

UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉS DE MÉDECINE

ANNÉE 2015

2015 TOU3 1608

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE
MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

Loïc DEMOULIN

le 07 octobre 2015

ETUDE PROSPECTIVE
DE L'IRRADIATION ET DE L'AGRANDISSEMENT
LORS DE LA REALISATION D'UN CLICHE DE BASSIN :
SYSTEME EOS COMPARE A LA RADIOGRAPHIE
CONVENTIONNELLE

Directeur de thèse : Pr Philippe CHIRON

JURY

Monsieur le Professeur Paul BONNEVIALLE	Président
Monsieur le Professeur Philippe CHIRON	Assesseur
Monsieur le Professeur Jérôme SALES DE GAUZY	Assesseur
Monsieur le Professeur Nicolas SANS	Assesseur
Monsieur le Docteur Jean Louis TRICOIRE	Suppléant
Monsieur le Docteur Nicolas REINA	Membre invité



A NOTRE MAITRE ET PRESIDENT DE JURY

Monsieur le Professeur Paul Bonneville

*Les quelques mois que nous avons pu passer à vos côtés ont été enrichissants, formateurs et passionnants. Votre force de travail, votre dynamisme et votre dévouement pour l'orthopédie sont un exemple pour l'ensemble de vos élèves.
Nous vous remercions d'avoir accepté de présider ce jury de thèse.*

A NOTRE MAITRE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Professeur Philippe Chiron

*Votre imagination et vos idées novatrices sont remarquables et forcent le respect.
Vos qualités chirurgicales et votre engagement pour notre formation sont une aubaine
pour l'ensemble de vos élèves.*

Nous vous remercions de nous avoir conduit vers ce travail de thèse et de l'avoir dirigé.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Professeur Jérôme Sales de Gauzy

Notre stage de chirurgie infantile fut un beau, rude et enrichissant passeport pour notre pratique future. Vos qualités chirurgicales, votre rigueur au quotidien, votre dévouement et votre force de travail forcent notre respect.

Veillez croire en notre plus profonde gratitude en acceptant de juger notre travail.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Professeur Nicolas Sans

Les liens étroits qui lient notre spécialité à votre service prouvent la grande qualité de l'ensemble de ses membres. Nous avons toujours trouvé une grande aide, dans toutes nos requêtes, auprès de vous ou de votre équipe et avons toujours eu beaucoup de plaisir à travailler ensemble.

Nous vous remercions d'accepter de juger notre travail.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Jean Louis Tricoire

Vous avez été le premier à nous introduire dans la chirurgie du CHU. Les quelques mois passés à vos côtés ont été d'une richesse rare. Vos connaissances historiques, anatomiques et leurs retentissements actuels, votre passion et votre habileté chirurgicale nous ont éblouis et continueront à être un modèle tout au long de notre carrière et de celle de l'ensemble de vos élèves.

Veillez croire en notre profond respect et notre plus grande gratitude en acceptant de juger notre travail.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Nicolas REINA

Nos chemins se sont beaucoup croisés au cours de nos études, malheureusement jamais vraiment rencontrés. Ta détermination, tes connaissances et ton engagement sont un exemple. Nul doute qu'ils te mèneront loin.

Merci d'accepter de juger ce travail.

A l'ensemble de nos maîtres et chirurgiens toulousains qui ont contribué à ma formation :

- Monsieur le Professeur Pierre Mansat : Votre habileté, votre calme et vos enseignements forcent notre respect. Merci.
- Monsieur le Professeur Jean Michel Laffosse : Ta rigueur, ton professionnalisme et la qualité de tes enseignements, théoriques comme pratiques, sont remarquables. Merci.
- Monsieur le Professeur Franck Accadbled : Ton acharnement au travail, ta maîtrise chirurgicale et ton engagement pour notre formation sont remarquables et n'ont pour égal que ton humour et ton franc-parler. Merci.
- Docteur Michel Rongières : Votre approche philosophique tout comme vos connaissances anatomiques et chirurgicales ont forcé notre respect. Vous nous avez démystifié la chirurgie de la main. Merci.
- Docteur Costel Apredoaié : Ton calme, ta bonne humeur et ton habileté en toutes circonstances sont très appréciés. Merci.
- Docteur Bruno Chaminade : Votre approche moins « agressive » de la chirurgie, votre calme et votre bonne humeur permanente sont très appréciés. Vous avez séniorisé ma première et ma dernière garde d'interne. Merci.
- Docteur Nicolas Bonnevielle : Tes connaissances et tes compétences sur l'épaule sont remarquables. Merci.
- Docteur Jorge Knorr : J'espère que tu prends ton pied à Barcelone. Merci.
- Docteur Aziz Abid : « Pouet, Chouette... ». Merci.
- Docteur Philippe Darodes
- Docteur Francisco Soldado
- Docteur Etienne Cavaignac : Ton approche chirurgicale, tes connaissances, ta rigueur, ton habileté et ta passion nous ont impressionné et sont un exemple à suivre, pour tous. Tu devrais te présenter aux élections. Merci.
- Docteur Régis Pailhé : Tu m'as redonné la foi quand j'en ai eu besoin. Ta force de travail et ton habileté te mèneront loin. Merci
- Docteur David Ancelin : Tu seras mon dernier chef, et pas des moindres ! Ton calme, ta patience et ton sérieux sont appréciables. Merci.
- Docteur Nicolas Reina : Chirurgien globe trotter
- Docteur Jean François Coste : « HA Bon ??? »
- Docteur Laurent Geiss : Stargeiss...
- Docteur Valérie Lafontan : à qui j'ai fait faire 2 luxations rétro-lunaires du carpe dans la même nuit... (Mais avec une luxation de genou aussi quand même).
- Docteur Aloïs Espié : comme Alzheimer ?
- Docteur Julien Laborde : Elle avance cette terrasse ?
- Docteur François Molinier : Lord of the Foot
- Docteur Aymeric André : Lord of the Flap
- Docteur Dan Israël : Lord of the Fun
- Docteur Sébastien Chapuis : A quand le golf dans ton jardin ?
- Docteur Laurent Bedes : je te souhaite une très belle installation.
- Docteur Guillaume Krin : « on va lui faire une berlouf ! ».
- Docteur Stéphanie Delclaux : j'ai fait ton dernier clou de fémur avec toi !
- Docteur Carole Allavena

A l'ensemble de mes co-internes :

- Julie Lebon : La première de mes co-internes... Il s'en est passé du chemin depuis Rodez...
- Grégoire Laumond : Le second, et pas des moindres ! Tu iras loin...
- Paul Maisongrosse : L'interne (puis chef...) modèle toulousain que j'aurai voulu devenir... Bon vent !
- Marion Arthozoul : une jeune fille dans le vent, qui sait ce qu'elle veut.
- Jérôme Murgier : Merci de m'avoir guidé et chapeauté pendant mon internat. Tu feras un excellent chef et un excellent chirurgien.
- Julien Cailliez : Avec ta chance légendaire, je ne comprends pas comment tu as survécu en Calédonie... Tant mieux !
- Xavier Bayle-Iniguez : Chirurgien serrurier, Diplomate talentueux...
- Aïssa Ibnoukhatib : On aurait dû faire la triplane sous arthro...
- Thuy Trang Pham : Le cœur sur la main.
- Amélie Faraud : On va être parent en même temps ! Enfin, toi, 2 fois plus...
- Adrien Quercy : Wake, Windsurf, Kite, Chir... Tu es doué en tout, comment fais tu ?!
- Fouad Jabbour : La seule personne qui voit ses cheveux repousser à partir de 30 ans
- Jonathan Hourtal : Johnny Bravo avec le talent de Laurent Gerra : (d)étonnant !
- Yoann Portet : Fragile ? Eclate toi en NC
- Fanny Elia : Swimmin' girl
- Julien Toulemonde : Petit Futé de la chir de la main
- Karine Wytrykowski : Merci poupinette pour ton travail qui a grandement contribué à cette thèse. Pardon de ne pas t'avoir appelé pour déjeuner sur ma dernière garde...
- Tristan Pollon : Magic TP
- Kepa Iglesias : Il est sympa le dirlot à 7h du mat' ?
- Vadim Azoulay : Un tartare avant la côte de bœuf. Il faut qu'on aille manger ensemble !
- Pierre Laumonerie : Tu seras plus heureux en orthopédiste !
- Guillaume Renard : C'était bien Véro ?
- Florence Dauzère : Une sainte...
- Gauthier Gracia : Tu vas t'éclater à Nouméa.
- Mélodie Juricic : Je te laisserai mes petits pour leur appendoc
- Victor Tostivint : Il faut qu'on navigue ensemble !!
- Samuel Muller : Ou l'art d'introduire des images « subliminales » dans tes PPT
- Matthias Thépaut : Venu en inter CHU à Toulouse... et n'a jamais vu Toulouse !
- David Dujardin : Co-interne nouméen, on sera papa en même temps...
- Sandrine Huguet : Drôle de dame !
- Marine Arboucalot : Une deuxième sainte
- Tsiry Andria : Merci pour le bip et les ongles incarnés
- Amaury Charre : Fais gaffe, un mariage, c'est long à préparer !
- Charlotte Leblanc : El blanco : ca va bien avec Machete !
- Vincent Marot : toujours souriant les andorrans
- Manon Bolzinger : Reine des AOS broches
- Matthieu Wargny : Je te suis infiniment reconnaissant pour ton travail statistique sur cette thèse (et la n°2 aussi d'ailleurs). Merci
- Mathieu Vaysse-Vic : Le bon. Iatros d'or de cette édition. Tu ne le méritais pas...
- Antoine Senioris : La brute. Merci pour le calva...

A l'ensemble de nos confrères d'anesthésie : pour leur gentillesse, leur patience, leur dévouement, leur café, (et leur travail ?) ; nos meilleurs ennemis, mais on rigole bien !

A l'ensemble du personnel : Aux IBODES, aux IADES, aux AS, aux secrétaires, aux IDE des services... Travailleurs (travailleuses) dans l'ombre ou dans la lumière, plus ou moins proches de nous, plus ou moins proches du patient, mais toujours à travailler dans le même sens, pour le bien de tous... Merci pour votre disponibilité, pour vos sourires, pour votre gentillesse, à toute heure du jour ou de la nuit.

A l'ensemble de mes anciens chefs et chefs de périphérie qui ont contribué à ma formation :

Service de chirurgie orthopédique infantile du CHU Rennes
Professeur Philippe Violas
Docteur Madeleine Chapuis
Docteur Bernard Fraisse
Docteur Sylvette Marleix

Service de chirurgie viscérale et vasculaire du CH Rodez
Docteur Viard
Docteur Bruel

Service de chirurgie orthopédique et traumatologique du CH Rodez
Docteur Dugué Boyer
Docteur Merckx
Docteur Nebunescu
Docteur Jellali

Service de chirurgie orthopédique et traumatologique du CH Albi
Docteur Bone
Docteur Chaffai
Docteur Cariven
Docteur Marty

Service de chirurgie orthopédique, traumatologique et réparatrice, CHT Nouméa
Docteur Labbe : chirurgien ET rock star, c'est possible. Merci ! Mon passage à Nouméa a changé ma vie...
Docteur Leclair : Calme, passion, enseignements et connaissances. Merci.
Docteur Peres : le seul PH qui continue de s'éclater sur des clous gamma le dimanche soir à 22h... « Il y a un cyclone annoncé : tu viens faire du kite ? ». Merci.
Docteur Goulon : « On va lui faire une arthro +/- méniscectomie +/- ostéotomie de valgisation +/- PUC » « ... Euh, et je prévois quoi comme matos alors ? » « Ben tout ! »...
Merci
Docteur Scemama : Chirurgien à temps partiel talentueux ; Sportif exceptionnel à temps plein. Merci
Docteur Jourdel : la vie dont tout le monde rêve. Merci
Docteur Levy : Future star du rachis Pétrocorien. Merci
Docteur Chabert : Future star orthopédique de Koumac. Merci

A l'ensemble du service de chirurgie orthopédique et traumatologique du CH Narbonne :
Merci de me recevoir pour ces (quelques ?..) années à venir. Merci pour votre accueil chaleureux et bienveillant. Il me tarde de travailler avec vous...

A ma Famille :

A mes parents : Merci pour votre soutien, votre présence, votre amour, dans les moments durs, comme dans les meilleurs.

Vous m'avez tout donné.

Je vous dois tout.

J'espère toujours vous apporter fierté, honneur et surtout bonheur.

A mes sœurs, Laure et Laëtitia, et à Anna, ma nièce et filleule : Merci pour votre soutien, votre présence, votre amour. Vous m'apportez la stabilité pour ne pas tomber et m'enfermer dans un monde médico-médical. Nous avons grandi ensemble. Nous grandirons encore ensemble.

A mes grands-parents : Vous pouvez être fiers des valeurs que vous nous avez inculquées. Vous pouvez être fiers de la Famille que vous avez fondée.

A mes tantes, mes oncles, mes cousines, mes cousins, les parisiens, les Bretons, les Corses : Chaque réunion de famille est pour moi une très grande joie de tous nous retrouver.

A mes beaux-parents, ma belle-sœur et toute ma belle-famille : Merci pour votre soutien, votre présence et votre amour. Merci de m'avoir accueilli chaleureusement dans votre Famille.

A mes amis :

A Jonathan : Depuis les années windsurf, en passant par « les années folles » Rennaises, de l'hébergement de fortune Rennais que je t'ai proposé, à nos différents voyages... Nous avons réussi à garder ce contact malgré les distances. Nous le garderons.

A Gaël, meilleur compère carabin (au sens véritable du terme...) de la première heure, merci pour toutes ces belles années passées ensemble. On ne les oubliera jamais... A Emilie.

A Adrien et Audrey, à Malo : Merci pour tous ces beaux moments passés ensemble, des études jusqu'aux voyages en passant par les « private ». Merci de m'avoir fait l'honneur d'être le parrain de votre fils.

A Julien et Mathilde, à Emeline et Quentin, à Philippe et Delphine, à Jean-Baptiste et Marianne et tous mes anciens co-externes que j'oublie : Merci pour ces belles années, ces rires, ces fêtes et ces discussions sérieuses (parfois...).

A Geoffroy et Laure : Compagnons rathénais de la première heure pour nous autres, immigrés toulousains, nous avons pu bâtir une belle (et délirante) amitié. Puisse-t-elle continuer encore longtemps dans cette douce folie !

A ma femme, Annabelle :

Merci de me supporter,
Merci de me soutenir,
Merci de me suivre,
Merci de m'aimer,
Partout et en toutes circonstances.

Merci pour ces merveilleuses années que nous avons vécu ensemble : les prochaines vont être encore plus belles, encore plus riches et encore plus merveilleuses.

Tu as illuminé ma vie.

Merci.

A notre enfant, à venir...

et à ses futurs frères et sœurs que nous espérons nombreux.

Legi, Patres colendissimi, in Arabum monumentis, interrogatum Abdalam sarracenum, quid in hac quasi mundana scena admirandum maxime spectaretur, nihil spectari homine admirabilius respondisse. (...)

Statuit tandem optimus opifex, ut cui dari nihil proprium poterat commune esset quicquid privatum singulis fuerat.

Igitur hominem accepit indiscretae opus imaginis atque in mundi positum meditullio sic est alloquutus: « Nec certam sedem, nec propriam faciem, nec munus ullum peculiare tibi dedimus, o Adam, ut quam sedem, quam faciem, quae munera tute optaveris, ea, pro voto, pro tua sententia, habeas et possideas.

Definita caeteris natura intra praescriptas a nobis leges cohercetur.

Tu, nullis angustiis cohercitus, pro tuo arbitrio, in cuius manu te posui, tibi illam prefinies.

Medium te mundi posui, ut circumspiceres inde comodius quicquid est in mundo.

Nec te celestem neque terrenum, neque mortalem neque immortalem fecimus, ut tui ipsius quasi arbitrarius honorariusque plastes et fictor, in quam malueris tute formam effingas.

Poteris in inferiora quae sunt bruta degenerare; poteris in superiora quae sunt divina ex tui animi sententia regenerari ».

De dignitate hominis oratio 1. 132r

Giovanni Pico della Mirandola (1463-1494)

J'ai lu, pères très honorables, dans les textes des Arabes, qu'Abdallah le Sarrasin, à qui on demandait ce qui, en ce monde qui est presque une scène, était le plus admirable à voir, avait répondu qu'on ne pouvait rien observer de plus admirable que l'homme.

(...)

En fin de compte, Le Grand Artisan décida que celui à qui il ne pouvait rien donner de particulier, aurait en commun tout ce qui avait donné en particulier à chaque être isolément.

Aussi, il reçut l'homme, cette œuvre d'une image indistincte, et l'ayant placé au milieu du monde, lui parla ainsi : « Je ne t'ai donné ni une place définie, ni une apparence propre, ni aucun don particulier, ô Adam, afin que tu prennes et possèdes la place, l'apparence et les rôles que tu auras souhaité toi-même, par tes propres vœux et par ton propre avis.

Tous les autres êtres ont une nature définie, tenue en bride par des lois prescrites par moi-même.

