le temps le plus court **entre l'EOS et la TLR est de 1 mois**.

4.2 Comparaison entre EOS et TLR (Valeurs en Annexes)

4.2.1 Analyse des clichés de profil

Tableau 3 : Analyse de la corrélation intra et inter-examinateur

	EOS			Télé Profil		
	Intra-exam 1	Intra-exam 2	Inter-exam	Intra-exam 1	Intra-exam 2	Inter-exam
E01	0,42	0,542	0,5984	0,2422	0,4653	0,8623
E04	/	/	0,2402	/	/	0,6948
E06	/	/	0,8354	/	/	0,4629
E07	0,55	0,1653	0,4556	>0,9999	0,4534	0,7178
E09	/	/	0,1797	/	/	0,0209
E011	0,55	0,7158	0,375	>0,9999	0,9976	0,668
E013	/	/	0,5719	/	/	0,126
E016	/	/	0,6677	/	/	0,5303
E018	/	/	0,896	/	/	0,3168
E020	/	/	0,0732	/	/	0,7028
E021	/	/	0,3655	/	/	0,3988
E023	/	/	>0,999	/	/	0,4062
E024	0,11	0,0901	0,333	0,3555	0,5781	0,3281
E026	/	/	0,5469	/	/	>0,9999
E027	/	/	0,5698	/	/	0,0664

Source : Auteur, 2019.

La corrélation intra-examinateur moyenne pour l'EOS est de 0,39 et de 0,52 pour la TLR. Un IIC proche de 1 indique une grande similitude des valeurs d'un même groupe alors qu'un ICC proche de 0 signifie que les valeurs d'un même groupe ne sont pas similaires. L'ICC intra est variable en fonction des clichés et la répétabilité est donc meilleure pour la TLR que pour l'EOS.

La corrélation inter-examinateur moyenne pour l'EOS est de 0,48 et de 0,45 pour la TLR. La corrélation inter-examinateur est encore une fois très variable entre les clichés et équivalente pour l'EOS et la TLR. La comparaison des valeurs céphalométriques obtenues à partir des clichés EOS et TLR est donc possible.

Tableau 4 : Comparaison des valeurs céphalométriques EOS et TLR pour les clichés de profil

	EOS	Télé Profil	EOS vs Télé
	Normalité	Normalité	
E01	Y	Y	0,349
E04	Y	Y	0,5522
E06	Y	Y	0,8792
E07	Y	Y	0,1769
E09	Y	Y	0,5507
E011	Y	Y	0,2621
E013	Y	Y	0,5911
E016	Y	Y	0,0757
E018	Y	Y	0,6709
E020	Y	Y	0,2606
E021	Y	Y	0,8
E023	Y	Y	0,7723
E024	Y	Y	0,0902
E026	Y	Y	0,3972
E027	Y	Y	0,8071

Source : Auteur, 2019.

L'analyse de la normalité montre une distribution normale des valeurs pour l'ensemble des clichés. L'analyse de Wilcoxon par rangs appariés montre un $p > 0,05$ pour l'ensemble des valeurs et donc l'absence de différence statistiquement significative entre les valeurs mesurées pour chaque paramètre céphalométrique de l'analyse de Tweed entre l'EOS et la TLR.

4.2.2 Analys des clichés de face

Tableau 5 : Analyse de la corrélation intra et inter-examineur

	EOS			Télé		
	Intra-exam 1	Intra-exam 2	Inter-exam	Intra-exam 1	Intra-exam 2	Inter-exam
E03	/	/	0,0849	/	/	0,3738
E05	/	/	0,7603	/	/	0,2992
E08	/	/	0,418	/	/	0,1715
E012	/	/	0,5009	/	/	0,1712
E014	/	/	0,8351	/	/	0,9613
E017	/	/	0,9961	/	/	0,7899
E019	0,3687	0,1492	0,6945	0,5875	0,0787	0,9573
E022	/	/	0,4703	/	/	0,2815
E025	/	/	0,1193	/	/	0,634

Source : Auteur, 2019.

La corrélation inter-examineur moyenne pour l'EOS est de 0,54 et de 0,52 pour la TLR. La corrélation inter-examineur est comme pour la TLR de profil très variable entre les clichés et équivalente pour l'EOS et la TLR. La comparaison des valeurs céphalométriques obtenues à partir des clichés EOS et TLR est donc possible.

Tableau 6 : Comparaison des valeurs céphalométriques pour les clichés de face

	EOS	Télé	EOS vs Télé
	Normalité	Normalité	
E03	N	N	0.6687
E05	N	N	0.0041
E08	N	N	0.1242
E012	Y	Y	0.0002
E014	N	N	0.0142
E017	N	Y	<0.0001
E019	N	N	0.3235
E022	Y	N	0.0001
E025	N	N	0.0094

Source : Auteur, 2019.

L'analyse de la normalité montre une distribution des valeurs ne suivant pas une loi normale pour 7 clichés sur 9.

L'analyse de Wilcoxon par rangs appariés montre un $p > 0,05$ pour 3 modules EOS/TLR seulement. 6 modules EOS/TLR montrent un $p < 0,05$ et donc la présence de différence statistiquement significative entre les valeurs mesurées pour chaque paramètre céphalométrique de l'analyse de Grummons entre l'EOS et la TLR.

5 : Discussion

Nos résultats permettent de rejeter l'hypothèse nulle **pour les clichés de profil**. Les valeurs données par nos analyses céphalométriques sur EOS sont statistiquement équivalentes avec celles faites sur les TLR. Cela répond à notre objectif principal qui est de valider l'exploitation des céphalométries faites sur clichés EOS pour le diagnostic en ODF.

Ces résultats vont dans le sens des études faites dans les autres domaines médicaux qui tendant à valider l'EOS pour son utilisation dans les mesures de longueurs et d'angles sur le plan du diagnostic :

Dès 2011, en chirurgie orthopédique et traumatologique Lazennec et al.⁴³ montrent, au niveau des **mesures angulaires** pour du suivi des prothèses totales de hanches, que la différence moyenne entre les mesures sur EOS et radiographie conventionnelle allait de 0,30 à 3,43° (P <0,05).

Morvan et al. (2011)⁴⁴ affirment que l'EOS est une meilleure technique que la téléradiographie pour l'évaluation de l'équilibre sagittal (établissement des paramètres spinaux pelviens (lordose lombaire, cyphose thoracique, angle de Cobbs (meilleur sur 3D)). L'EOS est plus précis et moins irradiant.

Goodbody et al.³⁰ dans leur étude de 2017, expliquent que l'EOS est la méthode à privilégier pour ce qui est de la mesure des longueurs et des angles. Effectivement Escott et al.⁴⁵ ont montré en 2013 sur des mesures de fantômes que les mesures via **l'EOS étaient significativement plus précises** que celles faites par radiographie conventionnelle, ayant une erreur de 42,2 mm (soit 8,8 % de grossissement) et la tomodensitométrie CT scan, de 6,3mm (soit 1,3 % de grossissement) pour 2,6 mm (soit 0,8 % de grossissement) par l'EOS.

En obstétrique, l'EOS est validé *ex vivo* pour réaliser les mesures en pelvimétrie, ce qui est très bénéfique compte tenu de la sensibilité à l'irradiation de la zone. Une étude française de Sigmann et al.⁴⁶ en 2014, a comparé les valeurs des mesures de 19 pelvis secs obtenues soit manuellement, soit par cliché EOS soit par CT-scan. Ils ont obtenu une corrélation fortement significative entre les mesures manuelles et celles faite sur l'EOS. Cette étude *ex vivo* doit être validée *in vivo* pour devenir le gold-standard.

Enfin, j'ai réalisé mon mémoire pour mon Diplôme d'Etude Spécialisé en ODF (DES-ODF) sur les caractéristiques crânio-faciales de patients atteints de rachitisme hypophosphatémique lié à l'X et les

⁴³ Lazennec et al., « Pelvis and total hip arthroplasty acetabular component orientations in sitting and standing positions : measurements reproductibility with EOS imaging system versus conventional radiographies ».

⁴⁴ Morvan et al., « Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance ».

⁴⁵ Escott et al., « EOS low-dose radiography : a reliable and accurate upright assessment of lower-limb lengths ».

⁴⁶ Sigmann et al., « An evaluation of the EOS X-ray imaging system in pelvimetry ».

résultats des analyses de profil sur EOS concordent avec les valeurs données dans les articles de la littérature faites à partir de TLR, ce qui va également dans le sens de nos résultats.

Il en va de même pour les mesures sur reconstructions 3D (ce que nous n'avons pas étudié).

