



HAL
open science

Influence d'un système de régulation automatique du temps d'exposition sur l'optimisation des doses en radiographie intra-orale

Benoît Fabre

► **To cite this version:**

Benoît Fabre. Influence d'un système de régulation automatique du temps d'exposition sur l'optimisation des doses en radiographie intra-orale. Chirurgie. 2016. dumas-01278514

HAL Id: dumas-01278514

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01278514>

Submitted on 24 Feb 2016

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

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

Université de Bordeaux
Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques

Année 2016

N°14

Thèse pour l'obtention du
DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Benoit FABRE

Né le 23 Février 1991 à Bordeaux

Le: 17 Février 2016

**INFLUENCE D'UN SYSTEME DE REGULATION AUTOMATIQUE
DU TEMPS D'EXPOSITION SUR L'OPTIMISATION DES DOSES
EN RADIOGRAPHIE INTRA-ORALE**

Directeur de thèse

Docteur ROUAS Patrick

Membres du jury

Président	Mme M-j. BOILEAU	Professeur des Universités
Directeur	M. P. ROUAS	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	M. Y. DELBOS	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	M. E. DINCAU	Maître de Conférences des Universités

UNIVERSITE DE BORDEAUX

Président

M. TUNON DE LARA Manuel

Directeur de Collège des Sciences de la Santé

M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

<i>Directrice</i>	Mme	Caroline BERTRAND	58-02
<i>Directrice Adjointe – Chargée de la Formation initiale</i>	Mme	ORIEZ-PONS Dominique	58-01
<i>Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche</i>	M.	FRICAIN Jean-Christophe	57-02
<i>Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales</i>	M.	LASSERRE Jean-François	58-02

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Véronique	DUPOIS	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVE	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M.	Etienne	BARDINET	Orthopède dento-faciale	56-02
M.	Michek	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03

A notre Président de thèse

Madame la Professeur Marie-José BOILEAU

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-section Orthopédie dento-faciale 56-02

Merci pour l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence de cette thèse.

Je tiens aussi à vous remercier pour votre implication au sein du service hospitalo-universitaire dans lequel j'ai évolué pendant trois ans.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Patrick ROUAS

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Odontologie Pédiatrique – 56-01

Merci pour l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de diriger notre travail.

Je vous remercie pour votre disponibilité tout au long de l'étude et de la rédaction de cette thèse.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Yves DELBOS

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Odontologie Pédiatrique – 56-01

Merci d'avoir accepté de collaborer à ce travail et d'être mon rapporteur. Je vous remercie pour votre investissement.

Soyez assuré de ma profonde reconnaissance et de mon plus grand respect.

A notre Assesseur

Monsieur le Docteur Emmanuel D'Incau

Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier

Sous-section Prothèse dentaire 58-02

Je vous prie d'accepter mes plus sincères remerciements pour m'avoir fait l'honneur de faire partie de mon jury de thèse. Je vous remercie également pour votre enseignement magistral et hospitalier. Votre accessibilité et votre pédagogie à l'hôpital m'ont permis d'apprendre énormément pendant deux ans à vos côtés.

Je vous prie donc de trouver dans ce travail une marque de profond respect et de reconnaissance pour tout le savoir que vous m'avez transmis.

Remerciements

Nous tenons à remercier Monsieur Yves GONZALES, Personne Compétente en Radioprotection, pour son aide dans la réalisation des expérimentations, ainsi que pour sa disponibilité.

Nous souhaitons également remercier Monsieur Gautier ROMAIN et Mademoiselle Aurore SALVAUDON du service Biomédical de l'hôpital du Haut-Leveque de nous avoir permis d'emprunter le matériel nécessaire à la réalisation de notre étude, ainsi que pour leur disponibilité.

Nous adressons nos remerciements aux Docteur LAPLACE Flavie, LE FLOCH Hervé, LANGLADE Philipe et PINAQUY Mary pour nous avoir permis d'effectuer notre étude dans leurs locaux.

Merci,

A mes parents, pour tout le temps que vous me consacrez depuis 25 ans et pour la jeunesse que vous m'avez permis d'avoir. Je ne serais pas là où j'en suis aujourd'hui sans votre amour et l'éducation que vous m'avez inculquée.

A mon grand-père papounet, je ne saurais écrire correctement ce que tu représentes pour moi. J'aime penser à tous les moments qu'on a passés ensemble et les futurs à venir.

A ma sœur, mon frère, les Raynaux et au reste de la famille, j'aimerais que vous sachiez à quel point j'apprécie tous les moments que je passe à vos côtés.

Au cat, ça fait 5 ans que tu me supportes, tu connais donc mes qualités, mes défauts et mon amour pour toi. Maintenant que « la bouse » est écrite on peut penser au futur (enfin aux deux prochains mois).

A mon bras droit Lucho et mon bras gauche Baboom, j'aimerais me rappeler qui est l'idiot qui a eu l'idée de cette colocation que je le remercie. Il fallait être visionnaire pour pouvoir prédire que cela déboucherait sur, huit ans d'amitié, trois appartements, un chat, des souris, des petites boîtes, des lancers de couteaux, des lancers de sac de riz, une cave et tant d'autres choses... Vous êtes trèèèè zentiillll !

A Natoune, je suis ravi de t'avoir rencontré grâce à notre passion commune. Pour tous les moments qu'on a passés ensemble et ceux qui vont suivre.

Alexis love, Noopy, Harry plautard, Quentin de montargis, Joseph, N'a qu'une fesse et j'en passe, les gars vous me manquent. Énormément de bons souvenirs ensemble, il manque juste un beau voyage c'est quand tu veux.

Pierre S, Pierre S, Pierre P, Pierre Mathieu et Pierre Alexandre, ravi de vous avoir rencontrés au rugby comme quoi les belles amitiés se forgent vraiment dans ce sport. Pourvu que ça dure grâce à nos week-ends qui respirent l'intelligence. Je vous aime putain !

A Larry, Rozen (et bidoche), merci d'avoir fait l'erreur de venir vivre avec nous.

A tous les copains (qui se reconnaîtront) de promo et autres, que je ne peux pas citer car si mes remerciements sont plus longs que mon introduction je vais passer pour un guignol, merci encore pour votre amitié.

Et enfin un énorme merci aux oies sauvages de Michel (RIP) ainsi qu'aux vieux et plus jeunes du rugby que je côtoie depuis plus de six ans maintenant.

Table des matières

1.INTRODUCTION.....	13
2.GÉNÉRALITÉS.....	14
2.1 L'appareil radiographique intra-oral.....	14
2.2 Les interactions des rayons X avec la matière.....	15
2.2.1 Les effets déterministes.....	15
2.2.2 Les effets stochastiques.....	17
2.3 La radio-exposition humaine.....	18
2.4 Risque et irradiation en odontologie.....	18
2.4.1 L'exposition au cabinet dentaire.....	18
2.4.2 Le principe ALARA.....	19
2.4.2.1 La justification.....	19
2.4.2.2 L'optimisation.....	19
2.4.3 Les dispositions réglementaires mises en place au cabinet dentaire	22
2.4.3.1 Une installation contrôlée.....	22
2.4.3.2 Une zone surveillée.....	22
2.4.3.3 Une maintenance et des contrôles de qualité.....	22
2.5 La qualité de l'image radiographique.....	23
3.MATERIELS ET METHODES.....	25
3.1 Matériels.....	25
3.1.1 Les appareils radiographiques intra-oraux.....	25
3.1.2 Les outils de mesures.....	26
3.2 Méthodes.....	30
3.2.1 Mesure de la dose absorbée au niveau du capteur.....	30
3.2.2 Evaluation de la qualité d'image des clichés obtenus.....	32
3.2.3 Mesure de la dose équivalente à 50 cm et 1 m.....	32
3.2.4 Méthode statistique.....	33
4.RÉSULTATS.....	34
4.1 Résultats dosimétriques de la dose absorbée.....	34
4.1.1 Analyse de la reproductibilité de l'étude.....	35
4.1.2 Analyse de la réduction de dose absorbée avec des pré-réglages recommandés par les constructeurs.....	38
4.1.3 Analyse de la réduction de la dose absorbée avec des pré-réglages utilisés par les	

praticiens.....	39
4.2 Résultats dosimétriques de la dose équivalente.....	41
4.2.1 Analyse de la réduction de la dose équivalente à 50 cm.....	41
4.2.2 Analyse de la réduction de la dose équivalente à 1m.....	42
4.3 Analyse de la qualité d'image.....	43
4.3.1 Mesure du SNR.....	43
4.3.1.1Analyse du SNR avec des pré-réglages recommandés par les constructeurs.....	44
4.3.1.2Analyse du SNR avec des pré-réglages utilisés par les praticiens.....	45
4.3.2 Résultats de la mire de résolution	46
4.4 Analyse de la technologie Sopix Inside®.....	48
5.DISCUSSION.....	49
6. CONCLUSION.....	54
Bibliographie.....	55
Annexes.....	59

1. INTRODUCTION

La découverte des rayons X par Wilhelm Röntgen en 1895 a révolutionné les connaissances et les pratiques médicales, jusqu'à devenir un outil incontournable pour un exercice optimal des professions médicales. Cependant, une exposition aux rayonnements ionisants à une dose trop élevée, présente des risques pour le praticien et le patient, en particulier les enfants. Ainsi, des lois permettant la régulation de l'utilisation des rayons X ont été mises en place selon le principe de précaution ALARA (**as low as reasonably achievable**) qui prône une utilisation des rayons X justifiée, et optimisée.

L'appareil radiographique **X-mind Unity**[®], présente une technologie AEC (**automatic exposure control**) intégrée au capteur (**Sopix Inside**[®]) qui permet de réduire le temps d'exposition aux rayonnements ionisants. En effet, le capteur directement relié au générateur, stoppe l'émission de rayons X lorsqu'il juge que la dose qu'il a reçue permet l'obtention d'une image de qualité suffisante pour une exploitation diagnostique.

Ce travail de recherche vise à répondre à certaines interrogations. Ces nouveaux systèmes de générateurs radiologiques sont-ils réellement efficaces dans la réduction des doses de rayons X ? Le principe d'optimisation est-il toujours assuré par ce type d'appareil ?

L'objectif premier de cette étude est donc de mesurer la réduction de dose délivrée par le **X-mind Unity**[®], au niveau du capteur radiographique, et à des distances simulant les personnes se trouvant à proximité du générateur. Les résultats obtenus seront comparés à d'autres appareils radiographiques répandus sur le marché.

Nous vérifierons également, l'optimisation des clichés radiographiques en analysant de manière subjective et objective la qualité des images.

2. GÉNÉRALITÉS

2.1 L'appareil radiographique intra-oral

A l'intérieur du tube radiogène (figure 1), les rayons X sont produits en envoyant des électrons sur une cible afin d'obtenir des rayonnements de freinage. On retrouve dans une ampoule en verre dans laquelle se trouve un vide poussé, deux électrodes face à face : un filament de tungstène qui fait office de cathode et une plaque de métal d'un numéro atomique Z élevé qui joue le rôle de l'anode. A chaque tir radiographique, du courant va parcourir le filament de tungstène permettant par processus thermo-ionique la libération d'une quantité d'électrons de la surface de ce dernier. Puis entre les deux électrodes, est appliquée une importante différence de potentiel, qui a pour but d'accélérer les électrons libérés afin qu'ils obtiennent une énergie cinétique importante permettant la création de photons X en percutant l'anode (1, 2).

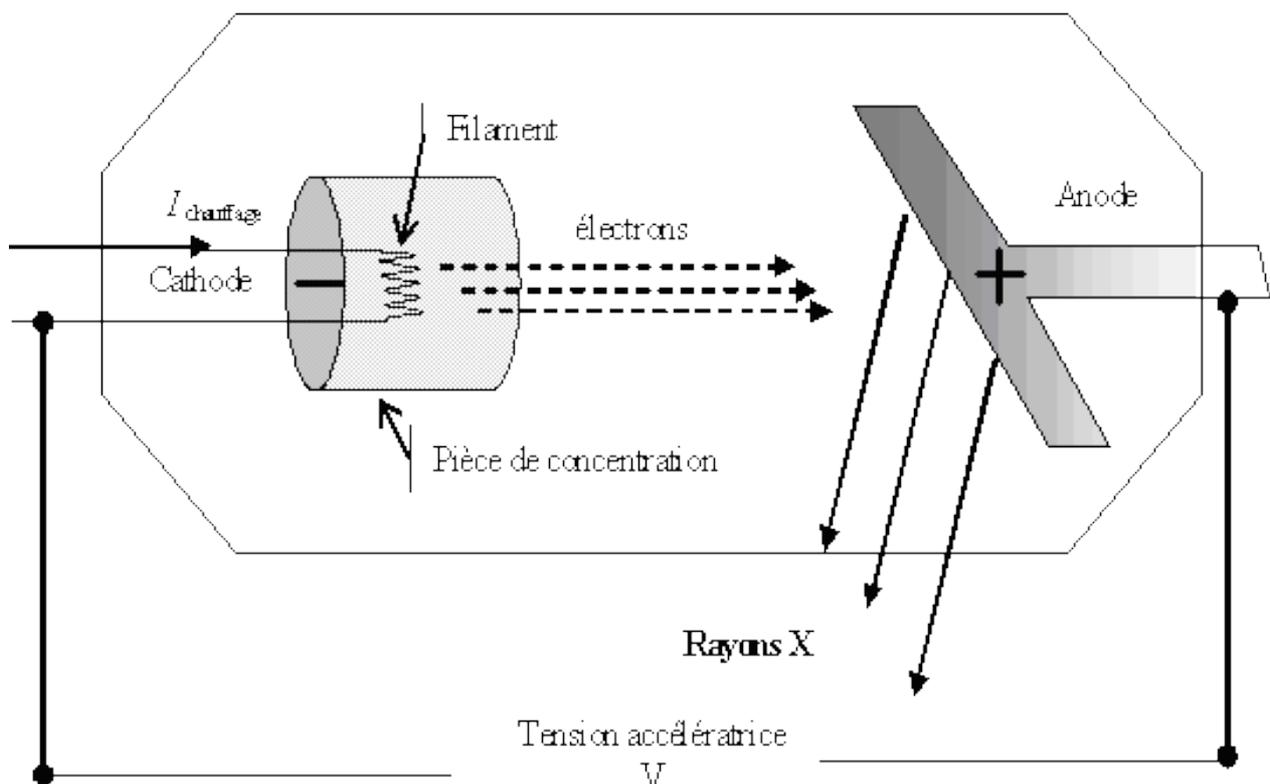


Figure 1: Générateur de rayons X (d'après http://patrick.kohl.pagesperso-orange.fr/spectro_oem/spectro_oem_10.htm)

2.2 Les interactions des rayons X avec la matière

Avant de parvenir au récepteur radiographique, les rayons X traversent la zone du corps que l'on veut analyser. Dans le cas d'une radiographie rétro-alvéolaire, le faisceau de rayons traverse et interagit avec des tissus de densités différentes tel que la peau, la graisse, l'os, la dent et la gencive. Durant leur trajet dans la matière, les photons X vont être diffusés, ou absorbés par la matière (si le numéro atomique Z des atomes de la matière traversée est élevé) dans ce cas, les photons interagissent avec les électrons liés aux atomes de la matière traversée en leur transférant leur énergie (1, 2). Ce phénomène d'ionisation des rayons X est à l'origine des effets biologiques. En effet, les rayonnements ionisants déclenchent des réactions physico-chimiques pouvant causer des modifications cellulaires au niveau de la structure ou du noyau (3). On distingue alors des effets déterministes et des effets stochastiques.