Toi, aucune restriction ne te bride, c'est ton propre jugement, auquel je t'ai confié, qui te permettra de définir ta nature.

Je t'ai mis au milieu du monde, afin que de là tu examines plus aisément autour de toi tout ce qui se trouve dans le monde.

Je ne t'ai fait ni céleste ni terrestre, ni mortel ni immortel, afin que, doté pour ainsi dire du pouvoir arbitral et honorifique de te modeler et de te façonner toi-même, tu te donnes la forme qui aura eu ta préférence.

Tu pourras dégénérer vers les choses brutes, inférieures, ou tu pourras régénérer en formes supérieures, qui sont divines, par le jugement de ton esprit.

Discours sur la dignité de l'homme 1. 132r

Jean Pic de la Mirandole (1463-1494)

**ETUDE PROSPECTIVE
DE L'IRRADIATION
ET DE L'AGRANDISSEMENT
LORS DE LA REALISATION
D'UN CLICHE DE BASSIN :
SYSTEME EOS COMPARE
A LA RADIOGRAPHIE
CONVENTIONNELLE**

TABLE DES MATIERES

Liste des abréviations	4
1 Introduction	5
2 Notion de radiologie et de radioprotection	8
2-1 Notion de radioprotection	9
2-1.1 Définition	9
2-1.2 Historique	10
2-1.3 Effets de rayonnements ionisants	11
2-1.4 Ordres de grandeur et Mesure du rayonnement	13
2-2 La radiographie conventionnelle	17
2-2.1 Fonctionnement	17
2-2.2 Avantages	18
2-2.3 Inconvénients	19
2-2.3.1 Agrandissement et radiologie de projection	19
2-2.3.2 Irradiation	23
2-2.3.3 Autres	23
2-3 Le système EOS	24
2-3.1 Historique et fonctionnement	24
2-3.2 Avantages	28
2-3.3 Inconvénients	30
2-3.3.1 Agrandissement	30
2-3.3.2 Irradiation	30
2-3.3.3 Autres	30

3 Etude menée	32
3-1 Hypothèse : Le système EOS ne crée pas d'agrandissement et génère moins d'irradiation que la radiographie conventionnelle lors de la réalisation d'une radiographie de bassin	33
3-2 Matériel et Méthode	33
3-2.1 Population	33
3-2.2 Méthode	33
3-2.3 Statistiques	41
3-3 Résultats	42
3-4 Discussion	54
4 Conclusion	62
5 Bibliographie	64
6 Annexes	73

Liste des abréviations :

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

ASN : Agence de Sûreté nucléaire

DE : Dose à l'Entrée

Gy : Gray

ICRP : International Commission on Radiological Protection

IMC : Indice de Masse Corporelle

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire

NRD : Niveaux de Référence Diagnostique

Sv : Sievert

OPA : Offre Publique d'Achat

PDS : Produit Dose Surface

PTH : Prothèse Totale de Hanche

1- INTRODUCTION

1 - Introduction

La radiographie de bassin est un examen de base, extrêmement courant et indispensable au chirurgien orthopédiste, pour :

- le diagnostic, avec notamment les mesures coxométriques(1-6) pour l'évaluation de l'anatomie de la hanche ou la recherche d'un conflit fémoro-acétabulaire, l'analyse du pincement de l'interligne pour diagnostiquer une arthrose(2, 7, 8) ou encore l'analyse des clichés en traumatologie avec la mesure de l'importance du déplacement de telle ou telle fracture amenant à la classer(9, 10).
- le traitement, avec notamment la planification des prothèses de hanche.(11)
- la surveillance, car elle est l'examen de référence pour le suivi des prothèses de hanches, mais aussi plus globalement pour le suivi de toute pathologie de la hanche et du bassin.(12)

En ce qui concerne la chirurgie prothétique, chaque année, plus de 110 000 prothèses totales de hanches (PTH) sont implantées en France (12). Cette intervention a largement prouvé son efficacité, aussi bien sur l'amélioration de la qualité de vie que le soulagement des douleurs ou que sur l'amélioration de la fonction(13-17). Cette efficacité est durable dans le temps, avec des taux de survie, déjà excellents, augmentant sans cesse.(14, 15, 18)

Malgré ces résultats remarquables, cette intervention présente, comme toute intervention chirurgicale, des risques(19-21), responsables d'insatisfactions du patient, insupportables dans une chirurgie fonctionnelle et pouvant entraîner des litiges avec l'orthopédiste.(19-22)

Un des moyens d'éviter ces risques est une analyse fine de la radiographie de bassin pré-opératoire du patient afin tout d'abord de poser la bonne indication, puis de réaliser le choix des implants adéquats par rapport à l'anatomie du patient et de prévoir les potentiels risques per opératoires.(23-27)

Cette radiographie est classiquement réalisée avec un système de radiographie conventionnelle. Cette technique présente plusieurs défauts et notamment des problèmes d'irradiation et d'agrandissement de l'image variant avec la morphologie du patient, pouvant entraîner des erreurs dans l'analyse des clichés.(11, 25, 28-30)

Le système EOS, développé par la société EOS imaging, est un système de radiographie biplane ou stéréoradiographie, à basse dose,(31) permettant d'obtenir des images de qualité supérieure ou égale à celles de la radiographie conventionnelle.(32) Peu d'informations sont disponibles sur l'agrandissement réalisé avec ce système.(33)

L'objectif de ce travail était d'évaluer le système EOS dans la réalisation d'une radiographie de bassin de face afin d'en vérifier l'absence d'agrandissement, notamment chez les patients obèses, pour pouvoir ultérieurement l'exploiter en préopératoire et réaliser un bilan et une planification juste ; l'irradiation de cette technique était également évaluée par rapport à la radiographie conventionnelle, actuellement examen de référence.

2 - NOTION DE RADIOLOGIE ET DE RADIOPROTECTION

2- Notion de radiologie et radioprotection :

2-1 La radioprotection :

2-1.1 Définition

La radioprotection est un concept apparu au début du XX^e siècle lors de la découverte des rayons X et de la radioactivité. Elle s'est construite au fur et à mesure des expériences malheureuses des praticiens qui travaillaient initialement sans protection.

Elle se définit par ***l'ensemble des mesures prises pour assurer la protection de l'homme et de son environnement contre les effets des rayonnements ionisants.*** (Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire)(34)

Les trois principes de base de la radioprotection, quelque soit la source, sont :

- la *justification* : les rayonnements ionisants ne doivent pas être utilisés si une autre méthode non ou moins irradiante peut apporter les mêmes résultats et l'utilisation même de ces rayonnements ionisants doit être justifiée par les avantages économiques, sociaux ou autres par rapport aux dommages sanitaires possibles. Ce principe est intégré au Code de Santé Publique : CSP Art 1333-56 : « ... *l'exposition aux rayonnements ionisants doit faire l'objet d'une analyse permettant de s'assurer que cette exposition représente un avantage médical direct suffisant au regard du risque qu'elle peut présenter et qu'aucune technique d'efficacité comparable comportant de moindres risques ou dépourvue d'un tel risque n'est disponible... »*

- l'*optimisation* : l'exposition des individus doit être maintenue au niveau le plus bas que l'on puisse atteindre, et ce par tous les moyens, selon le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable – Aussi peu qu'il est raisonnablement réalisable). Ceci passe par la maintenance et le contrôle des installations et équipements, de la standardisation des procédures et par la formation des professionnels, afin d'obtenir une qualité d'image apportant l'information médicale, tout en maintenant une dose la plus faible possible.

- la *limitation* des doses individuelles : une dose seuil a été déterminé et ainsi, une même personne ne doit pas dépasser les limites réglementaires établies concernant le cumul des doses qu'il a reçues sur une période donnée. Ce principe n'est toutefois pas applicable au domaine médical pour les patients dans la mesure où lorsqu'un examen est nécessaire, justifié et optimisé, il doit être réalisé. A titre d'exemple, la limite annuelle d'exposition pour la population est de 1 mSv (en dehors de la radioactivité naturelle et des applications médicales).

2-1.2 Historique

La découverte de la radioactivité au début du XX^e siècle a secoué la communauté scientifique. Les rayonnements ionisants, pour les travaux scientifiques tout comme les examens médicaux, seront utilisés de façon abondante et sans protection spécifique. Les premiers effets secondaires tels les radiodermites sont relevés mais pas encore attribués aux rayonnements eux mêmes.

On peut rapporter par exemple cette note à l'académie de Pierre Curie, 1901 : « *La peau est devenue rouge : l'apparence est celle d'une brûlure, mais à peine douloureuse. Le 20^e jour, il se forme des croûtes puis une plaie. Le 40^e jour, l'épiderme a commencé à se reformer sur les bords. Après 52 jours, il reste une plaie d'une surface de 1cm² qui prend un aspect grisâtre indiquant une mortification plus profonde* »

Ce n'est qu'en 1911 qu'on retrouve une corrélation entre rayonnement et leucémie dans la littérature.(35)

On retrouvera les premières recommandations de limitation de dose journalière via le Comité Britannique de protection contre les rayons X et le radium en 1921, s'appuyant sur les décès suspects des pionniers de la radiologie lors de l'utilisation abusive liée à la Première guerre mondiale. A partir de cette date, les différentes sociétés savantes vont reprendre et améliorer les recommandations.

Cependant, jusqu'en 1950, toutes ces recommandations sont fondées sur des effets déterministes des rayonnements ionisants. A partir de 1950 et à partir des données générées par le projet Manhattan, les communautés scientifiques vont améliorer leurs

connaissances et donc leurs recommandations en matière de radioprotection. C'est à cette époque que seront créées les premières recommandations de la CIPR (Commission Internationale de Protection Radiologique), organisation non gouvernementale créée en 1928, toujours active, émettant régulièrement des recommandations de radioprotection. (36) La majorité des normes et réglementations nationales et internationales en matière de radioprotection reposent sur les recommandations de la CIPR. En France, c'est l'IRSN (Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire) qui est compétent dans l'expertise et la recherche dans le domaine de la radioprotection. (34, 36)

2-1.3 Effets des rayonnements ionisants

Les rayonnements ionisants créent, au niveau biologique, des altérations de la cellule et ce en fonction de la dose reçue, de la nature du rayonnement (alpha, beta gamma, X), du débit et de la durée de l'exposition et de la cible (tissus ou organes touchés, âge de l'individu).

Ces modifications peuvent être réparées en cas de faible atteinte tissulaire, plus ou moins efficacement et donc expliquer les effets à long terme.

Il existe deux sortes d'effets biologiques :

- les effets immédiats ou déterministes, survenant pour des doses élevées de rayonnement ionisant et dont l'effet clinique est connu, déterminé pour une certaine dose de rayonnement, avec une gravité croissante avec l'augmentation de la dose, après le passage d'un seuil (exemple : radiodermite, cataracte radio induite).

- les effets à long terme, aléatoires ou stochastiques, survenant pour de plus faibles doses d'irradiation, dont les effets cliniques sont mal connus. C'est la probabilité d'apparition de la maladie qui augmente avec l'augmentation de la dose. Si la maladie apparaît, les effets seront identiques, quelque soit la dose (exemple : cancer radio induit)



Figure 1 : Radiodermite chez un chirurgien dentiste avec 23 ans d'exercice
à 15-20 clichés/jour

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

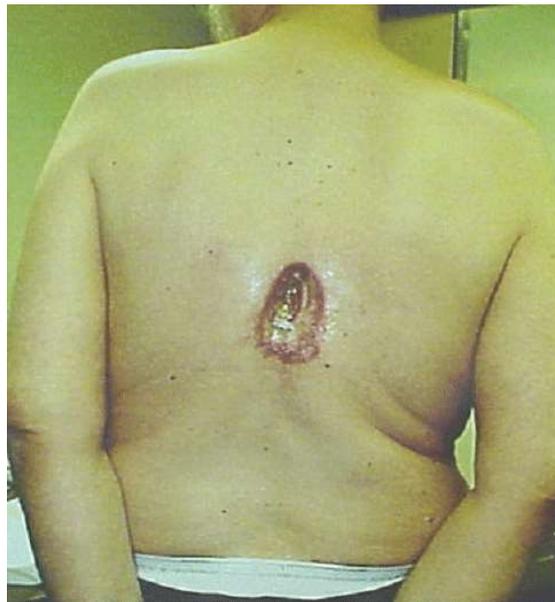


Figure 2 : Radiodermite chez un patient ayant accumulé 20Gy (soit environ 1000 mSv)
au décours d'une coronarographie et 2 angioplasties

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

2-1.4 Ordre de grandeur et Mesure du rayonnement

La mesure du rayonnement fait appel à des notions de source et de dose. Nous ne parlerons ici que d'exposition externe. Celle ci peut être soit naturelle (rayonnement cosmique et tellurique), soit artificielle (examens médicaux, radiographies, scanner ou radiothérapie), soit professionnelle, soit accidentelle (centrales).

La source émet donc une certaine quantité d'énergie, nommée activité, mesurée en Becquerel ou en Curie.

Lorsque le rayonnement traverse le milieu « air », on parle de fluence, mesurée en particule par m².

De cette quantité d'énergie, on définit une **dose absorbée**, qui correspond à l'énergie déposée par unité de masse dans un milieu par un rayonnement ionisant. On parle également d'énergie transmise. La dose absorbée est plus communément appelé la dose ou dose radiative. Elle se mesure en J/kg ou en Gray (Gy).

Si on ajoute à cette dose absorbée un facteur de pondération radiologique (symbolisé par ω_R) tenant compte de la nature du rayonnement, on obtient alors la **dose équivalente**. Elle se mesure en J/kg ou en Sievert (Sv).

Type et domaine d'énergie	w_R
Photons, toutes énergies	1
Électrons et muons, toutes énergies	1
Neutrons, énergie < 10 keV	5
10 keV à 100 keV	10
> 100 keV à 2 MeV	20
2 MeV à 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Protons, autres que les protons de recul, énergie > 2 MeV	5
Particules alpha, fragments de fission, noyaux lourds	20

Tableau 1 : Facteurs de pondération ω_R

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

Et si on ajoute maintenant à cette dose équivalente un facteur de pondération tissulaire (symbolisé par ω_T) lié à la radiosensibilité propre du tissu receveur, on obtient alors la **dose efficace**. Elle se mesure en J/kg ou en Sievert (Sv).

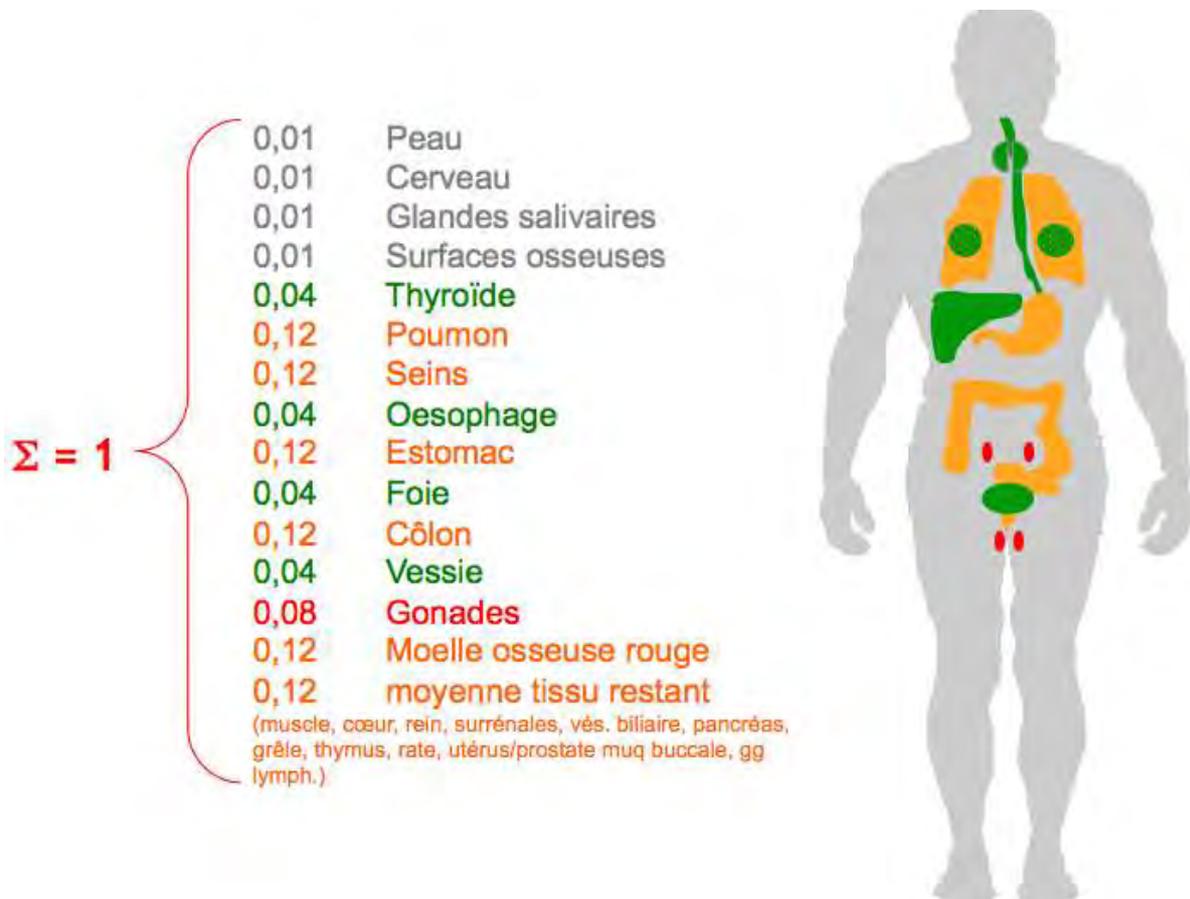


Figure 3 : Facteur de pondération tissulaire ω_T

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

Ceci est résumé par la figure 4 :



Figure 4 : Relation entre dose absorbée, dose équivalente et dose efficace

Origine : Wikipédia ; Auteur : Calmos ; Source : CIPR

On peut également noter qu'on ne sait mesurer que la dose absorbée. Les doses équivalente et efficace sont en fait estimées à l'aide de facteur de pondération et calculées. Les limitations réglementaires de l'exposition (pour les professionnels) sont données en terme de dose efficace tandis que l'exposition du patient au terme d'un examen est donnée en dose absorbée.