Le système a été évalué pour le membre inférieur en **radiologie pédiatrique** en 2018 par Rampal et al. L'étude a conclu que le système était suffisamment lisible et fiable pour étudier les membres inférieurs sur les reconstitutions 3D et qu'il était même possible, à partir de cela d'établir des valeurs références. Enfin, en mars 2020 un article de Hong Kong de Hau et al.²⁵ compare les mesures d'angles et de longueurs au niveau du **membre inférieur de patients adultes** (moyenne d'âge 69 ans (60-89 ans)) qui reçoivent le même jour un EOS et une radiographie conventionnelle. La comparaison se fait entre la *radiographie conventionnelle vs. EOS 2D*, *EOS 2D vs. EOS 3D* et *radiographie conventionnelle vs EOS 3D*. Les résultats ne montrent pas de différence significative, mis à part pour une valeur angulaire entre la *radiographie conventionnelle vs. EOS 2D*. L'article conclut que le système EOS peut être validé dans l'évaluation des membres inférieurs.

L'ensemble de ces études confirme que l'EOS est une bonne alternative pour s'affranchir du biais de projection de la radiographie conventionnelle et vont dans le sens de nos résultats.

En revanche, notre étude **ne valide pas l'utilisation des clichés EOS de face** pour l'utilisation de nos analyses céphalométriques. Cependant, l'analyse de face est beaucoup plus sensible au positionnement dans l'appareil. Ce facteur pourrait être corrigé en insistant sur les consignes précises de positionnement dans l'appareil au cours des examens.

Les corrélations intra et inter-examineurs étaient perfectibles mais équivalentes pour l'EOS et les TLR. On peut expliquer la **différence inter-opérateurs** par une différence de formation et d'expérimentation des opérateurs. **Les différences intra-opérateurs** peuvent s'expliquer par la lisibilité du cliché due à la superposition des structures, le positionnement dans la machine ou le flou cinétique. Ces différences de repérage de point sont connues dans les études en céphalométrie quel que soit le support (papier ou numériques)⁴⁷.

L'EOS est cependant facilement interprétable et de façon similaire à une TLR conventionnelle.

En 2013 Vidal et al.⁴⁸ valident la lisibilité de l'EOS dans l'analyse du rachis cervical chez les adolescents scoliotiques. Trois examineurs ont analysé les clichés de corps entier de 75 patients (contrôle,

⁴⁷ Trpkova et al., « Cephalometric landmarks identification and reproducibility : a meta analysis ».

⁴⁸ Vidal et al., « Reliability of cervical lordosis and global sagittal spinal balance measurements in adolescent idiopathic scoliosis ».

scoliotique et opéré de scoliose) à 2 reprises. Ils obtiennent une excellente reproductibilité inter-observateur et répétabilité intra-observateur (ICC> 0,8).

Limites de notre étude

Nous n'avons pas évalué directement la différence de dose entre la TLR et l'EOS. La nette diminution de l'irradiation par l'EOS reste évidente mais il n'existe pas d'étude directe comparant la dose efficace ou produit dose surface entre une téléradiographies et un EOS (tête 1 ou 2 incidence). Nous ne connaissons pas les doses en ce qui concerne le crâne. Les protocoles de comparaison de dose sur le rachis ou les membres inférieurs pourraient être reproduit *ex vivo* sur crâne sec puis *in vivo* avec des dosimètres de surfaces.

Les modules EOS-TLR sont parfois trop éloignés l'un de l'autre en termes de durée, et cela chez des individus en croissance.

L'étude comporte un faible nombre de clichés. Il existe un biais de recrutement. Cependant, mis à part pour le cabinet privé où le praticien relevait dans le questionnaire médical les clichés EOS, nous n'avons pas directement demandé aux patients de l'AP-HP s'ils avaient reçu un EOS étant donné que notre étude était rétrospective.

Il faudrait inclure dans le questionnaire médical une question sur l'EOS, demander si les patients ont reçu cet examen pour connaître le pourcentage exact de patients suivis en ODF ayant reçu un EOS. D'autant plus que son indication risque d'être de plus en plus fréquente. Un article danois récent⁴⁹ (Joergensen et al. 2019) du *European Journal of Pediatrics* explique que les **douleurs rachidiennes** chez les enfants augmentent et que les causes sont à explorer. Les douleurs cervicales étant les plus fréquentes.

Il serait alors bénéfique, dans le cadre hospitalier notamment, où les patients sont souvent suivis de manière pluri-disciplinaire, de demander de façon systématique aux patients s'ils ont reçu un examen EOS avant de prescrire un cliché.

Le choix des analyses céphalométriques peut être discuté. Ce sont des techniques céphalométriques « simple » pour Tweed, « complexe » pour Grummons. Nous aurions pu choisir plus complexe pour profil mais cette analyse est très courante.

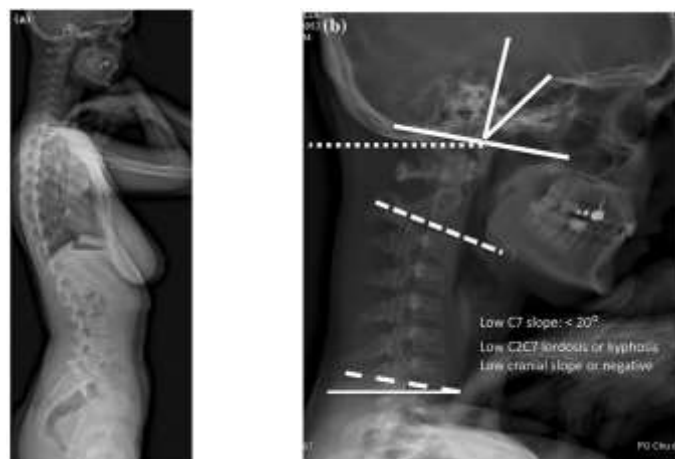
Beaucoup de clichés EOS sont exclus en raison du mauvais positionnement de la tête dans la machine. On ne connaît pas les instructions qui ont été données par les radiologues pour le positionnement du crâne, d'autant plus que les clichés ont été faits à beaucoup d'endroit différents.

⁴⁹ Joergensen et al., « Epidemiology of spinal pain in children : a study within the danish national birth cohort ».

Il serait intéressant de s'entretenir avec les radiologues afin d'établir **un protocole de position** comme il en existe dans l'étude la position naturelle sur photographie. *Par exemple se regarder droit dans les yeux dans un petit miroir intégré à la machine.*

L'EOS pourrait alors être un outil pour l'étude du lien entre la posture et l'occlusion. Il existe déjà un logiciel 3D couplé à une version du logiciel EOS actuel qui permet de calculer des paramètres de la posture en 2D et 3D. Il est utilisé par Lazennec et al⁵⁰. pour établir des moyennes servant de base de données de référence au niveau des hanches. Il a enregistré les paramètres chez 46 patients sans pathologies en équilibre naturel et dans différentes positions, ou encore Le Huec⁵¹ qui l'utilise pour établir des normes au niveau du rachis cervical à partir de mesures sur des personnes volontaires. Il conclut que 1/3 de la population a une cyphose cervicale et que c'est un bon outil pour étudier l'équilibre naturel et la relation entre les différentes articulations (pelvis et membres inférieur ou rachis cervical et position de la tête en équilibre naturel).

Figure 21 : Exemple d'utilisation de l'EOS pour établir des paramètres cervicaux



Source : Le Huec et al., « Sagittal parameters of global cervical balance using EOS imaging : normative values from a prospective cohort of asymptomatic volunteers », 2015.

Beaucoup d'auteurs ont étudié les relations entre la posture et l'occlusion ou encore l'effet des traitements orthodontiques sur celle-ci. Les premières évocations dans la littérature remontent à Proffit^{Erreur ! Signet non défini.} en ce qui concerne l'établissement des dysmorphoses.

Solow et al.⁵² proposent l'hypothèse d'une association entre la posture de la tête et l'effet de l'insertion des tissus mous sur la morphogénèse. Les effets de tension causés par les tissus sur la face

⁵⁰ Lazennec, Brusson, et Rousseau, « Hip–spine relations and sagittal balance clinical consequences ».

⁵¹ Huec, Demezou, et Aunoble, « Sagittal parameters of global cervical balance using EOS imaging : normative values from a prospective cohort of asymptomatic volunteers ».

⁵² Solow et Siersb1k-Nielsen, « Cervical and craniocervical posture as predictors of craniofacial growth ».

et le cou entraîneraient des changements sur la morphologie des tissus mous mais également sur la denture elle-même soumise à un équilibre de force entre la langue, les joues et les lèvres. D'autres auteurs observent des liens entre la position céphalique et les caractéristiques squelettiques et les classes dentaire⁵³.