2.2.1 Les effets déterministes

Ils sont la conséquence de la mort cellulaire provoquée par les rayonnements ionisants. Ces effets apparaissent de manière certaine à partir d'une dose dite seuil et cela dans un laps de temps qui peut être court ou tardif en fonction du niveau d'atteinte de l'organe. Une fois le seuil franchi, débute la mort cellulaire. Plus la dose est importante, plus les effets seront graves et précoces, car le nombre de cellules tuées augmente avec la dose (tableaux 1 et 2)). Ces effets déterministes peuvent survenir suite à une irradiation partielle c'est à dire sur seulement une zone ciblée telle que la peau ou le cristallin, ou suite à une irradiation globale du corps engageant le pronostic vital de la personne. Ces effets sont observables lors d'une catastrophe naturelle (Tchernobyl, Fukushima) ou lors d'un incident en rapport avec une radiothérapie. L'imagerie intra-orale utilisée en Odontologie ne cause jamais d'effet déterministe (1, 4).

Dose absorbée (Gy)	Effets
0,2 à 0,3	Dose seuil pas de symptomatologie
1 à 2	Nausée, vomissement, malaise
4	Mort dans 50 % des cas
10 à 15	Coma et mort en 24 H

Tableau 1 : Effets d'une radio-exposition globale en fonction de la dose absorbée d'après Jean-Michel Foucart (1)

Tissus	Dose absorbée (Gy)	Effets	
Glandes salivaires	0 à 60	Diminution flux salivaire	
	> 60	Xérostomie	
Gonades :	- Testicules	0,15 à 5	Stérilité temporaire
		- Ovaires	> 5
		7	Stérilité chez la femme > 40 ans
		12 à 15	Stérilité chez la femme > 25 ans
Cristallin	0,5 à 2	Opacités	
	> 5	Cataracte tardive à évolution rapide	
Embryon	0,2	Seuil proposition IVG	
	< 10 jours	Loi du tout ou rien	
	entre 10j et 3 mois	3-10 semaines œil squelette 8-16 semaines cerveau	
	> 3 mois	Retard de croissance	

Tableau 2 : Effets d'une radio-exposition partielle en fonction de la dose absorbée et des tissus d'après Jean-Michel Foucart (1)

2.2.2 Les effets stochastiques

Ils sont aléatoires et peuvent survenir quelque soit la dose reçue. Les effets stochastiques ne sont pas synonymes de mort cellulaire, mais plus souvent de modification ou d'altération de l'ADN des cellules touchées (5). Si la mutation porte sur une cellule somatique, les effets porteront sur l'individu touché. On parle alors d'effet cancérogène. Si la mutation porte sur une cellule germinale, les effets porteront sur l'individu exposé mais pourront aussi être transmis à la descendance. On parle alors d'effets héréditaires (1). Les effets stochastiques peuvent donc survenir n'importe quand, après l'exposition au rayonnement ionisant, ou plus tardivement chez la descendance. La gravité des effets stochastiques est sans lien avec la dose, mais leur probabilité de survenue croît avec l'augmentation de la dose.

Afin d'éviter au maximum l'apparition d'effets stochastiques, la Commission Internationale de Protection Radiologique (ICRP), a établi un schéma prédictif le plus pessimiste possible d'apparition d'un cancer en fonction de la dose. Ils ont alors déterminé, une relation dose-effet sans seuil (figure 2), selon laquelle il existe une relation linéaire entre la dose et le risque d'induire un nouveau cancer pour des doses inférieures à 100mSv. C'est sur ce principe que repose le radio-diagnostic qui se pratique avec la dose la plus faible possible.

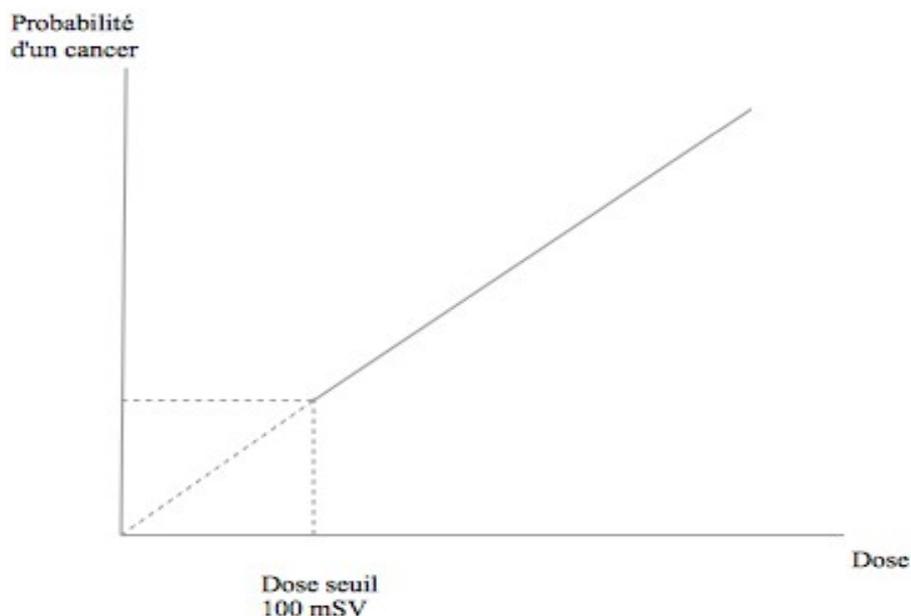


Figure 2 : Relation dose-effet sans seuil

2.3 La radio-exposition humaine

Lorsque l'on parle d'exposition humaine aux rayonnements ionisants, on distingue l'exposition interne synonyme d'absorption d'une substance radioactive (suite à une ingestion, injection ...), de l'exposition externe (suite aux rayonnements cosmiques, à des retombées nucléaires ou à des sources artificielles industrielles et médicales).

- La dose absorbée est exprimée en Grays (Gy), elle représente la quantité de rayons X absorbée par la matière exposée aux rayonnements ionisants.
- La dose équivalente s'exprime en Sieverts (Sv), et permet d'évaluer les effets biologiques d'un rayonnement sur la matière exposée. La dose équivalente dépend directement de la dose absorbée par la matière mais aussi de la qualité du rayonnement. En effet, chaque rayonnement possède un facteur de pondération radiologique W_r qui lui est propre.
- La dose efficace s'exprime en Sieverts (Sv), elle évalue la probabilité d'apparition d'effets stochastiques pour chaque organe selon un facteur de pondération tissulaire W_t (6, 7).

2.4 Risque et irradiation en odontologie

2.4.1 L'exposition au cabinet dentaire

L'apparition d'effets déterministes suite à des consultations au cabinet dentaire est peu probable car le seuil d'apparition ne peut être franchi sauf circonstances exceptionnelles tel qu'un dérèglement du générateur par exemple. Cependant, il existe des organes radiosensibles dans le cou et la tête, comme la thyroïde, les glandes salivaires, la moelle osseuse ou le cerveau. Certaines études démontrent que l'accumulation de tirs radiographiques en vue d'un diagnostic dentaire augmenterait le risque d'apparition de tumeur (8, 9). La population pédiatrique et plus particulièrement les jeunes enfants, présentent une radiosensibilité accrue due à la maturité de leurs organes. Leur espérance de vie nettement plus élevée que celle d'un adulte augmente aussi la probabilité d'apparition d'un cancer radio-induit dans le temps (10, 11). Le praticien se retrouve lui aussi exposé aux radiations, notamment au niveau des mains et des doigts,

s'il ne prend pas les mesures de protection nécessaire. On peut observer à partir de dose supérieure à 2 Gy en dose cumulée par an, l'apparition de manifestations cliniques radio-induites (radiodermites, nécroses...) (12).

2.4.2 Le principe ALARA

La radioprotection, repose sur le principe ALARA, qui s'articule autour de deux principes, la justification et l'optimisation (13).

2.4.2.1 La justification

Selon l'article R. 43-51 du code de la santé publique, ce principe stipule que tout acte radiographique dans un but diagnostique, thérapeutique ou de dépistage, doit se justifier par le bénéfice qu'il apporte par rapport au risque. Doit donc avoir lieu, une analyse préalable afin de s'assurer que l'acte radiographique présente un avantage direct suffisant au regard du risque qu'il peut présenter et qu'aucune autre technique d'efficacité comparable comportant de moindres risques n'est disponible.

En dentisterie, le radiodiagnostic est un examen complémentaire, où le chirurgien-dentiste doit avant de recourir à cet examen, étudier toutes les informations mises à sa disposition (anciennes radiographies, examen clinique...), afin d'évaluer le rapport du bénéfice sur le risque apporté par le radiodiagnostic.

2.4.2.2 L'optimisation

L'optimisation, consiste en l'emploi de la technique radiologique la mieux adaptée. Sous-entendant, une dose délivrée au patient la plus faible possible tout en permettant l'obtention d'une image de qualité suffisante au diagnostic. Selon l'article R. 1333-59 du code de la Santé Publique, afin de respecter le principe d'optimisation le chirurgien-dentiste, doit mettre en œuvre lors du choix de l'équipement, de la réalisation de l'acte, de l'évaluation des doses de rayonnements, des procédures et opérations tendant à maintenir la dose de rayonnements au niveau le plus faible.

Des niveaux de références diagnostiques (NRD), sont établis en étudiant la distribution des doses pour un examen donné dans plusieurs sites, et en retenant pour valeur de NRD le 75e percentile de cette distribution (figure 3), c'est à dire la valeur en dessous de laquelle se situe 75% des mesures. Les NRD font figure de guides

d'optimisation pour les praticiens et ne sont pas des doses optimales ni des limites de doses, et sont établis afin de maintenir les doses délivrées au niveau le plus bas possible tout en étant compatibles avec le diagnostic recherché (14).

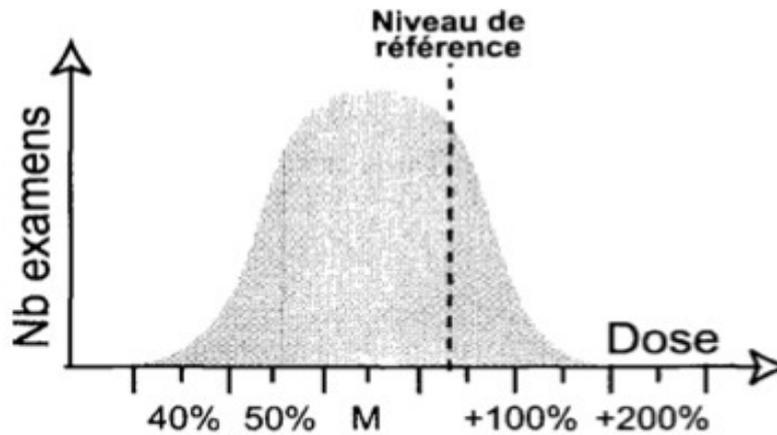


Figure 3 : représentation schématique du 75e percentile d'une distribution de dose (15)

La quantité et la qualité des rayons X (tableau 3) produits par le générateur est directement dépendante de trois paramètres ajustables par l'opérateur avant chaque tir radiographique (16).

- L'intensité (6-8mA) qui parcourt le filament de tungstène, permet par incandescence l'émission thermo-ionique d'électrons. Plus l'intensité du courant sera élevée, plus la production d'électrons sera importante.
- La différence de potentiel appliquée entre la cathode et l'anode (60-70 Kv), va déplacer avec une énergie cinétique d'autant plus importante que la tension sera élevée, les électrons disponibles (cathode) vers la plaque métallique de tungstène (anode). Plus la tension accélératrice sera élevée plus elle mobilisera un grand nombre d'électrons vers l'anode.
- La durée de l'émission, est directement liée à la quantité de production d'électrons.

On peut donc en déduire, que l'intensité et le temps d'émission choisis influenceront directement la production de rayons X. Tandis que la tension agira surtout sur leur qualité et leur pouvoir de pénétration plus important.

Facteurs/effets sur les rayons X	Quantité	Qualité
Intensité (mA)	oui	non
Tension (kVp)	non	oui
Temps d'exposition (ms)	oui	non

Tableau 3 : Influence des paramètres d'exposition sur les caractéristiques des photons X d'après guide de la radiologie en cabinet dentaire (12)

D'autres paramètres permettent d'influer sur la quantité et la qualité des rayons X émis.

- La filtration du faisceau de rayon X à la sortie du tube par des filtres d'aluminium limite la dose absorbée par le patient en stoppant les rayons X peu énergétiques, c'est à dire qu'ils ont un pouvoir de pénétration faible et qu'ils seraient fortement absorbés par la peau des patients (17).
- La longueur du tube applicateur à la sortie du générateur détermine la distance entre la source et le récepteur. Plus la distance est importante moins la surface irradiée sera grande et meilleure sera la qualité d'image.
- La collimation du tube radiogène détermine la surface irradiée. L'utilisation d'une collimation rectangulaire adaptée à la taille du récepteur, permet de diminuer la surface et le volume de tissu exposé (18).
- Le récepteur utilisé, de part sa vitesse d'acquisition et sa sensibilité, influence le temps d'exposition nécessaire à l'obtention d'une radiographie exploitable. Les récepteurs numériques ont permis une diminution de 40 à 50 % du temps d'exposition par rapport à l'utilisation de récepteur de type film argentique (19).

2.4.3 Les dispositions réglementaires mises en place au cabinet dentaire

2.4.3.1 Une installation contrôlée

L'aménagement des locaux pour la conformité des installations radiologiques est soumis à des normes

- **NF C15-160**, installation pour la production et l'utilisation des rayons X
- **NF C15-163** et **NF C15-163/A1**, installation de radiodiagnostic dentaire
- **NF C15-100**, norme électrique

Il y a donc des règles concernant la surface minimale de la pièce où se situe le générateur de rayons X. L'alimentation électrique doit être conforme à son utilisation. Les murs du local doivent assurer une protection contre les rayonnements ionisants.

2.4.3.2 Une zone surveillée

Les cabinets dentaires sont définis comme des zones surveillées par les organismes de radioprotection. On prend en compte la dose efficace pour l'exposition interne, la dose équivalente pour l'exposition des extrémités et le débit de dose horaire au niveau de l'organisme entier pour déterminer la classification des zones. Ainsi, le praticien devra porter un dosimètre passif personnel relevé tous les 3 mois afin de contrôler son exposition annuelle aux rayonnements. Un dosimètre d'ambiance doit lui aussi être présent dans le cabinet, lequel sera relevé tous les mois, il ne doit pas subir une exposition directe mais doit enregistrer les rayonnements indirects cumulés. Un dosimètre témoin (différent du dosimètre d'ambiance), doit être placé dans une salle neutre. Il permet de servir de référence aux autres dosimètres et de quantifier les rayonnements naturels et ou accidentels qui varient selon la situation géographique.

2.4.3.3 Une maintenance et des contrôles de qualité

Les dispositifs de radiodiagnostic font l'objet d'une maintenance sous la responsabilité de l'utilisateur. Deux obligations concernent la maintenance des dispositifs radiographiques médicaux. Tout d'abord il faut assurer la sécurité des personnes se retrouvant exposées aux rayonnements en vérifiant le bon fonctionnement du générateur,

la qualité du récepteur (argentique, numérique...). Puis il faut maintenir les performances du générateur afin d'utiliser le moins de rayonnement possible et cela en effectuant des contrôles de qualité internes par l'utilisateur lui même, ou externes en faisant appel à un organisme agréé. Chaque opération de maintenance est enregistrée dans un registre propre à chaque appareil radiographique avec l'identité de la personne qui l'a effectuée et la date de l'opération.