La mesure du rayonnement lors d'un examen est une obligation légale indiquant les éléments permettant de déterminer la dose et de se situer par rapport aux NRD (Niveaux de Référence Diagnostique) (cf annexe 1).

Sans constituer des limites réglementaires au sens strict, ces NRD servent d'indicateurs, de doses délivrées au patient, de qualité et d'optimisation des équipements ou des protocoles, permettant d'engager des enquêtes avec des actions correctrices en cas de dépassement injustifié de ces doses, sans chercher à démarquer les bonnes des mauvaises pratiques. (37)

En radiographie, les mesures utilisées sont essentiellement la Dose à l'Entrée (DE) et le Produit Dose Surface (PDS).

La Dose à l'Entrée se calcule à partir des constantes de l'appareil et se mesure en mGy.

Le Produit Dose Surface est constant quelque soit la distance où on le mesure. La valeur mesurée à la sortie du tube à rayons X est donc identique à celle qui serait mesurée à l'entrée du patient. (Figure 5)

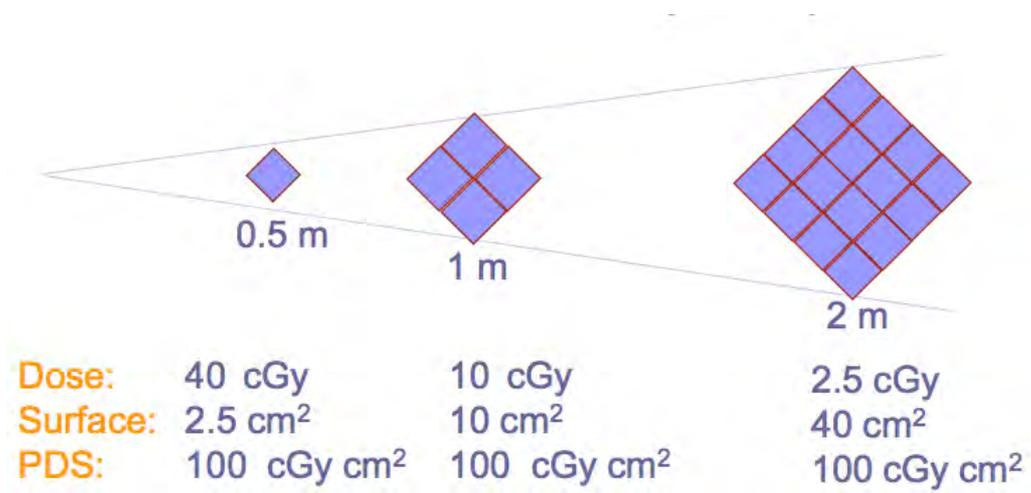


Figure 5 : Schéma représentatif du PDS, constant quelque soit la distance

Source : Département de Physique médicale de l'Entente des Hôpitaux Luxembourgeois

2-2 La radiographie conventionnelle

2-2.1 Fonctionnement

La radiographie conventionnelle utilise les photons rayons X. Ces rayons X sont créés dans une chambre à vide nommée tube à rayons X.



Figure 6 : Tube à rayons X

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

A l'intérieur de ce tube, une cathode est chauffée par le passage d'un courant électrique et crée des électrons mobiles, accélérés par la différence de potentiel. Ces électrons vont venir bombarder une anode et ainsi créer des rayons X, qui vont être majoritairement réfléchis dans une direction perpendiculaire à la surface de l'anode. Ils vont donc sortir du tube et de sa gaine blindée à travers une fenêtre de sortie, et ainsi créer un faisceau de rayons X.

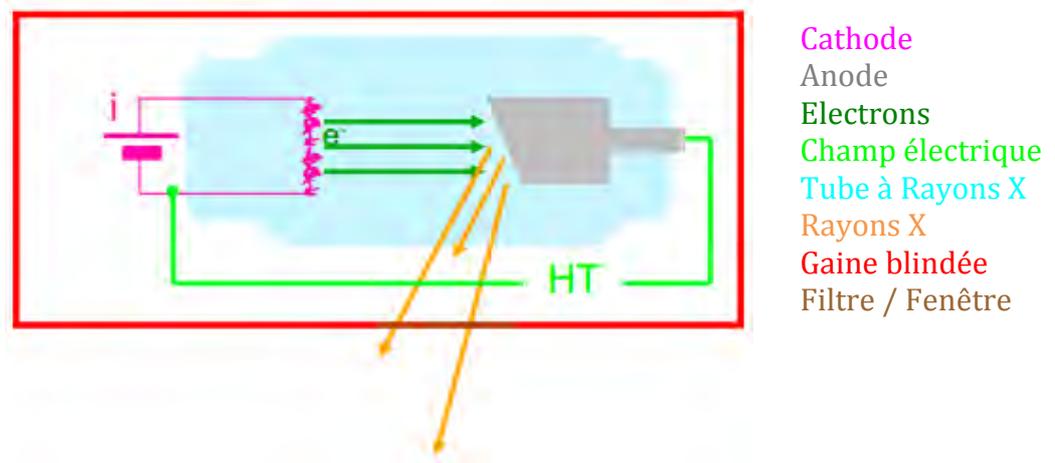


Figure 7 : Schéma de fonctionnement d'un tube à rayons X

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

En passant à travers les organes du sujet, ces rayons X vont être plus ou moins absorbés en fonction de la densité et de l'épaisseur de l'organe considéré. Au fur et à mesure que le faisceau traverse le sujet, il va donc être atténué en fonction de l'épaisseur et du coefficient d'atténuation, propre à chaque structure.

Les rayons X vont être ensuite recueillis sur une cassette, historiquement avec un film argentique, désormais avec des systèmes numériques, pour donner une image en négatif.

2-2.2 Avantages

L'avantage de la radiographie conventionnelle est son accessibilité. D'utilisation simple et peu coûteuse, ce type d'imagerie peut être réalisé partout sur la planète.

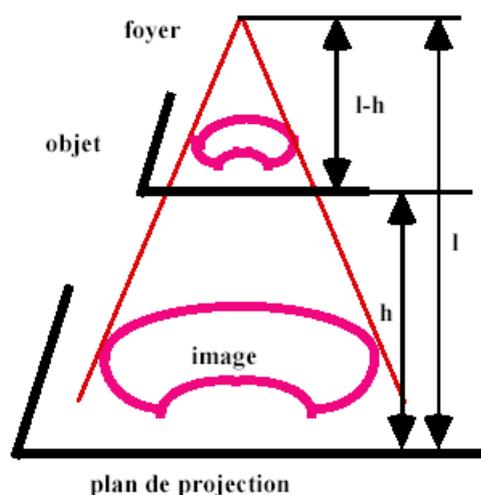
De même, sa réalisation et son interprétation sont maintenant bien codifiées et standardisées.(38)

Cette technique permet d'obtenir une imagerie globale souvent nécessaire en première intention au diagnostic(12). Très souvent examen de référence, la radiographie conventionnelle contient des informations de qualité, indispensables et irremplaçables, par rapport à des techniques d'imagerie plus récente telle l'IRM ou la TDM.(39, 40)

2-2.3 Inconvénients

2-2.3.1 Agrandissement et radiologie de projection

L'inconvénient majeur de la radiographie conventionnelle est son imprécision avec la réalisation d'image n'étant pas à l'échelle 1. En effet, la provenance unique du faisceau de rayons X, en forme de cône, lié à la divergence de ces rayons X et dirigé vers le sujet à étudier, crée un effet d'agrandissement, inversement proportionnel à la distance du sujet par rapport à la source. Cela crée une image de projection conique, contenant en un plan des informations normalement contenues dans l'espace. La perte d'information qui en résulte concerne la profondeur avec l'impossibilité de quantifier la position exacte d'un objet sur une seule incidence, ainsi que la forme exacte des objets.(41, 42)



Rapport de magnification

$$M = \frac{I}{I-h}$$

Exemple :

Distance foyer-film = I =
150cm

Distance objet-film = h =
20cm

$$M = \frac{150}{150-20} = 1,15$$

Figure 8 : Schéma explicatif et calcul de l'agrandissement (ou magnification)

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

Un des moyens de s'affranchir de cette notion d'agrandissement est de protocoliser l'examen radiographique, notamment en standardisant les distances source-objet-plan de projection.(11, 43-45)

La notion d'agrandissement différentiel fait référence à la profondeur de l'objet. Cela induit un agrandissement différent entre la partie la plus proche de la source, première traversée par les rayons, et sa partie la plus éloignée. L'agrandissement sera plus important sur la partie proche de l'objet par rapport à la partie éloignée, et ce de façon proportionnel à la profondeur de l'objet.

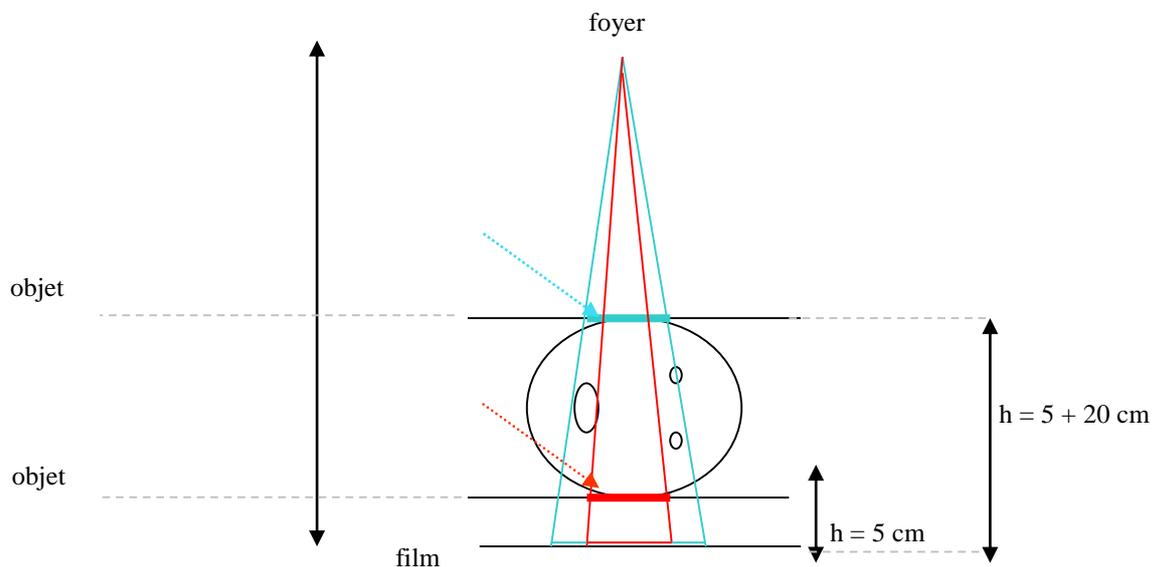


Figure 9 : Schéma explicatif de l'agrandissement différentiel

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

L'exemple ci dessus fait référence à un objet de 20cm de profondeur, situé à 5 cm du film de projection. Ce film de projection est situé à 150cm de la source.

Le rapport de magnification de la partie bleu est $M_B = \frac{150}{150-25} = 1,2$.

Le rapport de magnification de la partie rouge est $M_R = \frac{150}{150-5} = 1,03$.

De même, cette notion de distance par rapport à la source et à la plaque de projection va retentir sur le flou géométrique, lié à la taille du foyer. La distance objet-film doit donc être réduite au minimum afin d'augmenter la netteté de l'image.

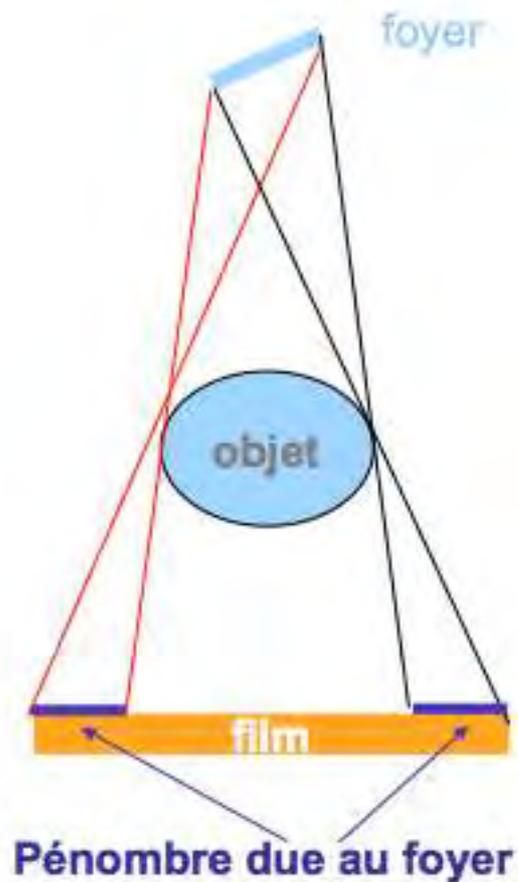


Figure 10 : Schéma explicatif du flou géométrique

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

De la même façon, une déformation peut être induite si le plan de l'objet à radiographier n'est pas strictement dans le même plan que la plaque de projection – ce qui est impossible pour des objets en 3 dimensions.

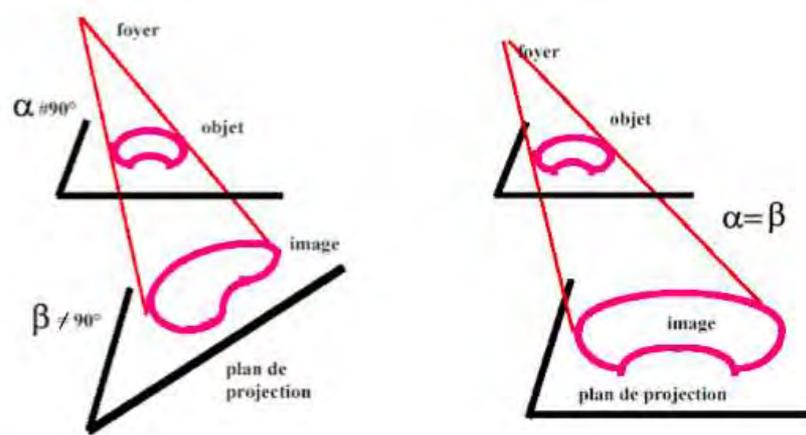


Figure 11 : Schéma explicatif de la déformation liée à l'absence de parallélisme entre l'objet à radiographier et le plan de projection

Avec l'aimable autorisation du département de radioprotection du CHU Toulouse

La projection de l'image en un plan sur le film radiographique est donc fautive, et difficilement calibrable.

2-2.3.2 Irradiation

L'autre inconvénient principal de la radiographie conventionnelle reste l'irradiation. Si cette dernière reste relativement faible pour un examen unique (avec un Niveau de Référence Diagnostique pour le PDS de l'ordre de 700 cGy.cm²(37) pour une incidence unique d'une radiographie de bassin), la radiographie de bassin fait partie des examens radiographiques en chirurgie orthopédique parmi les plus irradiants (hors rachis). (Cf Annexe)

De plus, la multiplication de ces examens, pouvant être accentuée par le développement de la radiologie numérisée(46), peut conduire à une accumulation de dose pouvant être néfaste, ayant d'ailleurs amenée au concept de radioprotection.(28, 34, 36, 47-50).

De la même façon, les patients obèses subissent une surexposition lors de la réalisation des clichés de radiologie conventionnelle(51), accentuée par le fait qu'il est fréquent de devoir multiplier les clichés afin d'obtenir une pénétration satisfaisante et/ou un centrage optimal, même si cela est difficilement quantifiable.