Les travaux qui étudient le lien entre la posture et les traitements d'orthodontie se réalisent le plus souvent via des protocoles peu fiables ou peu reproductibles. Le plus souvent sont utilisés :

- **La téléradiographie** : Comme dans un article de Kamal et al.⁵⁴ (2019) de *l'American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* où il est évalué les changements au niveau de posture de la colonne cervicale suite au port d'un appareil amovible (Twin block) il est précisé dans la partie matériel et méthode : "*all cephalograms were taken with rigid head fixation*", soit : toutes les téléradiographies ont été réalisées avec une fixation rigide du crâne. Ce qui peut paraître incohérent quand on étudie une posture.
- **La photographie** : nombreux protocoles, notamment photographies de face, de dos : pas de repères très clairs (biais sous les habits, sous la peau, avec des chaussures talonnettes...) pour l'horizontalité de la ceinture scapulaire et pelvienne pour les épaules et pour les hanches mais pour la tête ? De profil : alignement de la tête, des épaules, du bassin.
- **La photographie couplée à une plateforme stabilométrique** : article français publié en janvier 2019 sur une étude faite à la faculté de médecine de Marseille sur l'impact de la chirurgie orthognathique sur la posture⁵⁵.
- **La Raster stéréographie** (de surface) un article de 2018 de Parrini et al.⁵⁶ donne un effet direct entre un traitement par aligneurs et la posture.

L'EOS permettrait d'établir des liens plus fiables, et quantifiables par des mesures ou des angles entre l'orthopédie dento-faciale et la posture ou la ventilation.

Il existe un manque de dialogue entre les différents intervenant de la santé en ce qui concerne la posture. Le danger est un manque de cohérence entre les différents praticiens entraînant alors un manque de confiance du patient et surtout une mauvaise prise en charge. D'autant plus que les atteintes sont généralement plurifactorielles : orthopédie, rhumatologie, podologie, ostéopathie, etc.- d'où l'intérêt d'un dossier médical partagé et d'une plateforme d'accès aux différentes examens médicaux (dont imagerie), l'orthopédie dento-faciale n'en faisant pas partie.

⁵³ Archer et Vig, « Effects of head position on intraoral pressures in class I and class II adults ».

⁵⁴ Kamal et Fida, « Evaluation of cervical spine posture after functional therapy with twin-block appliances : a retrospective cohort study ».

⁵⁵ Paya-Argoud et al., « Impact of orthognathic surgery on the body posture ».

⁵⁶ Parrini et al., « Postural changes in orthodontic patients treated with clear aligners : a rasterstereographic study ».

On pourrait imaginer la disparition du céphalostat et la prise du cliché avec une position naturelle de la tête (Natural Head Position (NHP))⁵⁷, c'est-à-dire debout fixant ses yeux dans un miroir situé en face de lui avec deux olives positionnées sans pression au niveau du tragus pour assurer le sens transversal. Une étude grecque de M. A. Giaonopoulou⁵⁸, réalisée en 2019, comparant les positions obtenues avec et sans céphalostat, n'a pas établie de différence significative entre les positions enregistrées en NHP ou avec céphalostat pour les clichés de profil. **Ils notent une légère inclinaison de la tête vers l'avant pour les clichés en position naturelle, ce qui n'interfère pas avec les céphalométries de profil mais cela pourrait expliquer les différences que nous avons trouvées sur les clichés de face.**

Dans les faits, une fois que cela sera validé par les études, l'orthodontiste pourrait prescrire un EOS sectorisé au crâne après avoir vérifié le dossier d'imagerie (par exemple suivi de patient scoliotique sur ses clichés réalisés tous les 6-8 mois).

En revanche, si l'on montre l'intérêt d'une analyse du patient dans son ensemble et que l'on en vient à justifier la prescription d'un cliché plus grand, cela implique que le prescripteur doit pouvoir interpréter le cliché et détecter les anomalies. L'orthodontiste est formé sur les anomalies et pathologies visibles sur les TLR, mais en augmentant le champ on pose un nouveau problème sur le plan médico-légal. Cependant avec l'avancée de l'intelligence artificielle, certains logiciels de radiologie sont déjà capables de détecter des anomalies par des algorithmes. L'équipe israélienne de Orca Dental AI (Daniel Abraham et Shlomi Avigdor - <https://orca-ai.com/solutions/diagnostics/>) actuellement développe actuellement des logiciels permettant de faire des analyses presque immédiates des images 2D (tracés céphalométriques avec détections des contours osseux et tissus mous, détections images de caries sur panoramiques, etc.) et des images 3D du CBCT (segmentation des dents). Une méta-analyse française de mars 2020 (Dot et al.⁵⁹) reprend l'ensemble des études sur ces logiciels de détection automatique et conclut que les erreurs de repérage des points allaient de 0,50 mm à > 5 mm selon les études et que les deux algorithmes les plus performants donnaient des erreurs maximales < 2 mm, ce qui se rapproche des erreurs faites manuellement en céphalométrie. Cependant, elle juge ces résultats trop optimistes, les algorithmes et les protocoles de ces études doivent être plus approfondies.

On sait que l'avenir est dans la 3D. Le protocole moderne en ODF tend vers une acquisition d'une imagerie unique par le CBCT⁴, celui-ci permettant une reconstruction du panoramique dentaire, des

⁵⁷ Cassi et al., « Natural position of the head : review of two-dimensional and three-dimensional methods of recording ».

⁵⁸ Giannopoulou et al., « Are orthodontic landmarks and variables in digital cephalometric radiography taken in fixed and natural head positions reliable ? »

⁵⁹ Dot et al., « Accuracy and reliability of automatic three-dimensional cephalometric landmarking ».

coupes 2D et reconstruction et exploration 3D. Pour le moment, le CBCT reste irradiant mais les avancées technologiques dans tous les domaines, vont vers une diminution des doses : l'EOS est un exemple mais aussi le scanner ultra-basse dose⁶⁰. Les clichés 3D ou plus grand champ sont irradiants mais permettent de réunir plus d'informations pour une meilleure prise en charge du patient.

Le travail sur un logiciel de reconstruction par l'EOS en céphalométrie en 3D n'est pas encore au point. Déjà, les travaux sont en cours pour rendre la céphalométrie 3D plus efficace, depuis les premiers travaux de J. TREIL⁶¹ dans les années quatre-vingt-dix.

On pourrait imaginer dans le futur, explorer le crâne complet et les dents en 3D, réaliser notre diagnostic extraire le fichier 3D du crâne et obtenir par stéréolithographie le modèle 3D des arcades, tout cela à partir d'une seule séquence EOS... ?

EOS Imaging a annoncé fin novembre 2019 l'arrivée d'une nouvelle machine : **EOS.Edge** : 10 ans après la commercialisation de la première machine. Les améliorations vont notamment vers une meilleure qualité d'image, un système plus confortable et encore moins irradiant, une réduction du temps d'examen. Elle est actuellement en test dans un hôpital à Lyon.

Le nouveau design nous permettrait de demander au patient de regarder loin devant lui, ce qui est un protocole décrit pour étudier la posture naturelle céphalique.

Figure 22 : EOS Edge



Source : EOS imaging, 2019.

⁶⁰ Ludes et al., « Scanner thoracique ultra-basse dose : la mort de la radiographie thoracique ? »

⁶¹ Treil et al., « A new 3-dimensional cephalometry model. A new 3-dimensional parameter analysis : the axis of inertia. A new idea : maxillofacial equilibrium ».

Conclusion

Les mesures en céphalométrie avec l'EOS sont fiables pour les clichés de profil et équivalentes à celles faites sur TLR conventionnelle. Pour la céphalométrie de face, nos résultats ne permettent pas de substituer ces deux examens, néanmoins une modification du protocole de positionnement de la tête du patient pourrait améliorer les résultats. L'importance de la réduction de la dose d'irradiation avec le système EOS tend à inciter à proposer l'EOS, avec un champ réduit à la sphère cranio-faciale, comme examen en première intention en ODF.

Une communication auprès des orthodontistes afin d'inclure dans le questionnaire médical les antécédents d'examens EOS corps entier permettrait d'exploiter ces clichés à visée orthodontique et de diminuer la dose d'irradiation des patients en évitant de prescrire des clichés inutiles.

Une communication auprès des radiologues permettrait d'améliorer le positionnement de la tête du patient et d'améliorer la qualité et la lisibilité des clichés au niveau des structures cranio-faciales.