2.5 La qualité de l'image radiographique

Lors d'un cliché radiographique, l'optimisation de la dose délivrée au cours de l'examen doit permettre une lecture optimale de l'image obtenue. Les rayons X issus du générateur vont parcourir et interagir avec la matière qu'ils traversent. Ainsi, au niveau du récepteur, on retrouve des photons diffusés (résultant de l'interaction des photons X initiaux avec la matière), et des photons transmis, qui ont subi une atténuation dont la valeur en un point est proportionnelle à la densité et la longueur de la matière traversée. Ces photons (diffusés et transmis) sont ensuite captés par le récepteur et transformés en signal électrique. La qualité de l'image dépend, des propriétés physique du récepteur (20, 21) ainsi que de trois facteurs que sont le contraste, le bruit et la résolution spatiale (22).

Le contraste dans une image permet de distinguer deux zones adjacentes homogènes. C'est la traduction de la quantité de photons X reçue par le capteur numérique en un point donné. Il dépend du coefficient d'atténuation linéaire des photons qui est déterminé par leur énergie cinétique (kilo-voltage) et de la densité du milieu qu'ils ont traversé (contraste de l'objet) (23). En fonction de la tension employée et donc de l'énergie cinétique que les photons vont avoir, leur coefficient d'atténuation linéaire change. En baissant la tension et en augmentant l'intensité on peut augmenter le contraste (24).

Le bruit correspond aux rayonnements diffusés qui créent des fluctuations indésirables dans l'intensité du signal. Il détériore la qualité de l'image car ces fluctuations peuvent rendre plus difficile la détection du signal initial. On le décrit comme une incertitude ou imprécision avec laquelle le signal est enregistré et correspond à l'écart-type des mesures du signal dans une région homogène. Le bruit se caractérise sur une image par des grains. Lorsqu'il augmente, la lisibilité et les détails de l'image sont altérés. En augmentant l'intensité du signal et donc la dose de photons X, on peut diminuer le bruit. (25).

La résolution spatiale correspond à la dimension minimale mesurable d'un objet dans des conditions d'observation parfaites : elle se mesure en paire de ligne par millimètres (pl/mm).

Il est possible de prévoir la qualité des images obtenues en fonction de la dose délivrée, grâce à des mires de résolutions. Elles sont intégrées à des fantôme tests et permettent de déterminer la résolution spatiale ainsi que le contraste pour une dose délivrée au patient et ainsi d'optimiser les clichés radiographiques (26). Il est aussi possible de mesurer la qualité d'imagerie du système utilisé, grâce au rapport signal sur bruit (ou **signal to noise ratio** SNR) ou le rapport contraste sur bruit (ou **contrast to noise ratio** CNR) (23). Ces mesures permettent de quantifier la qualité d'une image en comparant le signal original par rapport aux fluctuations parasites (figure 4).

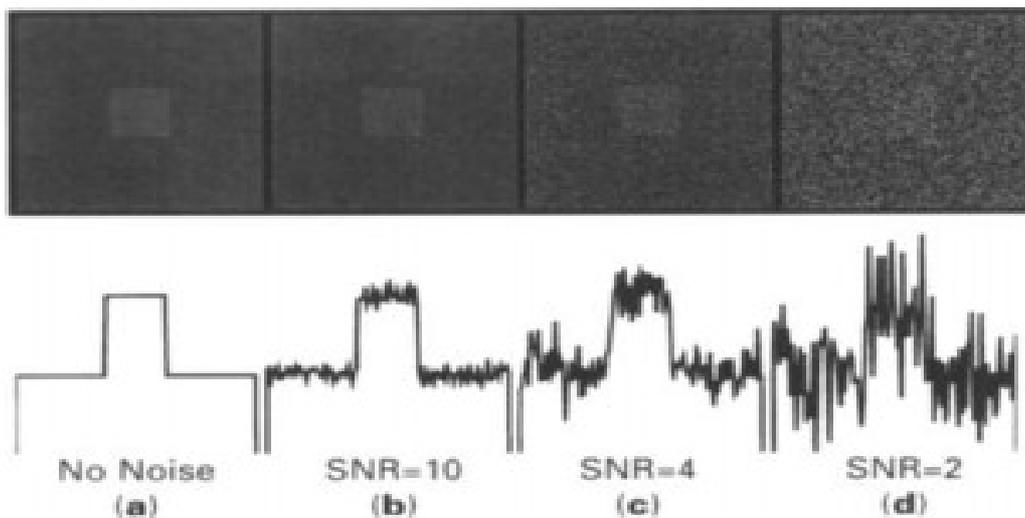


Figure 4 : Evolution du SNR en fonction de la présence du bruit dans l'image d'après A. Workman et D-S. Brettle (23)

3. MATERIELS ET METHODES

Notre étude a été réalisée dans les cabinets dentaires des docteurs Pinaquy Mary, Le Floch Hervé, Langlade Philippe, Laplace Flavie, et Rouas Patrick.

L'objectif principal de notre étude est de vérifier si l'appareil **X-Mind Unity**[®] commercialisé par le groupe **Acteon**[®], permet une réduction significative de l'irradiation tout en conservant une qualité d'image suffisante.

L'hypothèse émise est que grâce à la technologie **Sopix Inside**[®], le **X-Mind Unity**[®] permet une réduction significative de la dose délivrée.

Dans un premier temps, nous allons donc comparer les doses délivrées par le **X-Mind Unity**[®], à celles délivrées par d'autres appareils radiographiques, en fonction des constantes (mA, kVp et temps d'exposition), recommandées par les fabricants, puis celles paramétrées par les praticiens, afin de se rapprocher d'une pratique clinique quotidienne.

Dans un second temps, nous allons analyser la qualité des images obtenues grâce à la mire intégrée au fantôme, puis à l'aide du logiciel **image J**.

Enfin, une analyse des mesures d'ambiance est réalisée à 50 cm et 1 m de la source de rayons X, dans des positions différentes afin de simuler l'irradiation des personnes se tenant à cette portée.

3.1 Matériels

3.1.1 Les appareils radiographiques intra-oraux

Les données présentées dans cette étude, sont issues de quatre appareils radiographiques intra-oraux.

- **X-mind Unity**[®], dernier appareil intra-oral de la société **ACTEON**[®], tension disponible 60-65-70 kVp ; milliampérage $4-7 \pm 1$ mA, couplé à un tube radiographique de 20 cm de longueur et 6 cm de diamètre, la filtration totale est de 2,2 mm Al éq. (aluminium ou équivalent).
- **X-mind AC**[®], premier générateur créé par la société **ACTEON**[®], tension 60-70 kVp, un tube radiographique de 20 cm de longueur et 6cm de diamètre, et une filtration totale 2,2 mm Al éq.

- **Sirona Heliodont plus**[®], dernière génération des générateurs intra-oraux de la marque **SIRONA**[®], 60-70 ± 5 kVp ; 7 ± 1,4 mA, tube de 20 cm de longueur et 6cm de diamètre ; filtration totale 1,5 mm Al éq.
- **Kodak 2200**[®], dernier modèle des générateurs intra-oraux, commercialisé par la société **CARESTREAM**[®], 60-70 kVp ; 7 mA film argentique, 4 mA film numérique, filtration total du tube de 20 cm de longueur et 6cm de diamètre, la filtration totale est 2,5 mm Al éq.

3.1.2 Les outils de mesures

Un fantôme **DigidentU**[®] (figure 5), de la société **ORION**[®] en PolyMethyl-MethAcrylate (PMMA) est utilisé pour les mesures de la dose absorbée avec les différents pré-réglages. Ce fantôme est composé d'un guide de centrage du collimateur, d'un filtre en aluminium de 6mm et d'une mire de résolution de 2,0 à 6,3 lp/mm, avec des trous de contraste de diamètre 1 ; 1,5 ; 2 et 2,5. La base possède un logement pour le détecteur de dose et pour le récepteur radiographique.



Figure 5 : Fantôme de PMMA DigidentU[®] de la société ORION[®]. D'après <http://www.orion-france.com>

Un électromètre de type Unfors® (figure 6) **RayeSafe Xi**®, de la société **RayeSafe**® permet de mesurer le kilo-voltage, le micro-ampérage et la dose absorbée en Gy. Il est positionné sur un plan horizontal sous la base du fantôme en PMMA au niveau du logement prévu à cet effet.



Figure 6 : Electromètre **RayeSafe Xi**® de type Unfors® d'après <http://www.raysafe.com>

Pour la mesure de la dose équivalente transmise aux personnes présentes dans la pièce pendant l'acte radiographique, un fantôme en PMMA diamètre 16cm (*figure 7*) est utilisé. Ce dernier est conforme au fantôme équivalent tête préconisé par la norme NFC15-160 de mars 2011, permettant de simuler la tête du patient afin de mesurer la dose équivalente à 50 cm et 1 m.



Figure 7 : Fantôme PMMA de 16cm de diamètre d'après <http://www.orion-france.com>

Associé au fantôme tête, un radiamètre (figure 8) AT1123 N° de série:1111111111, avec lequel des mesures à 50 cm et 1 m sont effectuées afin d'évaluer la dose équivalente sur les personnes se trouvant dans cette zone autour du point d'irradiation.



Figure 8 : Radiamètre AT1123 d'après <http://www.apvl.com>

3.2 Méthodes

Légende utilisée :

M : Molaires maxillaires

mm : molaires mandibulaires

P : Prémolaires maxillaires

pm : prémolaires mandibulaires

C : Canines maxillaires

cm : canines mandibulaires

I : Incisives maxillaires

im : incisives mandibulaires

3.2.1 Mesure de la dose absorbée au niveau du capteur

Le fantôme **DigidentU**[®] est positionné sur un plan horizontal. On vient fixer à l'aide du cordon prévu à cet effet le capteur RVG dans l'alignement de la mire de résolution, puis on installe à côté l'électromètre de type Unfors[®] **RayeSafe Xi**[®], dans le logement prévu. Le tube radiogène est ensuite positionné verticalement au niveau du guide de centrage.

Pour les appareils **X-Mind AC**[®], **Sirona Héliodent plus**[®] et le **Kodak 2200**[®], trois tirs sont réalisés pour chaque catégorie de dent (molaires, prémolaires, canine et incisives, maxillaires et mandibulaires). Dans un premier temps, on réalise l'opération pour les pré-réglages (mA, kVp et temps d'exposition) recommandés par les constructeurs (tableau 4), puis on renouvelle l'expérience avec ceux utilisés par les praticiens en clinique (tableau 5).

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
X-Mind AC [®]								
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	8	8	8	8	8	8	8	8
temps d'exposition	180	140	140	100	140	100	100	80
Kodak 2200 [®]								
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	4	4	4	4	4	4	4	4
temps d'exposition	140	120	100	100	100	90	80	80
Sirona Héliodent plus [®]								
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	7	7	7	7	7	7	7	7
Temps d'exposition ms	80	60	50	50	60	40	30	30

Tableau 4: Pré-réglages des appareils **X-Mind AC**[®], **Kodak 2200**[®] et **Sirona Héliodent plus**[®] recommandés par les constructeurs

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
X-Mind AC®								
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	8	8	8	8	8	8	8	8
temps d'exposition	180	140	140	100	140	100	100	80
Kodak 2200®								
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	4	4	4	4	4	4	4	4
temps d'exposition	80	70	50	50	50	40	40	40
Sirona Héliodent plus®								
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	7	7	7	7	7	7	7	7
Temps d'exposition ms	40	40	40	40	40	40	40	40

Tableau 5: Pré-réglages des appareils X-Mind AC®, Kodak 2200® et Sirona Héliodent plus® utilisés par les praticiens

Pour le **X-Mind Unity®**, nous faisons trois tirs pour chaque catégorie de dent (molaires, prémolaires, canine et incisives maxillaires et mandibulaires) avec les pré-réglages recommandés par le constructeur (tableau 6).

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
X-Mind Unity®								
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	5	5	5	5	5	5	5	5
Temps d'exposition	80	63	50	50	63	50	40	40

Tableau 6 : Pré-réglages du X-Mind Unity® recommandés par le constructeur

Au cours de l'expérience, nous notons dans des tableaux la tension, l'intensité, le temps d'exposition mesuré et la dose enregistrée par l'électromètre à chaque tir, pour le **X-Mind AC®**, le **Kodak 2200®** et le **Sirona Héliodent plus®**. Nous notons en plus des éléments cités précédemment, le pourcentage de gain de temps d'exposition par rapport au temps initial pour le **X-Mind Unity®**.

3.2.2 Evaluation de la qualité d'image des clichés obtenus

Après nous être intéressés à la dose reçue pour chaque irradiation, nous allons analyser et comparer les qualités d'images. Toutes les images acquises sont enregistrées au format DICOM® (***digital imaging and communications in medicine***) sur un ordinateur (mac® OS X Version 10.6.8).

La séance d'observation se déroule de manière subjective dans une salle sombre, où les clichés affichant la mire de résolution, sont affichés sur un écran d'ordinateur : la résolution spatiale est déterminée en paire de ligne par millimètre, et la résolution en contraste à l'aide de rond de contraste de diamètre croissant. La visualisation de l'ensemble de ces éléments permet de confirmer l'obtention d'une image de bonne qualité.

Une analyse objective est faite à l'aide du logiciel ***image J***. Une zone d'intérêt ROI (***region of interest***) est déterminée dans une zone homogène. A l'intérieur de la ROI nous allons mesurer la valeur moyenne de niveau de gris et le bruit de l'image, afin de calculer le ratio signal sur bruit (***signal to noise ratio*** SNR).

Le SNR se calcule grâce à la formule suivante :

$$\text{SNR} = \mu/\sigma$$

C'est le rapport mathématique entre la moyenne de niveaux de gris (μ) de la ROI et l'écart-type (σ) de cette même ROI. La comparaison des SNR va nous permettre de comparer les radiographies selon leur qualité. Plus le SNR est élevé, meilleure est la qualité de l'image.

3.2.3 Mesure de la dose équivalente à 50 cm et 1 m

Une seconde analyse dosimétrique a été effectuée en relevant la dose équivalente en μSv à 50 cm et 1 m du fantôme afin de simuler l'exposition du personnel travaillant (figure 9). Le fantôme tête est fixé au niveau de la têtère du fauteuil dentaire selon un plan horizontal. Les tirs radiographiques sont effectués selon l'utilisation quotidienne des praticiens pour les molaires maxillaires, et le générateur est positionné de manière à simuler, un tel cliché. La prise des mesures avec le radiamètre AT1123 s'effectue sur un plan stable à hauteur verticale du fantôme tête à 50 cm puis 1 m.

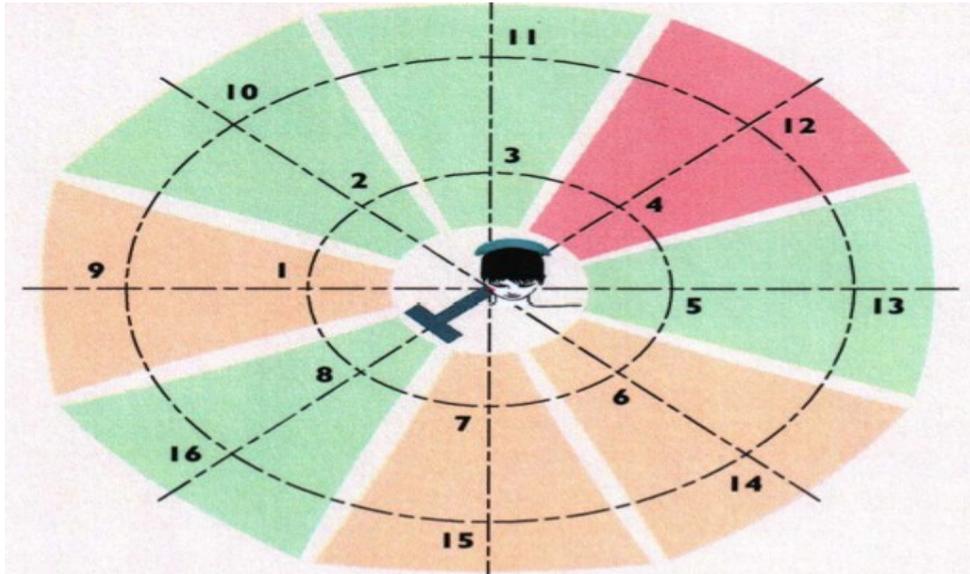


Figure 9 : Positions de prise de mesure de la dose équivalente d'après modèle IRSN.