2-2.3.3 Autres

La radiographie conventionnelle nécessite un protocole de réalisation stricte pour obtenir des images de qualité contenant les éléments et la clarté nécessaires à son interprétation. En effet, il peut exister une grande variabilité entre 2 radiographies d'un même site, censées être identiques, que cela soit au niveau de la localisation du site anatomique radiographié, de l'agrandissement ou du contraste. Ceci en fait un examen peu reproductible, pouvant entraîner des difficultés de comparaison de 2 clichés, limitant le suivi d'un même patient.

2-3 Le système EOS

2-3.1 Historique et fonctionnement

Le système EOS, développé par la société Biospace med, renommée EOS imaging, est une technologie faisant également appel aux rayons X. Elle utilise le principe de la stéréoradiographie, ou radiographie biplane. (31, 52)

Cette technologie a été développée à partir de la rencontre de Georges CHARPAK, ingénieur français, physicien, ayant reçu le prix Nobel de Physique en 1992, du Professeur Jean DUBOUSSET, chirurgien orthopédiste pédiatre, et du Professeur Gabriel KALIFA, radiologue pédiatre.

Soucieux d'obtenir une approche tridimensionnelle des déformations du rachis et du bassin de l'enfant et de l'adolescent, ces derniers ont recherché une manière d'optimiser les techniques existantes tout en cherchant à diminuer les doses de rayonnement des examens habituels, qui irradient des zones sensibles, de façon répétée, chez des êtres en croissance à forte multiplication cellulaire, avec une longue espérance de vie, accumulant ainsi une dose considérable de rayonnements ionisants avec un possible risque pour la descendance.

Dès 1996, Georges CHARPAK et la société Biospace Instruments évaluent les possibles débouchés des travaux physiques sur les détecteurs gazeux issus du développement des chambres à fil(53), au domaine de la radiologie. Le système de détection en sera grandement amélioré : en effet, ces détecteurs gazeux vont permettre la conversion de rayons X en électrons, dans un gaz sous pression comme le Xénon. Ceci va créer une réaction en cascade avec une augmentation du nombre d'électrons dans le champ électrique, créant donc une amplification du signal qui sera ensuite détecté, permettant un gain élevé et une sensibilité maximale, tout en réduisant la dose.

Différents prototypes seront réalisés et testés à l'hôpital ST VINCENT DE PAUL. Les progrès technologiques des détecteurs vont permettre d'améliorer considérablement la machine, notamment en rapidité d'acquisition et en résolution en passant d'une résolution spatiale de 1mm à 250microns, tout en gagnant en profondeur en possédant

une gamme de niveaux de gris de l'ordre de 30 à 50 000 contre seulement une centaine pour les films classiques.

Ces travaux vont être couplés aux travaux développés par le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM de Paris et par le Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédique de Montréal s'intéressant à l'acquisition. En effet, dans la recherche de modélisation tridimensionnelle du squelette, des avancées ont été réalisées en combinant deux radiographies prises sous deux incidences différentes. Ce sera le début de la radiographie biplane. Les différentes avancées technologiques vont permettre d'obtenir une acquisition simultanée de deux vues radiographiques numériques, de face et de profil, en position debout, par balayage vertical. Cette acquisition simultanée de deux clichés résout le problème du mouvement du patient rencontré lorsque les deux radiographies sont réalisées successivement à partir d'une même source. Cela supprime également le bruit et les rayonnements diffusés, permettant de réduire la dose.

Enfin, ces deux innovations sur la détection et sur l'acquisition vont être couplées à un logiciel novateur de reconstruction et de modélisation tridimensionnelle des structures ostéo-articulaires, permettant d'obtenir des images d'une précision jusqu'alors jamais réalisées.

A partir de 2000, un nouvel instrument de radiologie bénéficiant de ces trois technologies va être développé. C'est le prototype du système EOS, qui verra finalement le jour dans sa version définitive en 2003.(31)

D'abord développé pour le rachis et la pédiatrie, ce système va s'étendre plus récemment à tout l'appareil musculo-squelettique, et aussi bien à l'adulte qu'à l'enfant.

L'appareil réalise donc, à l'intérieur d'une cabine, deux vues orthogonales simultanées par balayage vertical grâce à un bras en C sur lequel sont montés les tubes et les détecteurs. La disposition en deux ensembles orthogonaux, liés physiquement entre eux, et chacun composé de la source de rayons X et du détecteur, permet de prendre les 2 clichés de face et de profil simultanément. Cet ensemble source-détecteur fixe permet de

connaître l'environnement tridimensionnel du système, et ainsi éviter de recourir à des procédures de calibrage à chaque nouvelle acquisition.

Il s'agit donc d'une technologie de radiologie numérique permettant une acquisition du corps entier d'une meilleure qualité que la radiographie conventionnelle, en quelques secondes, avec une faible dose de rayonnement.



Figure 12 : Cabine EOS

(Source : eos-imaging.com)



Figure 13 : Bras en C contenant tubes et détecteurs

(Source : eos-imaging.com)

Pour résumer, les particularités de cette technologie proviennent :

- de l'acquisition de l'image d'une part, se faisant par balayage linéaire et collimation grâce au bras en C.
- de la détection d'autre part, se faisant grâce aux détecteurs à particules, détecteur gazeux, découlant des travaux sur les chambres à fils de Mr Georges Charpak.
- du système de logiciel de reconstruction et modélisation 3D innovant



Figure 14 : Principe d'acquisition du système EOS

(Source : eos-imaging.com)

2-2.2 Avantages

L'avantage principal du système EOS est tout d'abord la faible dose de rayonnement nécessaire pour réaliser les examens radiographiques. Ces doses sont de l'ordre de 8 à 10 fois moins élevées que pour de la radiographie conventionnelle bidimensionnelle et 800 à 1000 fois moins que de la tomodensitométrie tridimensionnelle.(31, 32, 52)

La qualité de l'image est équivalente ou meilleure que celle de la radiographie conventionnelle.(32)

Le temps d'acquisition est court, de l'ordre de quelques secondes, permettant un grand débit de patient.

Le système possède 3 possibilités de paramétrage en fonction de la morphologie du patient (maigre, normal, surpoids), permettant un ajustement automatique du gain, qui devient optimal, quelque soit le patient.

Cette technologie, grâce à son système d'acquisition, permet la réalisation d'imagerie de grand format (corps entier, rachis entier, pangonogramme) de qualité, et du premier coup, théoriquement à l'échelle 1, sans problème d'assemblage de différentes radiographies entre elles, d'agrandissements différents avec de possibles problèmes de correspondances à leurs jonctions.

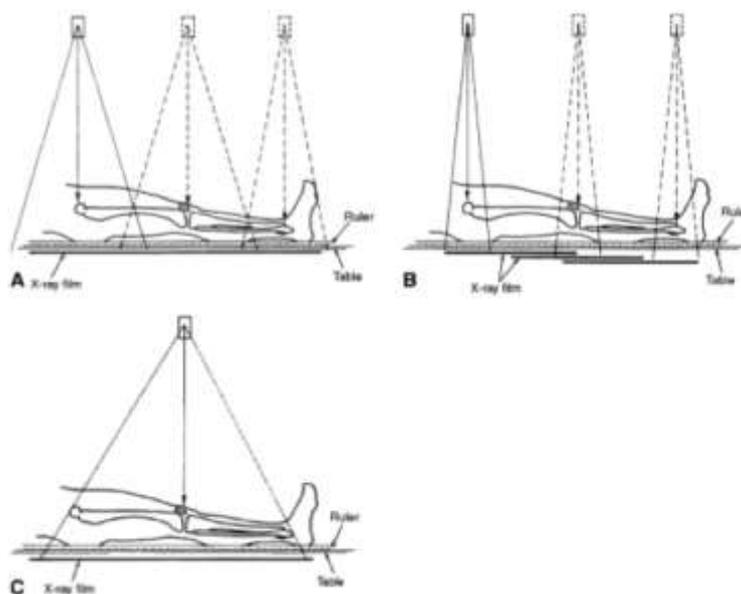


Figure 15 : Différentes possibilités de réalisation de clichés du membre inférieur en globalité avec la radiographie conventionnelle

L'acquisition en corps entier permet d'évaluer la statique et la posture globale d'un patient. Ceci est un avantage considérable. En effet, les différentes articulations (rachis, bassin, hanche et genou) sont en relation étroite, comme le montre les différentes publications récentes(54-56), et une imagerie focalisée sur une seule de ces structures ne montre pas d'éventuelles pathologies associées, dans un cadre plus global.

Enfin, l'acquisition en deux plans orthogonaux simultanée permet une reconstruction tridimensionnelle rapide, simple, fiable et automatisée via le logiciel sterEOS fourni par le fabricant.(55, 57-62)

Toutefois, si le système EOS permet de réaliser des clichés « corps entier », il peut également réaliser des clichés segmentaires (uniquement le bassin, ou les genoux, par exemple), par collimation, ce qui n'est que peu fait actuellement. Cette technique est intéressante en pathologie de la hanche et du bassin, mais également au niveau des genoux, permettant d'obtenir des images en position dynamique si nécessaire. Ce type de cliché doit être évalué par rapports aux radiographies conventionnelles dans les mêmes conditions.

Le système EOS a par contre été validé dans la mesure de paramètres difficilement évaluables jusqu'alors, tels le centre de rotation de la hanche. (63, 64)

Plus récemment, la société EOS Imaging a développé un système de planification de PTH, le logiciel hipEOS, nécessitant encore d'être validé.

2-3.3 Inconvénients

2-3.3.1 Agrandissement

A notre connaissance, aucune étude ne mentionne précisément l'agrandissement qui est réellement réalisée avec le système EOS, quelque soit l'incidence. Il existe quelques études comparant les mesures EOS et les mesures radiographiques, par rapport à des données mesurées sur cadavres(33, 65), avec certains biais de mesures.

2-3.3.2 Irradiation

Malgré le fait que peu d'irradiation soit émise par le système EOS (ce qui est d'ailleurs un de ses atouts majeurs), cet examen reste un examen irradiant, utilisant les rayons X, par rapport à d'autres techniques d'imagerie telle l'échographie ou l'IRM.

2-3.3.3 Autres

Le coût du système EOS est sensiblement plus conséquent que celui de la radiographie conventionnelle. En effet, si la machine coûte aux alentours de 500 000 euros – soit 1,5 à 2 fois plus qu'un appareil de radiographie conventionnelle, certaines évaluations économiques n'ont pas pu prouver pour l'instant que le gain médical apporté par EOS justifiait son surcoût. (66, 67)

De plus, seules des images de patients debout peuvent être réalisées, limitant l'examen aux patients pouvant garder l'orthostatisme. Il a été décrit plus récemment des possibilités de réalisation de l'examen en position assise ou accroupie, s'intéressant plus particulièrement aux rapports rachis, bassin et hanche.(56)

De même, il se pose encore des problèmes d'accessibilités et de déploiement de cet examen, ce système n'étant présent que dans certains grands centres.

Enfin, la société commercialisant le système est une société cotée en bourse, avec des fluctuations de l'action dépendantes du marché mondial et risque d'OPA. (Annexe 2)



Figure 16 : Exemple de modélisation 3D obtenu avec le système EOS

(Source : eos-imaging.com)

3 - ETUDE MENE

3 – Etude menée

3-1 Hypothèse

Notre hypothèse était que le système EOS ne crée pas d'agrandissement dans la réalisation d'une radiographie de bassin de face, et ce quelque soit l'IMC, tout en délivrant moins d'irradiation que la radiographie conventionnelle, examen de référence.

Nous avons donc réalisé une étude prospective, mono centrique comparative afin de calculer l'agrandissement lors de la réalisation d'un cliché de bassin de face avec le système EOS, comparé à l'agrandissement lors de la réalisation d'un cliché de bassin de face avec la radiographie conventionnelle, tout en contrôlant les niveaux d'irradiation délivrés aux patients pour chacun de ces examens.

3-2 Matériel et Méthode

3-2-1 Population

Tous les patients ayant bénéficié de la mise en place d'une arthroplastie de hanche, totale ou intermédiaire, de première ou de seconde intention ont été inclus entre septembre 2014 et avril 2015 dans le service d'Orthopédie Traumatologie du Département Pierre Paul Riquet du CHU de Toulouse.

3-2-2 Méthode

Les patients, en post opératoire, bénéficient d'une radiographie de bassin de face au cours de leur séjour hospitalier selon l'habitude du service.

Au cours de cette étude, les patients ont bénéficié de la réalisation d'une radiographie conventionnelle et d'une imagerie 2D d'une seule incidence de face réalisée avec le système EOS en contrôle de leur PTH. Si l'un ou l'autre des examens n'était pas réalisé au cours de l'hospitalisation, il était réalisé lors de la visite de contrôle à J45.



Figure 17 : Radiographie conventionnelle post opératoire



Figure 18 : Imagerie EOS post opératoire

Les données démographiques pertinentes des patients étaient collectées :

- sexe
- âge à la chirurgie
- taille
- poids
- Indice de Masse Corporelle (IMC)
- la taille de la tête implantée, récupérée depuis le compte rendu opératoire

Sur les deux types d'examens réalisés, radiographie conventionnelle et EOS, les données collectées étaient :

- La dose de rayonnement reçue (Produit Dose Surface = PDS) par le patient exprimé en dGy/cm²
- La mesure de la taille de la tête en mm
- L'agrandissement relatif de la tête sur l'imagerie en question, par rapport à la tête réellement implantée, calculée par la formule :

$$\text{Agrandissement} = \frac{\text{Diamètre mesuré}}{\text{Diamètre implanté}}$$

Ces valeurs étaient ensuite comparées entre elle selon la méthode de radiographie utilisée (conventionnelle ou EOS) et selon l'IMC du patient.

La mesure de la taille de la tête était réalisée avec le logiciel ster-EOS permettant l'analyse des clichés réalisés avec le système EOS d'une part, mais aussi avec les radiographies conventionnelles. Ces deux types de clichés, réalisés en post opératoire de la prothèse de hanche, ont été récupérés en format DICOM depuis le serveur de radiologie. Les images étaient ensuite analysées par un même observateur. Un agrandissement de l'image centré sur la tête était réalisé puis une triangulation depuis les bords de la tête permettait de définir le centre de la tête. Enfin, Une mesure équatoriale de la tête était réalisée et colligée dans un tableur de données.