L'imagerie du corps entier offre de nouvelles informations et perspectives comme l'étude de l'occlusion dans un contexte plus global et médical mais cela pose problème quant aux compétences de l'orthodontiste à analyser un cliché corps entier. L'aspect 3D semble également prometteur.

Bibliographie

- Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé. « Indications de l'orthopédie dento-faciale et dento-maxillo-faciale chez l'enfant et l'adolescent », 2002. https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/orthodontie_recos.pdf.
- Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé. « Recommandations pour la pratique clinique : les critères d'aboutissement du traitement d'orthopédie dento-faciale », 2003. https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/Traitement_orthop_dento_faciale_recos.pdf.
- Archer, S. Y., et Peter S. Vig. « Effects of head position on intraoral pressures in class I and class II adults ». *American journal of orthodontics* 87, n° 4 (1985): 311-18. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(85\)90006-5](https://doi.org/10.1016/0002-9416(85)90006-5).
- Baerlocher, M. O., R. Talanow, et A. F. Baerlocher. « Radiation passport : an iphone and ipod touch application to track radiation dose and estimate associated cancer risks ». *Journal of the american college of radiology* 7, n° 4 (2010): 277-80. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2009.09.016>.
- Ben-Sira, L., S. I. Shiran, L. Pratt, R. Precel, D. Ovadia, S. Constantini, et J. Roth. « Use of EOS low-dose biplanar x-ray for shunt series in children with hydrocephalus : a preliminary study ». *World Neurosurgery* 116 (2018): e273-77. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.04.187>.
- Blondiaux, E., A. Cochet, E. Durand, S. Kremer, et M. Montaudon. « Référentiel des bases de l'imagerie en 2e et 3e année de médecine : un outil pour les étudiants et un support pour les enseignants ». *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle* 1, n° 2 (2018): 144.
- Bourriau, J., G. Bidange, et J. M. Foucart. « Les erreurs de mesure en céphalométrie 2D ». *L'orthodontie française* 83, n° 1 (2012): 23-36. <https://doi.org/10.1051/orthodfr/2012002>.
- Boutis, K., W. Cogollo, J. Fischer, S. B. Freedman, G. B. David, et K. E. Thomas. « Parental knowledge of potential cancer risks from exposure to computed tomography ». *Pediatrics* 132, n° 2 (2013): 305-11. <https://doi.org/10.1542/peds.2013-0378>.
- Carlsson, G. E. « Error in x-ray cephalometry. A method study and a longitudinal investigation of the facial skeleton on series with and without natural teeth over a 5-year period ». *Odontologisk tidskrift* 75, n° 2 (1967): 99-129.
- Cassi, D., C. D. Biase, I. Tonni, M. Gandolfini, A. Di Blasio, et M.G. Piancino. « Natural position of the head : review of two-dimensional and three-dimensional methods of recording ». *British journal of oral and maxillofacial surgery* 54, n° 3 (2016): 233-40.

- <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2016.01.025>.
- Cavézian, R., et G. Pasquet. « Imagerie et orthopédie dento-faciale : évolution, présent et avenir ». *L'orthodontie française* 79, n° 1 (2008): 3-12. <https://doi.org/10.1051/orthodfr:2007043>.
- Charpak, G. « The Nobel prize in physics 1992 », 2020.
<https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1992/summary/>.
- . « Prospects for the use in medicine of new detectors of ionizing radiation ». *Bulletin de l'academie nationale de medecine* 180, n° 1 (1996): 161-68; discussion 168-169.
- Charpak, G, P Benaben, P Breuil, et V Peskov. « Detectors for alpha particles and X-rays operating in ambient air in pulse counting mode or/and with gas amplification ». *Journal of instrumentation* 3, n° 02 (2008): P02006-P02006. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/3/02/p02006>.
- Deschênes, S., G. Charron, G. Beaudoin, H. Labelle, J. Dubois, M.-C. Miron, et S. Parent. « Diagnostic imaging of spinal deformities : reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager ». *Spine* 35, n° 9 (2010): 989-94. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181bdcaa4>.
- Dietrich, T. J., C. W. A. Pfirrmann, A. Schwab, K. Pankalla, et F. M. Buck. « Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography ». *Skeletal radiology* 42, n° 7 (2013): 959-67. <https://doi.org/10.1007/s00256-013-1600-0>.
- Dot, G., F. Rafflenbeul, M. Arbotto, L. Gajny, P. Rouch, et T. Schouman. « Accuracy and reliability of automatic three-dimensional cephalometric landmarking ». *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2020.02.015>.
- Dubousset, J., G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, Gabriel Kalifa, et S. Ferey. « A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position : the EOS system ». *Bulletin de l'academie nationale de medecine* 189, n° 2 (2005): 287-97; discussion 297-300.
- Dubousset, J., G. Charpak, W. Skalli, G. Kalifa, et J.-Y. Lazennec. « Système EOS : la radiographie de la tête aux pieds face et profil simultanés à très basses doses de radiations ». *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur* 93, n° 6 (2007): 141-43.
[https://doi.org/10.1016/S0035-1040\(07\)92729-4](https://doi.org/10.1016/S0035-1040(07)92729-4).
- Escott, B. G., B. Ravi, A. C. Weathermon, J. Acharya, C. L. Gordon, P. S. Babyn, S. P. Kelley, et U. G. Narayanan. « EOS low-dose radiography : a reliable and accurate upright assessment of lower-limb lengths ». *The journal of bone & joint surgery* 95, n° 23 (2013): e183.
<https://doi.org/10.2106/JBJS.L.00989>.

- Giannopoulou, M. A., A. C. Kondylidou-Sidira, M. A. Papadopoulos, et A. E. Athanasiou. « Are orthodontic landmarks and variables in digital cephalometric radiography taken in fixed and natural head positions reliable ? » *International orthodontics* 18, n° 1 (2020): 54-68. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2019.08.024>.
- Glaser, D. A., J. Doan, et P. O. Newton. « Comparison of 3-dimensional spinal reconstruction accuracy : biplanar radiographs with EOS versus computed tomography ». *Spine* 37, n° 16 (2012): 1391-97. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182518a15>.
- Goodbody, C., P. Kedem, M. Thompson, H. T. Do, D. N. Mintz, R. F. Widmann, et E. R. Dodwell. « Reliability and reproducibility of subject positioning with eos low-dose biplanar x-ray ». *HSS journal : the musculoskeletal journal of hospital for special surgery* 13, n° 3 (2017): 263-66. <https://doi.org/10.1007/s11420-017-9548-6>.
- Grummons, D. C., et M. A. Kappeyne van de Coppello. « A frontal asymmetry analysis ». *Journal of clinical orthodontics* 21, n° 7 (1987): 448-65.
- Haroun, A., L. Poty, et G. L'Hostis. « Recommandations pour la radiographie en ODF ». *Bulletin de l'union nationale pour l'intérêt de l'orthopédie dento-faciale*, n° 32 (2007): 24-31. <https://doi.org/10.1051/uniodf/200732024>.
- Hau, M. Y. T., D. K. Menon, R. J. N. Chan, K. Yin Chung, W. Wang Chau, et K. Wai Ho. « Two-dimensional/three-dimensional EOS™ imaging is reliable and comparable to traditional X-ray imaging assessment of knee osteoarthritis aiding surgical management ». *The knee*, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2020.01.015>.
- Huec, J. C. Le, H. Demezou, et S. Aunoble. « Sagittal parameters of global cervical balance using EOS imaging : normative values from a prospective cohort of asymptomatic volunteers ». *European spine journal* 24, n° 1 (2015): 63-71. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3632-0>.
- Humbert, L., J.A. De Guise, B. Aubert, B. Godbout, et W. Skalli. « 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences ». *Medical engineering & physics* 31, n° 6 (2009): 681-87. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.01.003>.
- Ilharreborde, B., J. Dubousset, W. Skalli, et K. Mazda. « Spinal penetration index assessment in adolescent idiopathic scoliosis using EOS low-dose biplanar stereoradiography ». *European spine journal* 22, n° 11 (2013): 2438-44. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-2892-4>.
- Ilharreborde, B., E. Ferrero, M. Alison, et K. Mazda. « EOS microdose protocol for the radiological follow-up of adolescent idiopathic scoliosis ». *European spine journal* 25, n° 2 (2016): 526-31. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3960-8>.