3.2.4 Méthode statistique

Nos résultats obtenus ne suivant pas une loi binomiale, des tests non-paramétriques sont utilisés afin de comparer les variables entre elles.

L'ANOVA de Friedman permet de tester l'égalité des quatre séries de mesures appariées. Ainsi, l'obtention d'une valeur de p inférieure à 0,05 montrerait qu'au moins deux d'entre elles diffèrent significativement. Pour savoir lesquelles, une série de tests des signes est réalisée, en comparant les variables une à une. Le test des signes, est un test non paramétrique comparant deux variables appariées. Une p -value inférieure à 0,05 confirme la présence de différences significatives entre les tirs.

Le test des signes est appliqué pour l'analyse de la réduction de dose et de la qualité d'image. En comparant le **X-Mind Unity**[®] avec chaque appareil, nous pouvons déterminer quels appareils présentent des différences significatives avec le **X-Mind Unity**[®] lorsque la p -value est inférieure à 0,05.

4. RÉSULTATS

4.1 Résultats dosimétriques de la dose absorbée

Les résultats dosimétriques de la dose absorbée que nous avons obtenus sont représentés par les figures 10 et 11 et répertoriés dans des tableaux pour chaque appareil (annexes 1 à 7).

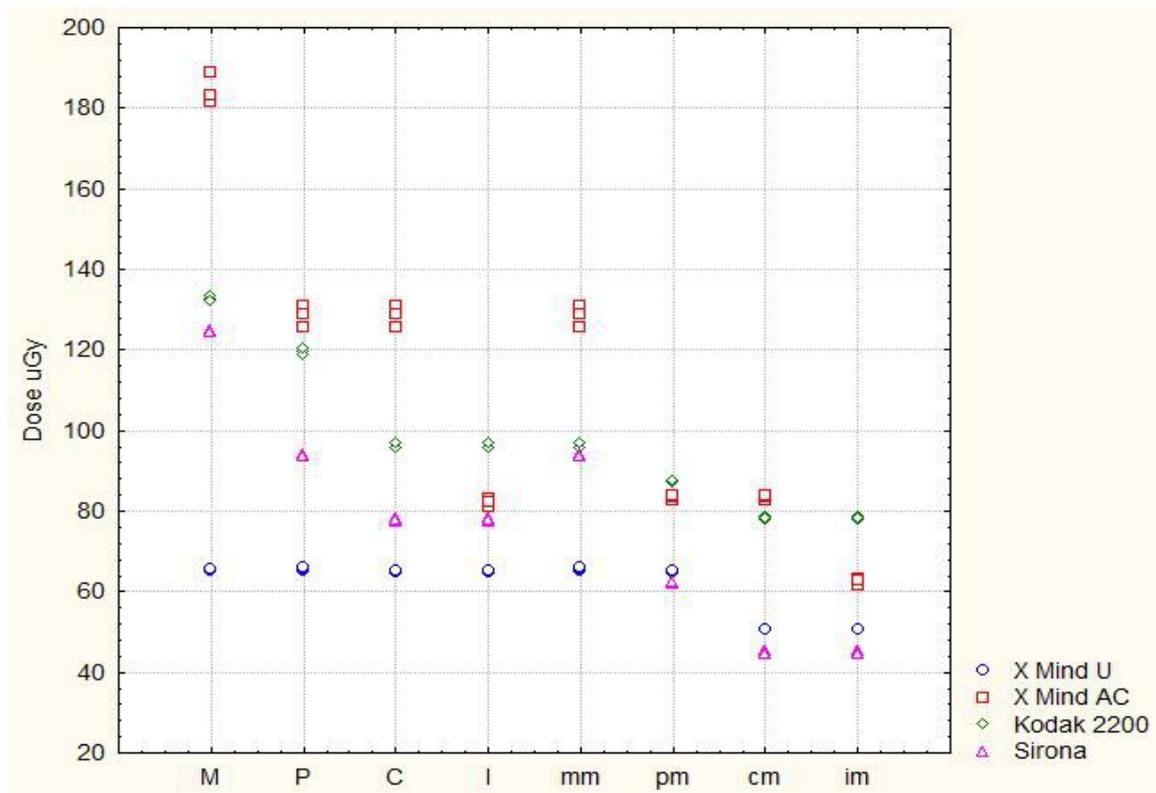


Figure 10 : Relevés dosimétriques des quatre appareils pour les pré-réglages recommandés par les constructeurs

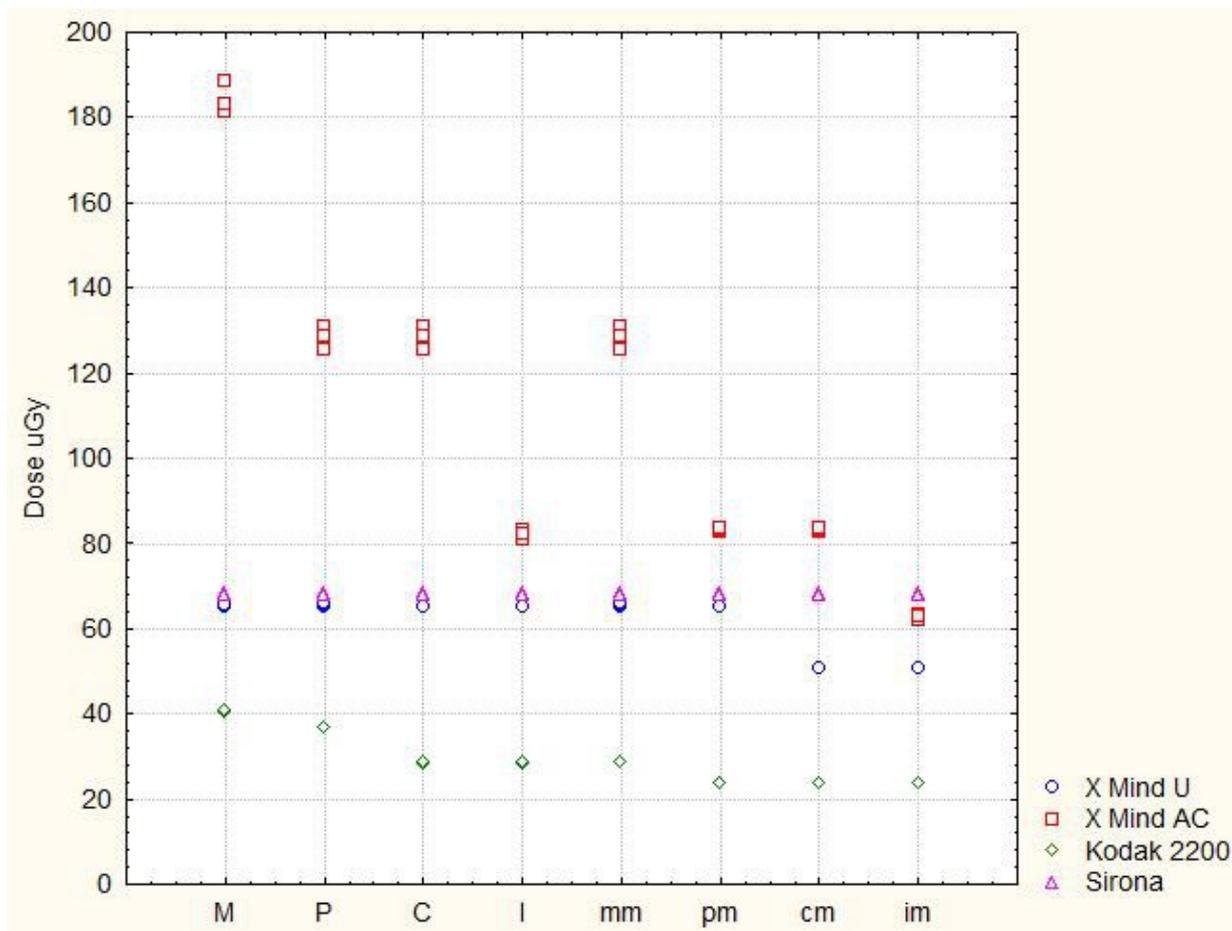
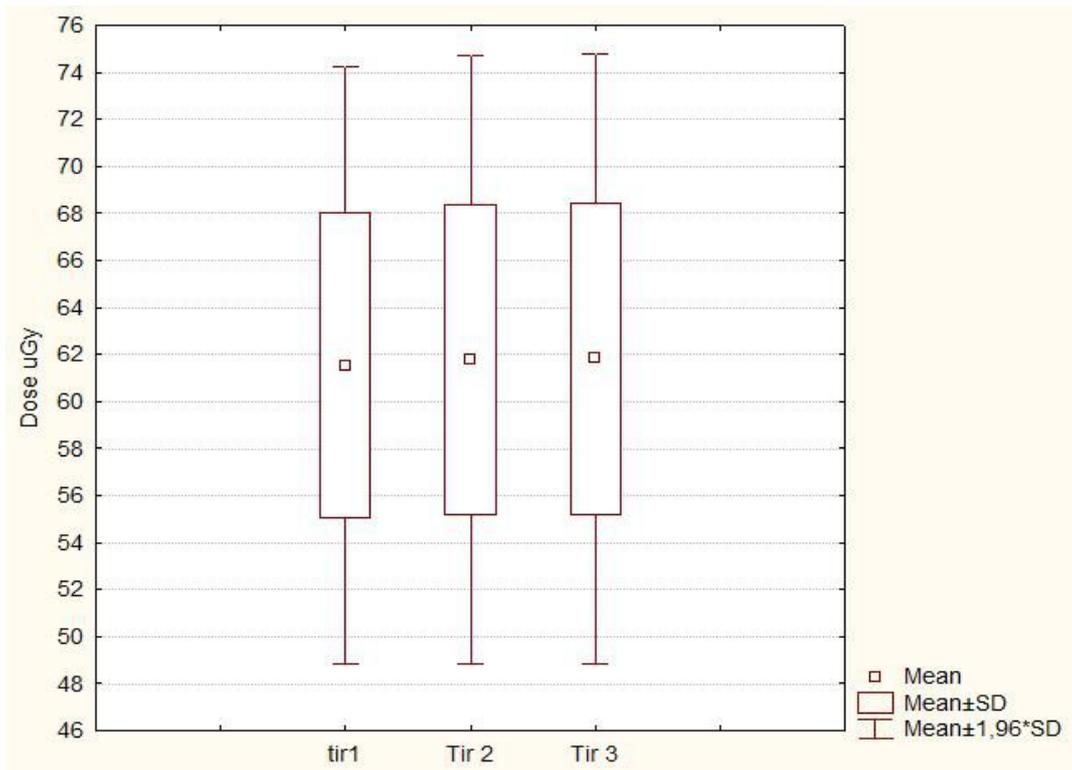


Figure 11 : Relevés dosimétriques des quatre appareils pour les pré-réglages utilisés par les praticiens

4.1.1 Analyse de la reproductibilité de l'étude

Pour déterminer la reproductibilité de notre étude, l'ensemble des valeurs dosimétriques pour chaque appareil (constructeurs et praticiens confondus), ont été soumises à une analyse de variance. L'ANOVA de Friedman pour le **X-Mind Unity**[®], révèle une valeur de p faible ($p < 0,01$) montrant qu'au moins deux des trois tirs diffèrent significativement (figure 12). Selon le test de Friedman, le **Kodak 2200**[®] ($p = 0,046$) et le **Sirona Héliodent plus**[®] ($p = 0,034$) présentent aussi des différences significatives entre leurs trois tirs. Le **X-Mind AC**[®], lui ne présente pas de différence significative entre ses trois tirs ($p = 0,367$).



ANOVA de Friedman p = ,00001				
	Rang Moyen	Somme Rangs	Moyenne	Ec-type
Tir 1	1,000000	16,00000	61,54375	6,472580
Tir 2	2,500000	40,00000	61,79000	6,604465
Tir 3	2,500000	40,00000	61,82875	6,621884

Figure 12 : ANOVA de Friedman des trois tirs (exemple pour le **X-Mind Unity**[®])

Le test des Signes, nous à permis de déterminer quels tirs présentait des différences significatives. Le **X-Mind Unity**[®], présente une différence significative entre les tirs 1 et les tirs 2 et entre les tirs 1 et les tirs 3, cependant il n'y a pas de différence significative entre les tirs 2 et les tirs 3 (tableau 7). Le **Kodak 2200**[®] présente une différence significative (p=0,024) entre les tirs 1 et les tirs 3. Il ne présente pas de différence entre les tirs 1 et les tirs 2 (p=0,453) ainsi qu'entre les tirs 2 et les tirs 3 (p=0,452). Le **Sirona Héliodent plus**[®] présente une différence significative (p=0,024) entre les tirs 1 et les tirs 3, mais ne présente pas de différence entre les tirs 1 et les tirs 2 (p=0,453) ainsi qu'entre les tirs 2 et les tirs 3 (p=0,452).

Test des Signes, significatifs à $p < 0,05000$			
Couple de variables	Nb. Non ex-aequo	%age $v < V$	niv. p
Tir 1 & Tir 2	16	100,0000	0,000177
Tir 1 & Tir 3	16	100,0000	0,000177
Tir 2 & Tir 3	16	50,00000	0,802587

Tableau 7 : Comparaison non-paramétrique entre les trois tirs : exemple pour le **X-Mind Unity®**

Nous avons donc choisi de sélectionner les troisièmes tirs (tableaux 8 et 9) pour effectuer nos tests statistiques comparatifs. Les troisièmes tirs présentent une reproductibilité avec les seconds tirs pour chaque appareil et correspondent aux tirs où le positionnement de notre fantôme et du tube radiogène était fiable.

Type de dent	Xmind U	Xmind AC	Kodak 2200	Sirona
M	65,67	183,2	132,3	124,6
P	66,03	128,8	119,8	93,7
C	65,14	128,8	97,05	78,02
I	65,14	82,46	97,05	78,02
mm	66,03	128,8	97,05	93,7
pm	65,14	83,72	87,51	62,58
cm	50,74	83,72	78,23	44,74
im	50,74	62,78	78,23	44,74

Tableau 8 : Doses des troisièmes tirs en μGy en fonction de la catégorie de dent, selon les pré-réglages recommandés par les constructeurs.

Type de dent	dc Xmind U	dc Xmind AC	dc Kodak 2200	dc Sirona
M	65,67	183,2	40,95	68,05
P	66,03	128,8	36,7	68,05
C	65,14	128,8	28,53	68,05
I	65,14	82,46	28,53	68,05
mm	66,03	128,8	28,48	68,05
pm	65,14	83,72	23,61	68,05
cm	50,74	83,72	23,71	68,05
im	50,74	62,78	23,71	68,05

Tableau 9 : Doses des troisièmes tirs en μGy en fonction de la catégorie de dent, selon les pré-réglages utilisés par les praticiens.