Figure 19 : Imagerie d'un bassin de face avec le logiciel d'analyse ster-EOS



Figure 20 : Zoom réalisé sur la tête de la prothèse implantée

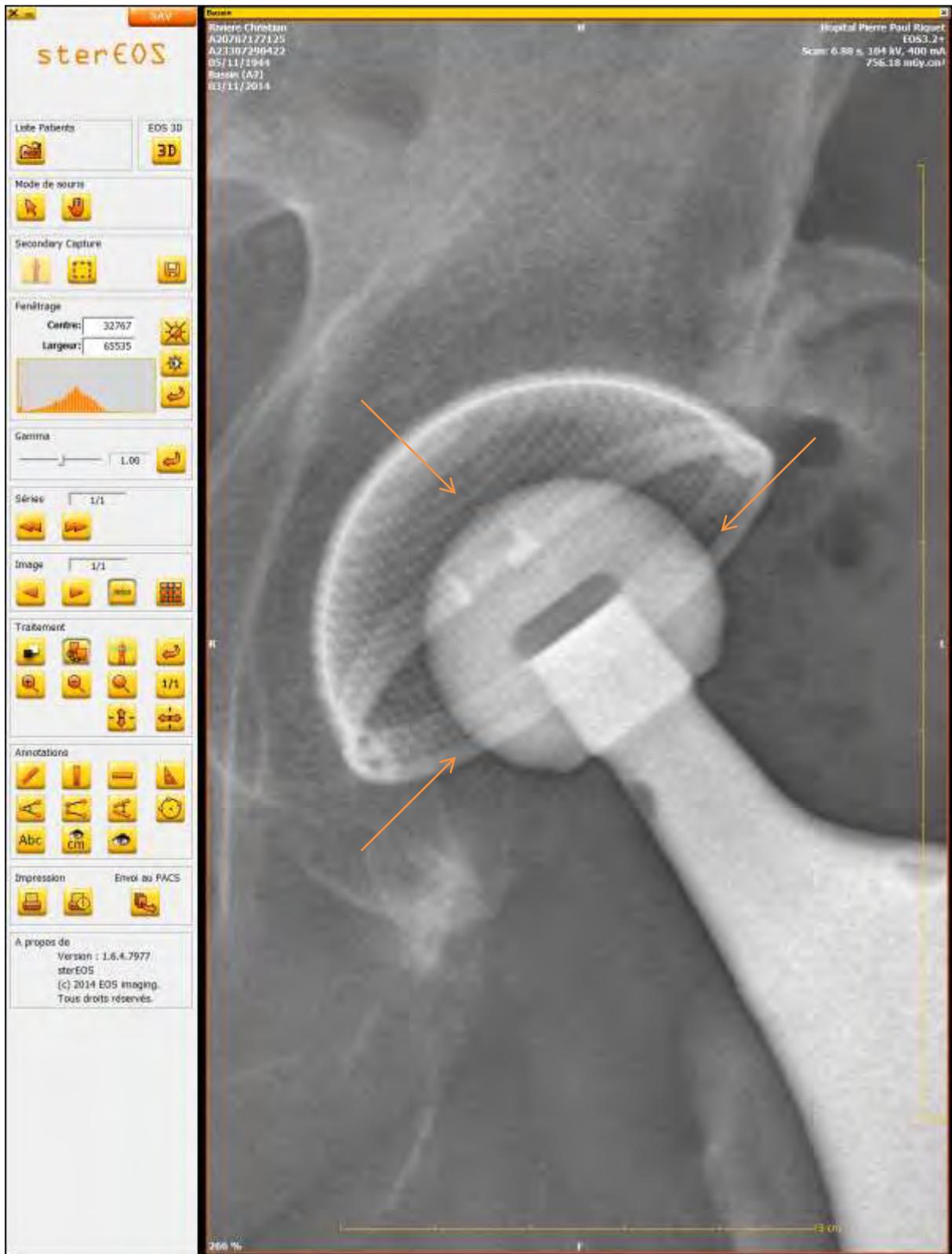


Figure 21 : Mise en place de 3 points sur les bords de la tête

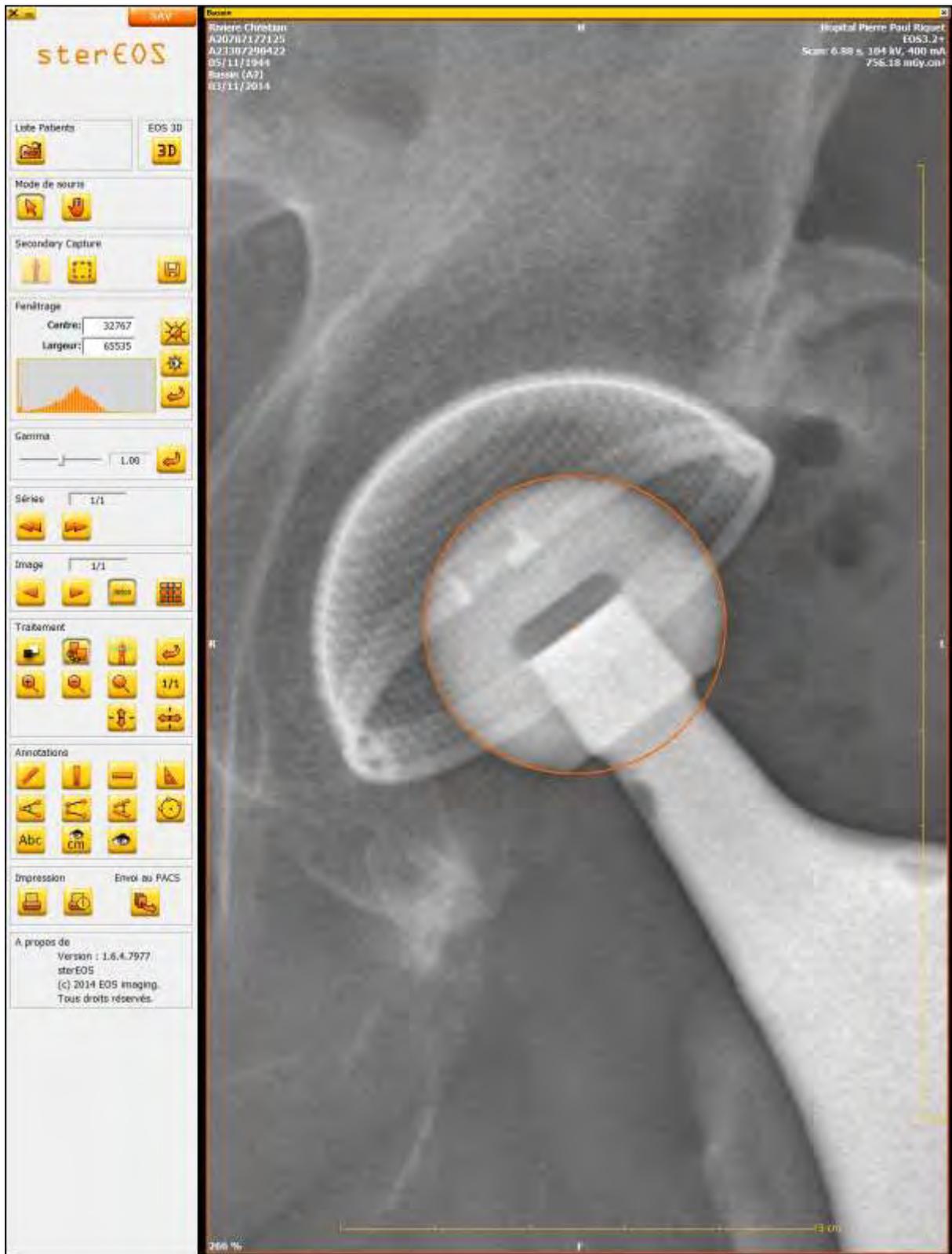


Figure 22 : Calcul automatique du centre de tête et cerclage de la tête

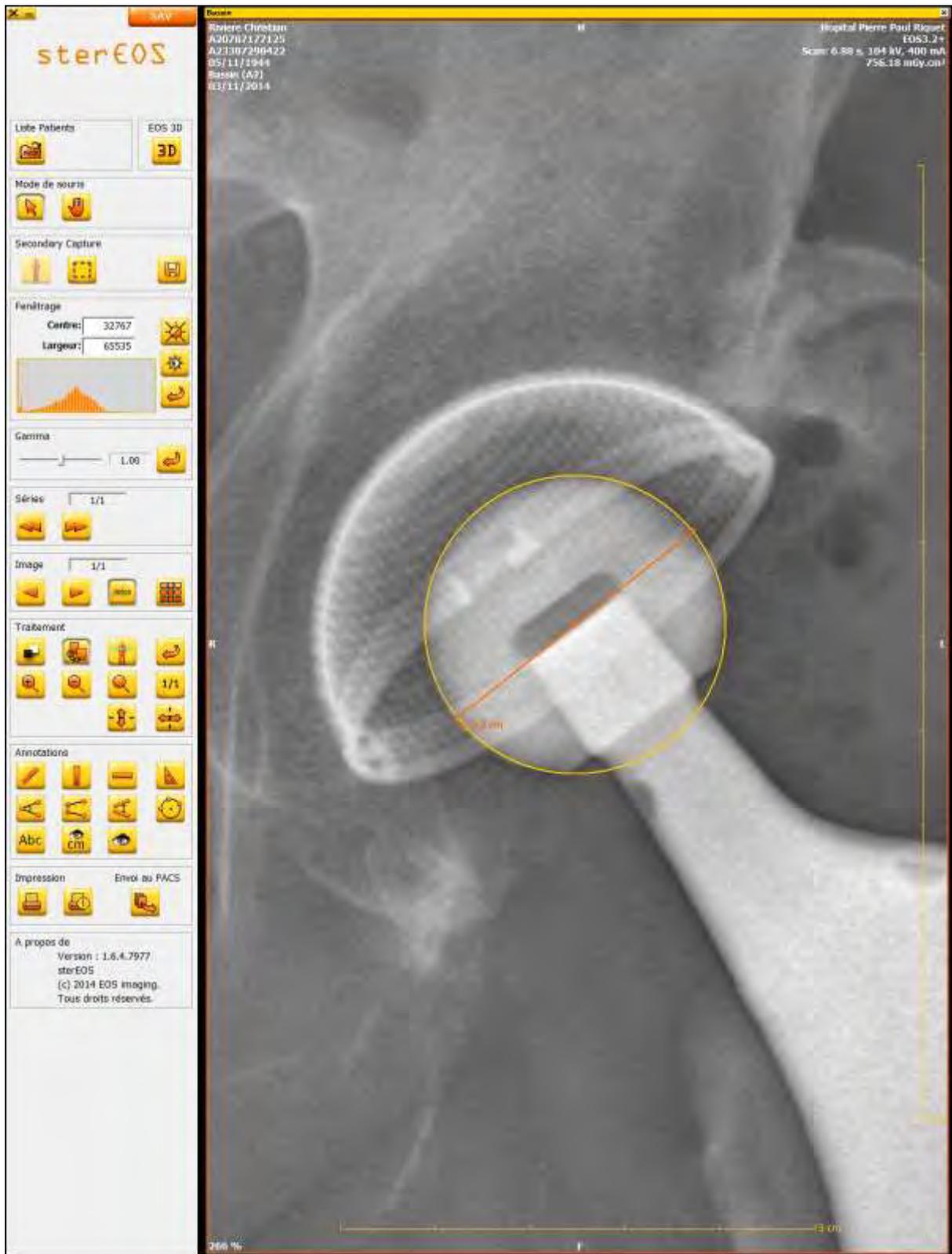


Figure 23 : Mesure équatoriale du diamètre de la tête

3-2-3 Statistiques

Les données ont été répertoriées dans un tableur Excel (Microsoft™; Redmond, Washington, Etats-Unis). Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel libre R version 3.1.1 (A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria)

Les analyses statistiques ont été réalisées par un statisticien indépendant.

Les différences observées étaient considérées comme statistiquement significatives si la valeur critique « p » associée était inférieure à 5%.

S'agissant de la comparaison de deux variables quantitatives, les paramètres étaient exprimés par leur moyenne (\pm écart-type) lorsque leur distribution était gaussienne et que les conditions d'application du T-test de Student sur séries appariées étaient respectées pour les comparaisons correspondantes. Dans le cas contraire, les variables étaient décrites par leur médiane (intervalle interquartile), et un test de Wilcoxon sur séries appariées était réalisé.

Le lien entre deux paramètres quantitatifs était étudié à l'aide du nuage de points correspondant, du coefficient de corrélation de Spearman et d'un modèle de régression linéaire, détaillé lorsque présenté.

3-3 Résultats

Population

Sur les 263 arthroplasties de hanches qui ont été colligées entre septembre 2014 et avril 2015, 76 patients n'ont pas pu bénéficier de la réalisation d'un cliché avec le système EOS, soit du fait de l'impossibilité de tenir debout lors de la date de l'examen, soit par oubli du service, soit par refus du patient ou impossibilité pour ce dernier de rentrer dans la machine par obésité extrême. Un patient n'a pas pu bénéficier de la radiographie conventionnelle, ni au cours de l'hospitalisation, ni au cours des contrôles à distance.

Les données ont donc été collectées sur 186 arthroplasties parmi 183 patients. Trois patients ont bénéficié d'une PTH bilatérale dans cette série, n'entraînant pas de limitation importante dans les analyses statistiques par corrélation intra-patient.

Parmi celles-ci, la radiographie était non évaluable concernant l'analyse de la taille de la tête pour 4 arthroplasties, par absence de renseignements numériques sur le fichier DICOM. Cette absence de renseignements concernait toujours des clichés de radiographie conventionnelle et jamais des clichés EOS.

L'IMC des patients n'a été retrouvé que dans 138 cas (74% des patients).

Le PDS des clichés a été retrouvé 176 fois (95%) pour la radiographie conventionnelle et 169 fois (91%) pour le système EOS.

On notera que de nombreux clichés conventionnels ont été répétés, surtout chez les sujets obèses, par mauvais cadrage ou mauvais dosage, mais sans que ces données n'aient pu être quantifiées. Cette répétition d'examens a toujours concerné la radiographie conventionnelle et jamais l'EOS.

Caractéristique démographique

Parmi les 186 arthroplasties analysées, la moyenne d'âge lors de l'arthroplastie était de 61,3 ans ($\pm 13,7$) avec un âge minimum de 24 ans et un maximal de 87 ans.

Le poids moyen était de 76,0 kg ($\pm 16,7$) avec un minimum de 37kg et un maximum de 130kg ; l'IMC moyen était de 27,1 kg/m² ($\pm 5,3$) avec un minimum de 17,6kg/m² et un maximum de 42,4 kg/m².

Sur les 138 patients pour lesquelles les données étaient disponibles, on retrouvait une obésité morbide ($IMC \geq 40$) dans 5 cas (3,6%), une obésité ($30 \leq IMC < 40$) dans 26 cas (18,8%) et un surpoids ($25 \leq IMC < 30$) dans 54 cas (39,1%). Au total, 85 patients présentent un surpoids, une obésité ou une obésité morbide, soit 61,5% des patients dont l'IMC était disponible.

Mesures de l'exposition aux radiations et des diamètres des têtes

Rayonnement avec le système EOS

Parmi les 186 hanches analysées, les mesures du rayonnement avec le système EOS étaient disponibles dans 169 cas (90,9%).

On retrouvait un PDS moyen à 8,19 dGy/cm² (min : 1,77 ; max : 14,24) avec un écart type de 2,63.

Rayonnement avec la radiographie conventionnelle

Parmi les 182 hanches analysées, les mesures du rayonnement avec la radiographie conventionnelle étaient disponibles dans 176 cas (96,7%).

La moyenne de ce rayonnement a retrouvé un PDS à 19,38 dGy/cm² (min : 4,27 ; max : 81,75), avec un écart type de 12,34.

Diamètre de la tête implantée

Parmi les 186 arthroplasties analysées, il a été implanté une tête de diamètre 22mm dans 5 cas (2,7%), de diamètre 28 dans 79 cas (42,5%), de diamètre 32 dans 92 cas (49,5%), de diamètre 36 dans 9 cas (4,8%) et de diamètre 40 dans un cas (0,5%).
(Figure n°24)

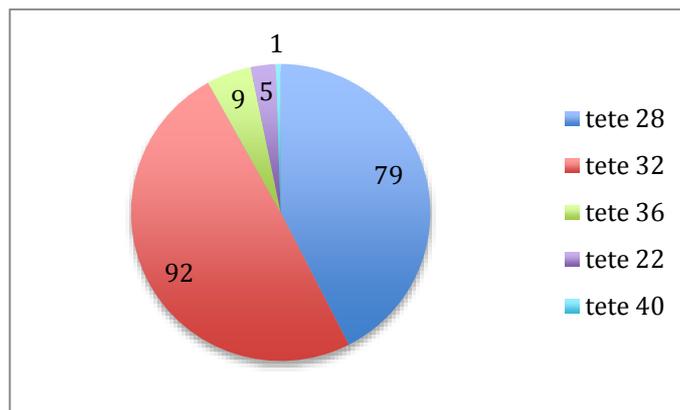


Figure 24 : Diagramme circulaire de la taille des têtes utilisées (N = 186)

Diamètre de la tête mesurée avec le système EOS

Parmi les 186 arthroplasties analysées, la mesure de la taille de la tête a été réalisée avec le système EOS de façon systématique. Il a été calculé l'agrandissement lié à la technique par la formule : Diamètre mesuré EOS / Diamètre réellement implanté.

Cet agrandissement était de 1, soit un agrandissement nul ou une image à taille réelle, dans 182 cas (97,8%) dont les 3 patients avec arthroplasties bilatérales. Dans 4 cas (2,2%), on retrouvait une mesure de diamètre de tête différant de 1mm avec la taille de la tête réellement implanté, soit un agrandissement de 0,96 à 1,04. Ces valeurs diffèrent toujours de moins de 5% par rapport à la valeur initiale.

Diamètre de la tête mesurée avec la radiographie conventionnelle

Parmi les 186 arthroplasties analysées, la mesure de la taille de la tête a pu être réalisé 182 fois avec la radiographie conventionnelle. Il a été calculé l'agrandissement lié à la technique par la formule : Diamètre mesuré radiographie conventionnelle / Diamètre réellement implanté.

Cet agrandissement était de 1, soit une image à taille réelle, dans seulement 3 cas.

Le reste des agrandissements était systématiquement supérieur à 1.

L'agrandissement moyen était de 1,15 ($\pm 0,05$), le minimum étant de 1 et le maximum de 1,32.

Résultats en fonction de l'IMC

Rayonnement avec le système EOS

Chez les patients présentant une obésité morbide, l'irradiation moyenne, mesurée par le PDS, était de 9,36 dGy.cm² (min : 7,67 ; max : 12,32) avec un écart type de 2,57.

Chez les patients présentant une obésité, l'irradiation moyenne était de 9,74 dGy.cm² (min : 7,39 ; 14,24) avec un écart type de 1,81.

Chez les patients présentant un surpoids, l'irradiation moyenne était de 8,49 dGy.cm² (min : 1,77 ; max : 14,10) avec un écart type de 2,74

Chez les patients présentant un IMC < 25, l'irradiation moyenne était de 7,02 dGy.cm² (min : 1,80 ; max : 12,75) avec un écart type de 2,47

Rayonnement avec la radiographie conventionnelle

Chez les patients présentant une obésité morbide, l'irradiation moyenne était de 44, 76 dGy.cm² (min : 25,21 ; max : 81,75) avec un écart type de 22,21.

Chez les patients présentant une obésité, l'irradiation moyenne était de 30,12 dGy.cm² (min : 9,38 ; max : 54,07) avec un écart type de 10,68.

Chez les patients présentant un surpoids, l'irradiation moyenne était de 21,41 dGy.cm² (min : 5,48 ; max 57,13) avec un écart type de 9,86.