- Illés, T., et S. Somoskeöy. « The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice ». *International orthopaedics* 36, n° 7 (2012): 1325-31. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1512-y>.
- Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, et Institut de veille sanitaire. « Doses délivrées aux patients en scanographie et en radiologie conventionnelle. Résultats d'une enquête multicentrique en secteur public. », 2011. <https://www.santepubliquefrance.fr/docs/doses-delivrees-aux-patients-en-scanographie-et-en-radiologie-conventionnelle.-resultats-d-une-enquete-multicentrique-en-secteur-public.-rapport-dr>.
- Joergensen, A. C., L. Hestbaek, P. K. Andersen, et A-M. N. Andersen. « Epidemiology of spinal pain in children : a study within the danish national birth cohort ». *European journal of pediatrics* 178, n° 5 (2019): 695-706. <https://doi.org/10.1007/s00431-019-03326-7>.
- Kalifa, G., Y. Charpak, C. Maccia, E. Fery-Lemonnier, J. Bloch, J-M. Boussard, M. Attal, J. Dubousset, et C. Adamsbaum. « Evaluation of a new low-dose digital X-ray device : first dosimetric and clinical results in children ». *Pediatric radiology* 28, n° 7 (1998): 557-61. <https://doi.org/10.1007/s002470050413>.
- Kamal, A. T., et M. Fida. « Evaluation of cervical spine posture after functional therapy with twin-block appliances : a retrospective cohort study ». *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 155, n° 5 (2019): 656-61. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.06.012>.
- Lambert, A., O. Setbon, B. Salmon, et V. Sebban. « Analyse céphalométrique ». In *EMC. Médecine buccale*. [28-810-C-10] Elsevier Masson, 2016. <http://www.em.premium.com/article/1098170/resultatrecherche/2>.
- Langlade, M. *Céphalométrie orthodontique*. Paris : Maloine, 1978.
- Law, M., W-K. Ma, D. Lau, K. Cheung, J. Ip, L. Yip, et W. Lam. « Cumulative effective dose and cancer risk for pediatric population in repetitive full spine follow-up imaging : how micro dose is the EOS microdose protocol ? » *European journal of radiology* 101 (2018): 87-91. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.02.015>.
- Lazennec, J-Y., A. Brusson, et M-A. Rousseau. « Hip–spine relations and sagittal balance clinical consequences ». *European spine journal* 20, n° S5 (2011): 686-98. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1937-9>.
- Lazennec, J.Y., M.A. Rousseau, A. Rangel, M. Gorin, C. Belicourt, A. Brusson, et Y. Catonné. « Pelvis and total hip arthroplasty acetabular component orientations in sitting and standing positions : measurements reproductibility with EOS imaging system versus conventional radiographies ». *Orthopaedics & traumatology : surgery & research* 97, n° 4 (2011): 373-80. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.02.006>.

- Lee, C., S. Lee, K-H. Huh, W-J. Yi, M-S. Heo, S-C. Choi, et H-Y. Yeom. « A dose monitoring system for dental radiography ». *Imaging science in dentistry* 46, n° 2 (2016): 103.
<https://doi.org/10.5624/isd.2016.46.2.103>.
- Ludes, C., M. Schaal, A. Labani, M-Y. Jeung, C. Roy, et M. Ohana. « Scanner thoracique ultra-basse dose : la mort de la radiographie thoracique ? » *La presse médicale* 45, n° 3 (2016): 291-301.
<https://doi.org/10.1016/j.lpm.2015.12.003>.
- Luo, T. D., A. A. Stans, B. A. Schueler, et A. N. Larson. « Cumulative radiation exposure with EOS imaging compared with standard spine radiographs ». *Spine deformity* 3, n° 2 (2015): 144-50.
<https://doi.org/10.1016/j.jspd.2014.09.049>.
- Major, P. W., D. E. Johnson, K. L. Hesse, et K. E. Glover. « Effect of head orientation on posterior anterior cephalometric landmark identification ». *The Angle orthodontist* 66, n° 1 (1996): 51-60. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1996\)066<0051:EOHOOP>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1996)066<0051:EOHOOP>2.3.CO;2).
- McKenna, C., R. Wade, R. Faria, H. Yang, L. Stirk, N. Gummerson, M. Sculpher, et N. Woolcott. « EOS 2D/3D X-ray imaging system : a systematic review and economic evaluation ». *Health technology assessment* 16, n° 14 (2012). <https://doi.org/10.3310/hta16140>.
- Melhem, E., A. Assi, R. El Rachkidi, et I. Ghanem. « EOS® biplanar X-ray imaging : concept, developments, benefits, and limitations ». *Journal of children's orthopaedics* 10, n° 1 (2016): 1-14. <https://doi.org/10.1007/s11832-016-0713-0>.
- Morvan, G., P. Mathieu, V. Vuillemin, H. Guerini, P. Bossard, F. Zeitoun, et M. Wybier. « Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance ». *European spine journal* 20, n° S5 (2011): 602-8.
<https://doi.org/10.1007/s00586-011-1927-y>.
- National council on radiation protection & measurements. « Medical radiation exposure of the u.s. population greatly increased since the early 1980s ». ScienceDaily, 2009.
<https://www.sciencedaily.com/releases/2009/03/090303125809.htm>.
- Nijkamp, P. G., L. L. M. H. Habets, I. H. A. Aartman, et A. Zentner. « The influence of cephalometrics on orthodontic treatment planning ». *The european journal of orthodontics* 30, n° 6 (2008): 630-35. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjn059>.
- Noël, A. « Détection de l'image radiante ». In *EMC. Radiologie et imagerie médicale*. [35-062-A-10]. Elsevier Masson, 2012. <http://www.em.premium.com/article/760735/resultatrecherche/3>.
- Parrini, S., B. Comba, G. Rossini, S. Ravera, G. Cugliari, I. D. Giorgi, A. Deregibus, et T. Castorflorio. « Postural changes in orthodontic patients treated with clear aligners : a rasterstereographic study ». *Journal of electromyography and kinesiology* 38 (2018): 44-48.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.002>.

- Paya-Argoud, M., C. Tardieu, F. Cheynet, A. Raskin, et L. Borel. « Impact of orthognathic surgery on the body posture ». *Gait & posture* 67 (2019): 25-30.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.019>.
- Quintero, J. C., A. Trosien, D. Hatcher, et S. Kapila. « Craniofacial imaging in orthodontics : historical perspective, current status, and future developments ». *The Angle orthodontist* 69, n° 6 (1999): 491-506. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1999\)069<0491:CIIOHP>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1999)069<0491:CIIOHP>2.3.CO;2).
- Rampal, V., P.-Y. Rohan, A. Assi, I. Ghanem, O. Rosello, A.-L. Simon, E. Gaumetou, V. Merzoug, W. Skalli, et P. Wicart. « Paramètres longitudinaux et angulaires des membres inférieurs de l'enfant après 6 ans : fiabilité et valeurs de référence par stéréoradiographie EOS ® ». *Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique* 104, n° 3 (2018): 276-80.
<https://doi.org/10.1016/j.rcot.2017.11.002>.
- Sigmann, M-H., E. Delabrousse, D. Riethmuller, M. Runge, C. Peyron, et S. Aubry. « An evaluation of the EOS X-ray imaging system in pelvimetry ». *Diagnostic and interventional imaging* 95, n° 9 (2014): 833-38. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2014.01.021>.
- Solow, B., et S. Siersb1k-Nielsen. « Cervical and craniocervical posture as predictors of craniofacial growth ». *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 101, n° 5 (1992): 449-58. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(92\)70119-U](https://doi.org/10.1016/0889-5406(92)70119-U).
- Somoskeöy, S., M. Tunyogi-Csapó, C. Bogyó, et T. Illés. « Accuracy and reliability of coronal and sagittal spinal curvature data based on patient-specific three-dimensional models created by the EOS 2D/3D imaging system ». *The spine journal* 12, n° 11 (2012): 1052-59.
<https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.10.002>.
- Treil, J., J. Casteigt, C. Madrid, et P. Borianne. « A new 3-dimensional cephalometry model. A new 3-dimensional parameter analysis : the axis of inertia. A new idea : maxillofacial equilibrium ». *L'orthodontie française* 68, n° 1 (1997): 171-81.
- Trpkova, B., P. Major, N. Prasad, et B. Nebbe. « Cephalometric landmarks identification and reproducibility : a meta analysis ». *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 112, n° 2 (1997): 165-70. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(97\)70242-7](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(97)70242-7).
- Vaden, J. L. « Charles H. Tweed, 1895-1970 ». *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 147, n° 5 (2015): S171-79. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.02.004>.
- Vidal, C., B. Ilharreborde, R. Azoulay, G. Sebag, et K. Mazda. « Reliability of cervical lordosis and global sagittal spinal balance measurements in adolescent idiopathic scoliosis ». *European spine journal* 22, n° 6 (2013): 1362-67. <https://doi.org/10.1007/s00586-013-2752-2>.