4.1.2 Analyse de la réduction de dose absorbée avec des pré-réglages recommandés par les constructeurs

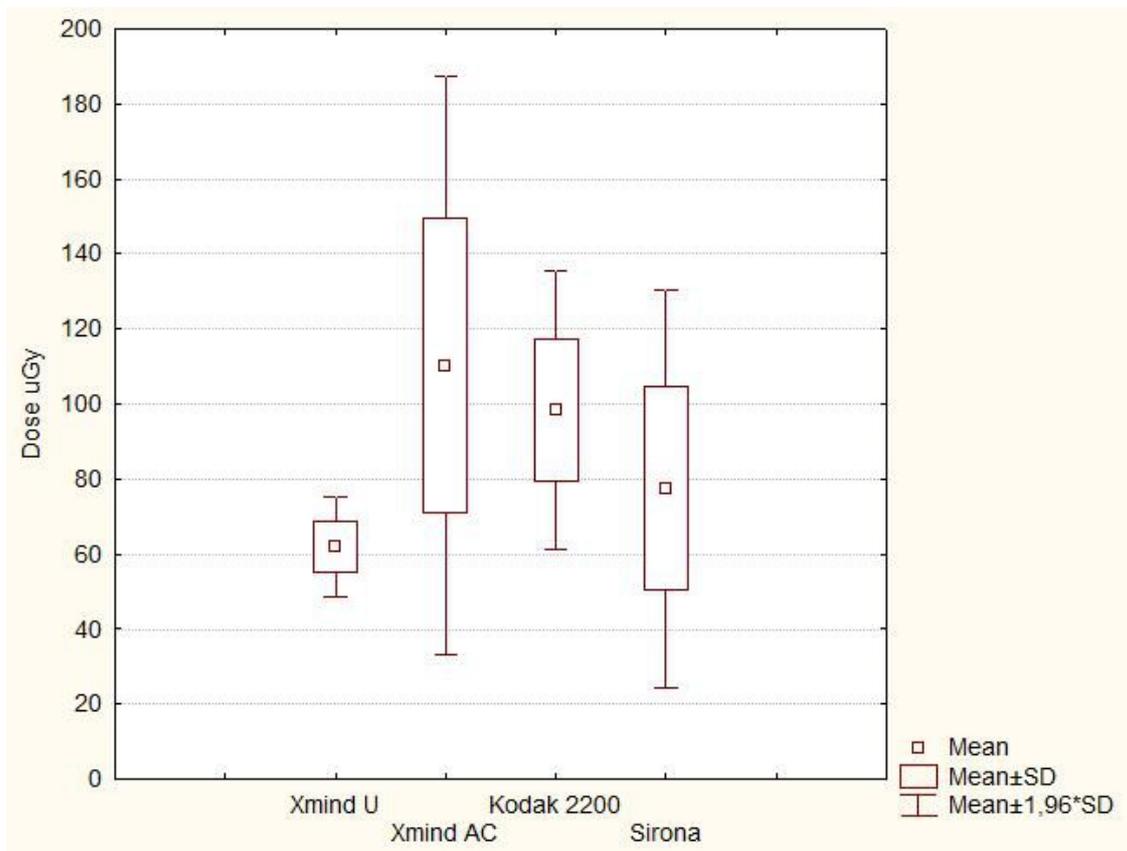


Figure 13 : Dose absorbée globale au niveau du capteur avec les pré-réglages recommandés par les constructeurs

La dose absorbée globale en micro-gray relevée au niveau du capteur est respectivement (annexe 8) de $61,82 \pm 6,85$, $110,28 \pm 39,25$, $98,40 \pm 19,06$ et $77,51 \pm 27,02$ pour le **X-Mind Unity**[®], le **X-Mind AC**[®], le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Héliodent plus**[®] (figure 13).

La dose absorbée globale transmise par le **X-Mind Unity**[®] est significativement inférieure (tableau 10) à celle du **Kodak 2200**[®] ($p=0,013$), et celle du **X-Mind AC**[®] ($p=0,013$). Le **X-Mind Unity**[®] ne présente pas de différence dans la dose absorbée globale transmise avec le **Sirona Héliodent plus**[®] ($p=0,72$).

Test des Signes, significatifs à $p < 0,05000$			
Couple de variables	Nb. Non ex-aequo	%age $v < V$	niv. p
X-Mind U & X-Mind AC	8	100,0000	0,013328
X-Mind U & Kodak 2200	8	100,0000	0,013328
X-Mind U & Sirona	8	62,50000	0,723674

Tableau 10 : Tests comparatifs de la dose absorbée globale entre les appareils pour les pré-réglages recommandés par les constructeurs

4.1.3 Analyse de la réduction de la dose absorbée avec des pré-réglages utilisés par les praticiens

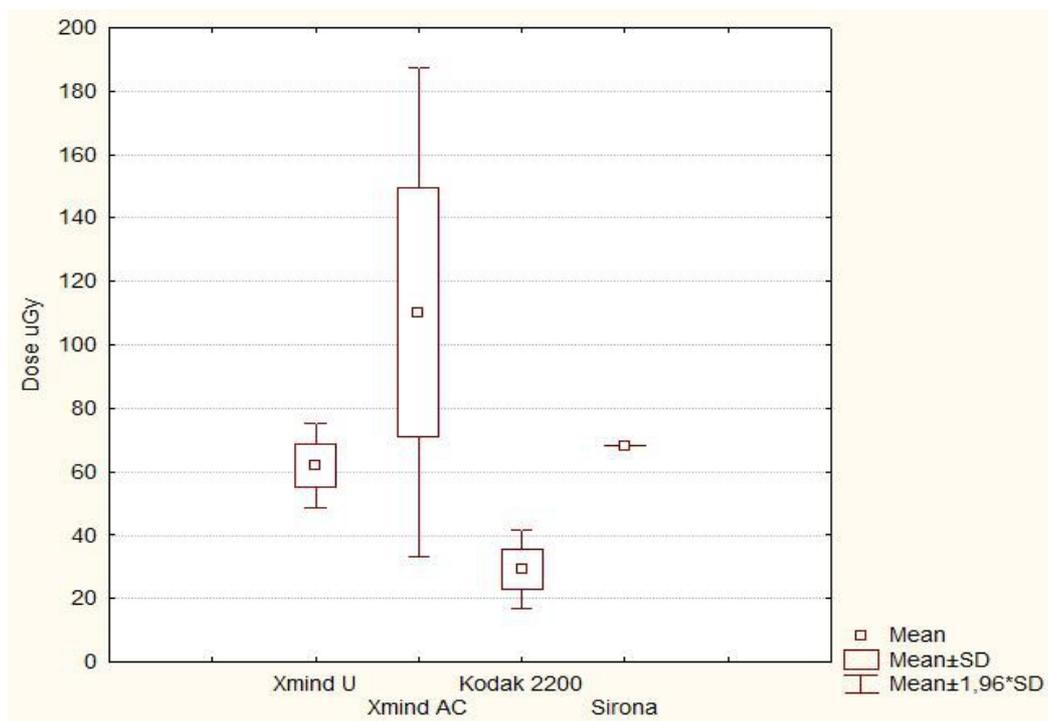


Figure 14 : Dose absorbée globale au niveau du capteur avec les pré-réglages utilisés par les praticiens

La dose absorbée globale en micro-gray relevée au niveau du capteur est respectivement (annexe 9) de $61,82 \pm 6,85$, $110,28 \pm 39,25$, $29,27 \pm 6,40$ et $68,05 \pm 0$ pour le **X-Mind Unity**[®], le **X-Mind AC**[®], le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Héliodent plus**[®] (figure 14).

La dose absorbée globale transmise par le **X-Mind Unity**[®] est significativement inférieure (tableau 11) à celle du **X-Mind AC**[®] ($p=0,013$), et celle du **Sirona Héliodent plus**[®] ($p=0,013$). Le **Kodak 2200**[®] présente une dose absorbée globale transmise inférieure à celle du **X-Mind Unity**[®] ($p=0,013$).

Test des Signes, significatifs à $p < 0,05000$			
Couple de variables	Nb. Non ex-aequo	%age $v < V$	niv. p
dc Xmind U & dc Xmind AC	8	100,0000	0,013328
dc Xmind U & dc Kodak 2200	8	0,00	0,013328
dc Xmind U & dc Sirona	8	100,0000	0,013328

Tableau 11 : Tests comparatifs de la dose absorbée globale entre les appareils pour les pré-réglages utilisés par les praticiens

4.2 Résultats dosimétriques de la dose équivalente

L'ensemble des résultats obtenus concernant la dose équivalente à 50 cm et 1 m est répertorié en annexe (annexe 10 à 13).

4.2.1 Analyse de la réduction de la dose équivalente à 50 cm

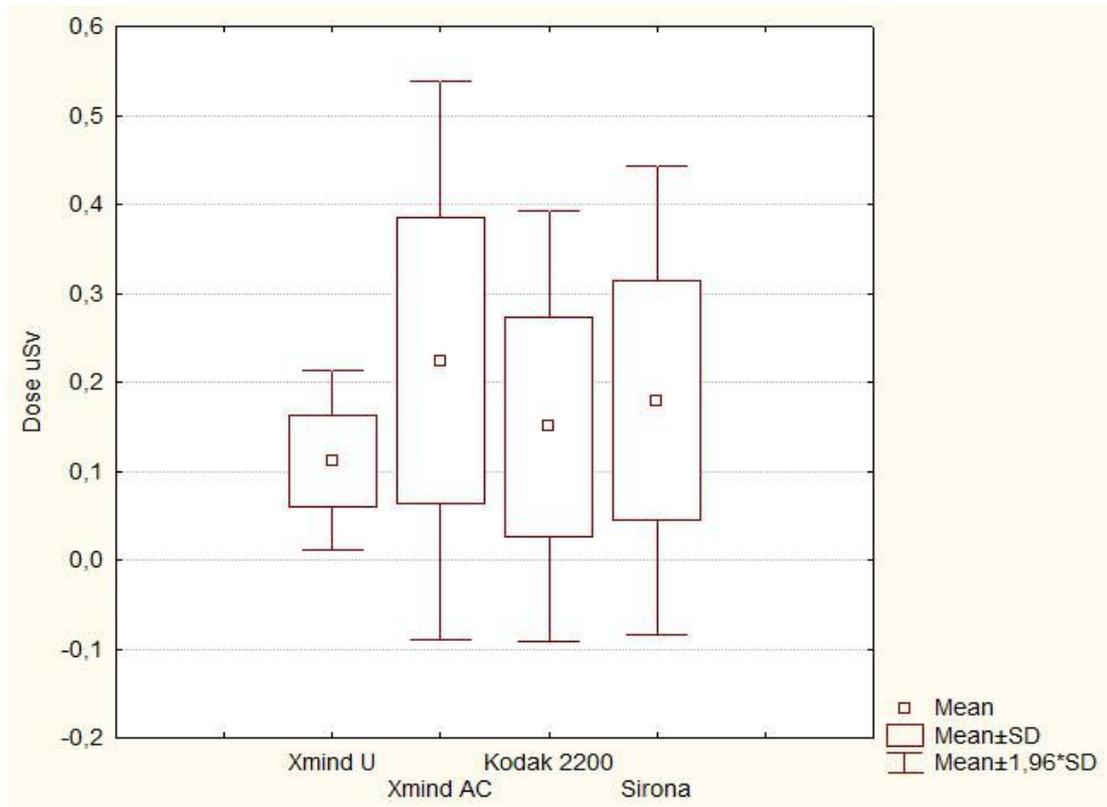


Figure 15 : Dose équivalente relevée à 50 cm du fantôme selon les pré-réglages des praticiens pour une molaire maxillaire

La dose équivalente globale en micro-sieverts relevée à 50 cm est respectivement (annexe 14) de $0,11 \pm 0,05$, $0,22 \pm 0,16$, $0,15 \pm 0,12$ et $0,17 \pm 0,13$ pour le **X-Mind Unity**[®], le **X-Mind AC**[®], le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Héliodent plus**[®] (figure 15).

Le **X-Mind Unity**[®], ne présente pas de différence significative dans la dose équivalente globale transmise à 50 cm avec le **X-Mind AC**[®], le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Héliodent plus**[®] (tableau 12).

Test des Signes, significatifs à $p < 0,05000$			
Couple de variables	Nb. Non ex-aequo	%age $v < V$	niv. p
X-Mind U & X-Mind AC	8	75,00000	0,288844
X-Mind U & Kodak 2200	8	50,00000	0,723674
X-Mind U & Sirona	7	75,00000	0,288844

Tableau 12 : Tests comparatifs entre les appareils de la dose équivalente à 50 cm du fantôme selon les pré-réglages des praticiens pour une molaire maxillaire

4.2.2 Analyse de la réduction de la dose équivalente à 1m

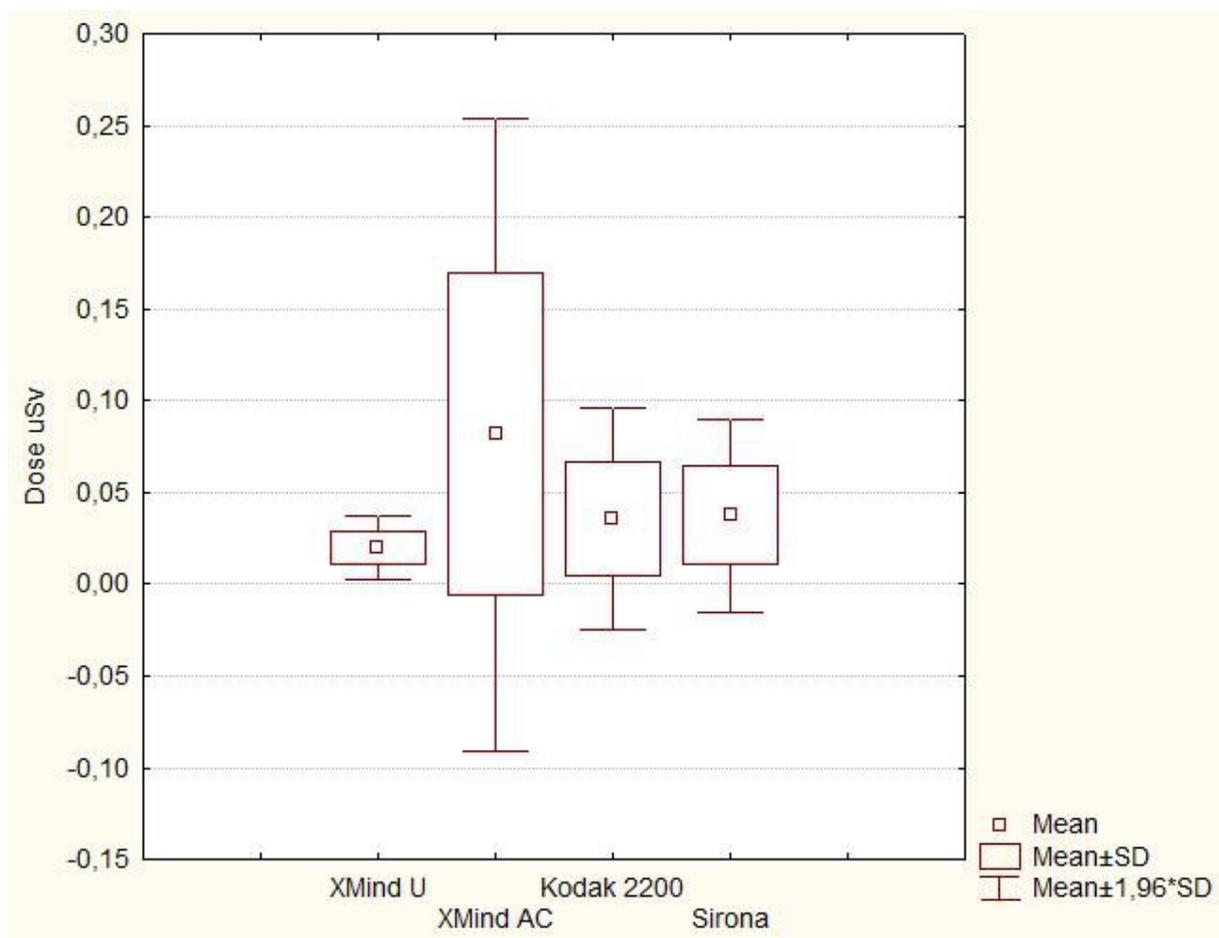


Figure 16 : Dose équivalente relevée à 1m du fantôme selon les pré-réglages des praticiens pour une molaire maxillaire

La dose équivalente globale en micro-sieverts relevée à 1m est respectivement (annexe 15) de $0,019 \pm 0,008$, $0,081 \pm 0,087$, $0,035 \pm 0,03$ et $0,037 \pm 0,026$ pour le **X-Mind Unity**[®], le **X-Mind AC**[®], le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Héliodent plus**[®] (figure 16).

Le **X-Mind Unity**[®], transmet une dose équivalente globale à 1m inférieure ($p=0,013$) à celle du **X-Mind AC**[®]. La dose équivalente globale à 1m transmise par le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Héliodent plus**[®] ne présente pas de différence significative avec le **X-Mind Unity**[®] (tableau 12).

Test des Signes, significatifs à $p < 0,05000$			
Couple de variables	Nb. Non ex-aequo	%age $v < V$	niv. p
X-Mind U & X-Mind AC	8	100,0000	0,013328
X-Mind U & Kodak 2200	8	50,00000	0,723674
X-Mind U & Sirona	7	57,14286	1,000000

Tableau 13 : Tests comparatifs entre les appareils la dose équivalente à 1m du fantôme selon les pré-réglages des praticiens pour une molaire maxillaire

4.3 Analyse de la qualité d'image

La sélection du troisième tir pour l'analyse dosimétrique, nous conduit à analyser le SNR et la mire de résolution sur les troisièmes clichés obtenus pour les quatre appareils

4.3.1 Mesure du SNR

Les tableaux 14 et 15 représentent les SNR obtenus en fonction des pré-réglages utilisés.

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
Kodak 2200 [®]	0	0	15	15	15	24	36	36
Sirona Heliodent plus [®]	5	25	35	24	25	57	70	70
X-Mind AC [®]	14	18	18	25	18	25	25	30
X-Mind Unity [®]	24	24	20	20	24	20	19	19

Tableau 14 : Mesure du SNR selon les pré-réglages des constructeurs

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
Kodak 2200 [®]	32	45	67	67	71	80	80	80
Sirona Heliodont plus [®]	51	51	51	51	51	51	51	51
X-Mind AC [®]	14	18	18	25	18	25	25	30
X-Mind Unity [®]	24	24	20	20	24	20	19	19

Tableau 15 : Mesure du SNR selon les pré-réglages des praticiens

4.3.1.1 Analyse du SNR avec des pré-réglages recommandés par les constructeurs

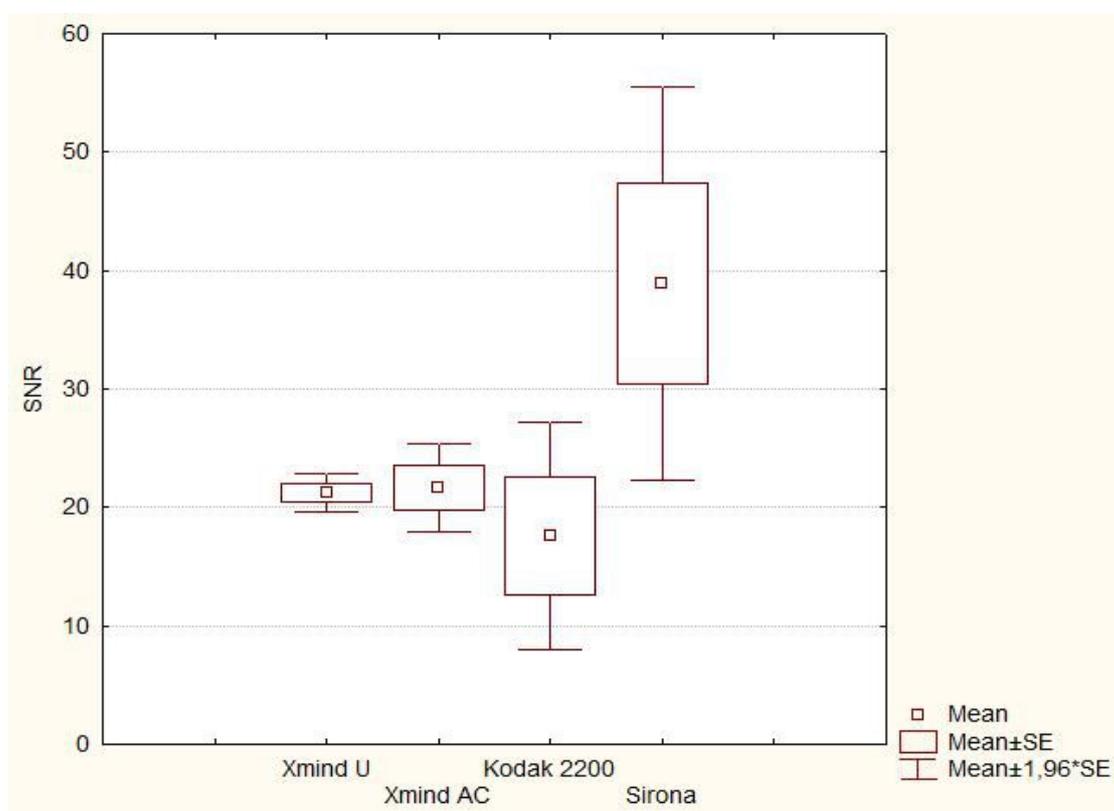


Figure 17 : SNR globale des clichés, avec les pré-réglages recommandés par les constructeurs

Le SNR globale est respectivement (annexe 16) de $21,25 \pm 2,31$, $21,62 \pm 5,37$, $17,62 \pm 13,92$ et $38,87 \pm 24,00$ pour le **X-Mind Unity[®]**, le **X-Mind AC[®]**, le **Kodak 2200[®]** et le **Sirona Héliodont plus[®]** (figure 17).

Le SNR global obtenu pour le **X-Mind Unity**[®], ne diffère pas (tableau 16) avec ceux obtenus par le **X-Mind AC**[®] (p=0,72), le **Kodak 2200**[®] (p=0,72) et le **Sirona Héliodent plus**[®] (p=0,077).

Test des Signes, significatifs à p < 0,05000			
Couple de variables	Nb. Non ex-aequo	%age v < V	niv. p
X-Mind U & X-Mind AC	8	50,0000	0,723674
X-Mind U & Kodak 2200	8	37,5000	0,723674
X-Mind U & Sirona	8	87,50000	0,077100

Tableau 16 : Tests comparatifs des SNR entre les appareils pour les pré-réglages recommandés par les constructeurs

4.3.1.2 Analyse du SNR avec des pré-réglages utilisés par les praticiens

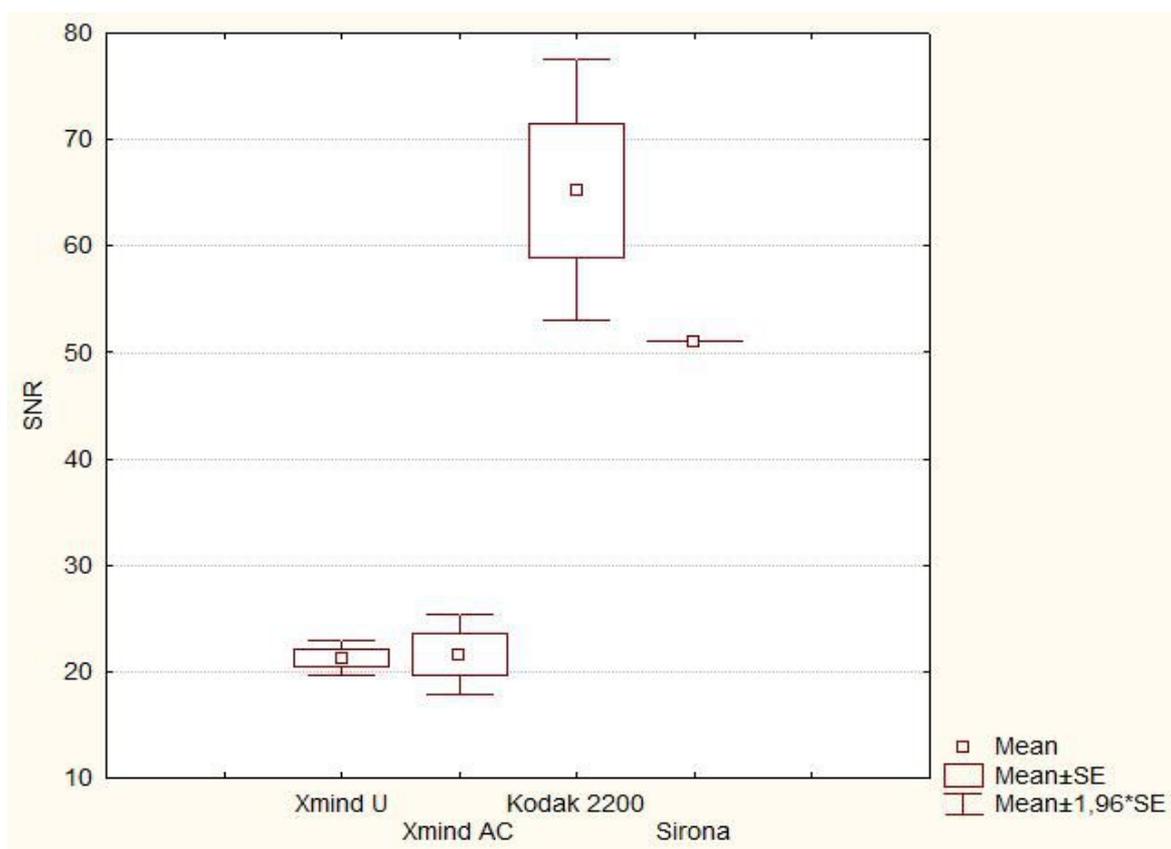


Figure 18 : SNR global des clichés avec les pré-réglages utilisés par les praticiens

Le SNR global est respectivement (annexe 17) de $21,25 \pm 2,31$, $21,62 \pm 5,37$, $17,62 \pm 13,92$ et $38,87 \pm 24,00$ pour le **X-Mind Unity**[®], le **X-Mind AC**[®], le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Héliodent plus**[®] (figure 18).

Le SNR global obtenu pour le **X-Mind Unity**[®], ne présente pas de différence significative (tableau 17) avec le **X-Mind AC**[®] ($p=0,72$). Il y a une différence significative entre les SNR du **X-Mind Unity**[®] avec le **Kodak 2200**[®] ($p=0,013$) et le **Sirona Héliodent plus**[®] ($p=0,013$).

Test des Signes, significatifs à $p < 0,05000$			
Couple de variables	Nb. Non ex-aequo	%age $v < V$	niv. p
X-Mind U & X-Mind AC	8	50,0000	0,723674
X-Mind U & Kodak 2200	8	100,0000	0,013328
X-Mind U & Sirona	8	100,00000	0,013328

Tableau 17 : Tests comparatifs des SNR entre les appareils pour les pré-réglages utilisés par les praticiens

4.3.2 Résultats de la mire de résolution

La mire intégrée au fantôme en PMMA permet de contrôler si le contraste et la résolution spatiale du cliché obtenu, permettent une exploitation optimale pour l'exercice du chirurgien-dentiste. Nous avons identifié dans des tableaux (tableaux 18 à 21), les clichés qui remplissent les critères d'optimisation en les notant avec le chiffre (1) ceux qui ne les remplissent pas en les notant avec le chiffre (0).

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
Kodak 2200 [®]	0	0	1	1	1	1	1	1
Sirona Heliodent plus [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind AC [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind Unity [®]	1	1	1	1	1	1	1	1

Tableau 18 : Résolution spatiale, en fonction des pré-réglages recommandés par les constructeurs

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
Kodak 2200 [®]	0	0	0	0	0	1	1	1
Sirona Heliodent plus [®]	0	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind AC [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind Unity [®]	1	1	1	1	1	1	1	1

Tableau 19 : Résolution de contraste, en fonction des pré-réglages recommandés par les constructeurs

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
Kodak 2200 [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
Sirona Heliodent plus [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind AC [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind Unity [®]	1	1	1	1	1	1	1	1

Tableau 20 : Résolution spatiale, en fonction des pré-réglages utilisés par les praticiens

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
Kodak 2200 [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
Sirona Heliodent plus [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind AC [®]	1	1	1	1	1	1	1	1
X-Mind Unity [®]	1	1	1	1	1	1	1	1

Tableau 21 : Résolution de contraste, en fonction des pré-réglages utilisés par les praticiens

Avec l'utilisation des pré-réglages recommandés par les constructeurs, deux appareils ne remplissent pas les critères d'un cliché optimisé : le **Kodak 2200**[®] et le **Sirona Heliodont plus**[®].

- Pour le **Kodak 2200**[®], les clichés molaire et prémolaire maxillaires ne respectent pas les critères d'optimisation en résolution spatiale et les clichés molaire, prémolaire, canine et incisive maxillaire ne respectent pas les critères d'optimisation en résolution de contraste.
- Pour le **Sirona Heliodont plus**[®], le cliché molaire maxillaire ne respecte pas les critères d'optimisation en résolution spatiale.

Pour les réglages utilisés par les praticiens, l'observation de la mire de résolution nous informe, que tous les clichés remplissent les critères de qualité d'image pour chaque catégorie de dent.

4.4 Analyse de la technologie *Sopix Inside*[®]

Nous avons analysé s'il existait une différence significative entre les doses absorbées obtenues pour le **X-Mind Unity**[®], lorsque la technologie **Sopix Inside**[®] se déclenche. Un test des signes a été effectué entre les tirs molaire maxillaire, prémolaire maxillaire et molaire mandibulaire (M,P,mm) qui correspondent aux trois pré-réglages pour lesquels la technologie **Sopix Inside**[®] s'est activée. Nous n'avons pas relevé de différence significative ($p= 0,09697$) entre les doses absorbées pour ces trois catégories de dent.

5. DISCUSSION

L'objectif de cette étude était de mesurer et de comparer la qualité de l'image et la réduction de dose délivrée par le **X-Mind Unity**[®], en paramétrant les générateurs avec les différentes constantes préconisées par le constructeur, puis avec celles des praticiens, par rapport à trois autres appareils.

Notre étude, nous a permis d'observer une réduction de la dose absorbée délivrée par le **X-Mind Unity**[®], par rapport au **X-Mind AC**[®] et au **Kodak 2200**[®] lors de l'utilisation des pré-réglages recommandés par les constructeurs, et par rapport au **X-Mind AC**[®] et au **Sirona Heliodont plus**[®] avec les pré-réglages utilisés par les praticiens. Pour la qualité d'image, le **X-Mind Unity**[®] permet l'obtention d'un cliché exploitable selon les résultats de la mire de résolution.

Les études de Gonzales L. *et al.* (27) et Mah P. *et al.* (28) démontrent que les fantômes en PMMA, permettent d'établir pour une densité fixée, un intervalle de temps d'expositions pour lesquels les pré-réglages utilisés sont adaptés au capteur numérique. Ainsi nous avons pu simuler de manière standardisée, la prise de clichés dans une zone dentaire ayant une densité équivalente à celle du fantôme en PMMA et évaluer si les appareils répondent ou non aux critères de qualité d'image grâce à la mire de résolution et pour quelle dose.

Lorsque les constantes sont paramétrées comme les constructeurs le recommandent, et pour des clichés dans une zone de densité égale à celle du fantôme en PMMA, le **X-Mind Unity**[®] présente une réduction significative de la dose absorbée globale au niveau du capteur par rapport aux appareils **X-Mind AC**[®] ($p=0,013$) et **Kodak 2200**[®] ($p=0,013$). En observant les données dosimétriques du **X-Mind Unity**[®], nous avons noté qu'il n'y avait pas de différence significative ($p=0,09697$) entre les doses obtenues lorsque la technologie AEC s'active (Tirs M,P et mm) pour réduire le temps d'exposition initial. Cela confirme la capacité du **X-Mind Unity**[®], à éviter les sur-expositions dues à la programmation d'un temps d'exposition trop important. Le fait que la technologie AEC ne se soit pas déclenchée pour les autres tirs, montre que le **X-Mind Unity**[®] ne peut pas prolonger un temps d'exposition qu'il juge trop faible. Il ne peut donc pas éviter les sous-expositions dues à la programmation d'un temps d'exposition trop court.

Les résultats obtenus avec les pré-réglages des praticiens, sont cliniciens dépendant et attestent de la différence d'utilisation qu'il existe entre les opérateurs et par rapport aux recommandations des constructeurs. L'opérateur du **Kodak 2200**[®] utilise des paramètres d'expositions qu'il aura lui même choisis pour chaque type de dent à l'aide d'une personne compétente en radioprotection (PCR). Un autre praticien, va conserver les pré-réglages conseillés par les fabricants comme c'est le cas pour celui utilisant le **X-Mind AC**[®]. Le dernier praticien lui, utilise les mêmes constantes pour toutes les catégories de dent avec le **Sirona Heliodent plus**[®].

L'irradiation significativement inférieure du **Kodak 2200**[®] par rapport au **X-Mind Unity**[®] ($p=0,013$) nous laisse supposer qu'un bon paramétrage des constantes par le praticien en collaboration avec une personne compétente en radioprotection (PCR), permet d'obtenir une dose absorbée inférieure. A l'inverse, la différence significative de la dose absorbée globale entre le **X-Mind Unity**[®] et le **Sirona Heliodent plus**[®] ($p=0,013$), révèle que le **X-Mind Unity**[®] est susceptible de transmettre une dose absorbée globale moindre, qu'un appareil mal programmé par le praticien.

Dans la littérature, des auteurs se sont intéressés à la réduction de la dose absorbée en analysant l'effet des variations des paramètres d'exposition. Dans leur étude, Kaepler G. *et al.* (24) suggèrent, que l'augmentation de la différence de potentiel de 60 à 90 kVp associée à la diminution de l'intensité, n'a pas d'effet sur la dose absorbée totale. En effet, selon eux l'augmentation de la tension de 60 à 90 kVp permet, pour une même dose absorbée au niveau du film, une diminution de la dose d'entrée. Cependant la dose absorbée totale reste supérieure avec une tension de 90 kVp. Selon eux, il faudrait stopper les rayonnements en arrière du film à l'aide d'une feuille plombée, afin d'obtenir une réduction de dose absorbée totale efficace. Cependant, ils ne prennent pas en compte l'effet de l'augmentation de la tension sur la qualité du cliché. Une autre étude (29), compare la distribution de la dose absorbée en diminuant la tension de 70 kVp à 60 kVp. Ils ont réduit le temps d'exposition de 20% lors de l'utilisation du kilo-voltage de 70 kVp (par rapport à 60 kVp), afin d'obtenir des clichés de qualité identique. Leurs mesures ont été réalisées avec un film **Gafchromic**[®] et ont donné une distribution plus étendue pour une tension de 70 kVp. En effet les photons possèdent une énergie cinétique supérieure et sont donc plus pénétrants. Ils recommandent donc l'utilisation d'un kilo-voltage de 60 kVp afin de diminuer la distribution des rayons X.

Ces auteurs n'ont pas relevé de différence dans la dose absorbée en modifiant les tensions et préconisent donc l'utilisation d'un temps d'exposition, d'une intensité et d'une tension faible (24, 29). Par contre, notre étude, qui analyse la réduction de dose que peut apporter le **X-Mind Unity**[®] en raccourcissant le paramètre temps d'exposition, a souligné des différences significatives entre les appareils. Nous avons aussi pu mettre en évidence que le **X-Mind Unity**[®] permet d'éviter les sur-expositions de la zone étudiée. Néanmoins, il ne peut pas agir sur les sous-expositions.

Nos résultats de doses équivalentes à 50 cm et 1 m ne concernent que le pré-réglage molaire maxillaire dans les conditions d'utilisations des praticiens. En effet, nous avons souhaité voir s'il y avait une différence pour le pré-réglage transmettant la dose la plus élevée. A 50 cm, il n'y a pas de différence significative entre les doses équivalentes transmises par les quatre appareils, mais à 1 m le **X-Mind Unity**[®], transmet une dose équivalente globale inférieure au **X-Mind AC**[®] (p=0,013).

Les doses obtenues pour le **X-Mind Unity**[®] lors de cette étude ne peuvent pas être considérées comme représentatives des doses transmises lors d'un usage quotidien sur patients. En effet, la densité du fantôme PMMA étant constante, l'activation de la technologie AEC dépend de la dose estimée nécessaire pour un cliché dans une zone présentant cette densité. Nous ne pouvons donc pas nous avancer sur une quelconque réduction de dose par le **X-Mind Unity**[®] par rapport aux autres appareils dans une situation simulant la réalité de l'exercice. Une analyse sur des mandibules ou un fantôme **RANDO**[®] qui présente des densités non constantes (30), permettrait d'obtenir des résultats plus proches de l'utilisation clinique de ce générateur. Cependant, l'étude sur le fantôme en PMMA permet d'analyser l'optimisation des clichés obtenus grâce à la mire de résolution intégrée en fonction de la dose. En effet, une sur/sous-exposition détériore la qualité de l'image obtenue, et une réduction de dose par un appareil ne se justifie que si la qualité du cliché obtenu permet une exploitation clinique optimale.

Nous avons donc pu déterminer grâce à la mire de résolution intégrée au fantôme, que pour les réglages recommandés par les constructeurs, le **X-Mind Unity**[®] remplit les critères de qualité d'image. A l'inverse, les appareils **Kodak 2200**[®] et **Sirona Heliodent plus**[®] permettent d'obtenir des clichés non conforme pour une exploitation clinique correcte. Avec les pré-réglages utilisés par les praticiens, les quatre appareils remplissent les critères de qualité d'image de la mire de résolution pour des doses moindres que les constructeurs. Cette différence peut s'expliquer du fait de doses recommandées par les

constructeurs qui semblent trop élevées par rapport aux propriétés physiques des capteurs radiographiques utilisés par les praticiens.

La mesure du SNR permet de comparer des clichés en fonction de leur qualité. L'impossibilité pour nous d'utiliser un capteur identique pour l'obtention des clichés biaise la comparaison des SNR entre les différents modèles de générateurs. Attaelmanan AG. *et al.* (31) ont déterminé que le SNR de l'image augmentait avec la dose jusqu'à un pic de saturation puis redescendait. De plus, les différences de SNR observées entre deux capteurs pour une même dose, sont directement dues aux performances physiques des détecteurs. En effet, certains détecteurs en transformant l'information en signal électrique peuvent par le biais d'un logiciel intégré, améliorer l'image obtenue. Ainsi dans leur étude, Yoshiura K. *et al.* (32) ont montré qu'une technologie de compensation d'exposition automatique (***Automatic Exposure Compensation***), intégrée au capteur permet d'obtenir une image de bonne qualité en ajustant le contraste après le tir radiographique mais avant l'affichage à l'écran. Cette technologie n'influe pas sur la réduction de dose et tend plutôt à masquer les sur et sous-expositions en diminuant ou rehaussant le contraste avant d'afficher l'image.

Benchimol *et al.* (33) ont étudié les performances de la technologie AEC (***Automatic exposure control***) pour un appareil où le temps d'exposition est déterminé en temps réel, par la technologie elle même en fonction de la densité. Ils ont relevé la capacité de la technologie AEC à adapter le temps d'exposition en fonction de la densité traversée et à obtenir des clichés avec un niveau de gris moyen ne présentant pas de différence significative malgré les densités différentes traversées. En revanche, ils ne se sont pas intéressés aux doses que l'appareil délivre lors de la prise des clichés. D'après nos résultats de SNR du ***X-Mind Unity***[®], il y a une reproductibilité dans la valeur du SNR lorsque la technologie ACE s'active avec un SNR de 24.

L'étude de Kaeppler G. *et al.* (34) analyse l'influence de l'augmentation de la différence de potentiel, sur le diagnostic des lésions et ne révèle pas de différence significative. Ils préconisent alors de conserver une tension faible (60-70kVp) et de réduire l'intensité ainsi que le temps d'exposition afin d'optimiser le cliché.

Le ***X-Mind Unity***[®] assure donc à l'utilisateur, lorsque la technologie ACE s'active, l'obtention d'un cliché remplissant les critères d'optimisation tout en évitant les sur-expositions. Les valeurs différentes du SNR pour le ***X-Mind Unity***[®] lorsque la technologie ***Sopix Inside***[®] ne s'active pas montrent que le ***X-Mind Unity***[®] n'assure pas l'obtention d'un

cliché optimisé en cas de sous-exposition. Les autres appareils ne présentent pas les mêmes garanties de clichés optimisés. Seul le **Sirona Heliodont plus**[®] présente une reproductibilité du SNR lorsque les pré-réglages sont ceux du praticien. Cette reproductibilité résulte de l'utilisation de pré-réglages toujours identiques quelque soit la zone étudiée.

Il serait intéressant, de reproduire le même protocole sur des mandibules, et ainsi analyser la dose absorbée en fonction de la densité osseuse et obtenir des résultats plus représentatifs pour le **X-Mind Unity**[®]. De plus, l'obtention d'images avec des mandibules permettrait une évaluation subjective par différents opérateurs, avec la notation des clichés basée sur des critères d'analyse des différents éléments anatomiques.

Les technologies de contrôle automatique de l'exposition ne s'appliquent pas uniquement aux appareils radiographiques intra-oraux. Par exemple, pour la tomодensitométrie qui fait partie des examens les plus irradiants, certains appareils utilisent une modulation automatique de l'intensité du courant en fonction de la densité de la zone étudiée. Cela conduit à une augmentation ou une diminution du nombre de photons et donc de la dose transmise afin d'obtenir une qualité d'image satisfaisante (35).

6. CONCLUSION

Durant ce travail, nous avons donc pu analyser et comparer, la réduction de dose transmise par le **X-Mind Unity**[®], tout en contrôlant le respect du principe d'optimisation de l'image obtenue.

Grâce à cette étude, nous avons confirmé la capacité du **X-Mind Unity**[®] à respecter le principe d'optimisation. En effet, l'activation de la technologie ACE **Sopix Inside**[®] en cas de sur-évaluation du temps d'exposition nécessaire, offre une certitude dans l'obtention d'un cliché cliniquement exploitable, tout en évitant les sur-expositions qui est le risque le plus important en pratique quotidienne. Mais l'incapacité pour le **X-Mind Unity**[®] à rehausser un temps d'exposition trop faible, montre qu'il ne peut pas assurer l'optimisation du cliché radiographique en cas de sous-exposition.

Il est alors possible de penser qu'utiliser pour chaque radiographie un temps d'exposition sur-évalué avec le **X-Mind Unity**[®], permettrait d'obtenir un cliché radiographique cliniquement exploitable avec une dose optimisée. Il faudrait alors élargir notre recherche à des données sur patients afin de pouvoir parler de réduction de dose dans un contexte clinique.

Bibliographie

1. Foucart J-M. La radioprotection en odontologie : réglementation française et nouvelles normes européennes. Rueil-Malmaison: Éd. CdP; 2007. 126.
2. Cordoliani Y-S. Radioprotection en milieu médical (Troisième Édition). Elsevier Masson; 2014. 230.
3. Jimonet C. Personne compétente en radioprotection principes de radioprotection -réglementation. EDP Sciences; 2009.
4. White S, Mallya S. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Aust Dent J.* 2012;57:2–8.
5. Tubiana M. Revue générale: La prévention du cancer et la relation dose–effet : l’effet cancérogène des rayonnements ionisants. *Prev Cancer Dose–effect Relatsh Carcinog Eff Ioniz Radiat Engl.* 2009 Jan 1;13:238–58.
6. M. L. A, Chatterjee I, Patil P, S. N. Dosimetry in dentistry. *Indian J Dent Res.* 2015;26(2):118.
7. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP.* 2007;37(2-4):1–332.
8. Claus EB, Calvocoressi L, Bondy ML, Schildkraut JM, Wiemels JL, Wrensch M. Dental x-rays and risk of meningioma. *Cancer.* 2012 Sep 15;118(18):4530–7.
9. Memon A, Godward S, Williams D, Siddique I, Al-Saleh K. Dental x-rays and the risk of thyroid cancer: a case-control study. *Acta Oncol Stockh Swed.* 2010 May;49(4):447–53.
10. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs Dds R. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol.* 2012;85(1010):153–60.
11. Kleinerman RA. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. *Pediatr Radiol.* 2006;36 Suppl 2:121–5.

12. Association dentaire française Commission des dispositifs médicaux. Guide de la radiologie en cabinet dentaire : aspects réglementaires et conseils. Paris: Association dentaire Française; 2007. 80.
13. Berkhout WER. The ALARA-principle. Backgrounds and enforcement in dental practices. *Ned Tijdschr Tandheelkd*. 2015 May;122(5):263–70.
14. Walker C, van der Putten W. Patient dosimetry and a novel approach to establishing Diagnostic Reference Levels in dental radiology. *Phys Med*. 2012;28:7–12.
15. Beauvais-March H, Valero M, Biau A, Bourguignon M. Niveaux de référence diagnostiques : spécificités de la démarche française en radiologie. *Radioprotection*. 2003;38(02):187–200.
16. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. Quality Initiatives: CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality. *RadioGraphics*. 2011;31(7):1823–32.
17. Lehnert T, Naguib NNN, Korkusuz H, Bauer RW, Kerl JM, Mack MG, et al. Image-Quality Perception as a Function of Dose in Digital Radiography. *Am J Roentgenol*. 2011;197(6):1399–403.
18. Werncke T, von Falck C, Luepke M, Stamm G, Wacker FK, Meyer BC. Collimation and Image Quality of C-Arm Computed Tomography: Potential of Radiation Dose Reduction While Maintaining Equal Image Quality. *Invest Radiol*. 2015; 50(8): 514-21.
19. Anissi HD, Geibel MA. Intraoral radiology in general dental practices - a comparison of digital and film-based X-ray systems with regard to radiation protection and dose reduction. *RöFo Fortschritte Auf Dem Geb Röntgenstrahlen Nukl*. 2014 Aug;186(8):762–7.
20. Vandenberghe B, Corpas L, Bosmans H, Yang J, Jacobs R. A comprehensive in vitro study of image accuracy and quality for periodontal diagnosis. PART 1: The influence of X-ray generator on periodontal measurements using conventional and digital receptors. *Clin Oral Investig*. 2011;15(4):537–49.
21. Busch HP, Faulkner K. Image quality and dose management in digital radiography: a

new paradigm for optimisation. *Radiat Prot Dosimetry*. 2005;117(1-3):143–7.

22. Coulomb M, Ferretti G, Guillemaud R, Thony F. Technologie-Radiographie numérique. *Feuill Radiol*. 2000;40(2):83–105.
23. Workman A, Brettle DS. Physical performance measures of radiographic imaging systems. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 1997;26(3):139–46.
24. Kaeppler G, Dietz K, Herz K, Reinert S. Factors influencing the absorbed dose in intraoral radiography. *Dento Maxillo Facial Radiol*. 2007;36(8):506–13.
25. Mistry AR, Uzbelger Feldman D, Yang J, Ryterski E. Low dose x-ray sources and high quantum efficiency sensors: the next challenge in dental digital imaging? *Radiol Res Pract*. 2014;2014:543524.
26. Udupa H, Mah P, Dove SB, McDavid WD. Evaluation of image quality parameters of representative intraoral digital radiographic systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013;116(6):774–83.
27. Gonzalez L, Vano E, Fernandez R, Ziraldo V, Delgado J, Delgado V, et al. Evaluating phantom image quality parameters to optimise patient radiation dose in dental digital radiology. *Radiat Prot Dosimetry*. 2012;151(1):95–101.
28. Mah P, McDavid WD, Dove SB. Quality assurance phantom for digital dental imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2011;112(5):632–9.
29. Hellén-Halme K, Nilsson M. The Effects on Absorbed Dose Distribution in Intraoral X-ray Imaging When Using Tube Voltages of 60 and 70 kV for Bitewing Imaging. *J Oral Maxillofac Res*. 2013;4(3):e2.
30. Liu Y-C, Chuang K-S, Yu C-C, Chao J-H, Hsu F-Y. Evaluation of the medical exposure doses regarding dental examinations with different X-ray instruments. *Radiat Phys Chem*. 2015;116:386–92.
31. Attaelmanan AG, Borg E, Gröndahl H-G. Signal-to-noise ratios of 6 intraoral digital sensors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2001;91(5):611–5.

32. Yoshiura K, Nakayama E, Shimizu M, Goto T, Chikui T, Kawazu T, et al. Effects of the automatic exposure compensation on the proximal caries diagnosis. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2005;34(3):140–4.
33. Benchimol D, Näsström K, Shi X. Evaluation of automatic exposure control in a direct digital intraoral system. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2009;38(6):407–12.
34. Kaeppler G, Dietz K, Reinert S. Influence of tube potential setting and dose on the visibility of lesions in intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2007;36(2):75–9.
35. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options¹. *RadioGraphics.* 2006;26(2):503–12.

Annexes

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	8	8	8	8	8	8	8	8
Temps d'exposition ms								
Tir1	183,1	142,5	142,5	102,1	142,5	102,2	102,2	82,44
Tir2	182,7	142	142	102,3	142	102,4	102,4	82,44
Tir3	182,8	142,3	142,3	102,1	142,3	102,4	102,4	82,33
Dose relevée μ Gy								
Tir 1	188,7	130,9	130,9	80,99	130,9	82,82	82,82	61,8
Tir 2	181,4	125,7	125,7	83,12	125,7	83,37	83,37	63,27
Tir 3	183,2	128,8	128,8	82,46	128,8	83,72	83,72	62,78

*annexe 1 : Relevés dosimétriques pour l'appareil **X-mind Ac**[®] selon les recommandations du constructeur.*

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	4	4	4	4	4	4	4	4
Temps d'exposition ms								
Tir1	137,5	121,5	97,44	97,44	97,44	88,56	78,33	78,33
Tir2	138,1	121,3	97,44	97,44	97,44	87,44	78,33	78,33
Tir3	137,2	122	97,55	97,55	97,55	88,33	78,33	78,33
Dose relevée μ Gy								
Tir 1	132,7	119,7	95,52	95,52	95,52	87,56	78,02	78,02
Tir 2	133,4	118,9	96,88	96,88	96,88	87,11	78,43	78,43
Tir 3	132,3	120,3	97,05	97,05	97,05	87,51	78,23	78,23

*Annexe 2 : Relevés dosimétriques pour l'appareil **Kodak 2200**[®] selon les recommandations du constructeur.*

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	7	7	7	7	7	7	7	7
Temps d'exposition ms								
Tir1	80	60,11	49,88	49,88	60,11	40,11	29,88	29,88
Tir2	80	59,88	50	50	59,88	40	29,88	29,88
Tir3	80	60,11	49,88	49,88	60,11	40,11	30,11	30,11
Dose relevée μ Gy								
Tir 1	124,9	93,85	77,34	77,34	93,85	62,11	44,74	44,74
Tir 2	124,5	93,77	78,04	78,04	93,77	62	45,26	45,26
Tir 3	124,6	93,7	78,02	78,02	93,7	62,58	44,79	44,79

*Annexe 3 : Relevés dosimétriques pour l'appareil **Sirona Héliodent plus**® selon les recommandations du constructeur.*

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	8	8	8	8	8	8	8	8
Temps d'exposition ms								
Tir 1	183,1	142,5	142,5	102,1	142	102,2	102,2	82,44
Tir2	182,7	142	142	102,3	142,2	102,4	102,4	82,44
Tir3	182,8	142,3	142,3	102,1	144,3	102,4	102,4	82,33
Dose absorbée μ Gy								
Tir 1	188,7	130,9	130,9	80,99	122,1	82,82	82,82	61,8
Tir 2	181,4	125,7	125,7	83,12	122,6	83,37	83,37	63,27
Tir 3	183,2	128,8	128,8	82,46	122,7	83,72	83,72	62,78

*Annexe 4 : Relevés dosimétriques pour l'appareil **X-Mind Ac**® selon les réglages du praticien.*

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	4	4	4	4	4	4	4	4
Temps d'exposition ms								
Tir1	77	69	53	53	53	43,77	43,66	43,66
Tir2	76,77	69	52,77	52,77	53,11	43,77	44,22	44,22
Tir3	76,88	68,55	52,66	52,66	53	44,11	44,11	44,11
Dose relevée μ Gy								
Tir 1	40,29	36,59	28,39	28,39	28,46	23,68	23,6	23,6
Tir 2	40,65	36,95	28,33	28,33	28,44	23,51	23,83	23,83
Tir 3	40,95	36,7	28,53	28,53	28,48	23,61	23,71	23,71

*Annexe 5 : Relevés dosimétriques pour l'appareil **Kodak 2200**[®] selon les réglages du praticien.*

Type de dent	M	P	C	I	mm	pm	cm	im
kVp	70	70	70	70	70	70	70	70
mA	7	7	7	7	7	7	7	7
Temps d'exposition ms								
Tir1	40	40	40	40	40	40	40	40
Tir2	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22
Tir3	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22	40,22
Dose relevée μ Gy								
Tir 1	68,39	68,39	68,39	68,39	68,39	68,39	68,39	68,39
Tir 2	67,95	67,95	67,95	67,95	67,95	67,95	67,95	67,95
Tir 3	68,05	68,05	68,05	68,05	68,05	68,05	68,05	68,05

*Annexe 6 : Relevés dosimétriques pour l'appareil **Sirona Heliodent plus**[®] selon les réglages du praticien.*

Type de dent	M	gain%	P	gain%	C	gain%	I	gain%	mm	gain%	pm	gain%	cm	gain%	im	gain%
KVp	70		70		70		70		70		70		70		70	
mA	5		5		5		5		5		5		5		5	
activation Sopix Inside®	oui		oui		non		non		oui		non		non		non	
Temps d'exposition ms																
Tir1	51,66	38,00%	51,66	21,00%	51,44	0,00%	51,44	0,00%	51,66	21,00%	51,44	0,00%	41,55	0,00%	41,55	0,00%
Tir2	51,88	38,00%	52	21,00%	51,55	0,00%	51,55	0,00%	52	21,00%	51,55	0,00%	41,44	0,00%	41,44	0,00%
Tir3	51,88	38,00%	52,11	21,00%	51,44	0,00%	51,44	0,00%	52,11	21,00%	51,44	0,00%	41,44	0,00%	41,44	0,00%
Dose relevé µgy																
Tir 1	65,16		65,3		65,07		65,07		65,3		65,07		50,69		50,69	
Tir 2	65,87		65,63		65,25		65,25		65,63		65,25		50,72		50,72	
Tir 3	65,67		66,03		65,14		65,14		66,03		65,14		50,74		50,74	

Annexe 7 : Relevés dosimétriques pour l'appareil X-Mind Unity®.

Variables	Moyenne	Ec-type
X-Mind U	61,8288	6,85430
X-Mind AC	110,2850	39,25624
Kodak 2200	98,4025	19,06713
Sirona	77,5125	27,02610

Annexe 8 : Statistiques descriptives de la dose absorbée globale au niveau du capteur avec les pré-réglages recommandés par les constructeurs

Variables	Moyenne	Ec-type
X-Mind U	61,8288	6,85430
X-Mind AC	110,2850	39,25624
Kodak 2200	29,2775	6,40545
Sirona	68,0500	0,00000

Annexe 9 : Statistiques descriptives de la dose absorbée globale au niveau du capteur avec les pré-réglages utilisés par les praticiens

kVp	mA	temps d'exposition en seconde
70	4	0,069

50cm	Point 1	Point 2	Point 3	Point 4	Point 5	Point 6	Point 7	Point 8
dose en μ Sv	0,182	0,062	0,063	0,4	0,068	0,194	0,209	0,024
1m	Point 9	Point 10	Point 11	Point 12	Point 13	Point 14	Point 15	Point 16
dose en μ Sv	0,046	0,017	0,017	0,097	0,005	0,047	0,049	0,008

*Annexe 10 : Dose équivalente pour le **Kodak 2200**[®] à 50 cm et 1 m selon les pré-réglages du praticien.*

kVp	mA	temps d'exposition en seconde
70	7	0,04

50cm	Point 1	Point 2	Point 3	Point 4	Point 5	Point 6	Point 7	Point 8
dose en μ Sv	0,215	0,1	0,073	0,45	0,083	0,2	0,265	0,049
1m	Point 9	Point 10	Point 11	Point 12	Point 13	Point 14	Point 15	Point 16
dose en μ Sv	0,053	0,021	0,012	0,088	0,015	0,047	0,049	0,014

*Annexe 11 : Dose équivalente pour le **Sirona Héliodent plus**[®] à 50 cm et 1 m selon les pré-réglages du praticien.*

kVp	mA	temps d'exposition en seconde
70	8	0,2

50cm	Point 1	Point 2	Point 3	Point 4	Point 5	Point 6	Point 7	Point 8
dose en μ Sv	0,35	0,156	0,083	0,5	0,121	0,201	0,35	0,034
1m	Point 9	Point 10	Point 11	Point 12	Point 13	Point 14	Point 15	Point 16
dose en μ Sv	0,08	0,034	0,038	0,29	0,03	0,08	0,08	0,02

*Annexe 12 : Dose équivalente pour le **X-Mind AC**[®] à 50 cm et 1 m selon les pré-réglages du praticien.*

kVp	mA	temps d'exposition en seconde
70	5	0,16

	Point 1	Point 2	Point 3	Point 4	Point 5	Point 6	Point 7	Point 8
dose en μ Sv	0,121	0,093	0,094	0,162	0,2	0,099	0,095	0,028
	Point 9	Point 10	Point 11	Point 12	Point 13	Point 14	Point 15	Point 16
dose en μ Sv	0,027	0,028	0,03	0,033	0,016	0,02	0,019	0,014

Annexe 13 : Dose équivalente pour le X-Mind Unity® à 50 cm et 1 m selon les pré-réglages du praticien.

Variables	Moyenne	Ec-type
X-Mind U	0,111500	0,051439
X-Mind AC	0,224375	0,160210
Kodak 2200	0,150500	0,123351
Sirona	0,179375	0,134252

Annexe 14: Statistiques descriptives de la dose équivalente relevée à 50 cm du fantôme selon les pré-réglages des praticiens pour une molaire maxillaire

Variables	Moyenne	Ec-type
X-Mind U	0,019663	0,008815
X-Mind AC	0,081500	0,087881
Kodak 2200	0,035750	0,030654
Sirona	0,037375	0,026710

Annexe 15 : Statistiques descriptives de la dose équivalente relevée à 1m du fantôme selon les pré-réglages des praticiens pour une molaire maxillaire

Variables	Moyenne	Ec-type
X-Mind U	21,25000	2,31455
X-Mind AC	21,62500	5,37022
Kodak 2200	17,62500	13,92775
Sirona	38,87500	24,00856

Annexe 16 : Statistiques descriptives du SNR global des clichés, avec les pré-réglages recommandés par les constructeurs

Variables	Moyenne	Ec-type
X-Mind U	21,25000	2,31455
X-Mind AC	21,62500	5,37022
Kodak 2200	65,25000	17,75830
Sirona	51,00000	

Annexe 17 : Statistiques descriptives du SNR global des clichés avec les pré-réglages utilisés par les praticiens

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Benoît FABRE

,Le : 17 Février 2016

Thèse pour l'obtention du DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE 201 n°14

DISCIPLINE : Radioprotection

INFLUENCE D'UN SYSTEME DE REGULATION AUTOMATIQUE DU TEMPS D'EXPOSITION SUR L'OPTIMISATION DES DOSES EN RADIOGRAPHIE INTRA-ORALE

Résumé : En radiographie, le principe d'optimisation du concept ALARA doit être recherché pour chaque cliché effectué. La technologie ACE (*automatic exposure control*) intégrée au X-Mind Unity® permet elle de respecter le principe d'optimisation et quelles différences peut on relever avec des appareils ne présentant pas cette technologie ?

A l'aide d'un fantôme en PolyMethyl-MethAcrylat (PMMA), trois appareils conventionnels ont été comparés au X-Mind Unity® pour la dose absorbée et pour la qualité d'image, afin d'évaluer leur capacité à optimiser un cliché radiographique.

L'activation de la technologie ACE présente une reproductibilité dans la dose et la qualité d'image obtenue. Le X-Mind Unity® garantit une diminution de la dose et une qualité d'image exploitable lorsque le temps d'exposition initial est sur-évalué. Cependant la technologie ACE ne permet pas de rehausser un temps d'exposition sous-évalué et ne peut donc pas garantir une image de qualité exploitable dans ces conditions.

Mots-clés : Réduction de dose, Optimisation, Qualité d'image, radiographie intra-orale

INFLUENCE OF AN AUTOMATIC TIME EXPOSURE CONTROL TECHNOLOGY ON DOSE OPTIMISATION IN INTRAORAL RADIOLOGY

Summary : The ALARA concept optimisation, has an important part in radiology. A low dose patient exposure and good image quality had to be expected. The X-Mind Unity® provides an ACE technologie (*automatic exposure control*). We compare X-Mind Unity® to three others generators concerning the dose absorbed and the image quality.

With PolyMethyl-MethAcrylat (PMMA) phantom, we evaluate for each generators the absorbed dose and the image quality.

ACE technologie activation présent a reproductibility in absorbed dose and image quality when the time exposure pre-programed is surestimated. With the X-Mind Unity® we can expect a good image quality with a dose reduction and avoid overexposure.

Keys-words : Dose reduction, Optimisation, Image quality, Intraoral radiography

Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

16-20 Cours de la Marne

33082 BORDEAUX CEDEX