Chez les patients présentant un IMC < 25, l'irradiation moyenne était de 10,66 dGy.cm² (min : 4,27 ; max 24,68) avec un écart type de 3,61.

Diamètre de la tête mesurée avec le système EOS

Parmi les 4 arthroplasties présentant un agrandissement différent de 1, une était associée à un patient présentant un poids normal, 2 à des patients en surpoids et une à un patient présentant une obésité simple. A noter que les 5 patients avec une obésité morbide ont présenté un agrandissement égal à 1.

Diamètre de la tête mesurée avec la radiographie conventionnelle

Chez les patients présentant une obésité morbide, l'agrandissement moyen avec la radiographie conventionnelle était de 1,22 (min : 1,18 ; max 1,32) avec un écart type de 0,06.

Chez les patients présentant une obésité, l'agrandissement moyen était de 1,16 (min : 1,04 ; max : 1,32) avec un écart type de 0,06.

Chez les patients présentant un surpoids, l'agrandissement moyen était de 1,15 (min : 1 ; max : 1,25) avec un écart type de 0,06.

Chez les patients présentant un IMC < 25, l'agrandissement moyen était de 1,15 (min : 1 ; max 1,25) avec un écart type de 0,05.

Tableau récapitulatif de données brutes: Description univariable de la population étudiée N = 186		
Variable (n = nombre de données disponibles)	Moyenne	ET (écart-type)
Age (années), n = 186	61.3	13.7
Taille (m), n = 136	1.68	0.09
Poids (kg), n = 136	76.0	16.7
IMC (kg/m²), n = 138	27.1	5.3
PDS (Gy)		
<i>EOS (n = 169)</i>	8.2	2.6
<i>Méthode conventionnelle (n = 176)</i>	19.4	12.3
Diamètre de la tête		
<i>EOS (n = 186)</i>	30.3	2.77
<i>Méthode conventionnelle (n = 182)</i>	35.0	3.56
Agrandissement du diamètre (Taille mesurée / taille réelle), en %		
<i>EOS (n = 186)</i>	100	1
<i>Conventionnelle (n = 182)</i>	115	5
Diamètre de la tête (n = 186)	N	%
22	5	2.7%
28	79	42.5%
32	92	49.5%
36	9	4.8%
40	1	0,5%

Tableau 2 : Résultats de données brutes

Analyse statistique

Comparaison de la taille de la tête mesurée avec le système EOS, par rapport à la taille de la tête réellement implantée (N=186)

Il n'apparaît pas pertinent de rentrer dans des détails statistiques étant donné que les mesures EOS sont presque toutes identiques aux valeurs réelles, à l'exception de 4 valeurs sur 186, deux étant diminuées et deux étant augmentées, et ce toujours de moins de 5% de la valeur initiale, écart considéré comme cliniquement non significatif.

De plus, les tests classiques pour montrer une différence ou argumenter l'absence de différence ne pourraient pas s'appliquer en raison du trop grand nombre de valeurs identiques et de l'absence de normalité de la distribution.

Le nuage de points ci-dessous, accompagné de la droite de pente 1, passant par l'origine, souligne la quasi-identité des 2 variables, la majorité des points ayant la même position et étant situé sur la droite.

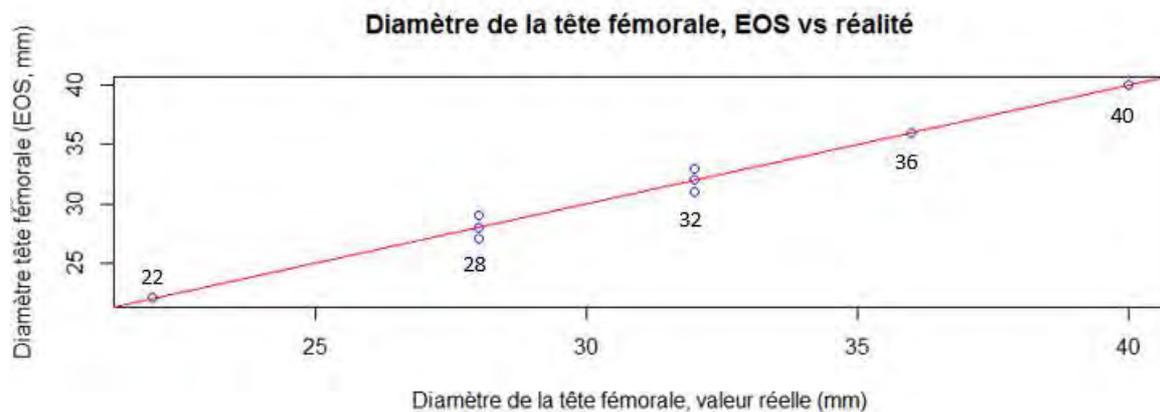


Figure 25 : Diamètre de la tête fémorale : Mesure EOS vs Réalité

Les valeurs brutes parlent d'elles-mêmes et on peut conclure à l'absence de différence significative entre la mesure du diamètre de la tête avec le système EOS par rapport au diamètre de la tête réellement implantée.

Comparaison de la taille de la tête mesurée avec la radiographie conventionnelle, par rapport à la taille de la tête réellement implantée (N=182)

On réalise le nuage de points suivant, accompagné de la droite de pente 1 :

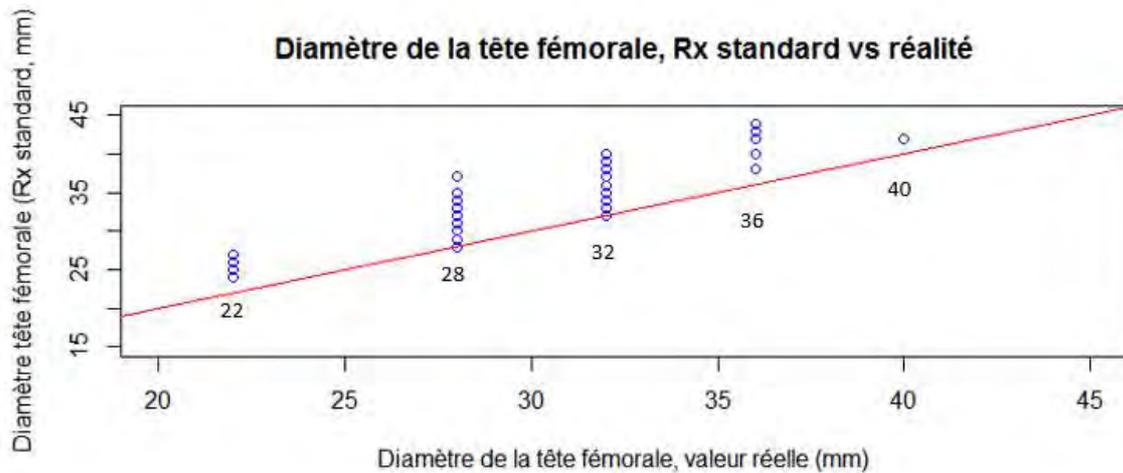


Figure 26 : Diamètre de la tête fémorale :
Mesure radiographie conventionnelle vs Réalité

Etant donné que la taille de la tête fémorale ne peut avoir que 5 valeurs différentes, le nuage de point informe mal sur la répartition des valeurs. Toutefois, on peut observer une tendance systématique à l'agrandissement de la valeur mesurée du diamètre de la tête sur la radiographie conventionnelle, comme attendu. De plus cet agrandissement ne semble pas directement proportionnel à la taille de la tête fémorale.

En réalisant un test de Student sur séries appariées, critiquable en raison du caractère non gaussien de la distribution, on retrouve une différence entre les moyennes de diamètre de la tête significative avec $p < 10^{-4}$ (moyenne de la mesure sur la radiographie conventionnelle : $35,0\text{mm} \pm 3,6$; moyenne de la taille réellement implantée : $30,3\text{mm} \pm 2,8$)

En réalisant un test non paramétrique comme le test de Wilcoxon sur séries appariées, également contestable ici (trop d'égalités parmi les valeurs), on retrouve une différence significative entre la médiane de la mesure de la tête avec la radiographie

conventionnelle (36mm, IIQ= (32 ; 37)) et la médiane de la taille de la tête réellement implantée (28mm, IIQ= (32 ; 32)) avec $p < 10^{-4}$.

Dans tous les cas, ces deux approches amènent à conclure à une différence significative entre les 2 mesures.

Evaluation de la corrélation de l'agrandissement créé par la radiographie conventionnelle avec l'IMC (N=134)

On réalise le nuage de points suivant :

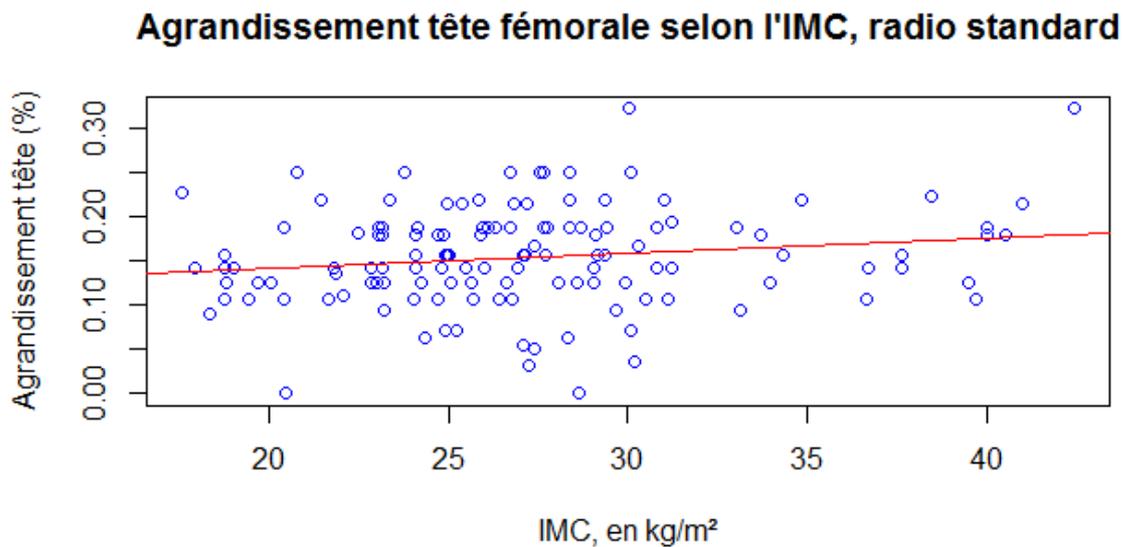


Figure 27 : Agrandissement créé par la radiographie conventionnelle selon l'IMC

Ce nuage de points semble en défaveur d'un lien entre les deux variables.

Le coefficient de corrélation selon Spearman vaut 0,14 ($p = 0,10$). Argument contre une réelle corrélation entre les deux variables.

Si on réalisait tout de même un modèle de régression linéaire de type Pourcentage d'agrandissement de la tête = $a \cdot \text{IMC} + b$, qui serait très discutable au vu du nuage de point, on trouverait une augmentation moyenne non significative de 0,17% par point d'IMC supplémentaire ($p = 0,057$).

Exposition aux rayonnements en fonction de l'IMC

- Avec le système EOS

On réalise le nuage de points suivant :

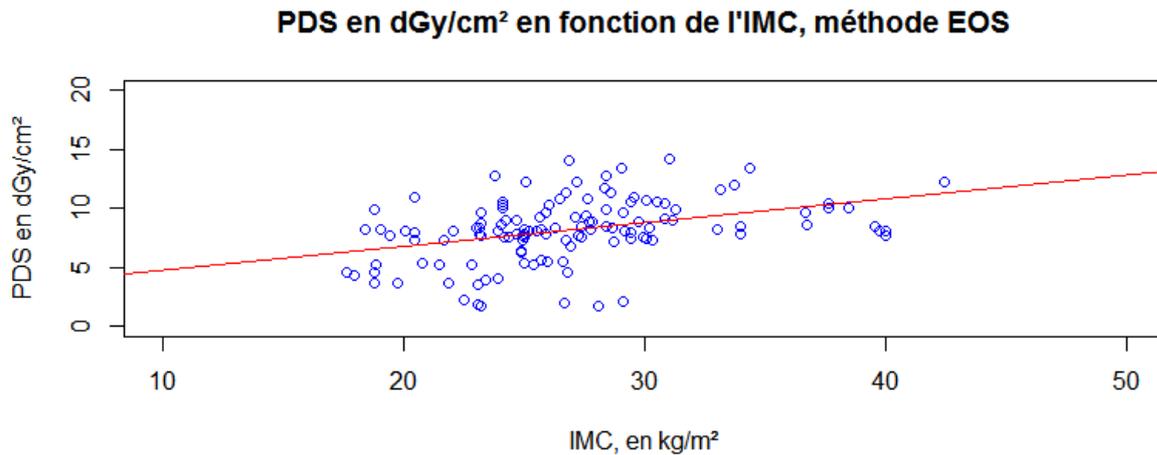


Figure 28 : Irradiation en fonction de l'IMC avec le système EOS

Le coefficient de corrélation de Spearman permet d'étudier la corrélation entre ces 2 paramètres et vaut 0,43 ($p < 10^{-4}$), ce qui souligne ici une relation positive entre IMC et irradiation avec le système EOS.

Si on propose un modèle de régression linéaire du type $PDS_{EOS} = a \cdot IMC + b$, on trouve une augmentation moyenne significative de 0,20 dGy/cm² par point d'IMC supplémentaire ($p < 10^{-4}$)

Ces tests statistiques sont discutables à la vue du nuage de points ci dessus.

- avec la radiographie conventionnelle

On réalise le nuage de points suivants :

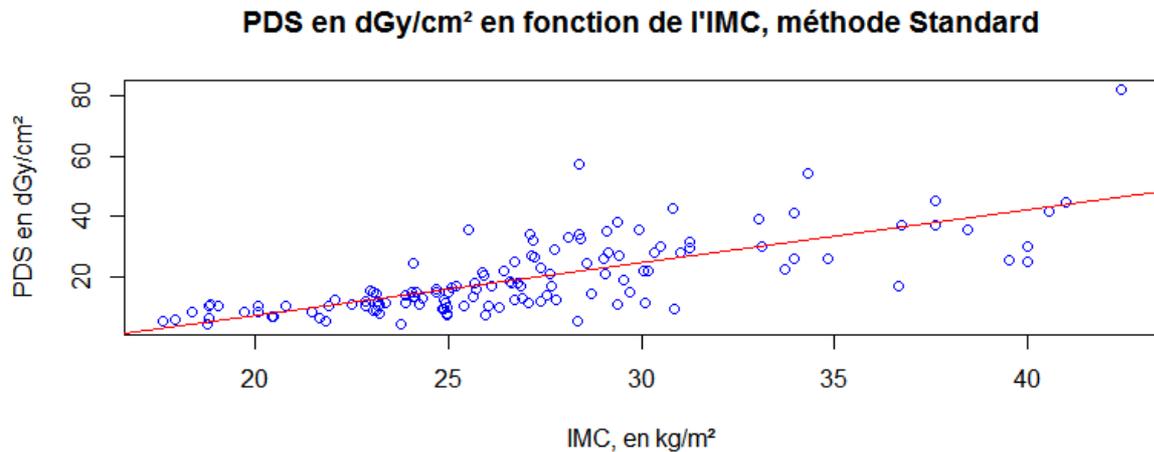


Figure 29 : Irradiation en fonction de l'IMC avec la radiographie conventionnelle

En réalisant un coefficient de corrélation de Spearman, testant la corrélation entre ces 2 paramètres, on trouve une valeur de 0,77 ($p < 10^{-4}$). Ceci souligne la relation positive entre l'IMC et l'irradiation avec la radiographie conventionnelle.

Si on propose un modèle de régression linéaire du type : $PDS_{\text{conventionnelle}} = a \cdot IMC + b$, on trouve une augmentation significative de 0,74 dGy/cm² par point d'IMC supplémentaire ($p < 10^{-4}$).

Là encore, le modèle statistique est discutable.

Comparaison de l'exposition aux rayonnements entre le système EOS et la radiographie conventionnelle

On réalise des tests appariés sur une population réduite à celle présentant l'ensemble des données complètes sur les 2 variables d'intérêt, soit 161 observations.

On réalise le tableau suivant :

Exposition des patients aux rayons X en « produit dose surface » exprimée en déciGray par cm² (dGy/cm²), comparée selon que la radiographie suivait la méthode EOS ou conventionnelle. N = 161					
	EOS		Méthode conventionnelle		p
Moyenne et ET	8.2	2.6	19.2	12.4	< 10 ⁻⁴
Médiane et IIQ	8.2	(7.1 ; 9.7)	15.0	(10.5 ; 25.2)	< 10 ⁻⁴
Min / Max	1.8	14.2	4.3	81.8	-

Tableau 3 : Comparaison de l'exposition aux radiations :
Système EOS vs radiographie conventionnelle

Le caractère gaussien de la distribution étant très contestable dans le groupe de la radiographie conventionnelle, on préfère utiliser et présenter les paramètres Médiane et (IIQ) avec les résultats des tests non paramétriques associés pour le calcul des valeurs critiques.