Table des figures

Figure 1 : Schéma expliquant le système de téléradiographie	4
Figure 2 : Céphalostat.....	5
Figure 3 : Exemple de superposition structurale selon Lautrou, Dunglas, Vermelin. Initial (noir) et à 9 mois de traitement (bleu) en cours de traitement d’ODF par appareil multi-attache.	6
Figure 4 : Nombre de TLR prescrites par traitement sur un panel de 70 orthodontistes.....	7
Figure 5 : Ensemble des TLR reçues par un patient adulte lors de son traitement ortho-chirurgical	8
Figure 6 : Différent angle d’EOS au niveau du crâne	10
Figure 7 : Schéma représentatif du tube à rayon X (tube de Coolidge). <i>Dessin : Cyrille Martinet</i>	11
Figure 8 : Schéma démontrant les effets photoélectriques et Compton. <i>Dessin : Cyrille Martinet</i>	13
Figure 9 : Différentes technologies utilisées par les détecteurs numériques en radiologie. TFT : thin film transistor ; CCD : charged couple device ; CMOS : complementary metal oxide semiconductor ; Csl : iodure de césium	14
Figure 10 : Cabine EOS.....	15
Figure 11 : Illustration de la chambre proportionnelle multifils. La distance entre les fils d’anode est d’environ 2 millimètres et la distance entre les plans de cathode d’environ 2 centimètres.....	16
Figure 12 : Une particule chargée ionise le gaz entre les plans cathode et les charges – des électrons et des ions produits en avalanche à partir de collisions avec les atomes du gaz – se déplacent respectivement vers l’anode et la cathode.....	17
Figure 13 : Diagramme montrant l’amplification des rayons X par la chambre de Charpak	17
Figure 14 : a) formation de l’image par un système de projection conique ; b) formation de l’image par un système à balayage.	18
Figure 15 : Rachis entier de profil d’une patiente de 26 ans. Image de radiographie conventionnelle (dose 1,67 mGy) et image EOS® (dose 0,19 mGy).	19
Figure 16 : Exemple de cliché 2D par l’EOS face et profil et la modélisation par le logiciel SterEOS. ..	20
Figure 17 : Images issus de l’imagerie par l’EOS 2D/3D	23
Figure 18 : Capture d’écran de l’application radioscar	27
Figure 19 : Exemple du module E12. A droite la TLR et à gauche l’EOS.....	30
Figure 20 : Diagramme de sélection des clichés	32
Figure 21 : Exemple d’utilisation de l’EOS pour établir des paramètres cervicaux.....	38
Figure 22 : EOS Edge.....	41

Table des tableaux

Tableau 1 : Récapitulatif des déformations de l'image selon les déplacements	9
Tableau 2 : Comparaison des doses efficaces et leur équivalence en jour d'exposition naturelle en fonction des modalités d'imagerie.....	25
Tableau 3 : Analyse de la corrélation intra et inter-examineur	33
Tableau 4 : Comparaison des valeurs céphalométriques EOS et TLR pour les clichés de profil	33
Tableau 5 : Analyse de la corrélation intra et inter-examineur	34
Tableau 6 : Comparaison des valeurs céphalométriques pour les clichés de face	34

E19	EOS						TLR						Moy.	
	Exam. 1		Exam. 1 [intra]		Moy.		Exam. 2		Exam. 2 [intra]		Moy.		EOS	TLR
	Exam. 1	Exam. 1 [intra]	Moy.	Exam. 2	Exam. 2 [intra]	Moy.	Exam. 1	Exam. 1 [intra]	Moy.	Exam. 2	Exam. 2 [intra]	Moy.		
Largeur Faciale	108	108,5	108,25	108	110	109	113,5	112,5	113	114,5	111,5	113	108,6	113,0
Largeur Maxillaire	63,5	62,5	63	67	64,5	65,75	64	63,5	63,75	65,5	64,5	65	64,4	64,4
Largeur Cavité Nasale	27	23,5	25,25	19	22	20,5	28,5	31,5	30	27,5	30	28,75	22,9	29,4
Hauteur Nasale	48,5	48	48,25	46	44,5	45,25	51,5	50,5	51	46,5	45,5	46	46,8	48,5
Largeur Mandibulaire	57	61	59	59	62,5	60,75	59,5	58	58,75	59,5	57,5	58,5	59,9	58,6
Symétrie mandibule	-1,5	0,5	-0,5	-1,5	-4	-2,75	-2	-1	-1,5	-2,5	-2	-2,25	-1,6	-1,9
Relation Max-Mand. D	4,5	6	5,25	6,5	8	7,25	6	5,5	5,75	7,5	6,5	7	6,3	6,4
Relation Max-Mand. G	3	5,5	4,25	1	8	4,5	3	4,5	3,75	5	5,5	5,25	4,4	4,5
B6-Plan Jugal D	0	-0,5	-0,25	-2,5	-1,5	-2	-2	-2	-2	-1,5	-2,5	-2	-1,1	-2,0
B8-Plan Jugal G	-0,5	-0,5	-0,5	2	0	1	0,5	0,5	0,5	0,5	1	0,75	0,3	0,6
Médiane dento-squelettique	-4,5	-3,5	-4	-4,5	-4,5	-4,5	-2	-1,5	-1,75	-1,5	-2,5	-2	-4,3	-1,9
Bascule pl. Occlusion	1,5	1,5	1,5	0,5	1,5	1	0	0	0	-0,5	1	0,25	1,3	0,1
Incl° Pl. Occlusion	178	178	178	177	178	177,5	179	180	179,5	179	179	179	177,8	179,3
Largeur Intermolaire Sup.	63	64	63,5	64	61,5	62,75	63	63	63	63,5	62	62,75	63,1	62,9
Largeur Intermolaire Inf.	61,5	62,5	62	63,5	64,5	64	64	63	63,5	64	63	63,5	63,0	63,5
Largeur Intercanine Inf.	26	30	28	25,5	24,5	25	29	27	28	21	22	21,5	26,5	24,8
Dév° Médianes dentaires	-8	-7,5	-7,75	-7	-2,5	-4,75	-4	-3	-3,5	-3,5	-3	-3,25	-6,3	-3,4
Relation Molaire D	-1	-1	-1	-1,5	-4,5	-3	-2,5	-2,5	-3	-3	-3	-3	-2,0	-2,8
Relation Molaire G	2,5	2	2,25	2	1,5	1,75	1,5	2,5	2	2	2,5	2,25	2,0	2,1
Symétrie faciale droite														
Longueur Ramus D	77,5	69	73,25	81,5	83	82,25	78,5	73,5	76	84,5	77,5	81	77,8	78,5
Longueur Corpus D	31	33,5	32,25	29	29	29	31,5	29,5	30,5	30	29	29,5	30,6	30,0
Condyle-Pl.Symétrie D	46,5	41,5	44	43,5	42	42,75	45,5	46	45,75	44,5	44	44,25	43,4	45,0
Largeur mandibulaire D	31,5	32,5	32	29,5	31,5	30,5	32,5	30	31,25	31,5	30	30,75	31,3	31,0
Largeur Maxillaire D	32,5	31,5	32	32	32,5	32,25	32,5	32	32,25	32,5	32,5	32,5	32,1	32,4
Ht Alvéolaire Max. D	21,5	21	21,25	21	21,5	21,25	17,5	15	16,25	17,5	17	17,25	21,3	16,8
Symétrie faciale gauche														
Longueur Ramus G	84	73	78,5	78	78,5	78,25	81	78	79,5	85	82,5	83,75	78,4	81,6
Longueur Corpus G	28	30	29	32	36	34	30	30	30	31	30,5	30,75	31,5	30,4
Condyle-Pl.Symétrie G	44,5	45,5	45	46,5	47	46,75	47	45,5	46,25	46,5	45	45,75	45,9	46,0
Largeur mandibulaire G	25,5	29	27,25	29,5	31	30,25	27	28	27,5	28	27,5	27,75	28,8	27,6
Largeur Maxillaire G	31	31,5	31,25	35,5	32	33,75	31,5	31,5	31,5	33	32	32,5	32,5	32,0
Ht Alvéolaire Max. G	13	13,5	13,25	18	19	18,5	12,5	14	13,25	15	17	16	15,9	14,6
Symétrie Faciale Angulaire														
Proportion Nasale	75	68	71,5	60	67	63,5	75	81	78	75	79	77	67,5	77,5
Proportion Faciale	85	86	85,5	87	88	87,5	86	87	86,5	89	89	89	86,5	87,8
Incl° Pl. Occlusion	178	178	178	177	178	177,5	179	180	179,5	179	179	179	177,8	179,3