Ces résultats montrent une exposition significativement supérieure dans le groupe radiographie conventionnelle par rapport au groupe EOS, avec une médiane de 15 dGy/cm² Gy (IIQ = (10.5 ; 25.2)) contre 8.2 (7.1 ; 9.7) (p < 10⁻⁴).

3-4 Discussion

Notre étude a permis de valider notre hypothèse et de mettre en évidence que le système EOS délivrait significativement moins de rayons que la radiographie conventionnelle lors de la réalisation d'un cliché de bassin de face, et ce quelque soit la morphologie du patient.

De la même façon, nous avons pu démontré que le système EOS ne crée pas d'agrandissement lors de la réalisation d'un cliché de bassin de face, significativement, contrairement à la radiographie conventionnelle, qui en présente systématiquement un, mais sans corrélation retrouvée avec l'IMC du patient.

Concernant les patients en surpoids, les patients obèses et obèses morbides, notre étude a clairement démontré un bénéfice de l'EOS avec une diminution de l'irradiation.

L'agrandissement avec EOS était nul pour tout le monde, même chez ces patients obèses.

Notre étude a permis de montrer que le système EOS était meilleur que la radiographie conventionnelle au point de vue de l'irradiation et de l'agrandissement, pour tout le monde et donc nous conseillerions de faire réaliser des examens EOS plutôt que la radiographie conventionnelle pour les clichés du bassin de face à tout le monde, et ne pas particulièrement les réserver aux patients en surpoids ou aux patients obèses.

Critiques et Biais de l'étude

Notre étude portait sur un nombre de cas d'arthroplasties conséquent, renforçant sa puissance statistique.

Il est à noter que dans notre population, on comptait 186 hanches mais 183 patients. Les 3 cas d'arthroplasties bilatérales sont à signaler en raison d'un possible biais statistique à type de corrélation intra-patient. Cependant, ces 3 cas n'entraînent pas une limitation importante de notre analyse statistique.

Au niveau méthodologique, l'utilisation de la mesure de la taille de la tête afin d'évaluer l'agrandissement de la radiographie est une méthode déjà largement utilisée et fiable. (30, 68-78). On notera que dans notre étude, il n'est réalisé que le calcul d'un agrandissement réel, à partir du diamètre connu de la tête fémorale prothétique implantée, et non un agrandissement estimée à l'aide de marqueurs, comme il est réalisé dans l'étude de Bayne et al(70). Il nous a semblé inutile de réaliser ce genre de mesure, qui, s'il permet de calculer une erreur d'agrandissement d'un marqueur, n'était pas pertinent dans notre dite étude.

L'utilisation de la mesure de la taille de la tête fémorale prothétique implantée est, à notre sens, meilleure que les données mesurées réalisées sur cadavre(33, 65) et ce sur plusieurs points :

- la taille de la tête est connue, fiable et juste au micron près
- il est mesuré la même tête sur le même patient, avec les 2 techniques
- la tête est ronde, permettant de réaliser des mesures identiques quelque soit l'incidence
- la tête est toujours située précisément au niveau de la région d'intérêt, à savoir le centre de rotation de la hanche, et ce quelque soit l'incidence
- la tête bénéficie d'une structure suffisamment dense permettant d'obtenir des contours radiographiques nets et bien visibles, facilitant les mesures du diamètre de cette tête

La tête fémorale prothétique implantée est donc, à notre sens, le calibre parfait à mesurer lors de la recherche de l'agrandissement d'une radiographie de bassin en orthopédie.

Nous avons décidé de réaliser nos mesures d'irradiation avec le Produit Dose Surface (PDS) et non avec la dose à l'entrée (DE) en raison du caractère plus simple de la première donnée et plus disponible car présente sur l'ensemble des radiographies par rapport à la dose à l'entrée qui ne l'est pas. De plus, le PDS renseigne plus sur le niveau global de l'irradiation d'un examen, par rapport à la DE qui renseigne plus sur l'irradiation d'un organe. Dans tous les cas, ces mesures sont utilisées et fiables dans le calcul de l'irradiation.(79)

Lors de nos analyses statistiques, nous avons décidé d'utiliser soit un test T de Student soit un test de Wilcoxon. Ceci peut être critiquable en raison du trop grand nombre de valeurs similaires, mais également en raison du caractère non toujours gaussien de la distribution.

Irradiation avec le système EOS

Les valeurs moyennes retrouvées dans notre étude pour un examen d'imagerie sont différentes de celle retrouvées dans la littérature. En effet, Dubousset et al.(31) ont montré en 2005 que le système EOS réduisait l'irradiation d'un facteur de 8 à 10 par rapport à la radiographie conventionnelle. L'étude de Deschênes et al (32) du CHU Ste Justine à Montréal en 2010 semblait confirmer ces mesures avec des taux d'irradiation 6 à 9 fois moindres avec le système EOS qu'avec la radiographie conventionnelle. Notre étude montre des taux d'irradiation moyens avec le système EOS environ 2,5 fois inférieurs qu'avec la radiographie conventionnelle ou des médianes environ 2 fois inférieures. Si cette amélioration est respectable, elle n'atteint pas les diminutions de doses précédemment citées. On pourra discuter le fait que la radiographie conventionnelle a probablement réalisé des progrès dans le domaine de la diminution de l'irradiation depuis les premières études, soit il y a plus de 10 ans. De plus, cette diminution de dose retrouvée dans les précédents articles était une moyenne de la dose à l'entrée au niveau thoraco-abdominale et si on prenait les valeurs à la nuque, cette diminution de dose tombait à 3 fois moins d'irradiation. Enfin, les outils de mesure de cette irradiation sont différents puisque dans les études sus-citées, il était utilisé la dose à l'entrée alors que dans notre étude, il était utilisé le Produit Dose Surface.

Si dans notre étude, il semble y avoir une corrélation statistique entre l'irradiation délivrée par le système EOS et l'IMC, cette donnée est à pondérer avec les faibles taux d'irradiation de l'EOS, avec une irradiation maximale pour les patients obèses morbides qui est largement inférieure à la moyenne générale de la radiographie conventionnelle et toujours inférieure à 10dGy.cm². Afin de valider notre modèle de régression linéaire trouvant une augmentation de 0,20dGy.cm² par point d'IMC, pourtant statistiquement significatif, il serait nécessaire d'obtenir les données d'un échantillon plus grand.

Irradiation avec la radiographie conventionnelle

L'irradiation avec la radiographie conventionnelle doit respecter les principes de justification, d'optimisation et de limitation, car il s'agit d'une irradiation d'origine médicale, et donc non soumise au principe de précaution de la limitation de dose de la population générale de 1mS/an.

Dans notre étude, on retrouve une moyenne de l'irradiation pour un bassin de face avec la radiographie conventionnelle d'un peu moins de 20dGy.cm², ce qui est largement inférieur aux niveaux de référence préconisés par l'agence de sûreté nucléaire (37) qui est de l'ordre de 70dGy.cm². Toutefois, avec les patients obèses ou obèses morbides, la moyenne d'irradiation se rapproche de ce seuil, et les valeurs extrêmes peuvent même parfois le dépasser. Cette surexposition aux radiations chez les personnes obèses avait déjà été décrite dans la littérature avec des tentatives de moyens pour limiter cette surexposition(51). Avec le système EOS, nos résultats semblent montrer une légère augmentation de l'irradiation avec l'augmentation de l'IMC, comme expliqué juste précédemment, mais sans commune mesure avec l'augmentation de l'irradiation avec la radiographie conventionnelle qui est d'un peu plus de 0,7 dGy.cm² par point d'IMC supplémentaire. Toutefois, comme pour le système EOS, cette corrélation demande à être confirmée par un échantillon de population plus important.

De plus, le fait que lors de la réalisation de certains clichés de radiographie conventionnelle, et spécialement chez les obèses, plusieurs clichés aient dû être répétées avant d'obtenir une image satisfaisante, par problème de dosage ou de cadrage, constitue un biais important de notre étude. En effet, sur certains clichés de radiographies conventionnelles, l'exposition pouvait être insuffisante, ou il pouvait manquer, soit la partie inférieure de la prothèse au niveau fémorale, soit le haut des crêtes iliaques et la partie inférieure du rachis dans la partie supérieure du cliché. Ainsi, l'irradiation chez ces patients devient plus importante que la seule surexposition liée à la modalité du cliché : elle est augmentée par la multiplication des clichés. Malheureusement, nous n'avons pas pu quantifier cette surexposition, du fait que les clichés « ratés » aient directement été supprimés avant leur publication sur le réseau d'imagerie.

Dans la littérature, beaucoup d'articles mentionnent les effets des rayonnements sur l'organisme, plus ou moins directement. Dans tous les cas, ils rappellent pour chaque examen d'imagerie médicale la nécessité de justification, d'optimisation des machines et de limitation de dose (46, 80, 81), en lien avec les recommandations de la CIPR (46, 82).

Agrandissement avec le système EOS

Nos mesures montrent de façon pertinente et évidente l'absence d'agrandissement avec le système EOS.

Les 4 valeurs qui ne retrouvaient pas un agrandissement de 1 étaient une différence de seulement 1mm par rapport à la taille réelle, soit toujours inférieure à 5%, et n'étaient pas corrélées à des notions de poids ou d'IMC.

On peut tenter d'expliquer ces 4 valeurs « aberrantes » par deux mécanismes :

- Une seule observation et mesure des valeurs a été réalisée par un seul et même observateur. La corrélation inter et intra observateur des mesures n'a pas été réalisée, ce qui peut constituer un biais dans notre étude.
- Des erreurs de mesures ont pu être réalisées lorsque le patient bougeait dans le système EOS, rendant l'image avec quelques inexactitudes et notamment une tête non toujours parfaitement sphérique.



Figure 30 : Exemple de cliché EOS avec déformation modérée liée aux mouvements du patient

Agrandissement avec la radiographie conventionnelle

L'agrandissement avec la radiographie conventionnelle est un principe physique connu depuis longtemps(41, 42) qui a poussé les pionniers de la radiologie à améliorer leurs machines et à apprendre à utiliser et interpréter les examens avec cet agrandissement.

En orthopédie, la possibilité d'obtenir une image la plus fiable possible, sans agrandissement ou déformation, est une possibilité intéressante afin d'obtenir une vision la plus exacte de l'anatomie en vue de préparer la chirurgie.

Dans la littérature, nombres d'auteurs se sont intéressés à ce problème, notamment pour la réalisation de la planification préopératoire, chère à nombre d'orthopédistes. Le problème d'agrandissement lors de la planification a été démontré avec la possibilité

d'erreurs nombreuses dans le choix de la taille des implant(11, 23-25, 27, 30, 38, 44, 68, 70, 72, 74, 76-78, 83-88), et ce malgré des protocoles de réalisation de radiographies standardisés, avec une distance source-plaque-patient définie, censée donner un agrandissement similaire.(11, 43, 45, 89). Pour éviter ces problèmes et permettre de réaliser une planification préopératoire juste, il est nécessaire de réaliser un calibrage de la radiographie, et ce pour permettre d'utiliser les calques fourni par les fabricants de prothèses, qui sont eux-mêmes agrandis à 110%, 115% ou 120%. Ce calibrage peut prendre de nombreuses formes, de la simple tête fémorale prothétique à des systèmes commerciaux plus complexes, mais ils partagent tous le même principe : prendre référence sur la taille connue d'un objet pour permettre de calibrer l'image. (30, 38, 68, 70, 72, 74, 76-78, 87, 88). Mais la plupart de ces articles mentionnent également les difficultés de ce calibrage, avec des questionnements sur la position idéale des marqueurs dans un plan antéro-postérieur ou médio-latéral, pour refléter au mieux l'anatomie de la hanche et se rapprocher au plus de la zone concernée, à savoir dans les planifications pré opératoire, le centre de rotation de la hanche. De plus, certains auteurs mentionnent des problèmes de gêne ou de pudeur liés au positionnement de ces marqueurs –le plus souvent entre les jambes, spécialement chez les patients obèses(30, 77, 78).

Par rapport à notre étude, une de nos idées avait été de pouvoir présenter un pourcentage d'agrandissement radiographique en fonction de l'IMC, pour les praticiens ne disposant pas du système EOS. Ceci n'a pas été possible à la vue de nos résultats qui n'étaient pas statistiquement significatif en ce qui concerne l'agrandissement radiographique et l'IMC. Et de plus, même si les résultats avaient été statistiquement significatifs, ils n'auraient pas été pertinents car nous avons montré (de façon non significative) dans l'étude qu'une augmentation d'1 point d'IMC entrainerait une augmentation d'agrandissement de 0,17% soit 1,7% pour 10 points d'IMC ce qui aurait un faible impact clinique et une erreur faible.

A l'avenir, il pourrait être pertinent de s'intéresser au pourcentage d'agrandissement de la radiographie conventionnelle, non plus en fonction de l'IMC, dont on a pu démontré l'absence de corrélation statistiquement significative, mais en fonction de la morphologie du patient.

En effet, en s'intéressant aux phénotypes androïde ou gynoïde de nos patients, ou plus spécifiquement en mesurant leur longueur antéro-postérieure au niveau du bassin (correspondant donc à la profondeur d'un objet), il se pourrait qu'il soit trouvé une corrélation statistique avec l'agrandissement radiologique, car ces paramètres agissent directement sur la distance source-objet et objet-plaque. Ces données pourraient être l'objet d'une étude ultérieure.

4 - CONCLUSION

4 – Conclusion

Pour conclure, nous avons tout d'abord pu démontrer que le système EOS diminue l'irradiation de façon significative chez tous les patients, et particulièrement les patients en surpoids, par rapport à la radiographie conventionnelle, examen de référence, lors de la réalisation d'un cliché segmentaire de bassin de face. Le système EOS permet l'optimisation et la limitation de la dose d'irradiation par rapport à la radiographie conventionnelle, ce qui respecte 2 principes fondamentaux de la radioprotection, le troisième étant la justification de l'examen.

Nous avons ensuite démontré que le système EOS ne crée pas d'agrandissement lors de la réalisation d'un cliché de bassin de face, quelque soit la morphologie du patient, par rapport à la radiographie conventionnelle qui présente systématiquement un agrandissement, en moyenne de 1,15 ($\pm 0,05$). Le système EOS permettra de simplifier et fiabiliser la planification et les mesures coxométriques au bassin et à la hanche.

Cette méthode, sous réserve d'une meilleure accessibilité, possède les qualités, plus faible irradiation et absence d'agrandissement, pour venir remplacer la radiographie conventionnelle d'un cliché de bassin debout, particulièrement en orthopédie. Ces résultats restent vrais pour toutes les incidences pouvant être faites avec le système EOS.

5 - BIBLIOGRAPHIE

5 – Bibliographie

1. Lequesne M. [Coxometry. Measurement of the Basic Angles of the Adult Radiographic Hip by a Combined Protractor]. *Revue du rhumatisme et des maladies osteo-articulaires*. 1963;30:479-85.
2. Conti R. [Radiographic aspects of primary arthrosis of the hips. Supplementary coxometry]. *Reumatismo*. 1968;20(5):454-71.
3. Conti R. [Coxometry in the diagnosis and treatment of coxarthrosis]. *Polski tygodnik lekarski*. 1973;28(14):538-42.
4. Murgier J, Chiron P, Cavaignac E, Espie A, Bayle-Iniguez X, Lepage B. The lateral view head-neck index (LVHNI): a diagnostic tool for the sequelae of slipped capital femoral epiphysis. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2013;99(5):501-8.
5. Murgier J, Espie A, Bayle-Iniguez X, Cavaignac E, Chiron P. Frequency of radiographic signs of slipped capital femoral epiphysiolysis sequelae in hip arthroplasty candidates for coxarthrosis. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2013;99(7):791-7.
6. Murgier J, Reina N, Cavaignac E, Espie A, Bayle-Iniguez X, Chiron P. The frequency of sequelae of slipped upper femoral epiphysis in cam-type femoroacetabular impingement. *The bone & joint journal*. 2014;96-B(6):724-9.
7. Auleley GR, Rousselin B, Ayral X, Edouard-Noel R, Dougados M, Ravaud P. Osteoarthritis of the hip: agreement between joint space width measurements on standing and supine conventional radiographs. *Annals of the rheumatic diseases*. 1998;57(9):519-23.
8. Auleley GR, Duche A, Drape JL, Dougados M, Ravaud P. Measurement of joint space width in hip osteoarthritis: influence of joint positioning and radiographic procedure. *Rheumatology*. 2001;40(4):414-9.
9. Borrelli J, Jr., Goldfarb C, Catalano L, Evanoff BA. Assessment of articular fragment displacement in acetabular fractures: a comparison of computerized tomography and plain radiographs. *Journal of orthopaedic trauma*. 2002;16(7):449-56; discussion 56-7.