E22	EOS		TLR		Moy.		E25	EOS		TLR		Moy.	
	Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR		Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR
	Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2		Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2
Largeur Faciale	121	120	126	128,5	120,5	127,8	115	109,5	121,5	119	112,3	120,3	
Largeur Maxillaire	60	60,5	68	76,5	60,3	72,3	63	62,5	63,5	69	62,8	66,3	
Largeur Cavité Nasale	30,5	28	32	28	29,3	30,0	32	25	33	27,5	28,5	30,3	
Hauteur Nasale	55,5	55	60	62	55,3	61,0	53,5	51,5	53,5	53,5	52,5	53,5	
Largeur Mandibulaire	85,5	85	89,5	93	85,3	91,3	75,5	73,5	77,5	80,5	74,5	79,0	
Symétrie mandibule	-3	-10	-0,5	0,5	-6,5	0,0	2,5	0,5	1,5	0,5	1,5	1,0	
Relation Max-Mand. D	13	13	10,5	13,5	13,0	12,0	9,5	10,5	9,5	8,5	10,0	9,0	
Relation Max-Mand. G	15,5	14	13	6,5	14,8	9,8	9	7	12	9,5	8,0	10,8	
B6-Plan Jugal D	14,5	8	11	11	11,3	11,0	8	10,5	8,5	11	9,3	9,8	
B8-Plan Jugal G	10	7,5	12,5	17	8,8	14,8	7,5	8	4,5	9	7,8	6,8	
Médiane dento-squelettique	-3,5	-8	-1	-1,5	-5,8	-1,3	2	1	-0,5	-0,5	1,5	-0,5	
Bascule pl. Occlusion	-1,5	2,5	2	-4	0,5	-1,0	1,5	5	3	3,5	3,3	3,3	
Incl° Pl. Occlusion	1	2	178	1	1,5	89,5	180	175	178	179	177,5	178,5	
Largeur Intermolaire Sup.	60,5	59,5	61,5	64,5	60,0	63,0	56	54,5	61	57,5	55,3	59,3	
Largeur Intermolaire Inf.	49,5	58	57	57,5	53,8	57,3	55,5	51,5	58,5	56	53,5	57,3	
Largeur Intercanine Inf.	25,5	25	27	31	25,3	29,0	29	25	29	23,5	27,0	26,3	
Dév° Médianes dentaires	4	0,5	4	-2,5	2,3	0,8	-2,5	2,5	0	-4	0,0	-2,0	
Relation Molaire D	8,5	0,5	1,5	3,5	4,5	2,5	2,5	0,5	2	0,5	1,5	1,3	
Relation Molaire G	2,5	1,5	4	3,5	2,0	3,8	-1,5	3	0,5	1	0,8	0,8	
Symétrie faciale droite													
Longueur Ramus D	56	64,5	61,5	68	60,3	64,8	56	62,5	67	57,5	59,3	62,3	
Longueur Corpus D	47,5	47	51	53,5	47,3	52,3	42	41	43	45,5	41,5	44,3	
Condyle-Pl.Symétrie D	49	54,5	48,5	52,5	51,8	50,5	45	45,5	46	49	45,3	47,5	
Largeur mandibulaire D	46,5	51,5	46,5	47,5	49,0	47,0	35,5	36	38,5	41,5	35,8	40,0	
Largeur Maxillaire D	34,5	36,5	36	34,5	35,5	35,3	31	30	33	35,5	30,5	34,3	
Ht Alvéolaire Max. D	16	17,5	22,5	19	16,8	20,8	25,5	29	19,5	24	27,3	21,8	
Symétrie faciale gauche													
Longueur Ramus G	49,5	63	53	68	56,3	60,5	58	59,5	67	56	58,8	61,5	
Longueur Corpus G	47	47,5	50,5	52	47,3	51,3	43	42	41,5	43	42,5	42,3	
Condyle-Pl.Symétrie G	45,5	45	53	54	45,3	53,5	45,5	45,5	50,5	45,5	45,5	48,0	
Largeur mandibulaire G	39	33,5	43,5	45,5	36,3	44,5	39,5	38	39,5	39	38,8	39,3	
Largeur Maxillaire G	25,5	24	32	43,5	24,8	37,8	32	32,5	30,5	33,5	32,3	32,0	
Ht Alvéolaire Max. G	16,5	16	18	37,5	16,3	27,8	22	23	17	20	22,5	18,5	
Symétrie Faciale Angulaire													
Proportion Nasale	77	76	78	73	76,5	75,5	83	72	86	74	77,5	80,0	
Proportion Faciale	91	90	90	89	90,5	89,5	92	90	95	94	91,0	94,5	
Incl° Pl. Occlusion	1	2	178	1	1,5	89,5	180	175	178	179	177,5	178,5	

Mesures des modules EOS-TLR de face selon l'analyse de Tweed.

E01	EOS				TLR				Moy				E02				EOS				TLR				Moy			
	Exam. 1	Exam. 2	Intro	Moy	Exam. 1	Exam. 2	Intro	Moy	Exam. 1	Exam. 2	Intro	Moy	Exam. 1	Exam. 2	Intro	Moy	Exam. 1	Exam. 2	Intro	Moy	Exam. 1	Exam. 2	Intro	Moy	Exam. 1	Exam. 2	Intro	Moy
F M I A	54	57	55,2	55	56	57	56	56	54	55	55	55	55,8	53,8	52,5	55	54	54	54,5	54	54	54	54	54	54	54	54	54
FMA	24	23	23,5	22	22	22	22	22	22	22	21	21,5	22,8	22,0	21	21	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20	20
IMPA	101	103	101	102	100	101	101	101	103	102	107	104	103,0	103,8	101	101	102	102	103	103	103	103	103	103	103	103	103	103
S N A	82	82	82	85	88	85,5	83	80	80,5	81	81	81	82,8	80,8	80	80	81	81	81	81	81	81	81	81	81	81	81	81
S N B	77	77	77	78	78	78	77	76	76,5	77	76	76,5	77,5	76,5	77	77	77	77	77	77	77	77	77	77	77	77	77	77
A O > B O	2,5	2,5	2,5	4,5	6,5	4,5	2,5	3	2,75	2	3	2,5	2,5	2,8	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
I / I	128	126	127	125	126	125,5	127	124	125,5	121	123	122	126,3	123,8	105	123	122	122	122	122	122	122	122	122	122	122	122	122
PI Occ/Francfort	5	7	6	5	4	4,5	7	6	6,5	7	6	6,5	5,3	6,5	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15	15
Total Chin	14	15	14,5	15	15,5	15	15	16	15,5	16	16,5	16	14,8	15,8	11,5	12	10,8	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	10,5	
Upper Lip	17	18	17,5	17,5	17,5	17,5	17	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5
Angle Z	72	70	71	72	75	74	76	74	75	75	77	76	72,5	75,5	82	80	79	79	79	79	79	79	79	79	79	79	79	79
HFP	45	46,5	46	46	45	45,5	43,5	44	43,75	44	44,5	44,5	43,5	44,1	39,5	45	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5
HFA	61,5	60,5	61,5	59	57,5	59	59,5	57	56,25	54,5	58	56,25	57,3	55,3	54,5	52	57,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5	56,5
Index Ant. Post.	73	77	75	87	78,5	87	78,5	77	77,75	81	83,5	81	81,0	79,4	72,5	86,5	84,5	83	83	83	83	83	83	83	83	83	83	83

E13	EOS		TLR		Moy.		E16	EOS		TLR		Moy.		E18	EOS		TLR		Moy.	
	Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR		Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR		Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR
FMIA	48	54	50	51	51,0	50,5	57	64	53	64	60,5	58,5	78	80	81	82	79,0	81,5		
FMA	32	26	27	27	29,0	27,0	27	21	29	23	24,0	26,0	16	11	17	14	13,5	15,5		
IMPA	99	100	102	102	99,5	102,0	95	94	97	92	94,5	94,5	86	89	82	83	87,5	82,5		
SNA	86	91	90	89	88,5	89,5	86	85	79	82	85,5	80,5	75	83	77	79	79,0	78,0		
SNB	81	82	80	80	81,5	80,0	75	76	71	74	75,5	72,5	76	82	76	77	79,0	76,5		
A O > B O	2	5	10,5	4	3,5	7,3	10	8,5	10	7	9,3	8,5	0	-1,5	0,5	3	0,0	1,8		
I/I	107	112	108	110	109,5	109,0	128	137	127	139	132,5	138,0	157	161	164	162	159,0	163,0		
Pl.Occ/Francfort	6	3	1	6	4,5	3,5	6	0	7	0	3,0	3,5	1	3	5	179	2,0	92,0		
Total Chin	7,5	9	8,5	9	8,3	8,8	11,5	10	11,5	13,5	10,8	12,5	18,5	18,5	18,5	19	18,5	18,8		
Upper Lip	8	7,5	7,5	6	7,8	6,8	10,5	10,5	9	10,5	10,5	9,8	17,5	16,5	17	17,5	17,5	17,3		
Angle Z	61	68	63	60	64,5	61,5	61	67	63	66	64,0	64,5	84	88	82	85	86,0	83,5		
HFP	51,5	45	54	41,5	48,1	47,8	44,5	43,5	41	41,5	44,0	41,3	51,5	51,5	51	50	51,5	50,5		
HFA	66,5	55	69,5	58,5	60,8	64,0	62	61	59	60	61,5	59,5	94	52	53,5	53	53,0	53,3		
Index Ant. Post.	77,5	82	77,5	71	79,8	74,3	72	71,5	69,5	69	71,8	69,3	95,5	99	95,5	94,5	97,3	95,0		