10. Lefavre KA, Blachut PA, Starr AJ, Slobogean GP, O'Brien PJ. Radiographic displacement in pelvic ring disruption: reliability of 3 previously described measurement techniques. *Journal of orthopaedic trauma*. 2014;28(3):160-6.
11. Capello WN. Preoperative planning of total hip arthroplasty. *Instructional course lectures*. 1986;35:249-57.
12. HAS. Les indications de la radiologie conventionnelle du bassin en rhumatologie. *Bon usage des technologies de santé*. 2008;octobre 2008.
13. Laupacis A, Bourne R, Rorabeck C, Feeny D, Wong C, Tugwell P, et al. The effect of elective total hip replacement on health-related quality of life. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1993;75(11):1619-26.
14. Garellick G, Malchau H, Herberts P, Hansson E, Axelsson H, Hansson T. Life expectancy and cost utility after total hip replacement. *Clinical orthopaedics and related research*. 1998(346):141-51.
15. Havelin LI, Engesaeter LB, Espehaug B, Furnes O, Lie SA, Vollset SE. The Norwegian Arthroplasty Register: 11 years and 73,000 arthroplasties. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 2000;71(4):337-53.
16. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007;370(9597):1508-19.
17. Makela KT, Eskelinen A, Pulkkinen P, Paavolainen P, Remes V. Total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in patients fifty-five years of age or older. An analysis of the Finnish arthroplasty registry. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2008;90(10):2160-70.
18. Callaghan JJ, Albright JC, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2000;82(4):487-97.
19. Clark CR, Huddleston HD, Schoch EP, 3rd, Thomas BJ. Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2006;14(1):38-45.
20. Upadhyay A, York S, Macaulay W, McGrory B, Robbennolt J, Bal BS. Medical malpractice in hip and knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2007;22(6 Suppl 2):2-7.
21. Austin MS, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH. Stability and leg length equality in total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2003;18(3 Suppl 1):88-90.

22. Hofmann AA, Skrzynski MC. Leg-length inequality and nerve palsy in total hip arthroplasty: a lawyer awaits! *Orthopedics*. 2000;23(9):943-4.
23. Muller ME. Lessons of 30 years of total hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1992(274):12-21.
24. Puget J. MO, LAFFOSSE J.-M. Planification préopératoire. ELSEVIER ed. SOFCOT JDCdedl, editor2005 2005.
25. Knight JL, Atwater RD. Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision. *The Journal of arthroplasty*. 1992;7 Suppl:403-9.
26. Charnley J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1970;72:7-21.
27. Egli S, Pisan M, Muller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1998;80(3):382-90.
28. Berrington de Gonzalez A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*. 2004;363(9406):345-51.
29. The B, Diercks RL, van Ooijen PM, van Horn JR. Comparison of analog and digital preoperative planning in total hip and knee arthroplasties. A prospective study of 173 hips and 65 total knees. *Acta orthopaedica*. 2005;76(1):78-84.
30. Heep H, Xu J, Lochteken C, Wedemeyer C. A simple and convenient method guide to determine the magnification of digital X-rays for preoperative planning in total hip arthroplasty. *Orthopedic reviews*. 2012;4(1):e12.
31. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, 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]. *Bulletin de l'Academie nationale de medecine*. 2005;189(2):287-97; discussion 97-300.
32. Deschenes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*. 2010;35(9):989-94.
33. Bittersohl B, Freitas J, Zaps D, Schmitz MR, Bomar JD, Muhamad AR, et al. EOS imaging of the human pelvis: reliability, validity, and controlled comparison with radiography. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2013;95(9):e581-9.
34. nucléaire I-IdReds. <http://www.irsn.fr/FR/Pages/Home.aspx>.

35. Olivier Godard JL. L'histoire de la radioprotection, un antécédent du principe de précaution 2005.
36. ICRP. <http://www.icrp.org> 2015.
37. ASN. PRÉSENTATION DES PRINCIPALES DISPOSITIONS RÉGLEMENTAIRES DE RADIOPROTECTION APPLICABLES EN RADIOLOGIE MÉDICALE ET DENTAIRE. Autorité de Sûreté Nucléaire, 2014 octobre 2014. Report No.
38. Godefroy D. CA, Morvan G., Rousselin B., Sarazin L. Les clichés simples du bassin. *J Radiol.* 2008;89:13.
39. Roemer FW, Hunter DJ, Winterstein A, Li L, Kim YJ, Cibere J, et al. Hip Osteoarthritis MRI Scoring System (HOAMS): reliability and associations with radiographic and clinical findings. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society.* 2011;19(8):946-62.
40. Turmezei TD, Fotiadou A, Lomas DJ, Hopper MA, Poole KE. A new CT grading system for hip osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society.* 2014;22(10):1360-6.
41. Gilardoni A, Schwarz GS. Magnification of radiographic images in clinical roentgenology and its present-day limit. *Radiology.* 1952;59(6):866-78.
42. Lofstrom JE, Warren CR. Magnification techniques in radiography; their practical value. *The X-ray technician.* 1954;26(3):161-5.
43. Ravaud P, Dougados M. Radiographic assessment in osteoarthritis. *The Journal of rheumatology.* 1997;24(4):786-91.
44. Hansson G, Jerre R, Sanders SM, Wallin J. Radiographic assessment of coxarthrosis following slipped capital femoral epiphysis. A 32-year follow-up study of 151 hips. *Acta radiologica.* 1993;34(2):117-23.
45. Turula KB, Friberg O, Haajanen J, Lindholm TS, Tallroth K. Weight-bearing radiography in total hip replacement. *Skeletal radiology.* 1985;14(3):200-4.
46. International Commission on Radiological P. Managing patient dose in digital radiology. A report of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP.* 2004;34(1):1-73.
47. Hoffman DA, Lonstein JE, Morin MM, Visscher W, Harris BS, 3rd, Boice JD, Jr. Breast cancer in women with scoliosis exposed to multiple diagnostic x rays. *Journal of the National Cancer Institute.* 1989;81(17):1307-12.

48. Bone CM, Hsieh GH. The risk of carcinogenesis from radiographs to pediatric orthopaedic patients. *Journal of pediatric orthopedics*. 2000;20(2):251-4.
49. Doody MM, Lonstein JE, Stovall M, Hacker DG, Luckyanov N, Land CE. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine*. 2000;25(16):2052-63.
50. Protection ICoR. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICPR*. 1991;21(60):3.
51. Yanch JC, Behrman RH, Hendricks MJ, McCall JH. Increased radiation dose to overweight and obese patients from radiographic examinations. *Radiology*. 2009;252(1):128-39.
52. Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, et al. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatric radiology*. 1998;28(7):557-61.
53. Charpak G, Saudinos J. Nuclear scattering radiography. *Progress in nuclear medicine*. 1981;7:164-74.
54. Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2011;20 Suppl 5:686-98.
55. Lazennec JY, Rousseau MA, Rangel A, Gorin M, Belicourt C, Brusson A, et al. 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 : OTSR*. 2011;97(4):373-80.
56. Lazennec JY, Rousseau MA, Brusson A, Folinais D, Amel M, Clarke I, et al. Total Hip Prostheses in Standing, Sitting and Squatting Positions: An Overview of Our 8 Years Practice Using the EOS Imaging Technology. *The open orthopaedics journal*. 2015;9:26-44.
57. Than P, Szuper K, Somoskeoy S, Warta V, Illes T. Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system. *International orthopaedics*. 2012;36(6):1291-7.

58. Bendaya S, Lazennec JY, Anglin C, Allena R, Sellam N, Thoumie P, et al. Healthy vs. osteoarthritic hips: a comparison of hip, pelvis and femoral parameters and relationships using the EOS(R) system. *Clinical biomechanics*. 2015;30(2):195-204.
59. Lazennec JY, Brusson A, Dominique F, Rousseau MA, Pour AE. Offset and anteversion reconstruction after cemented and uncemented total hip arthroplasty: an evaluation with the low-dose EOS system comparing two- and three-dimensional imaging. *International orthopaedics*. 2015;39(7):1259-67.
60. Guenoun B, El Hajj F, Biau D, Anract P, Courpied JP. Reliability of a new method for evaluating femoral stem positioning after total hip arthroplasty based on stereoradiographic 3D reconstruction. *The Journal of arthroplasty*. 2015;30(1):141-4.
61. Guenoun B, Zadegan F, Aim F, Hannouche D, Nizard R. Reliability of a new method for lower-extremity measurements based on stereoradiographic three-dimensional reconstruction. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2012;98(5):506-13.
62. Barbier O, Skalli W, Mainard L, Mainard D, Computer Assisted Orthopedic S-F. The reliability of the anterior pelvic plane for computer navigated acetabular component placement during total hip arthroplasty: prospective study with the EOS imaging system. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2014;100(6 Suppl):S287-91.
63. Pillet H, Sangeux M, Hausselle J, El Rachkidi R, Skalli W. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait & posture*. 2014;39(1):655-8.
64. Sangeux M, Pillet H, Skalli W. Which method of hip joint centre localisation should be used in gait analysis? *Gait & posture*. 2014;40(1):20-5.
65. Monazzam S, Agashe M, Hosalkar HS. Reliability of overcoverage parameters with varying morphologic pincer features: comparison of EOS(R) and radiography. *Clinical orthopaedics and related research*. 2013;471(8):2578-85.
66. McKenna C, Wade R, Faria R, Yang H, Stirk L, Gummerson N, et al. EOS 2D/3D X-ray imaging system: a systematic review and economic evaluation. *Health technology assessment*. 2012;16(14):1-188.
67. Wade R, Yang H, McKenna C, Faria R, Gummerson N, Woolacott N. A systematic review of the clinical effectiveness of EOS 2D/3D X-ray imaging system. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal*

Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society. 2013;22(2):296-304.

68. The B, Kootstra JW, Hosman AH, Verdonschot N, Gerritsma CL, Diercks RL. Comparison of techniques for correction of magnification of pelvic X-rays for hip surgery planning. *Journal of digital imaging*. 2007;20(4):329-35.

69. Gonzalez Della Valle A, Comba F, Taveras N, Salvati EA. The utility and precision of analogue and digital preoperative planning for total hip arthroplasty. *International orthopaedics*. 2008;32(3):289-94.

70. Bayne CO, Krosin M, Barber TC. Evaluation of the accuracy and use of x-ray markers in digital templating for total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2009;24(3):407-13.

71. Unnanuntana A, Wagner D, Goodman SB. The accuracy of preoperative templating in cementless total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2009;24(2):180-6.

72. Franken M, Grimm B, Heyligers I. A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2010;92(1):136-41.

73. Gamble P, de Beer J, Petruccioli D, Winemaker M. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2010;25(4):529-32.

74. Tripuraneni KR, Archibeck MJ, Junick DW, Carothers JT, White RE. Common errors in the execution of preoperative templating for primary total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2010;25(8):1235-9.

75. Efe T, El Zayat BF, Heyse TJ, Timmesfeld N, Fuchs-Winkelmann S, Schmitt J. Precision of preoperative digital templating in total hip arthroplasty. *Acta orthopaedica Belgica*. 2011;77(5):616-21.

76. Baxter JA, Barlow T, Karthikeyan S, Mayo DJ, King RJ. The accuracy of automatic calibration of digital pelvic radiographs using two different scale markers: a comparative study. *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy*. 2012;22(1):82-9.

77. Sinclair VF, Wilson J, Jain NP, Knowles D. Assessment of accuracy of marker ball placement in pre-operative templating for total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2014;29(8):1658-60.

78. Boese CK, Lechler P, Rose L, Dargel J, Oppermann J, Eysel P, et al. Calibration Markers for Digital Templating in Total Hip Arthroplasty. *PloS one*. 2015;10(7):e0128529.
79. Martin CJ. Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. *Radiation protection dosimetry*. 2008;128(4):389-412.
80. Martin CJ. Management of patient dose in radiology in the UK. *Radiation protection dosimetry*. 2011;147(3):355-72.
81. Huda W, Nickoloff EL, Boone JM. Overview of patient dosimetry in diagnostic radiology in the USA for the past 50 years. *Medical physics*. 2008;35(12):5713-28.
82. Vano E. ICRP recommendations on 'Managing patient dose in digital radiology'. *Radiation protection dosimetry*. 2005;114(1-3):126-30.
83. James P. Crutcher J, MD. Preoperative planning for total hip arthroplasty. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2000;10(No 2):102-5.
84. De Thomasson E, Mazel C, Guingand O, Terracher R. [Value of preoperative planning in total hip arthroplasty]. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*. 2002;88(3):229-35.
85. Della Valle AG, Padgett DE, Salvati EA. Preoperative planning for primary total hip arthroplasty. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005;13(7):455-62.
86. Gonzalez Della Valle A, Slullitel G, Piccaluga F, Salvati EA. The precision and usefulness of preoperative planning for cemented and hybrid primary total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2005;20(1):51-8.
87. Gorski JM, Schwartz L. A device to measure X-ray magnification in preoperative planning for cementless arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1986(202):302-6.
88. Conn KS, Clarke MT, Hallett JP. A simple guide to determine the magnification of radiographs and to improve the accuracy of preoperative templating. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 2002;84(2):269-72.
89. Clarke IC, Gruen T, Matos M, Amstutz HC. Improved methods for quantitative radiographic evaluation with particular reference to total-hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*. 1976(121):83-91.

6 - Annexes

6 - Annexes

Annexe 1 : Niveaux de Référence de la dose à l'entrée du patient (De) et du Produit dose surface (PDS) en radiologie conventionnelle chez l'adulte

Examen	De en mGy pour une incidence unique	PDS en cGy.cm² pour une incidence unique
Thorax de face (postéro-antérieur)	0,3	25
Thorax de profil	1,2	100
Abdomen sans préparation	8	700
Bassin de face (antéro-postérieur)	9	700
Hanche (face ou profil)	9	300
Rachis cervical (face ou profil)	4	75
Rachis dorsal de face	5	175
Rachis dorsal de profil	7	275
Rachis lombaire de face	10	450
Rachis lombaire de profil	25	800
Orthopantomographie	Sans objet	20

Annexe 2 : Cours des actions du système EOS (EOSI) lors de la crise chinoise de août 2015



Annexe 3 : Classification de l'obésité en fonction de l'IMC

IMC = Indice de Masse Corporelle = Poids (kg) / Taille(m)²

IMC = 18 à 25 : poids normal

IMC ≥ 25 : surpoids

IMC ≥ 30 : obésité

IMC ≥ 40 : obésité morbide

IMC ≥ 50 : obésité massive

TITRE : Etude prospective de l'irradiation et de l'agrandissement lors de la réalisation d'un cliché de bassin : système EOS comparé à la radiographie conventionnelle.

Dirigé par le Pr Philippe Chiron

Soutenue à Toulouse le 07 octobre 2015

La radiographie de bassin est un examen indispensable à la pratique orthopédique. Elle est classiquement réalisée avec un système de radiographie conventionnelle, qui pose un problème d'irradiation du patient et d'agrandissement de l'image. Récemment, le système EOS a été développé avec des technologies permettant de limiter l'irradiation et permettant théoriquement de ne pas créer d'agrandissement. L'objectif de ce travail était d'évaluer le système EOS dans la réalisation d'une radiographie de bassin de face afin d'en vérifier l'absence d'agrandissement, notamment chez les patients obèses, et d'évaluer l'irradiation de cette technique, par rapport à la radiographie conventionnelle.

MATERIEL ET METHODE : Tous les patients ayant bénéficié d'une arthroplastie de hanche entre septembre 2014 et avril 2015 ont bénéficié d'un cliché de bassin en post opératoire avec les 2 techniques. La taille de la tête était mesurée avec les 2 techniques et comparé à la taille implantée. L'irradiation de chaque technique était répertoriée. Une recherche de corrélation a été réalisée avec l'indice de masse corporelle (IMC) du patient.

RESULTAT : L'étude a porté sur 182 hanches. L'IMC a été retrouvé dans 138 cas. L'irradiation était significativement plus importante avec la radiographie conventionnelle qu'avec le système EOS : PDS médian de la radiographie conventionnelle = 15,0 (10,5 ; 25,2) contre PDS médian du système EOS = 8,2 (7,1 ; 9,7), $p < 0,0001$. Il était retrouvé une corrélation significative entre irradiation et IMC, particulièrement avec la radiographie conventionnelle. Concernant l'agrandissement, le système EOS n'en créait aucun, sauf dans 4 cas, contrairement à la radiographie conventionnelle qui en créait systématiquement un avec une moyenne de 1,15 ($\pm 0,05$). Il n'a pas été retrouvé de corrélation entre agrandissement et IMC.

CONCLUSION : Le système EOS diminue l'irradiation de façon significative chez tous les patients, par rapport à la radiographie conventionnelle, et il ne crée pas d'agrandissement, lors de la réalisation d'un cliché de bassin de face, même chez les patients en surpoids.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : MEDECINE SPECIALISEE CLINIQUE

Titre en anglais : Prospective study of irradiation and magnification on a pelvic imaging: EOS system versus conventional radiography.

MOTS CLES : EOS, radiographie, irradiation, agrandissement, bassin

KEYWORDS : EOS, radiography, Xray, irradiation, magnification, pelvis

Université Toulouse III - Paul Sabatier, Faculté de médecine Toulouse Purpan
37 Allées Jules Guesde 31000 TOULOUSE