E20	EOS		TLR		Moy.		E21	EOS		TLR		Moy.		E23	EOS		TLR		Moy.	
	Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR		Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR		Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR
FMIA	51	52	51	46	51,5	48,5	67	61	71	76	64,0	73,5	51	56	66	68	53,5	67,0		
FMA	18	18	13	17	18,0	15,0	30	33	30	27	31,5	28,5	28	24	24	22	26,0	23,0		
IMPA	111	109	115	116	110,0	115,5	83	86	78	77	84,5	77,5	100	100	89	89	100,0	89,0		
SNA	96	103	98	103	95,5	100,5	90	86	89	92	88,0	90,5	79	78	77	79	78,5	78,0		
SNB	94	102	97	102	98,0	99,5	84	81	82	84	82,5	83,0	74	74	72	73	74,0	72,5		
A O > B O	-8	-7,5	-11	-9,5	-7,8	-10,3	2,5	-1	2	0,5	0,8	1,3	-2,5	1,5	1	1	2,0	1,0		
I/I	94	96	96	98	95,0	97,0	160	159	148	150	159,5	149,0	121	120	148	151	120,5	149,5		
Pl.Occ/Francfort	3	2	1	5	2,5	3,0	7	12	5	6	9,5	5,5	12	10	13	13	11,0	13,0		
Total Chin	8	11,5	5	8,5	9,8	6,8	6,5	5,5	5,5	6,5	6,0	6,0	14,5	14	12,5	12,5	14,8	12,5		
Upper Lip	8,5	10,5	13	10,5	9,5	11,8	13,5	13,5	11	10,5	13,5	10,8	9,5	11	13	12	10,3	12,5		
Angle Z	76	76	79	76	76,0	77,5	54	45	59	57	49,5	58,0	70	73	75	75	73,5	75,0		
HFP	51,5	53,5	69	56	52,5	62,5	31,5	31	34	36,5	31,3	35,3	41	41,5	40,5	40,5	41,3	40,5		
HFA	63,5	61	78,5	60	62,3	69,3	50,5	42	50	45,5	46,3	47,8	52	50	54	51,5	51,0	52,8		
Index Ant. Post.	81	88	88	93,5	84,5	90,8	62,5	74	66	80,5	68,3	74,3	79	83	75	78,5	81,0	76,8		

E24	EOS				TLR				Moy.						
	Exam. 1	Exam. 2	(intra)	Moy.	Exam. 1	Exam. 2	(intra)	Moy.	Exam. 1	Exam. 2	(intra)	Moy.			
FMIA	63	63	63	67	63	63	65	63	66	64,5	65	63	64	64,0	64,3
FMA	19	19	19	16	19	19	17,5	19	19	17	19	18	18	18,3	18,5
IMPA	98	98	98	96	98	98	97	97	95	96	97	98	97,5	97,5	96,8
SNA	77	76	76,5	79	76	77,5	80	79	79,5	81	76	78,5	77,0	77,0	79,0
SNB	77	76	76,5	78	76	77	78	78	78	79	76	77,5	76,8	77,8	
A O > B O	0	-1	-0,5	-0,5	-1	-0,25	1,5	1,5	1,5	0,5	-1	-0,25	-0,4	0,6	
I/I	116	117	116,5	118	117	117,5	117	121	119	120	117	118,5	117,0	118,8	
Pl.Occ/Francfort	3	4	3,5	178	4	91	2	1	1,5	2	4	3	47,3	2,3	
Total Chin	13,5	11,5	12,5	14	13,5	12,75	12,5	12,5	12,5	13,5	11,5	12,5	12,6	12,5	
Upper Lip	13,5	13	13,25	17,5	13	15,25	13	13,5	13,25	13,5	13	13,25	14,3	13,3	
Angle Z	74	74	74	77	74	75,5	76	75	75,5	78	74	76	74,8	75,8	
HFP	43,5	42,5	43	41	42,5	41,75	49	44,5	46,75	46,5	42,5	44,5	42,4	45,6	
HFA	48,5	48	48,25	47	48	47,5	50,5	50,5	50,5	50,5	48	49,25	47,9	49,9	
Index Ant. Post.	89,5	88,5	89	87,5	88,5	88	97	88	92,5	92	88,5	90,25	88,5	91,4	

E26	EOS		TLR		Moy.		E27	EOS		TLR		Moy.	
	Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR		Exam. 1	Exam. 2	Exam. 1	Exam. 2	EOS	TLR
FMIA	68	69	71	70	68,5	70,5	52	51	59	62	53,5	60,5	
FMA	21	20	18	17	20,5	17,5	20	21	19	19	20,5	19	
IMPA	91	90	91	92	90,5	91,5	107	107	100	99	107	99,5	
SNA	75	76	76	77	75,5	76,5	74	79	77	77	76,5	77	
SNB	72	73	74	75	72,5	74,5	73	73	73	73	73	73	
A O > B O	2	1	-0,5	-0,5	1,5	-0,5	1	4,5	2,5	2,5	2,75	2,5	
I/I	137	137	136	137	137,0	136,5	117	123	128	131	120	129,5	
Pl.Occ/Francfort	7	7	6	6	7,0	6,0	6	7	7	6	6,5	6,5	
Total Chin	12	13	13,5	13,5	12,5	13,5	12	12,5	9	11,5	12,25	10,25	
Upper Lip	9,5	12	12,5	13	10,8	12,8	13	12,5	10	10,5	12,75	10,25	
Angle Z	74	74	80	80	74,0	80,0	64	61	68	72	62,5	70	
HFP	40,5	40,5	43	41,5	40,5	42,3	42	40,5	38,5	39,5	41,25	39	
HFA	55	52,5	47	48	53,8	47,5	50	48	48	49,5	49	48,75	
Index Ant. Post.	73,5	77	91,5	86,5	75,3	89,0	84	84,5	80,5	80	84,25	80,25	

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Professeur Elvire LE NORCY

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Utilisation du système EOS® dans le diagnostic en orthopédie dento-faciale : comparaison avec l'imagerie conventionnelle

Résumé :

Objectif : Démontrer la fiabilité du système EOS dans la céphalométrie en orthopédie dento-faciale.
Patients et méthodes : Étude rétrospective réalisée chez 14 patients qui ont reçu consécutivement un EOS de face et de profil et une téléradiographie de profil ou de face par radiographie conventionnelle. Après sélection des clichés, 24 modules EOS + TLR ont été analysés. Les clichés ont été tracés à l'aveugle par 2 observateurs selon l'analyse de Tweed pour les TLR de profil et de Grummons pour les TLR de face. Résultats : La corrélation EOS-TLR (Pearson) est très bonne pour les TLR de profil. En revanche, elle est mauvaise pour les TLR de face. La reproductibilité inter et intra-observateur est très bonne. Conclusion : Les mesures en céphalométrie avec l'EOS sont fiables pour les TLR de profil comparativement à la radiographie conventionnelle. Pour la TLR de face, ce n'est pas montré, mais une modification du protocole de positionnement pourrait améliorer les résultats. Cependant, l'importance de la réduction de la dose d'irradiation avec le système EOS tend à inciter à proposer l'EOS comme examen en première intention en ODF.

Discipline :

Radiologie, imagerie, biophysique

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Tomographie à rayons X -- Dissertation universitaire ; Dose de rayonnement -- Dissertation universitaire ;
Radiodiagnostic -- Thèses et écrits académiques ; Céphalométrie -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Tomography, X-Ray -- Academic Dissertation ; Radiation dosage -- Academic Dissertation

Université de Paris
UFR d'Odontologie - Montrouge
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge