



HAL
open science

Optimisation des doses en radiographie intra-orale : apport d'un système de régulation automatique du temps d'exposition dans un contexte clinique

Geoffrey Bony

► **To cite this version:**

Geoffrey Bony. Optimisation des doses en radiographie intra-orale : apport d'un système de régulation automatique du temps d'exposition dans un contexte clinique. Chirurgie. 2017. dumas-01647212

HAL Id: dumas-01647212

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01647212>

Submitted on 24 Nov 2017

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.

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

Présentée et soutenue publiquement

PAR Geoffrey BONY

Né le 29 avril 1991 à Bourgoin-Jallieu (38)

Le 13 Novembre 2017

**Optimisation des doses en radiographie intra-orale :
apport d'un système de régulation automatique
du temps d'exposition dans un contexte clinique**

Directeur de thèse

Docteur Patrick ROUAS

Membres du Jury

Président	Mme C. BERTRAND	Professeur des Universités
Directeur	M. P. ROUAS	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	M. Y. DELBOS	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	Mme A. AUSSEL	Assistante Hospitalo-Universitaire

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ
25/09/2017

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 BERTRAND Caroline	58-01
<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	57-01
<i>Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales</i>	M. LASSERRE Jean-François	58-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme Caroline	BERTRAND	Prothèses	58-01
Mme Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M. Sylvain	CATROS	Chirurgie orale	57-01
Mme Véronique	DUPUIS	Prothèses	58-01
M. Bruno	ELLA NGUEMA	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M. Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie orale	57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme Elise	ARRIVÉ	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02
Mme Cécile	BADET	Biologie orale	57-01
M. Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-01
M. Michel	BARTALA	Prothèses	58-01
M. Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-01
M. Christophe	BOU	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02
Mme Sylvie	BRUNET	Chirurgie orale	57-01
M. Stéphane	CHAPENOIRE	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M. Jacques	COLAT PARROS	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M. Jean-Christophe	COUTANT	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M. François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M. François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M. Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Raphael	DEVILLARD	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M. Emmanuel	D'INCAU	Prothèses	58-01
M. Dominique	GILLET	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M. Jean-François	LASSERRE	Prothèses	58-01
M. Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme Odile	LAVIOLE	Prothèses	58-01
M. Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie orale	57-01
Mme Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Adrien	NAVEAU	Prothèses	58-01
Mme Dominique	ORIEZ	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01

M.	Jean-François	PELI	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M.	Philippe	POISSON	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Biologie orale	57-01
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Biologie orale	57-01
M.	Eric	VACHEY	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01

ASSISTANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
M.	Wallid	BOUJEMAA AZZI	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
Melle	Camille	BOULÉ-MONTPEZAT	Odontologie pédiatrique	56-01
Melle	Anais	CAVARÉ	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Hubert	CHAUVEAU	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M.	Mathieu	CONTREPOIS	Prothèses	58-01
M.	Jean-Baptiste	CULOT	Fonction-dysfonction, imagerie, biomatériaux	58-01
Mme	Clarisse	DE OLIVEIRA	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cédric	FALLA	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie orale	57-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme	Agathe	GREMARE	Biologie orale	57-01
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M.	Adrien	LASTRADE	Prothèses	58-01
M.	Alexandre	MARILLAS	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M.	Emmanuel	MASSON-REGNAULT	Chirurgie orale	57-01
Mme	Marie	MÉDIO	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mme	Meryem	MESFIOUI	Parodontologie	57-01
Mme	Darrène	NGUYEN	Biologie orale	57-01
M.	Ali	NOUREDDINE	Prothèses	58-01
Mme	Chloé	PELOURDE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Antoine	PEPELUT	Parodontologie	57-01
Mme	Charlotte	RAGUENEAU	Prothèses	58-01
Mme	Noëlla	RAJONSON	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02
M.	Clément	RIVES	Dentisterie restauratrice, endodontie	58-01
M.	Thibaut	ROULLAND	Prothèses	58-01
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèses	58-01
Mme	Audrey	SAY LIANG FAT	Prévention, épidémiologie, économie de la santé, odontologie légale	56-02

A notre Présidente de thèse

Madame le Professeur Caroline BERTRAND

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques de l'Université de Bordeaux

Sous-section Prothèses 58-02

Merci de l'honneur que vous me faites en acceptant de présider ce jury.

Veillez trouver l'expression de mes remerciements les plus sincères.

A notre Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Patrick ROUAS

Maitre de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-section Odontologie pédiatrique 56-01

Merci de l'honneur et du plaisir que vous me faites en acceptant de diriger ce travail en tant que Directeur de thèse.

Je vous prie de trouver dans ce travail toute l'expression de ma sincère gratitude.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Yves DELBOS

Maitre de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Sous-section Odontologie pédiatrique 56-01

Merci d'avoir accepté de collaborer à ce travail et d'être notre Rapporteur.

Je vous prie de trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance.

A notre Assesseur

Madame le Docteur Audrey AUSSEL

Assistante Hospitalo-Universitaire

Sous-section Sciences anatomiques et physiologiques, occlusodontiques, biomatériaux, biophysique, radiologie 58-03

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

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

REMERCIEMENTS

Nous souhaitons remercier Monsieur F. SANTOS, statisticien au laboratoire PACEA, UMR5199, de l'Université de Bordeaux, pour sa contribution dans l'analyse statistique de nos données, ainsi que pour sa disponibilité.

Nous adressons nos remerciements à Monsieur M. OLLIVIER, spécialiste imagerie produit dentaire au sein du groupe SOPRO-ACTEON™, et Monsieur C. BARACAT, ingénieur, service software recherche et développement au sein du groupe SOPRO-ACTEON™, pour l'extraction des données issues des images réalisées à l'aide du couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® (SOPRO-ACTEON™) présent au cabinet du Dr P. ROUAS. Nous vous remercions pour votre disponibilité et votre aide précieuse.

Nous tenons également à remercier Mme M. ERESUÉ-BONY, physicien médical et Personne Compétente en Radioprotection au sein du groupe hospitalier de PELLEGRIN, pour la mise à disposition du matériel nécessaire à la réalisation de nos travaux. Nous souhaitons vous remercier pour votre participation active à l'élaboration du protocole expérimental et à l'analyse des données tout au long de notre étude.

Merci,

À mes parents, pour l'éducation que vous m'avez offert, pour cette enfance heureuse, pour m'avoir accompagné tout au long de ma vie et de mes études. Vous avez toujours fait passer mes besoins avant les vôtres, je vous en serai éternellement reconnaissant.

À mes grands-mères, pour le bonheur que vous m'apportez, pour votre amour et votre bienveillance. Une pensée toute particulière pour mes grands-pères, partis trop tôt, j'espère que vous êtes fiers de moi.

À mon frère, pour tous ces souvenirs d'enfance : les tricheries lors des batailles rangées de petits soldats, à nos matchs de handball-piscine, en passant par mes buts à la 90m ou encore l'emprisonnement de ce bon vieux Filou. Merci pour ton accompagnement, ta protection, tes conseils depuis toujours (cela fait combien de temps que l'on se connaît toi et moi?).

À ma belle soeur, pour tes encouragements et ton secours tout au long de la rédaction de cette thèse. Merci pour ton hospitalité lors de mes passages à Bordeaux, et pour ta prévenance depuis notre première rencontre.

À vous deux, pour avoir fait de moi le tonton de deux merveilleuses petites nièces, Chloé et Léa.

À mes tantes, cousines et cousins pour votre affection, votre gentillesse et tous ces moments passés ensemble en Aveyron.

À Manon, ma meilleure amie, l'amour de ma vie, toi qui m'apportes tant chaque jour. Merci pour tous ces moments de joie, de complicité, ces éclats de rires, ces craquages. Merci de m'aider à réaliser mes rêves et merci pour ton soutien durant la rédaction de cette thèse. Saltimbocca.

À ma belle famille, de Marseille à Dublin, en passant par Gap, la Charente, Briollay, la Normandie et la Bretagne. Merci pour votre accueil et votre gentillesse. Merci à Sophie et Thomas pour votre hospitalité durant mes premiers déplacements et pour votre soutien. Merci à Isabelle et Laurent, pour votre convivialité et votre générosité. Merci à Michèle et Guy pour ces repas en famille et pour votre bonté.

À Benjamin, membre fondateur du pacte widget, supporter de l'Olympique Lyonnais, ambassadeur de la ville de Limoges. Merci pour ces soirées foot au bar du coin, cette chasse à la souris improvisée, le bungalow champagne. Ta bonne humeur et tes délires ont contribué à tous ces bons souvenirs à Interrail, Disneyland, Port Aventura, Lyon et bien sûr à Bordeaux.

À Daniel, mon premier binôme, bout en train du service Odontologie de Saint-André. Les moments passés à la fac, les soirées passées à Bordeaux ou ailleurs en France et en Europe sont autant de bons souvenirs auxquels tu as largement contribué. Je te remercie pour ton sens de l'accueil irréprochable, ta générosité. Toi qui a toujours su répondre présent lorsque j'en avais besoin.

À Clément, pour toutes ces situations épiques dont seul toi a le secret. Tes petits bars louches et tes pintes de cidre ont ravi nombreuses de mes soirées. Merci pour ton écoute, ta disponibilité et ta bienveillance. Mes placards de cuisine te seront toujours ouverts.

À Florian, tout premier collègue rencontré il y a déjà 7ans! Merci pour ta bonne humeur et ton altruisme. Merci pour toutes ces soirées que tu as rendu mémorables, ce week-end EVG et bien sûr ton splendide mariage.

À Julie et Cédric, les voipains, pour cette année de semi-colocation passée à Perpignan. Merci pour toutes ces soirées, ces pétages de plomb, ces cookies, mais aussi et surtout pour votre soutien alors que nous étions loin de chez nous avec Manon.

À Chico, pour ton amitié sans faille. Merci pour avoir toujours su répondre présent, pour ta prévenance, pour tous ces bons moments partagés.

À tout ceux qui m'ont accompagné au cours de ces nombreuses années: Julia, Amy, Clémence, Mélissa, Anne-laure, Marielle, Marion, Lucie, Amanda, Anne, Julien, Thomas, Temoana, Alexandre, Jesse, Paul, Johann, Adrien, Hugo et Edouard.

À tous les professeurs, attachés et intervenants, ainsi qu'à toute l'équipe du service Odontologie de l'hôpital Saint-André.

À mes confrères les docteurs : A. Comby, M. Dabadi, M. Lerno, C. Steullet, P. Amiot, M. Marty, C. Vilanova, D. Naboulet, J. Herrouet, A. Core et A. Nivet, ainsi qu'aux assistantes : Nadia, Samia, Karine, Pascale, Caroline et Marie-Claire pour les opportunités qu'ils m'ont offert, pour leurs encouragements et leur bienveillance.

TABLE DES MATIERES

1. INTRODUCTION	11
2. PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	12
3. ÉTAT DE L'ART	13
3.1. Exposition au cabinet dentaire	13
3.2. Effets des rayonnements ionisants	13
3.2.1. Effets déterministes	13
3.2.2. Effets stochastiques	13
3.2.3. Risques liés à la radiographie dentaire	14
3.3. Radioprotection	15
3.3.1. Justification	15
3.3.2. Optimisation	16
3.3.3. Moyens d'optimisation	16
3.3.3.1. Démarche qualité	16
3.3.3.3. Réglages du tube à rayons X	18
3.3.3.4. Récepteurs numériques	18
4. MATÉRIELS ET MÉTHODES	20
4.1. Matériels	20
4.1.1. Appareils radiographiques intra-oraux et récepteurs	20
4.1.2. Appareils et logiciel de mesure	21
4.2. Méthodes	23
4.2.1. Étude expérimentale	23
4.2.1.1. Recueil des images	23
4.2.1.2. Calcul du Kerma	24
4.2.1.3. Évaluation qualitative de la qualité d'image	25
4.2.1.4. Évaluation quantitative de la qualité d'image	27
4.2.2. Étude clinique	28
4.2.2.1. Recueil des données	28
4.2.2.2. Analyse des données	28
5. RÉSULTATS	31
5.1. Étude expérimentale	31
5.1.1. Évaluation qualitative	31

5.1.2. Évaluation quantitative	36
5.2. Étude clinique	40
6. DISCUSSION	43
7. CONCLUSION	48
BIBLIOGRAPHIE	49
ANNEXES	54
• Annexe 1	54
• Annexe 2	55
• Annexe 3	55
• Annexe 4	56
• Annexe 5	56
• Annexe 6	56
• Annexe 7	56
• Annexe 8	57
• Annexe 9	58
• Annexe 10	61
• Annexe 11	63
• Annexe 12	66

1. INTRODUCTION

En 1895, le physicien allemand Wilhelm Conrad Röntgen découvre, au cours de ses travaux sur les rayons cathodiques, l'existence d'un rayonnement capable de traverser la matière. Ces rayons sont nommés « X » du nom de l'inconnue en mathématiques. Röntgen réalise le premier cliché radiographique de la main de son épouse le 22 décembre 1895. Quelques jours après, le Docteur Otto Walkhoff réalise la première radiographie dentaire. Il déclarera par la suite « *cela a été une vraie torture, mais j'ai ressenti une grande joie en étant confronté aux résultats. C'est là que j'ai mesuré l'importance de la découverte de Röntgen pour la dentisterie du futur* ».

La pratique de l'art dentaire a été révolutionnée par l'apport de la radiologie argentique. En 1982, le Professeur Francis Mouyen présente une nouvelle technologie : la Radio Visio Graphie (R.G.V®). C'est le début de la radiologie numérique en Odontologie. Dès lors, cette technologie n'a de cesse de se perfectionner et de gagner du terrain sur la radiologie argentique.

Aujourd'hui, bien que considéré comme un examen complémentaire, la radiographie s'avère être une aide précieuse dans la démarche diagnostique, comme dans certaines étapes de traitement en Odontologie. Cependant, les rayons X sont potentiellement ionisants et donc susceptibles de provoquer des effets biologiques. Ainsi, en 1977, la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) établit que « *All exposures shall be kept As Low As Reasonably Achievable* ». Ce principe ALARA a été modifié en principe ALADA, mettant plus en avant l'importance du diagnostic.

Si la réduction des doses passe par les mesures prises par le praticien, les services « recherche et développement » des différents fabricants mettent également tout en œuvre pour réduire la dosimétrie distribuée sans nuire à l'image créée.

2. PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

La société SOPRO-ACTEON™, en associant le capteur Sopix² Inside® au tube radiogène X-mind Unity®, semble franchir une nouvelle étape dans l'optimisation des doses délivrées lors de la prise d'un cliché rétro-alvéolaire grâce à la technologie de réduction automatique de l'exposition (technologie ACE) [1]. Une fois que ce capteur numérique estime avoir reçu la quantité de rayonnement nécessaire à l'obtention d'une image de qualité suffisante au diagnostic, l'émission de rayons X est stoppée afin d'éviter une surexposition inutile. La problématique suivante se pose donc :

Existe-t-il une réduction significative de la dose délivrée avec le cône radiogène X-mind Unity® associé au capteur Sopix² Inside® grâce à l'apport de la technologie de réduction automatique de l'exposition ?

L'objectif principal de cette étude est de quantifier l'apport de la technologie de réduction automatique de l'exposition dans les performances dosimétriques du couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® dans un contexte clinique.

Les objectifs secondaires sont les suivants :

- vérifier que le réglage d'usine de la technologie ACE réponde au principe d'optimisation, dans un contexte expérimental,
- comparer les performances en termes d'optimisation du couple tube à rayons X-récepteur (formé par le X-Mind Unity® et le capteur Sopix² Inside®) par rapport aux performances d'autres couples présents sur le marché, dans un contexte expérimental toujours.

3. ÉTAT DE L'ART

3.1. Exposition au cabinet dentaire

Selon les chiffres de l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), pour l'année 2016, l'exposition moyenne aux rayonnements ionisants de la population en France s'élève à 4,5mSv par an. L'exposition médicale contribue à hauteur de 35% à cette exposition, dont près d'un tiers par l'intermédiaire de l'imagerie odontologique [2]. En termes d'exposition professionnelle, dans le domaine des activités médicales et vétérinaires, 22% des travailleurs sont affectés à la discipline odontologique, pour une dose individuelle moyenne sur l'effectif total de 0,04mSv [3].

La radiographie rétro-alvéolaire, réalisée au fauteuil, constitue l'examen complémentaire de première intention de choix pour l'étude diagnostique de 2 à 3 dents contiguës. La dose efficace délivrée au patient pour une radiographie rétro-alvéolaire est située entre 1 et 8 μ Sv [4]. Rappelons que la dose efficace est une grandeur de radioprotection mesurant l'impact sur les tissus biologiques d'un rayonnement ionisant.

3.2. Effets des rayonnements ionisants

3.2.1. Effets déterministes

Les effets déterministes correspondent à la mort cellulaire provoquée de manière précoce ou tardive par un rayonnement ionisant à partir d'un seuil de dose connu. Dans le cadre de la radiographie rétro-alvéolaire à visée diagnostique, le risque d'apparition d'effets déterministes pour le patient est nul [5].

3.2.2. Effets stochastiques

Les effets stochastiques surviennent au hasard dans les cellules. Il s'agit ici d'une altération de l'ADN des cellules exposées dont la probabilité d'apparition croît avec la dose mais dont la gravité reste indépendante de celle-ci. Les données biologiques tendent à démontrer que pour de faibles doses de rayonnement, le risque de cancérogenèse est très faible voire négligeable grâce à l'efficacité des mécanismes de réparation de l'ADN [6]. Néanmoins, sur les bases de l'épidémiologie, il est à ce jour impossible de décrire la relation entre risque de cancer et rayonnements ionisants à des doses inférieures à 100mGy. En raison des incertitudes sur les effets des rayonnements ionisants à de faibles doses, et pour éviter de sous-estimer le risque, les épidémiologistes se fondent sur une

extrapolation selon un modèle linéaire sans seuil (figure 1). La CIRP fournit ainsi, dès 1960, une base prudente pour la gestion des risques en rapport avec une exposition à de faibles doses de rayonnement [7].

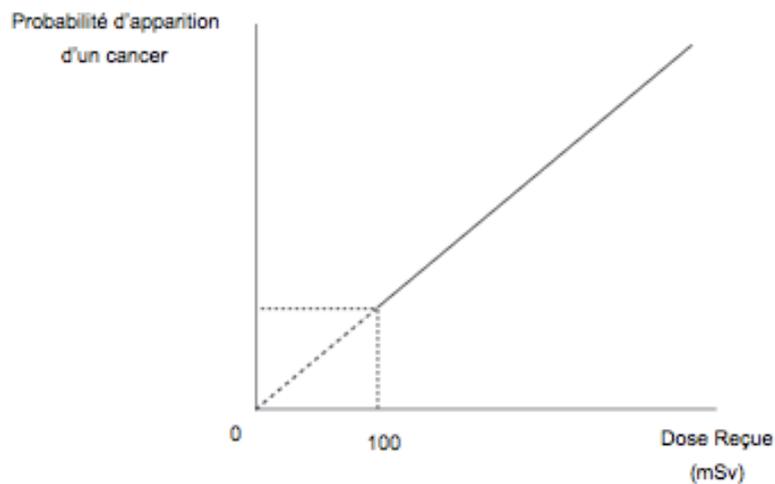


Figure 1 : Courbe linéaire sans seuil

3.2.3. Risques liés à la radiographie dentaire

- **Thyroïde**

Anjum Menon *et al.* [8] publient en 2010 une étude fondée sur la réalisation d'une enquête cas-témoins par auto-évaluation mettant en évidence un risque 2 fois plus élevé de cancer de la thyroïde par expositions multiples aux radiographies dentaires. *A contrario*, l'étude de cohorte prospective réalisée aux États-Unis et publiée en 2013 par Gila Neta *et al.* [9] montrent une absence de corrélation entre le risque de cancer de la thyroïde et les procédures de radiographie dentaire réalisées après 1970.

- **Méningiome**

Les études visant à démontrer l'existence d'une corrélation entre la radiographie dentaire et le risque de développer un méningiome présentent elles aussi des résultats contradictoires. Ainsi, Claus *et al.* [10] estiment que des anciennes expositions, avec des doses supérieures à celles actuelles, seraient susceptibles d'accroître le risque de méningiome intracrânien. Dans la même lignée, Lin *et al.* [11] montrent que le risque de développer une tumeur cérébrale bénigne augmente avec la fréquence d'exposition aux radiographies dentaires. La publication, en 2015, d'une méta-analyse de nombreuses études observationnelles réalisée par Ping Xu *et al.* [12] concluent quant à elle que l'exposition aux radiographies dentaires n'augmenterait pas le risque de développer un méningiome.

- Population pédiatrique

Une vigilance particulière doit être apportée à la population pédiatrique. L'enfant, à l'espérance de vie plus élevée, présente des organes immatures plus radiosensibles avec une surface corporelle faible et donc un volume exposé plus élevé par rapport au volume corporel total. Bien que les examens diagnostiques correctement effectués durant la grossesse ne présentent pas de risque accru de mort prénatale, d'induction de malformation ou de retard mental chez l'embryon et le fœtus, le risque de développer un cancer après une irradiation *in utero* est lui considéré comme équivalent à une exposition au cours de la jeune enfance. Ce risque serait au plus de l'ordre de trois fois celui de la population dans son ensemble [13].

3.3. Radioprotection

Bien que le risque individuel soit faible dans le cadre de la radiographie diagnostic bucco-dentaire, la forte proportion de la population exposée et le nombre de clichés effectués, justifient de se soumettre au principe de précaution. La réalisation de clichés doit systématiquement être justifiée par le rapport bénéfice-risque : c'est le principe de « justification - limitation - optimisation » utilisé en radioprotection. Ces trois termes ont été décrits dans les publications 26 [14] et 60 [15] de la CIPR et réactualisés dans la publication 103 en 2007 [16]. La limitation étant axée sur la radioprotection des personnes (public et travailleurs), nous ne la décrivons pas dans ce document.

Afin de satisfaire à ces principes, des recommandations sont émises pour guider les professionnels de santé. La Haute Autorité de Santé (HAS) publie en 2006 un « *Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie* » [17]. La CIPR publie en 2011 des recommandations visant à s'adapter aux spécificités de la population pédiatrique [18].

3.3.1. Justification

Il s'agit d'évaluer la balance bénéfice-risque des actes réalisés à visée diagnostique, thérapeutique ou de dépistage. Cette évaluation ne se fait pas sur un plan médical strict, et prend également en compte la notion de coût économique pour la société de l'acte entrepris [16].

3.3.2. Optimisation

L'obtention de l'information diagnostique recherchée doit se faire avec une exposition moindre. Jusqu'à maintenant, le principe ALARA (acronyme utilisé pour *As Low As Reasonably Achievable*) était appliqué. Récemment, la *National Commission on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) a préconisé une modification de ce principe en principe ALADA pour *As Low As Diagnostically Acceptable*. En effet, de nombreux opérateurs avaient tendance à réaliser des images de qualité optimale alors qu'un simple diagnostic était nécessaire, exposant inutilement leurs patients [19]. Ce principe constitue la réponse au modèle linéaire sans seuil établi pour les expositions à de faibles doses [16].

3.3.3. Moyens d'optimisation

Eija Metsala *et al.* [20] font ressortir, à travers une étude bibliographique, les points clés pour l'assurance qualité de l'imagerie radiologique dentaire. Ainsi, la démarche d'optimisation passe par la maintenance et le contrôle régulier du matériel pour en maintenir les performances au cours du temps. Il est primordial d'être attentif au choix de l'équipement, ainsi qu'aux réglages précis de celui-ci dès sa mise en service. Il devient alors nécessaire pour le personnel soignant de connaître les critères définissant la qualité de l'image radiographique.

3.3.3.1. Démarche qualité

- **Contrôle qualité**

Dans le cadre de la radioprotection des patients, des contrôles qualité interne et externe (CQI, CQE) périodiques doivent être effectués afin d'évaluer les performances de chaque appareil. Ces contrôles doivent être consignés dans un registre commun à tous les appareils présents dans la structure, au même titre que les actes de maintenance. De plus, les chirurgiens-dentistes, seuls habilités à délivrer des rayons X au cabinet dentaire, doivent être formés à la radioprotection des patients. Cette formation réglementaire est valable 10 ans [21] [22].

- **Optimisation des doses**

Les niveaux de référence diagnostiques (NRD) constituent un outil pour l'optimisation des doses délivrées au cours des actes à visée diagnostique. Sans être des limites individuelles à ne pas dépasser, les NRD représentent des indicateurs permettant une évaluation des pratiques par rapport à celles de l'ensemble de la profession sur le territoire national. Ces indicateurs sont fixés au 75^{ème} percentile de la courbe de dose obtenue pour un examen particulier, sur un grand nombre de patients répartis dans le plus de centres possibles [23].

3.3.3.2. Qualité d'image

Afin d'analyser la qualité d'image, plusieurs critères existent.

- **Résolution spatiale**

La résolution spatiale détermine le degré de détail de l'image radiographique. Sur une mire de qualité on définit la résolution spatiale en paires de lignes par millimètre (pl/mm). La valeur de la résolution spatiale correspond au premier groupe dont les paires de lignes sont dissociables les unes des autres. Un nombre de pl/mm élevé correspond à une résolution spatiale élevée [24]. Lors du contrôle qualité interne trimestriel numérique, un minimum de 5 pl/mm est exigé sur la mire de test [25].

- **Contraste**

Le contraste de l'image correspond à la palette de niveaux de gris possibles permettant de distinguer des structures de densité proche. Celui-ci est directement corrélé à la tension (kV) utilisée pour réaliser l'image. Elle est comprise entre 60 et 70kV [24]. Lors du contrôle qualité interne trimestriel numérique, il est nécessaire de distinguer l'élément de plus bas contraste (1 mm) sur la mire de test [25].

- **Noircissement**

Le noircissement de l'image augmente avec la quantité de photons X détectés par le récepteur, et donc le nombre de photons générés par le tube. Ce paramètre est directement en corrélation avec l'intensité exprimée en milliampères (mA) multipliés par le temps d'exposition (s). L'intensité est comprise entre 4 et 8mA [24]. Le temps d'exposition quant à lui est généralement compris entre 0,01 et 2 secondes.

- **Rapport signal sur bruit (RSB)**

Il s'agit du rapport entre l'amplitude du signal et l'écart-type des fluctuations dues au bruit. Cela permet de traduire la qualité de l'image par rapport aux fluctuations statistiques altérant l'image [26]. Le RSB est défini comme tel :

$$RSB = \frac{\mu(fond)}{\sigma(fond)}$$

Avec:

- RSB le rapport signal sur bruit,
- $\mu(fond)$ la moyenne et $\sigma(fond)$ l'écart-type des pixels dans une région d'intérêt (ROI) placée sur le fond de la mire.

- **La différence de contraste rapportée au bruit (DCRB)**

Lors des contrôles qualités quotidiens en mammographie numérique, la formule SNDR (différence de signal rapporté au bruit) permet de quantifier le contraste. Nous l'avons adapté au contraste telle que :

$$DCRB(\%) = \frac{\mu(\text{contraste}) - \mu(\text{fond})}{\sqrt{\frac{\sigma(\text{contraste})^2 + \sigma(\text{fond})^2}{2}}} \times 100$$

Avec :

- *DCRB* la différence de contraste rapportée au bruit (en %),
- $\mu(\text{contraste})$ la moyenne et $\sigma(\text{contraste})$ l'écart-type des pixels dans une région d'intérêt (ROI) placée sur une inclusion de la mire servant à déterminer le contraste,
- $\mu(\text{fond})$ la moyenne et $\sigma(\text{fond})$ l'écart-type des pixels dans une région d'intérêt (ROI) placée sur le fond de la mire.

3.3.3.3. Réglages du tube à rayons X

Le noircissement d'une image s'accroît avec l'augmentation de la charge. Le contraste diminue avec l'augmentation de la tension [24]. Le but est de réaliser un compromis correct entre la charge et la tension pour avoir une qualité d'image radiographique satisfaisante à la fois en termes de noircissement, mais aussi de contraste. La charge et la tension renvoient par ailleurs directement à la dose délivrée.

En imagerie de projection 2D, la dose délivrée au patient est représentée par le produit dose-surface (PDS), dont l'unité est généralement le mGy.m² [23]. Celui-ci prend en compte la dose délivrée au détecteur multipliée par la surface du champ exploré. L'augmentation de la dose évolue de manière linéaire avec la charge, et avec le carré de la tension. C'est pourquoi optimiser les constantes radiologiques via les pré-programmes enregistrés permet de réduire le PDS. L'objectif est de trouver le meilleur compromis entre la dose délivrée et la qualité d'image recherchée.

3.3.3.4. Récepteurs numériques

On distingue deux familles au sein des récepteurs numériques.

- **Films à numérisation indirecte (figure 2)**

Les films à numérisation indirecte, ou écrans radioluminescents à mémoire (ERLM), sont souples et de dimensions similaires aux films argentiques. Avec ce type de récepteur, la lecture de l'image n'est possible qu'après l'émission retardée des photons lumineux constituant l'image latente par balayage laser dans un

scanner. Une source halogène puissante ramène les atomes composant la couche photosensible à leur état initial non excité afin de permettre la réutilisation du film [27].



Figure 2 : Film ERLM 2+ de chez DURR DENTAL™ [28]

- Capteur à numérisation directe (figure 3)

Reliés à l'ordinateur par un câble, les capteurs à numérisation directe permettent un affichage quasi immédiat de l'image sur l'écran. Ces capteurs sont constitués d'un scintillateur, un faisceau de fibre optique et un détecteur formé de pixels photosensibles. Le faisceau de rayons X converti en signal lumineux par le scintillateur est ensuite traduit en signal électrique par le détecteur. Ce dernier utilise la technologie CCD (Charge Coupled Device) ou CMOS (Complementary Metal Oxid Semiconductor) à pixel actif [27].



Figure 3 : Capteurs numériques de chez GENDEX™ [29] et ACTEON™ [1]

4. MATÉRIELS ET MÉTHODES

4.1. Matériels

4.1.1. Appareils radiographiques intra-oraux et récepteurs

Les données recueillies pour notre étude proviennent de 5 couples tube radiogène - récepteur différents, notés de 1 à 5 (tableau 1).

	Tube	Récepteur	Constantes disponibles			Logiciel de post-traitement	Collimation	Filtration (mmAl) à 70 kV
			kV	mA	s			
1	SIRONA™ Heliodent DS®	DURR DENTAL™ Film numérique 2+	70	7	0,01 à 3,2	DURR DENTAL™ DbsWin	circulaire 8” l=20 cm	>1,5
2	SOPRO- ACTEON™ Xmind DC®	DURR DENTAL™ Film numérique 2+	60 70	4-8	0,04 à 3,9	DURR DENTAL™ DbsWin	circulaire 8” l=20 cm	>1,5
3	SOPRO- ACTEON™ Xmind DC®	GENDEX™ Visualix EHD®	60 70	4-8	0,04 à 3,9	GENDEX™ VixWin	circulaire 8” l=20 cm	>1,5
4	SOPRO- ACTEON™ Xmind Unity®	SOPRO- ACTEON™ Ace®	60 65 70	4-5 6-7	0,02 à 2	SOPRO- ACTEON™ Sopro Imaging	rectangulaire 44x35 mm l=30 cm	>2,2
5	SOPRO- ACTEON™ Xmind Unity®	SOPRO- ACTEON™ SOPIX² inside®	60 65 70	4-5 6-7	0,02 à 2	SOPRO- ACTEON™ Sopro Imaging	rectangulaire 44x35 mm l=30 cm	>2,2

Tableau 1 : Description technique des couples étudiés

Les couples 1, 2 et 3 sont présents sur les différents sites du CHU de Bordeaux. Les couples 4 et 5 sont mis à notre disposition par le Docteur ROUAS au sein de son cabinet libéral à Bordeaux. Nous avons choisi de retenir 2 générateurs pour les mesures effectuées avec le film numérique 2+ de DURR DENTAL™ afin de multiplier les possibilités de réglages des constantes.

L'Heliodent DS® et le X-mind Unity® affichent le PDS après chacun des tirs. Le PDS affiché ne correspond pas à une valeur mesurée par le tube mais à une valeur calculée d'après un abaque en fonction des constantes choisies. Le Xmind DC® ne fournit pas cette information.

Le capteur numérique Sopix² Inside® et le tube X-mind Unity® forment le seul couple générateur - récepteur offrant la technologie de réduction automatique de l'exposition.

4.1.2. Appareils et logiciel de mesure

- Électromètre

L'électromètre Unfors® Mult O Meter® de la société RayeSafe™ (Figure 4) permet, après exposition de son capteur aux rayons X du tube radiographique, de mesurer le kilovoltage, le temps d'exposition et le Kerma en Gy ou mGy.



Figure 4 : Électromètre Unfors® Mult O Meter® [30]

- Plaque ERLM

Nous avons à notre disposition une plaque ERLM Fujifilm™ de dimensions 36x43cm. Après développement du cliché obtenu par exposition aux rayons X du tube radiogène, il est possible de quantifier la taille du champ d'exposition et d'apprécier le rayonnement diffusé réel du tube radiographique contrôlé. Cela nous permet en outre de vérifier les données constructeurs quant au diamètre du collimateur.

- **Fantôme**

Les mesures sont effectuées à l'aide du fantôme DIGIDENT2® d'ORION™ (figure 5) servant à réaliser le contrôle qualité trimestriel des tubes radiographiques [31].

Ce fantôme est constitué :

- d'un guide de centrage du collimateur,
- d'une mire de résolution spatiale constituée de 8 groupes de paires de ligne: 2,50 - 2,80 - 3,10 - 3,70 - 4,40 - 5,00 - 5,60 - 6,30 ppm,
- d'un objet-test pour le contrôle de la résolution à bas contraste constitué de 4 éléments de diamètre 1 - 1,5 - 2 - 2,5 mm,
- d'une sangle de calage avec repère, pour les capteurs et films, permettant une meilleure reproductibilité.



Figure 5 : Fantôme DIGIDENT2® [31]

Les clichés radiologiques (figure 6) au format DICOM ou JPEG sont tous visualisés à l'aide du logiciel ImageJ [32]. C'est par l'intermédiaire de ce logiciel que sont réalisées les évaluations qualitative et quantitative de la qualité des images radiographiques.

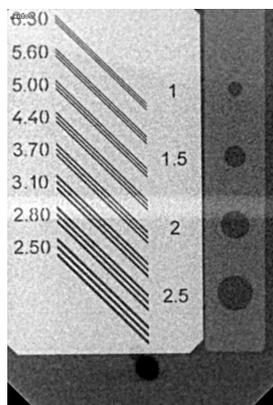


Figure 6 : Exemple d'image obtenue avec le fantôme DIGIDENT2®

4.2. Méthodes

Le protocole d'étude a été validé par le Comité de Protection des Personnes Sud-Ouest et Outre-Mer III.

4.2.1 Étude expérimentale

4.2.1.1 Recueil des images

- **Protocole**

On effectue des tirs successifs avec chacun des couples tube radiogène - récepteur en faisant varier un paramètre à la fois : kV, mA ou le temps d'exposition sélectionné. Les temps d'exposition étudiés ont été limités à une analyse clinique. Au-delà des valeurs prises en compte, le cliché est largement surexposé, empêchant l'analyse et risquant d'altérer le tube radiogène.

Le protocole diffère lors de l'activation de la technologie ACE pour le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside®. On effectue, sans modifier la position du capteur, 3 tirs successifs avec les mêmes constantes. Ces séries de 3 tirs sont réalisées pour des tensions de 60/65/70 kV, des milliampérages de 4/5/6/7 mA et à des temps de pose permettant à la technologie ACE de s'activer. Le seuil d'activation de la technologie ACE, déterminant la sensibilité du capteur et donc le noircissement de l'image, est laissé au réglage d'usine.

- **Analyse préliminaire**

Nous observons des résultats inattendus sur les RSB des images obtenues avec les couples X-Mind Unity® - Sopix² Inside® et X-Mind Unity® - Ace®. À la lecture des images, on se rend compte que celles-ci ne sont pas bien centrées par rapport à la mire de test. Afin de vérifier la reproductibilité du RSB, nous avons choisi de réaliser une nouvelle série de tirs en centrant mieux la mire. Dans un souci de préserver le générateur, cette seconde série de mesures n'a été réalisée qu'à 60 kV avec le couple X-Mind Unity® - Ace®. Des graphiques montrent les courbes du RSB et du DCRB des 2 séries de tirs (ANNEXE 1). L'analyse statistique réalisée à l'aide du tableur Excel® de Microsoft™ et du logiciel de statistique Statistica®, version 12 de Statsoft™ ne fait pas apparaître de différence significative entre les RSB des 2 séries de mesures (test des signes $p=0,37$ et test de Wilcoxon $p=0,19$). Les fluctuations observées du RSB ne sont donc pas imputables à une erreur de protocole. Une différence significative est par contre observée pour le DCRB (test des signes $p<0,05$ et test de Wilcoxon $p<0,05$). Cela signifie qu'un mauvais centrage du capteur numérique influence significativement les résultats sur le DCRB, malgré une tendance similaire des courbes obtenues. Les tirs avec les couples X-Mind Unity® - Sopix² Inside® et X-Mind Unity® - Ace® sont réalisés avec ce nouveau centrage plus adapté, sur toute la palette de kilovoltages étudiés.

Après nouvelle analyse, 25 images sont retirées du pool d'images final :

- 20 images de la série du couple X-Mind DC® - Visualix EHD®, jugées inexploitable car sur- ou sous-exposées,
- 5 images de la série des couples X-Mind Unity® - Sopix² Inside® et X-Mind Unity® - Ace®, du fait d'un mauvais calibrage des constantes sur le tube radiogène lors de la prise du cliché.

439 images sont finalement retenues pour l'analyse, comportant les informations suivantes :

- le tube radiogène et le récepteur utilisés,
- les constantes (kV, mA, ms),
- le temps d'exposition effectif lorsque la technologie ACE s'active,
- le PDS si celui-ci est indiqué par l'appareil radiographique.

4.2.1.2. Calcul du Kerma

Dans notre thèse, nous faisons référence au Kerma et non pas à la dose absorbée. Il s'agit de l'acronyme anglais de « *Kinetic Energy Released per unit MAss* », c'est à dire l'énergie cinétique libérée par unité de masse. En théorie, le Kerma et la dose délivrée diffèrent par la prise en compte ou non du BSF (« *back scattor factor* ») et du facteur permettant de prendre en compte le passage de l'air à l'eau lors de la traversée des tissus. Les faibles énergies de rayons X utilisées en radiographie dentaire nous permettent de considérer la dose absorbée et le Kerma comme deux grandeurs égales en tout point du milieu irradié [33].

- **Heliodent DS® et X-mind Unity®**

Il s'agit dans un premier temps d'effectuer un contrôle du PDS affiché par le l'Heliodent DS® et le X-mind Unity®. L'électromètre fournit la dose en sortie de tube en µGy. La plaque ERLM, après développement, permet de mesurer la surface d'irradiation en cm². Le PDS, exprimé en mGy.cm², est calculé à partir de la formule :

$$PDS(mGy.cm^2) = \frac{KERMA(mGy)}{Surface(cm^2)}$$

L'Heliodent DS® et le X-mind Unity® présentent respectivement un delta entre PDS affiché et PDS calculé expérimentalement de 2,72% et 16,9% (ANNEXE 2). Ces pourcentages sont acceptables en radiologie car inférieurs à 25% [34]. Les PDS indiqués par ces tubes radiogènes sont donc fiables et utilisables pour notre étude.

Le Kerma de chaque tir effectué est ensuite calculé en se basant sur le PDS affiché par les deux appareils radiographiques et la surface d'irradiation théorique.

- **Xmind DC® et X-mind Unity® en mode ACE actif**

Le PDS étant indisponible pour le Xmind DC®, ainsi que pour le X-mind Unity® lors de l'activation de la technologie ACE, le Kerma est calculé à partir de la fonction mathématique paramétrée suivante [33] :

$$K_i(P) = \frac{mAs}{DFP_m^2} \times \frac{3}{F_{mmAl}} \times \left[\frac{kVp}{100} \right]^2 \times 0,1$$

$K_i(P)$: Kerma incident dans l'air au niveau du point P en mGy

DFP_m : Distance Foyer-point P en m

mAs : charge du tube utilisée pendant la prise du cliché en mAs

kVp : valeur pic de la haute tension accélératrice en kV

F_{mmAl} : la filtration totale (inhérente + additionnelle) du tube en mm équivalents d'aluminium

Afin de vérifier que cette formule s'applique à nos résultats, nous avons rapportés les valeurs de Kerma calculées à une même DSP de 20,5 cm (8 pouces) car les tubes de collimation de nos appareils radiographiques peuvent varier de 20,5cm à 31cm (12 pouces). Or, le Kerma variant avec l'inverse du carré de la distance, il est indispensable de comparer nos valeurs à une même distance par rapport au tube. Les Kerma des appareils Heliodent DS® et X-mind Unity® sont analysés en fonction de la charge, pour un voltage de 60 kV. Le graphique obtenu (ANNEXE 3) montre l'augmentation linéaire du Kerma en fonction de la charge. La fonction mathématique paramétrée est donc applicable à notre étude.

4.2.1.3. Évaluation qualitative de la qualité d'image

- **Protocole de visualisation des images**

Les images sont renommées à partir d'un numéro aléatoire attribué à chacune des images à l'aide du tableur Excel® de Microsoft™. Le pool de 439 images est ensuite trié par ordre croissant des numéros attribués. Un second pool de 80 images est constitué par le tirage au sort de 40 images répétées 2 fois afin d'analyser les variations intra-observateurs.

La qualité d'image est évaluée par 3 observateurs :

- Observateur ME: une physicienne médicale du CHU de Bordeaux, en charge du contrôle qualité des tubes radiogènes du groupe hospitalier Pellegrin,
- Observateur GB: étudiant en chirurgie-dentaire ayant validé son année de T1,
- Observateur PR: un chirurgien-dentiste de 17 années d'expérience, ex-personne compétente en radioprotection (PCR sur une période de 10 ans), MCU-PH, responsable de la formation à la radioprotection des patients au sein de l'UFR d'Odontologie de l'Université de Bordeaux.

L'évaluation se déroule à l'aide du logiciel ImageJ. Un calibrage est effectué entre les 3 observateurs par la visualisation d'une vingtaine d'images caractéristiques. Face au grand nombre d'images constituant le premier pool, la visualisation est réalisée en quatre séances, de manière à éviter un biais dû à la fatigue oculaire de chaque observateur. Une cinquième séance permet de visualiser le pool d'images utile à l'analyse intra-observateur. Les images sont observées en plein écran, avec une luminosité adaptée, dans une pièce calme et à l'éclairage modéré. Les moniteurs remplissent les conditions minimales recommandées par la *Health Protection Agency* et le *Royal College of Radiologists* au Royaume-Uni [35].

Pour déterminer la résolution spatiale (RS), l'observateur doit reporter, en partant des fréquences les plus basses, le dernier groupe de paires de lignes non confondues visible. Pour le contraste (C), l'observateur doit reporter la taille de la plus petite inclusion visible. Aucun traitement d'image ne peut être effectué. L'observateur peut cependant avoir recours à la loupe numérique pour l'aider à lire la résolution spatiale [25].

Un premier tableau répertorie les données nécessaires à l'analyse de l'accord intra-observateur (ANNEXE 4). Un second tableau répertorie les résultats obtenus après visualisation par les 3 observateurs du pool de 439 images (ANNEXE 5).

L'analyse est effectuée à l'aide du tableur Excel® de Microsoft™ et du logiciel de statistique Statistica®, version 12 de Statsoft™. Une *p-value* inférieure à 0,05 confirme la présence de différences significatives à 5% d'erreur. Plusieurs tests statistiques ont été utilisés :

- un ANOVA de Friedman & Coefficient de Concordance de Kendall, test non paramétriques mesurant la corrélation entre plusieurs observations,
- un ANOVA du Chi², test non paramétrique déterminant la signification des différences entre plusieurs groupes indépendants.,
- un test de Wilcoxon, test non paramétrique comparant 2 variables appariées.,
- un test des signes, test non paramétrique comparant 2 variables appariées..

Afin de comparer les performances des différents couples tube radiogène - récepteur, une image optimisée est déterminée pour chaque récepteur. Celle-ci correspond à l'image qui présente, pour un Kerma calculé le plus faible possible, un contraste égal à 1 et une résolution spatiale supérieure ou égale à 5,6. Ces valeurs correspondent aux valeurs seuils utilisées lors des contrôles qualités. Sachant que la tension influe de manière identique selon les récepteurs, la sélection de l'image optimisée se fait indépendamment du kilovoltage. Cela permet d'établir, pour chaque récepteur, le Kerma calculé minimal nécessaire et suffisant pour obtenir une qualité d'image permettant l'interprétation (principe ALADA). Dans notre analyse, ce n'est

pas la première image répondant aux critères ($C = 1$ et $RS = 5,6$) qui est choisie, mais l'image avec un Kerma calculé le plus faible d'une série de 3 images successives offrant un contraste et une résolution spatiale adéquats. L'objectif est de pallier à un potentiel biais de lecture.

Un classement des performances des récepteurs est effectué en fonction du Kerma calculé suffisant pour obtenir cette image optimisée. Ce classement est réalisé pour les 3 observateurs de façon distincte. Un ANOVA de Friedman & Coefficient de Concordance de Kendall ainsi qu'un ANOVA du χ^2 sont effectués pour vérifier l'accord entre les résultats des 3 observateurs.

Lorsque celui-ci est présent, le pourcentage de bénéfice de dose offert par le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside®, technologie ACE activée ou non, par rapport aux autres couples tube radiogène - récepteur est calculé.

4.2.1.4. Évaluation quantitative de la qualité d'image

- Recueil des données

Pour se soustraire au biais d'analyse observateur-dépendant, une seconde évaluation des images est entreprise. La qualité d'image est quantifiée grâce au RSB et au DCRB. Rappelons que le DCRB n'est pas un indicateur utilisé en imagerie rétro-alvéolaire. Toutefois, et dans l'intérêt de cette thèse, nous avons choisi de le conserver afin de pouvoir réellement quantifier le contraste de la même manière que la résolution spatiale.

Ces 2 indices sont déterminés grâce au logiciel ImageJ, à partir des régions d'intérêt (figure 7). Les résultats sont répertoriés dans un tableau (ANNEXE 6).

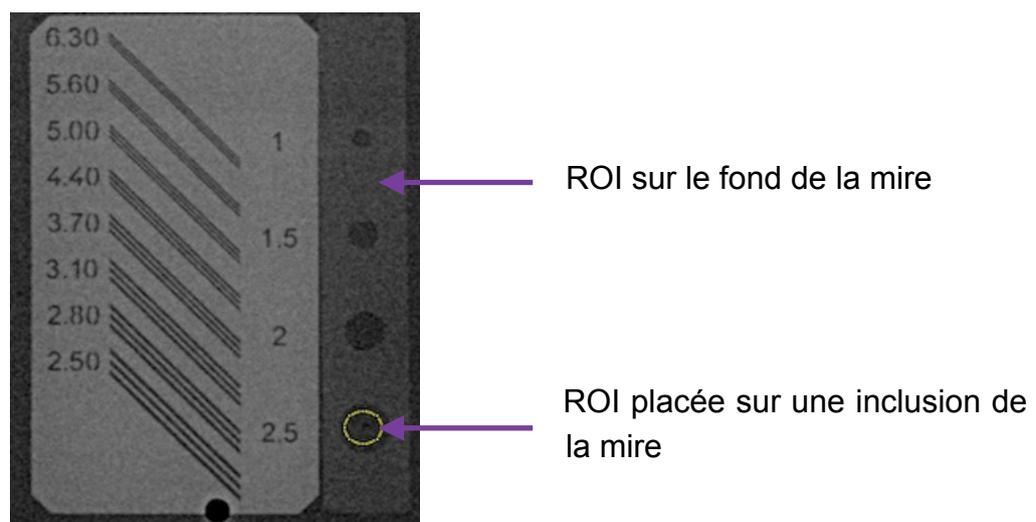


Figure 7 : Région d'intérêt (ROI) pour le calcul des RSB et DCRB

- Analyse des données recueillies

Pour chaque kilovoltage, un graphique est réalisé représentant l'évolution du RSB en fonction du Kerma calculé pour les différents récepteurs. Il en est de même pour le DCRB.

Les RSB et DCRB des images optimisées sélectionnées par la méthode qualitative précédente sont relevés pour chaque récepteur.

4.2.2. Étude clinique

4.2.2.1. Recueil des données

Un pool de 4055 images est constitué à partir de la base de donnée de l'appareil X-Mind Unity® - Sopix² Inside® du cabinet du Docteur ROUAS à Bordeaux et après suppression des images aux données incomplètes, des images obtenues à partir d'un autre capteur, des tirs expérimentaux et des tirs effectués lors des contrôles de qualité interne. Ces images provenant de la pratique quotidienne du Docteur ROUAS, nous les considérons de qualité suffisante pour du radiodiagnostic.

Pour chacune des images, il est relevé (ANNEXE 7) :

- le numéro du cliché
- le numéro de dent,
- les constantes de réglages (kV, mA, s),
- le temps effectif d'exposition (s),
- l'activation ou non du rétro-contrôle.

Sont calculés à partir de ces données (ANNEXE7) :

- la charge théorique (mAs) calculée à partir des constantes de réglages,
- la charge effective (mAs) calculée à partir du temps d'exposition effectif,
- le Kerma théorique (mGy) calculé à partir des constantes de réglages, grâce à la formule mathématique paramétrée,
- le Kerma effectif (mGy) calculé à partir du temps d'exposition effectif, grâce à la formule mathématique paramétrée,
- le pourcentage de gain entre Kerma théorique et Kerma effectif.

4.2.2.2. Analyse des données

- Analyse préliminaire

Une analyse préliminaire a fait apparaître une modification des constantes programmées sur l'appareil X-Mind Unity® après la date du 12/02/2016. Avant cette date, les constantes programmées étaient celles du constructeur. Après cette date, il semblerait que les constantes aient été modifiées. Les réglages modifiés présentent une charge moyenne de 1,2 mAs contre 0,8 mAs pour les réglages constructeurs.

Les réglages modifiés présentent des tensions différentes (60, 65 et 70 kV) alors que les réglages constructeurs restent calibrés sur 70 kV.

L'analyse descriptive présente un pourcentage d'activation de la technologie ACE et une moyenne d'économie de dose supérieure avec les réglages modifiés (tableau 2).

	Pool complet	Réglages constructeurs	Réglages modifiés
Nombre de clichés total	4055	2240	1815
Nombre de coupures du générateur	2727	1132	1415
Pourcentage d'activation en %	67,3	50,5	78
Moyenne d'économie de dose en %	14,7	10,1	20,4
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	21,9	17,3	26,1

Tableau 2 : Résultats de l'analyse descriptive préliminaire

L'analyse statistique, effectuée à l'aide du tableur Excel® de Microsoft™, des logiciels de statistique Statistica® version 7.1 de Statsoft™ et du logiciel R®, est réalisée grâce aux tests non paramétriques suivants, les variables ne suivant pas une loi normale :

- ANOVA de Friedman & Coefficient de Concordance de Kendall
- ANOVA du Chi²
- test des signes
- test de Wilcoxon
- corrélations de Spearman
- après avis d'un statisticien, les résultats sont complétés par un commentaire d'intervalle de confiance à 95%.

Les résultats des tests statistiques (ANNEXE 8) présentent une différence significative entre Kerma calculé théorique et Kerma calculé effectif pour les 3 pools d'images : pool complet, images avec réglages constructeurs, et images avec réglages modifiés.

Nous pouvons conclure que les résultats de la technologie ACE ont pu être accrus par l'augmentation de la moyenne de charge constatée avec la modification des réglages. L'origine de ces modifications étant imprécise, il est décidé d'effectuer des analyses plus poussées uniquement sur le pool d'images obtenues avec les réglages constructeurs. L'objectif est de pouvoir quantifier l'apport de la technologie ACE par rapport à des réglages clairement identifiés.

- Analyse des données

Les données recueillies à partir des images acquises avec les réglages constructeurs font l'objet d'une analyse descriptive, en fonction des groupes de dent suivant :

- dents temporaires et dents définitives,
- dents maxillaires et dents mandibulaires,
- molaires (M), prémolaires (PM) et dents antérieures (IC).

Sont calculés pour chacun de ces groupes de dent :

- le nombre d'images,
- le nombre de coupures du générateur,
- le pourcentage de coupure du générateur,
- la moyenne des pourcentages de gain entre le Kerma calculé théorique et effectif sur la totalité du groupe,
- la moyenne des pourcentages de gain entre le Kerma calculé théorique et effectif uniquement sur les images obtenues après coupure du générateur.

L'analyse statistique est réalisée à l'aide du tableur Excel® de Microsoft™ et des logiciels de statistique Statistica®, version 12 de Statsoft™. Les tests des signes et de Wilcoxon sont effectués afin de déterminer si la réduction de dose est significative avec l'apport de la technologie ACE pour chacun des groupes de dent déterminés précédemment. La corrélation entre la catégorie dentaire (M/PM/IC) et les Kerma calculés effectifs est analysée par les matrices de corrélation de Spearman (test non paramétrique). Une *p-value* inférieure à 0,05 marque une corrélation entre les variables. Le coefficient "R" permet d'évaluer la puissance de la relation : compris entre -1 et 1. Plus il est proche de 1 ou -1, plus la liaison est intense. S'il est négatif, cela signifie que la relation existe mais est "inverse".

5. RÉSULTATS

5.1. Étude expérimentale

5.1.1. Évaluation qualitative

- Accord intra-observateur

Les résultats complets des tests statistiques utilisés afin d'évaluer l'accord intra-observateur sont résumés sous forme de tableaux (ANNEXE 9). Pour chaque observateur, on distingue les résultats sur le contraste et les résultats sur la résolution spatiale.

Séries comparées	Tests utilisés	Résultats
Observateur GB C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,027 Rang moy. r=0,003 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =2,23 p=0,328
Observateur ME C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,008 Rang moy. r=-0,017 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =0,67 p=0,72
Observateur PR C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,004 Rang moy. r=-0,02 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =0,29 p=0,87

Tableau 3 : Résultats statistiques des accords intra-observateurs pour le contraste (C)

Pour le contraste, aucune différence significative n'est trouvée entre les différentes séries. L'observateur GB est celui qui présente la plus faible concordance entre les 3 séries (tableau 3).

Séries comparées	Tests utilisés	Résultats
Observateur GB C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,018 Rang moy. r=-0,008 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =1,41 p=0,49
Observateur ME C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,02 Rang moy. r=-0,003 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =1,75 p=0,42
Observateur PR C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,24 Rang moy. r=0,22 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =19,1 p<0,05

Tableau 4 : Résultats statistiques des accords intra-observateurs pour la résolution spatiale (RS)

Séries comparées	Tests utilisés	Résultats
RS série 1 RS série 2	Test de Wilcoxon	p<0,05
RS série 1 RS série 3	Test de Wilcoxon	p<0,05
RS série 2 RS série 3	Test de Wilcoxon	p=0,24

Tableau 5 : Résultats statistiques de l'accord des séries deux à deux de l'observateur PR pour la résolution spatiale (RS)

Pour la résolution spatiale, l'observateur PR présente une différence significative entre ses séries 1 - 2 et 1 - 3 (tableau 5). Les observateurs ME et GB obtiennent quant à eux de bons scores (tableau 4).

- Accord inter-observateur

Les résultats complets des tests statistiques utilisés afin d'évaluer l'accord inter-observateurs sont présentés sous forme de tableaux (ANNEXE 10). On distingue les résultats sur le contraste et les résultats sur la résolution spatiale.

Séries comparées	Tests utilisés	Résultats
C GB C ME C PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,06 Rang moy. r=0,06 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=2) =53,5 p<0,05
C GB C PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,17E-3 Rang moy. r=-0,002 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =0,07 p=0,79
C GB C ME	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,11 Rang moy. r=0,11 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =47,82 p<0,05
C ME C PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,09 Rang moy. r=0,09 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =38,64 p<0,05

Tableau 6 : Résultats statistiques de l'accord inter-observateur pour le contraste (C)

Séries comparées	Tests utilisés	Résultats
RS GB RS ME RS PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,25 Rang moy. r=0,25 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=2) =222,9 p<0,05
RS GB RS PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,00389 Rang moy. r=0,002 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =1,71 p=0,19
RS GB RS ME	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,35 Rang moy. r=0,35 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =153,3 p<0,05
RS ME RS PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance = 0 ,33 Rang moy. r = 0,32 ANOVA du Chi ² (N = 439, dl = 1) = 143,2 p<0,05

Tableau 7 : Résultats statistiques de l'accord inter-observateur pour la résolution spatiale (RS)

Les tests statistiques démontrent une différence significative entre les observations faites par l'observateur ME et celles réalisées par les observateurs PR et GB (tableaux 6 et 7).

- Classement des couples tube radiographique - récepteur

Pour chaque observateur, les images optimisées sont classées en fonction du Kerma calculé. Lorsque le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside®, avec ou sans la technologie ACE, permet une réduction de dose par rapport aux autres couples, le pourcentage de réduction de dose est présenté.

		Images optimisées				Bénéfice de réduction	
couple tube - récepteur		kV	mA	S	Kerma	de dose en %	
1	X-Mind Unity® - Sopix ² Inside®	65	5	0,05	0,12		
		65	6	0,04			
2	X-mind Unity® - Ace®	65	6	0,05	0,15	17,4	
3	Heliodent DS® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	7	0,02	0,19	36,3	
4	X-Mind Unity® - Sopix² Inside® ACE Actif	70	5	0,12	0,43	71,5	
5	X-mind DC® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	4	0,08	0,55	77,6	21,4
6	X-mind DC® - GENDEX™ Visualix EHD®	60	4	0,16	1,10	88,8	60,7
		60	8	0,08			

Tableau 8 : Classement des images optimisées pour l'observateur GB

Images optimisées						Bénéfice de réduction	
couple tube - récepteur		kV	mA	S	Kerma	de dose en %	
1	X-Mind Unity® - Sopix² Inside®	65	4	0,04	0,08		
		65	5	0,03			
2	X-mind Unity® - Ace®	60	4	0,06	0,11	29,1	
		60	5	0,05			
3	Heliodent DS® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	7	0,02	0,19	59,6	
4	X-Mind Unity® - Sopix² Inside® ACE Actif	70	5	0,12	0,43	81,9	
5	X-mind DC® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	4	0,08	0,55	85,8	21,4
6	X-mind DC® - GENDEX™ Visualix EHD®	70	4	0,06	0,59	86,7	26,7

Tableau 9 : Classement des images optimisées pour l'observateur ME

Images optimisées						Bénéfice de réduction	
couple tube - récepteur		kV	mA	S	Kerma	de dose en %	
1	X-Mind Unity® - Sopix² Inside®	65	7	0,05	0,18		
2	Heliodent DS® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	70	7	0,01	0,25	28,9	
3	X-mind Unity® - Ace®	65	5	0,10	0,25	30,8	
4	X-Mind Unity® - Sopix² Inside® ACE Actif	70	5	0,12	0,43	59,4	
5	X-mind DC® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	4	0,1	0,69	74,5	37,1
6	X-mind DC® - GENDEX™ Visualix EHD®	70	8	0,04	0,75	76,5	42,2

Tableau 10 : Classement des images optimisées pour l'observateur PR

Il ressort de l'analyse de ces classements (tableaux 8, 9 et 10):

- pour les 3 observateurs, le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® présente une image optimisée supérieure à l'image obtenue avec la technologie ACE, avec un bénéfice de dose allant de 59,4% pour l'observateur PR à 81,9% pour l'observateur ME,
- pour les 3 observateurs, le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® fournit la meilleure image optimisée,
- l'observateur PR est le seul à estimer que le couple Heliodont DS® - Film numérique 2+ DURRE DENTAL™ fournit une meilleure image optimisée que le couple X-Mind Unity® - Ace®,
- pour les 3 observateurs, les couples X-mind DC® - Visualix EHD® et X-mind DC® - Film numérique 2+ DURRE DENTAL™ présentent les moins bons résultats.

Les résultats des tests statistiques sont résumés dans le tableau ci-dessous.

Séries comparées	Tests utilisés	Résultats
Résultats GB Résultats ME Résultats PR	<ul style="list-style-type: none"> - ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi² 	Coeff. de Concordance =0,25 Rang moy. r=0,1 ANOVA du Chi ² (N=6, dl=2) =3,1 p=0,2

Tableau 11 : Résultats statistiques de l'accord entre les 3 séries de résultats

Les résultats des tests statistiques ne montrent pas de différence significative entre les 3 séries de résultats (tableau 11).

5.1.2. Évaluation quantitative

- **Représentation graphique du RSB et du DCRB**

Pour chaque kilovoltage, l'évolution du RSB et du DCRB en fonction du Kerma calculé pour les différents couples tube radiogène - récepteur est représentée sur des graphiques. Seuls les graphiques du RSB et du DCRB à 60 kV sont présentés ci-dessous afin de décrire les phénomènes observés (figure 8 et 9). La totalité des graphiques sont présents en annexe (ANNEXE 11).

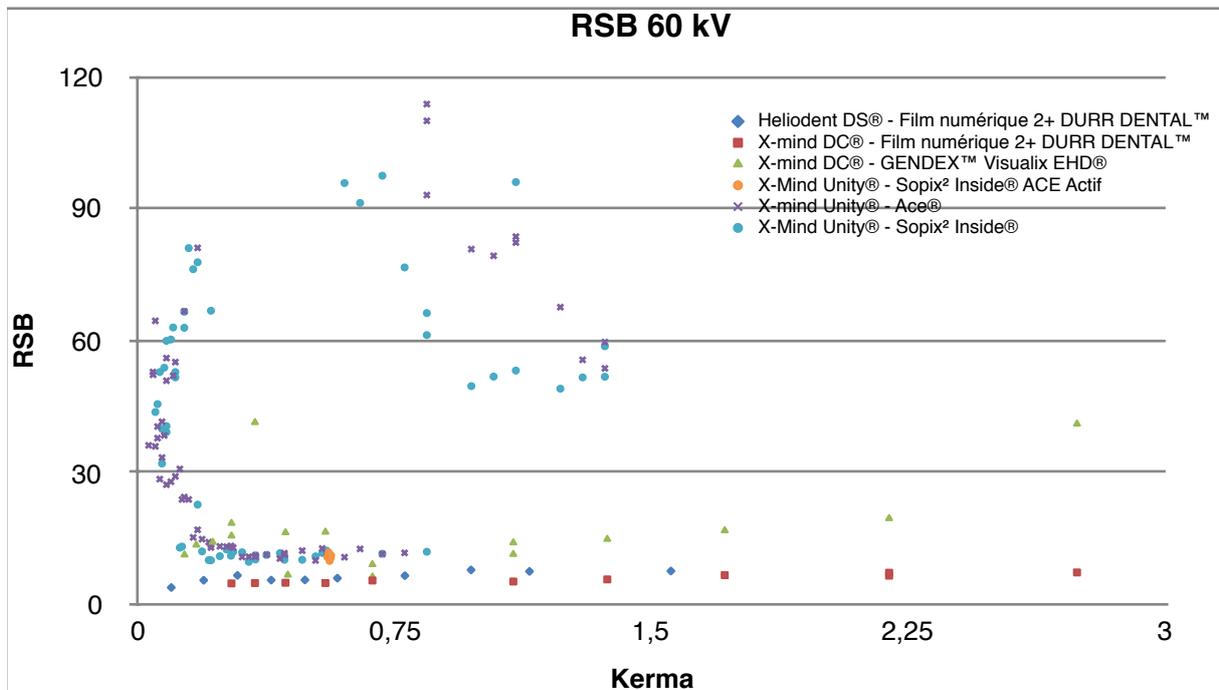


Figure 8 : Graphique présentant l'évolution du RSB en fonction du Kerma pour une tension de 60 kV

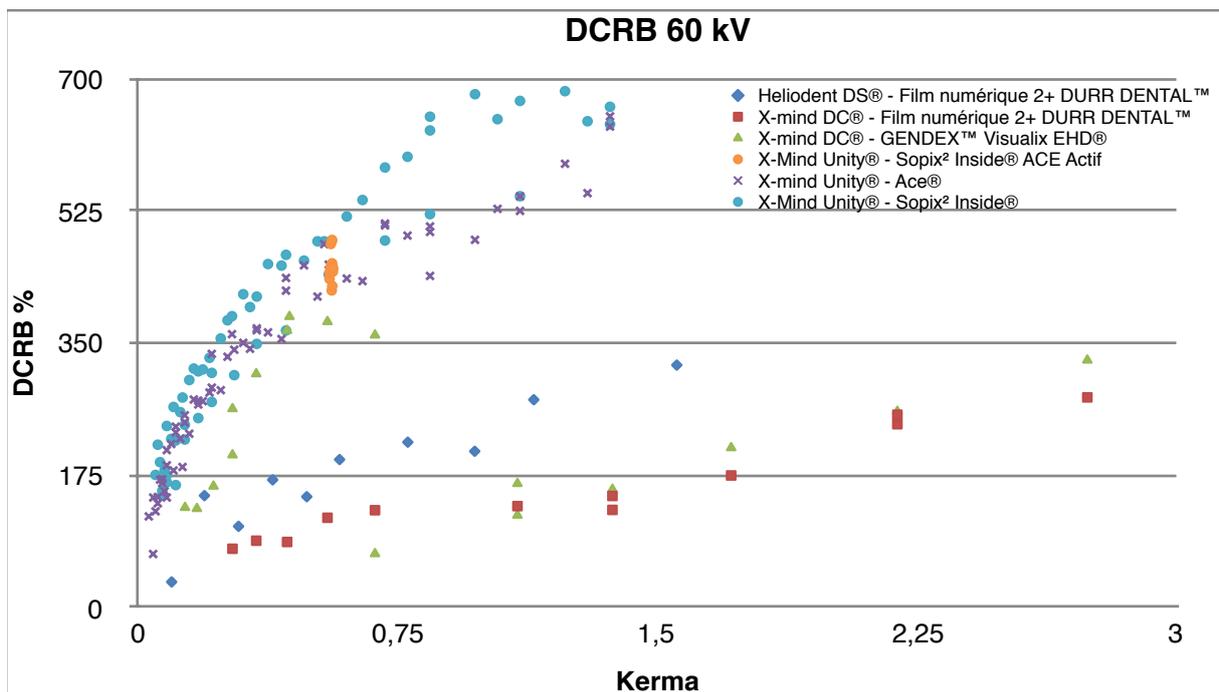


Figure 9 : Graphique présentant l'évolution du DCRB en fonction du Kerma pour une tension de 60 kV

L'évolution du RSB en fonction du Kerma calculé des couples X-Mind Unity® - Sopix² Inside® et X-mind Unity® - Ace® diffère de l'évolution du RSB constatée pour les autres couples tube radiogène - récepteur et ce quelque soit la tension. Pour de faibles doses, la courbe présente des valeurs de RSB supérieures aux autres couples. Pour de fortes doses, la courbe du RSB est descendante, probablement à cause du phénomène de saturation des capteurs Sopix² Inside® et Ace®. Le segment médian du tracé, correspondant à des doses intermédiaires, présente une courbe similaire aux autres couples avec des valeurs de RSB comparables.

Les images correspondantes à ce segment médian diffèrent elles aussi et présentent un noircissement plus important (figure 10).

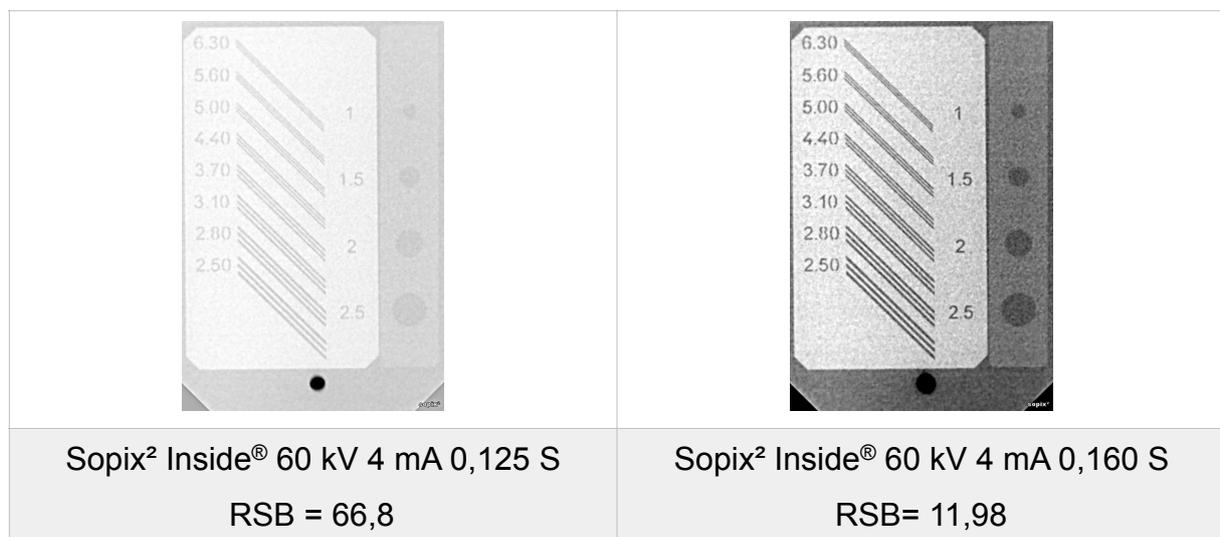


Figure 10: Comparaison entre 2 images obtenues avec le Sopix² Inside® - à une tension de 60 kV

Les graphiques (figures 8 et 9) montrent également une reproductibilité dans les RSB et les DCRB obtenus pour les images acquises avec la technologie ACE active.

- RSB et DCRB des images optimisées

Pour chaque observateur, le RSB et le DCRB des images optimisées sélectionnées sont relevés et répertoriés au sein des tableaux ci-dessous.

Images optimisées						RSB	DCRB
couple tube - récepteur		kV	mA	S	Kerma		
1	X-Mind Unity® - Sopix² Inside®	65	5	0,05	0,12	39,05	292,34
		65	6	0,04			
2	X-mind Unity® - Ace®	65	6	0,05	0,15	63,66	222,81
3	Heliodont DS® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	7	0,02	0,19	5,53	147,82
4	X-Mind Unity® - Sopix² Inside® ACE Actif	70	5	0,12	0,43	9,92	364,45
5	X-mind DC® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	4	0,08	0,55	4,90	118,49
6	X-mind DC® - GENDEX™ Visualix EHD®	60	4	0,16	1,10	18,00	313,19
		60	8	0,08			

Tableau 11 : Tableau présentant le RSB et DCRB des images optimisées sélectionnées par l'observateur GB

Images optimisées						RSB	DCRB
couple tube - récepteur		kV	mA	S	Kerma		
1	X-Mind Unity® - Sopix² Inside®	65	4	0,04	0,08	35,86	247,82
		65	5	0,03			
2	X-mind Unity® - Ace®	60	4	0,06	0,11	42,13	235,44
		60	5	0,05			
3	Heliodont DS® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	7	0,02	0,19	5,53	147,82
4	X-Mind Unity® - Sopix² Inside® ACE Actif	70	5	0,12	0,43	9,92	364,45
5	X-mind DC® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	4	0,08	0,55	4,90	118,49
6	X-mind DC® - GENDEX™ Visualix EHD®	70	4	0,06	0,59	16,52	219,98

Tableau 12 : Tableau présentant le RSB et DCRB des images optimisées sélectionnées par l'observateur ME

Images optimisées						RSB	DCRB
couple tube - récepteur		kV	mA	S	Kerma		
1	X-Mind Unity® - Sopix² Inside®	65	7	0,05	0,18	10,86	310,59
2	Heliodont DS® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	70	7	0,01	0,25	4,50	97,96
3	X-mind Unity® - Ace®	65	5	0,10	0,25	11,30	302,20
4	X-Mind Unity® - Sopix² Inside® ACE Actif	70	5	0,12	0,43	9,92	364,45
5	X-mind DC® - Film numérique 2+ DURR DENTAL™	60	4	0,10	0,69	5,48	128,48
6	X-mind DC® - GENDEX™ Visualix EHD®	70	8	0,04	0,75	17,41	222,38

Tableau 13 : Tableau présentant le RSB et DCRB des images optimisées sélectionnées par l'observateur PR

On note que (tableaux 11, 12 et 13):

- les films numériques 2+ DARR DENTAL™ présentent un DCRB et un RSB inférieurs aux 3 capteurs plans,
- l'image obtenue après activation de la technologie ACE présente le meilleur DCRB pour les 3 observateurs,
- pour les observateurs ME et GB, les couples X-Mind Unity® - Sopix² Inside® et X-Mind Unity® - Ace® fournissent des images optimisées à des valeurs de RSB bien supérieures aux autres images sélectionnées,
- l'image obtenue après activation de la technologie ACE présente un RSB similaire aux images optimisées obtenues avec les couples X-Mind Unity® - Sopix² Inside® et X-Mind Unity® - Ace® pour l'observateur PR.

5.2. Étude clinique

Les résultats de l'analyse descriptive sont présentés dans les deux tableaux ci-dessous.

		Pourcentage d'activation
Nombre de clichés dents temporaires	98	
Nombre de coupures du générateur	36	36,7
Moyenne d'économie de dose en %	5,7	
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	15,4	
Nombre de clichés dents définitives	2142	
Nombre de coupures du générateur	1276	59,6
Moyenne d'économie de dose en %	10,3	
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	17,3	
Nombre de clichés dents maxillaires définitives	1154	
Nombre de coupures du générateur	610	52,9
Moyenne d'économie de dose en %	9,4	
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	17,7	
Nombre de clichés dents mandibulaires définitives	988	
Nombre de coupures du générateur	666	67,4
Moyenne d'économie de dose en %	11,4	
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	17,0	

Tableau 14-1 : Tableau présentant les résultats de l'analyse descriptive

		Pourcentage d'activation
Nombre de clichés dents IC définitives	426	
Nombre de coupures du générateur	160	37,6
Moyenne d'économie de dose en %	5,2	
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	13,8	
Nombre de clichés dents PM définitives	521	
Nombre de coupures du générateur	348	66,8
Moyenne d'économie de dose en %	11,0	
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	16,4	
Nombre de clichés dents M définitives	1195	
Nombre de coupures du générateur	768	64,3
Moyenne d'économie de dose en %	11,9	
Moyenne d'économie de dose par coupure du générateur en %	18,5	

Tableau 14-2 : Tableau présentant les résultats de l'analyse descriptive

Il ressort de cette analyse que (tableaux 14-1 et 14-2):

- la technologie ACE s'active plus fréquemment pour les dents définitives que pour les dents temporaires, mais la moyenne d'économie de dose lors de l'activation de la technologie ACE reste similaire entre les 2 groupes,
- la technologie ACE s'active plus fréquemment à la mandibule qu'au maxillaire, mais la moyenne d'économie de dose lors de l'activation de la technologie ACE reste similaire entre les 2 groupes,
- la technologie ACE s'active plus fréquemment dans les secteurs postérieurs (M et PM),
- la moyenne d'économie de dose lors de l'activation de la technologie ACE augmente en se dirigeant vers les secteurs postérieurs.

Les résultats complets des tests statistiques utilisés sont présentés sous forme de tableaux (ANNEXE 12).

Variables		Résultats
IC / PM / M Kerma calculé théorique	p value	p < 0,05
	Spearman R	0,56
IC / PM / M Kerma calculé effectif	p value	p < 0,05
	Spearman R	0,45

Tableau 15 : Résultats statistiques des matrices de corrélation de Spearman

Groupes de dents	Tests utilisés	Résultats
Dents définitives	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$
Dents temporaires	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$
Maxillaire	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$
Mandibulaire	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$
IC	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$
PM	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$
M	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$

Tableau 16 : Comparatif entre le Kerma calculé théorique et effectif pour chaque groupe de dents

Les résultats statistiques présentent une réduction significative de la dose pour tous les groupes de dents (tableau 16). Les Kermas calculés théoriques et effectifs augmentent en se dirigeant vers les secteurs postérieurs (tableau 15).

6. DISCUSSION

L'objectif principal de cette étude est de déterminer si la technologie ACE permet une réduction de dose significative dans un contexte clinique. L'objectif secondaire est de vérifier dans un contexte expérimental l'optimisation du réglage d'usine de la technologie ACE. Nous cherchons également à situer les performances du couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® par rapport à d'autres couples présents sur le marché, dans un contexte expérimental.

L'analyse d'un nombre conséquent d'images effectuées à partir du couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® dans un contexte clinique nous a permis de mettre en évidence une réduction de dose significative grâce à l'apport de la technologie ACE, par rapport aux réglages constructeurs. Les résultats expérimentaux suggèrent que le réglage d'usine de la technologie ACE ne répond pas au principe d'optimisation. Le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® permet d'obtenir une meilleure image optimisée par rapport aux 3 autres couples dont nous avons disposés pour notre étude, dans un contexte expérimental toujours.

- **Matériel employé**

L'impossibilité de tester tous les récepteurs à notre disposition avec un seul et même tube radiographique engendre une grande disparité dans le nombre des clichés pris pour chaque récepteur. Ce problème a tenté d'être pallié par la sélection de deux tubes radiogènes pour la prise de clichés avec le film numérique 2+ DURR DENTAL™. Cependant, le panel de possibilités de réglage des constantes reste beaucoup plus restreint qu'avec le X-Mind Unity®. L'utilisation de tubes capables de fournir de faibles doses d'exposition est un moyen d'optimiser sa pratique car elle permet de profiter pleinement des capacités des détecteurs numériques [36]. Katsoni *et al.* [37] précisent l'importance d'associer au récepteur numérique un tube radiographique permettant de sélectionner les paramètres d'exposition adéquats au bon fonctionnement du récepteur. C'est pour cela que tout au long de notre travail nous faisons référence non pas à un récepteur défini mais à un couple tube radiogène - récepteur.

Il aurait été plus pertinent de relever la dose émise par le tube radiogène après chaque cliché effectué avec celui-ci. Seulement, les difficultés d'accès à un électromètre nous ont incités à trouver une nouvelle méthodologie afin de déterminer les doses émises à chaque tir. Le contrôle du *Delta* entre PDS réel et théorique ainsi que la vérification de l'adaptabilité d'une formule mathématique paramétrée aux faibles doses renforcent la pertinence de notre méthodologie de calcul des doses.

- Analyses intra et inter-observateurs

L'analyse intra-observateur suggère que ce biais a été évité, notamment grâce au fait de séparer les images à analyser en sous-groupes décalés dans le temps. Ce choix de séparer les séances était pourtant impératif afin d'éviter une fatigue visuelle trop importante pouvant mener à un biais de lecture. Par ailleurs, il n'a pas été mis en évidence de biais d'apprentissage pour deux des observateurs. Ce biais est par contre présent pour l'observateur PR avec une première évaluation se distinguant des évaluations suivantes. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'observateur PR fait intervenir une PCR externalisée au sein de sa structure pour réaliser les contrôles qualité internes.

L'analyse inter-observateurs présente une différence significative entre les observations de l'observateur ME par rapport aux deux autres observateurs. Cela peut s'expliquer par le fait que l'observateur ME est physicien médical de formation, et donc habitué à l'analyse de mires de contrôle qualité en général, et de l'objet-test utilisé en particulier. Ce biais opérateur est aussi expliqué par les difficultés de calibrage entre les 3 observateurs, ainsi qu'aux conditions de visualisation différentes. Il est toutefois intéressant de se rendre compte que les deux observateurs GB et PR, habitués à des images plus « cliniques » que celles réalisées, ont pourtant des analyses comparables malgré des niveaux d'expérience différents dans ce domaine.

L'utilisation d'un logiciel d'analyse automatique a été envisagée mais s'est avérée impossible pour des raisons de coût financier. De plus, le recours à ce type de logiciel n'aurait donné qu'une « vision » de plus, certes plus reproductible, mais dépendante d'un seuil programmé en amont. Les 2 indices de qualité d'image que sont le RSB et le DCRB permettent d'éviter ce biais opérateur en offrant une analyse objective des images recueillies.

- Classement des performances des différents couples

L'analyse subjective de nos images acquises expérimentalement présente le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® comme le plus performant de nos couples sélectionnés pour les 3 observateurs. Dans son étude, Hellén-Halme *et al.* [38] précisent que des capteurs issus d'une même gamme peuvent présenter des performances variées. Nos travaux ont montré que les capteurs Sopix² Inside® et Ace®, provenant de la gamme de la société SOPRO-ACTEON™, présentent des résultats similaires. Les résultats inférieurs du couple X-Mind DC® - Visualix EHD® semblent mettre en évidence une défaillance du capteur numérique utilisé et ne permettent pas de tirer de conclusions pertinentes sur ses performances. Le couple X-Mind DC® - Visualix EHD® exclu de la comparaison, l'observateur PR est le seul à estimer que le film numérique 2+ DURR DENTAL™, est plus performant qu'un capteur plan. Son résultat n'est pas en accord avec les données de la littérature qui présentent les capteurs CCD comme capables de fournir une image acceptable pour

du diagnostic à des temps d'exposition plus faibles que pour les films numériques [39, 40, 41]. Le résultat obtenu par l'observateur PR peut être expliqué par la présence d'un biais d'apprentissage au cours de l'analyse pouvant fausser les résultats finaux.

La différence de technologie entre les récepteurs ne permet pas une comparaison des couples à partir du RSB et du DCRB. Il est cependant possible de relever des valeurs similaires de RSB et DCRB pour les films numériques et pour les capteurs numériques. Le phénomène observé sur les courbes représentant l'évolution du SNR en fonction du Kerma pour les capteurs Sopix² Inside[®] et Ace[®] associés au X-Mind Unity[®] pourrait provenir d'un algorithme de compensation du contraste provoquant une augmentation du bruit et donc une diminution du RSB [42]. Il est intéressant de noter que les observateurs GB et ME ont déterminé une image optimisée à des doses plus faibles que la plage d'activation de ce post-traitement. Une étude ultérieure pourrait être entreprise afin de préciser le fonctionnement de ce post-traitement et d'évaluer le bénéfice apporté en termes de dose.

D'autres études sont cependant nécessaires pour vérifier ces résultats. Bath *et al.* [43] et Lars *et al.* [44] préconisent l'utilisation de maquettes anatomiques s'approchant plus de la réalité clinique. Sur fond anatomique, les propriétés à faible contraste sont différentes, et la détection de lésions plus limitée par ces variations de densité que par le bruit du système. L'utilisation clinique du récepteur est également à prendre en compte. Deux études basées sur les réponses de questionnaires envoyés aux praticiens concluent que le bénéfice de dose apporté par la technologie des capteurs numériques est limité par le nombre important de reprises de clichés [39, 45]. Bahrami *et al.* [46] mettent en avant les difficultés de placement des capteurs numériques lors de la prise de clichés rétro-coronaires ainsi que la petite taille du champ actif de ce type de capteur. Les capteurs numériques sont moins bien tolérés que les films par la population pédiatrique du fait de leur épaisseur et de leurs dimensions [47].

- Optimisation de la technologie ACE

L'analyse des indices RSB et DCRB montrent une reproductibilité de la qualité des images obtenues après activation de la technologie ACE. Les résultats de l'analyse subjective présentent des images optimisées sélectionnées pour le X-Mind Unity[®] - Sopix² Inside[®] obtenues avec des doses inférieures à la dose nécessaire à l'acquisition de l'image avec activation de la technologie ACE. La valeur de DCRB plus élevée de l'image obtenue avec la technologie ACE peut indiquer que le réglage d'usine de cette technologie offre une image au contraste bien supérieur au contraste nécessaire et suffisant pour du radiodiagnostic. On peut donc en conclure que la technologie ACE est susceptible d'être optimisée par l'intermédiaire du réglage de son seuil d'activation, et obtenir une image de qualité acceptable pour du radiodiagnostic à dose réduite.

- Apport de la technologie ACE

L'analyse statistique du tableau clinique montre une réduction significative de la dose dans la pratique quotidienne permise par la technologie ACE du couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside®. Ce bénéfice est acquis par rapport aux constantes de réglage du constructeur. L'étude menée sur le même couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® par B. Fabre [48] a cependant montré que la technologie ACE n'apportait pas de réduction significative de la dose par rapport à un paramétrage des constantes effectué en accord avec un PCR. Si cette technologie permet une réduction significative de la dose en limitant les surexpositions, elle n'est cependant pas capable de compenser une sous-exposition.

Dans notre étude, nous avons estimé que la technologie ACE offrait des images permettant d'effectuer des tâches diagnostiques. En effet, les images analysées proviennent d'une activité clinique libérale. Les travaux réalisés par B. Fabre [48] confirment la capacité de la technologie ACE à fournir des images adéquates pour du radiodiagnostic. L'utilisation d'un fantôme PMMA, à la densité homogène, limite cependant la portée de ce résultat à un contexte clinique. Benchimol *et al.* [49] ont mis en évidence au cours d'une étude *in vitro* la capacité de la technologie ACE à s'adapter aux variations de densité des tissus traversés tout en fournissant une image de qualité reproductible. L'auteur n'a toutefois pas évalué l'impact de cette technologie sur l'optimisation des doses.

On remarque que la technologie ACE s'active plus fréquemment et pour un gain de dose plus important dans les zones les plus denses. On pouvait pourtant s'attendre à ce que la technologie ACE s'active plus souvent dans les secteurs les moins denses, la dose transmise au capteur étant plus importante. Ce phénomène s'explique par le fait que les constantes de réglages pour les dents postérieures sont surestimées par rapport aux constantes des autres secteurs aux densités inférieures. Ceci confirme l'intérêt de systématiquement chercher à optimiser les paramétrages d'usine y compris pour les détecteurs à seuil d'activation.

- Influence de la tension

Des auteurs se sont également intéressés à l'influence du kilovoltage dans l'optimisation de la dose. Sogur *et al.* [50] décrivent l'influence de l'augmentation de la différence de potentiel dans la détection de caries proximales sur les dents temporaires. Ils n'observent pas de différence dans la précision diagnostique des caries proximales pour des potentiels de tube de 65 et 70 kV. A 50 kV, les films numériques présentent par contre une précision diagnostique des caries proximales sur dents temporaires significativement supérieure. Kaeppler G. *et al.* [51] n'ont pas trouvé de différence significative dans la précision diagnostique en fonction du kilovoltage et préconisent donc de conserver des tensions de 60 ou 70 kV. Les résultats d'une étude réalisée par Hellén-Halme *et al.* [52] montrent que la dose absorbée est 40 à 50% plus élevée lorsque une différence de potentiel de 70 kV est

utilisée pour la prise de radiographies rétro-coronaires par rapport à un potentiel de tube de 60 kV. Nous pouvons donc en conclure qu'un point d'optimisation est représenté par la baisse du kilovoltage utilisé. Ceci permet d'augmenter le contraste de l'image tout en réduisant la dose absorbée.

7. CONCLUSION

Notre étude cherchait à démontrer si le cône radiogène X-mind Unity® associé au capteur Sopix² Inside® permettait une réduction significative de la dose dans un contexte clinique, tout en fournissant une image permettant le radiodiagnostic. Notre étude visait également à situer les performances du couple X-mind Unity® - Sopix² Inside® par rapport à d'autres couples présents sur le marché, dans un contexte expérimental.

Les résultats de nos travaux montrent que la technologie ACE du couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® offre une réduction significative de la dose dans la pratique quotidienne, en limitant les surexpositions. Il est important de préciser que ce bénéfice est acquis par rapport aux constantes de réglages programmées par le constructeur. La technologie ACE ne permet pas de compenser une sous-exposition. La possibilité d'optimisation de la technologie ACE démontrée expérimentalement suggère que le bénéfice de dose en clinique pourrait être supérieur. Le réglage du seuil d'activation de la technologie ACE doit dès lors s'inscrire dans la démarche d'optimisation des constantes paramétrées sur le tube.

Comparativement à d'autres couples tube radiogène - récepteur présents sur le marché, le couple X-Mind Unity® - Sopix² Inside® semble être le plus performant pour fournir une image adéquate pour du radiodiagnostic à de faibles doses. Il serait intéressant d'entreprendre une étude dans un contexte clinique pouvant inclure aussi bien les performances intrinsèques des couples tube radiogène - récepteur sur fond anatomique, que la facilité d'utilisation de ces récepteurs.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] ACTEON™. SOPIX® - SOPIX² Inside®. (en ligne). <https://www.acteongroup.com/fr/mes-produits/imagerie/capteurs-de-radiologie/sopix-sopix2-inside> (page consultée le 15/02/2017).
- [2] IRSN. Exposition de la population française aux rayonnements ionisants. Rapport IRSN 2015-00001, 2015, 23p.
- [3] IRSN. La radioprotection des travailleurs. Exposition professionnelle aux rayonnements ionisants en France : bilan 2016. IRSN PRP-HOM/2017-00005, 2017, 130p.
- [4] IRSN. FAQ Radiologie dentaire. (en ligne). http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/faq/Pages/faq_radiologie_dentaire.aspx#.WKQvhqN7TVo (page consultée le 15/02/2017)
- [5] ICRP, 2007. Radiological protection in medicine [Protection radiologique en médecine] - Publication CIPR 105. Ann. CIPR 37 (6).
- [6] Tubiana M. La prévention du cancer et la relation dose–effet : l’effet cancérigène des rayonnements ionisants. *Cancer/Radiothérapie* 2009;13(4):238–58.
- [7] ICRP, 2005d. *Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk*. [Extrapolation aux faibles doses du risque de cancer lié aux rayonnements.] *Publication CIPR 99*. Ann. CIPR 35 (4).
- [8] 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 Oncologica* 2010;49(4):447–53.
- [9] Neta G, Rajaraman P, Berrington de Gonzalez A, Doody MM, Alexander BH, Preston D, et al. A Prospective Study of Medical Diagnostic Radiography and Risk of Thyroid Cancer. *American Journal of Epidemiology* 2013;177(8):800–9.
- [10] Claus EB, Calvocoressi L, Bondy ML, Schildkraut JM, Wiemels JL, Wrensch M. Dental x-rays and risk of meningioma: Dental X-Rays and Risk of Meningioma. *Cancer* 2012;118(18):4530–7.
- [11] Lin MC, Lee CF, Lin CL, Wu YC, Wang HE, Chen CL, et al. Dental diagnostic X-ray exposure and risk of benign and malignant brain tumors. *Annals of Oncology* 2013;24(6):1675–9.

- [12] Xu P, Luo H, Huang G-L, Yin X-H, Luo S-Y, Song J-K. Exposure to Ionizing Radiation during Dental X-Rays Is Not Associated with Risk of Developing Meningioma: A Meta-Analysis Based on Seven Case-Control Studies. Scheurer M, éditeur. *PLOS One* 2015.
- [13] ICRP, 2003a. *Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus)*. [Effets biologiques après irradiation prénatale (embryon et fœtus).] *Publication 90 de la CIPR*. Ann. CIPR 33 (1/2).
- [14] ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection [Recommandations de la Commission internationale de protection radiologique] - *Publication CIPR 26*, Ann. CIPR 1 (3).
- [15] ICRP, 1991a. *Recommendations 1990 of the International Commission on Radiological Protection* [Recommandations 1990 de la Commission internationale de protection radiologique] – *Publication CIPR 60*. Ann. CIPR 21 (1-3).
- [16] ICRP, 2007d. *The 2007 Recommendations of International Commission on Radiological Protection* [Les Recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique] – *Publication CIPR 103*. Ann. CIPR 37 (2-4).
- [17] HAS. Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie. Première édition Mai 2006, 109p.
- [18] ICRP, 2013. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology [Protection radiologique en radiologie diagnostique et interventionnelle pédiatrique] - *Publication CIPR 121*. Ann. CIPR 42 (2).
- [19] Boice, John D. Welcome to the Fiftieth Annual Meeting of the NCRP: Achievements of the Past 50 Years and Addressing the Needs of the Future. *Health Physics* 2015; 108 (2): 111–14.
- [20] Metsälä E, Henner A, Ekholm M. Quality assurance in digital dental imaging: a systematic review. *Acta Odontologica Scandinavica* 2014;72(5):362–71.
- [21] ASN. Présentation des principales dispositions réglementaires de radioprotection applicables en radiologie médicale et dentaire. Mise à jour octobre 2016, 72p.
- [22] IRSN. Les rayonnements ionisants. Paysage institutionnel et réglementation applicable. 2014, 96p

- [23] Beauvais-March H, Valero M, Biau A, Bourguignon M. Niveaux de référence diagnostiques : spécificités de la démarche française en radiologie. *Radioprotection* 2003;38(2):187–200.
- [24] Mupparapu M, Nadeau C. Oral and Maxillofacial Imaging. *Dental Clinics of North America* 2016;60(1):1–37.
- [25] JORF N°0300 du 26 décembre 2008 page 20066 texte N°79. Décision du 8 décembre 2008 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de radiologie dentaire. <https://www.legifrance.gouv.fr/eli/decision/2008/12/8/SJSM0820502S/jo/texte> (page consultée le 06/10/2017)
- [26] Workman A, Brettle DS. Physical performance measures of radiographic imaging systems. *Dentomaxillofacial Radiology* 1997;26(3):139–46.
- [27] Barbieri Petrelli G, Flores Guillén J, Escribano Bermejo M, Discepoli N. Actualización en radiología dental. Radiología convencional Vs digital. *Av. Odontoestomatol* 2006; 22-2: 131-139.
- [28] Durr Dental. Vistascan Mini View. (en ligne). <https://www.duerrdental.com/en/products/imaging/vistascan-image-plate-scanner/vistascan-mini-view/> (page consultée le 16/02/2017)
- [29] Henry Schein. Gendex Visualix EHD. (en ligne). http://www.henryschein.be/be-fr/images/dental/VisualiXeHD_FR.pdf (page consultée le 16/02/2017)
- [30] Unfors® Mult O Meter®. (en ligne). <http://www.tebtasvir.com/Unfors/mom.pdf> (page consultée le 06/10/2017).
- [31] ORION™ France. DIGIDENT U®. (en ligne) http://www.orion-france.com/radiodiagnostic/dentaire_digident.html (page consultée le 15/02/2017).
- [32] ImageJ. (en ligne) <https://imagej.net> (page consultée le 15/02/2017).
- [33] SFPM. Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie. Rapport S.F.P.P N°30. 2014, 86p.
- [34] ANSM. Décision du 21 Novembre 2016 fixant les modalités de contrôle qualité des installations de radiodiagnostic utilisées pour des procédures interventionnelles radioguidées. 2016, 20p.
- [35] Whaites E, Drage N, Elsevier (Amsterdam). Essentials of dental radiography and radiology. Edinburgh : Churchill Livingstone Elsevier; 2015, 488p.

[36] Farman, Allan G., et Taeko T. Farman. A Comparison of 18 Different X-Ray Detectors Currently Used in Dentistry. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 99, n° 4 2005: 485–89.

[37] Katsoni, Elli, Ioannis A. Tsalafoutas, Panagiotis Gritzalis, Evripidis Stefanou, Evangelos Georgiou, et Emmanuel Yakoumakis. Performance comparison between three intraoral image receptors of different technology at a variety of tube potential, tube current and exposure time settings using a stepwedge phantom. *Health* 3, n° 1 2011: 56–65.

[38] Hellén-Halme Kristina, Curt Johansson, et Mats Nilsson. Comparison of the Performance of Intraoral X-Ray Sensors Using Objective Image Quality Assessment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 121, n° 5 2016: e129–37.

[39] Berkhout, Wer, Gch Sanderink, et Pf Van der Stelt. Does Digital Radiography Increase the Number of Intraoral Radiographs? A Questionnaire Study of Dutch Dental Practices. *Dentomaxillofacial Radiology* 32, n° 2 2003: 124–27.

[40] Farrier, S. L., N. A. Drage, R. G. Newcombe, S. J. Hayes, et P. M. H. Dummer. A Comparative Study of Image Quality and Radiation Exposure for Dental Radiographs Produced Using a Charge-Coupled Device and a Phosphor Plate System. *International Endodontic Journal* 42, n° 10 2009: 900–907.

[41] Berkhout, Wer, Da Beuger, Gch Sanderink, et Pf van der Stelt. The Dynamic Range of Digital Radiographic Systems: Dose Reduction or Risk of Overexposure? *Dentomaxillofacial Radiology* 33, n° 1 2004: 1–5.

[42] Attaelmanan, Atta G., Eva Borg, et Hans-Göran Gröndahl. Signal-to-Noise Ratios of 6 Intraoral Digital Sensors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 91, n° 5 2001: 611–15.

[43] Bath, M. A Conceptual Optimisation Strategy for Radiography in a Digital Environment. *Radiation Protection Dosimetry* 114, n° 1–3 2005: 230–35.

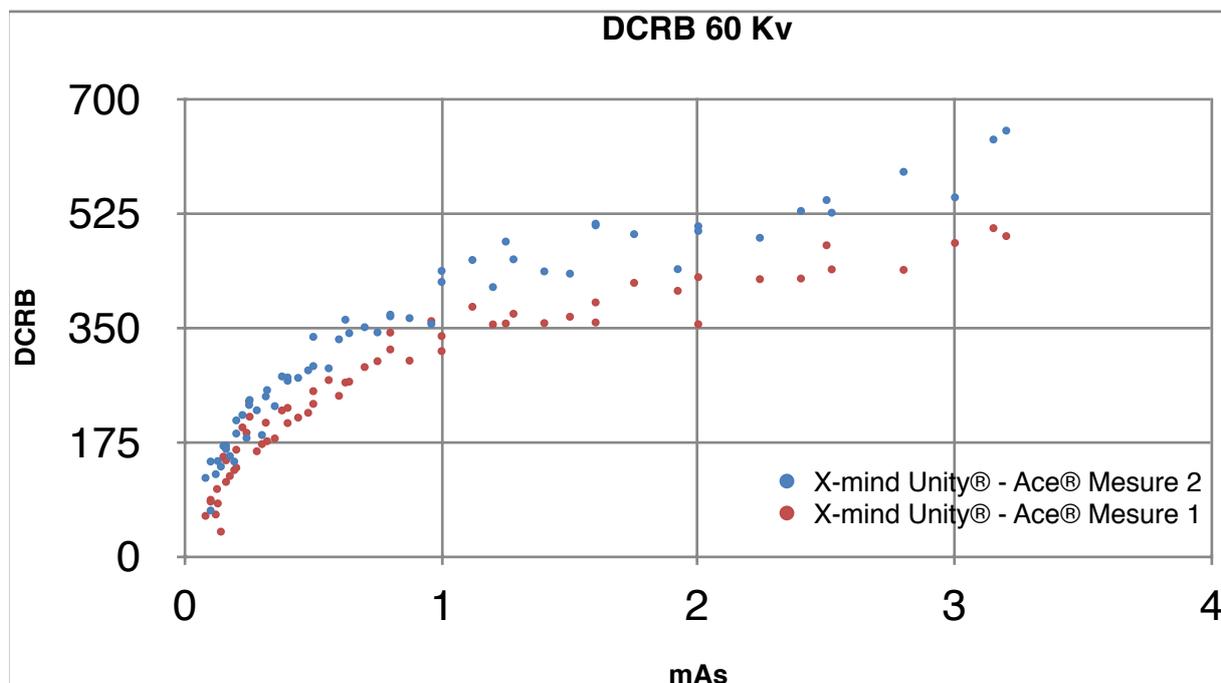
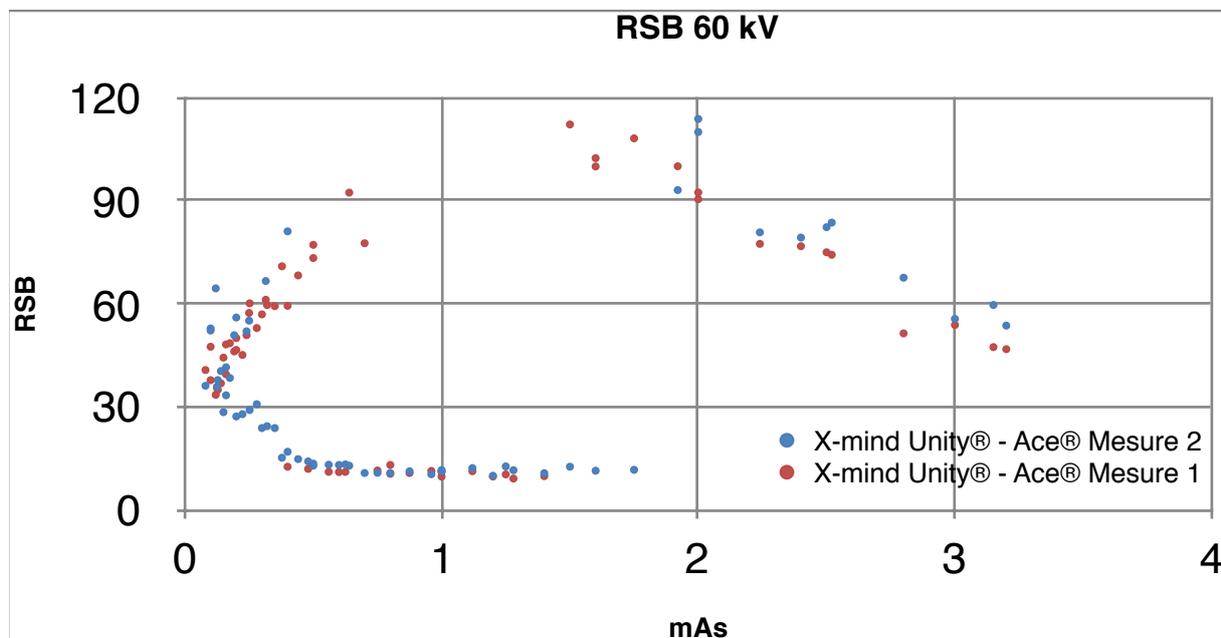
[44] Olsson, Lars, Mats Nilsson, Björn Svenson, et Kristina Hellén-Halme. The Effect of Anatomical Noise on Perception of Low Contrast in Intra-Oral Radiographs: An in Vitro Study. *Dentomaxillofacial Radiology* 45, n° 4 2016.

- [45] Anissi, H., et M. Geibel. 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 Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* 186, n° 8 2014: 762–67.
- [46] Bahrami, G, C Hagstrøm, et A Wenzel. Bitewing Examination with Four Digital Receptors. *Dentomaxillofacial Radiology* 32, n° 5 2003: 317–21.
- [47] Russo JM, Russo JA, Guelmann M. Digital radiography: a survey of pediatric dentists. *Dent Child* 2006;73:132–5.
- [48] Fabre B. Influence d'un système de régulation automatique du temps d'exposition sur l'optimisation des doses en radiographie intra-orale. Thèse : Chir. Dent. Université de Bordeaux, 2016. 69p.
- [49] Benchimol, D, K Näsström, et Xq Shi. Evaluation of Automatic Exposure Control in a Direct Digital Intraoral System. *Dentomaxillofacial Radiology* 38, n° 6 2009: 407-412.
- [50] Sogur, Elif, B. Güniz Baksı, Kaan Orhan, S. Candan Paksoy, Salih Dogan, Yılmaz S. Erdal, et Ali Mert. Effect of Tube Potential and Image Receptor on the Detection of Natural Proximal Caries in Primary Teeth. *Clinical Oral Investigations* 15, n° 6 2011: 901–7.
- [51] Kaeppler, G, K Dietz, et S Reinert. Influence of Tube Potential Setting and Dose on the Visibility of Lesions in Intraoral Radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 36, n° 2 2007: 75–79.
- [52] Hellén-Halme, Kristina, et Mats Nilsson. The Effects on Absorbed Dose Distribution in Intraoral X-ray Imaging When Using Tube Voltages of 60 and 70 kV for Bitewing Imaging. *Journal of Oral and Maxillofacial Research* 4, n° 3 2013.

ANNEXES

- Annexe 1

Graphiques représentant l'évolution du RSB et du DCRB en fonction de la charge (mAs) des 2 séries de mesure réalisées à 60 kV avec le couple X-mind Unity® - Ace®.



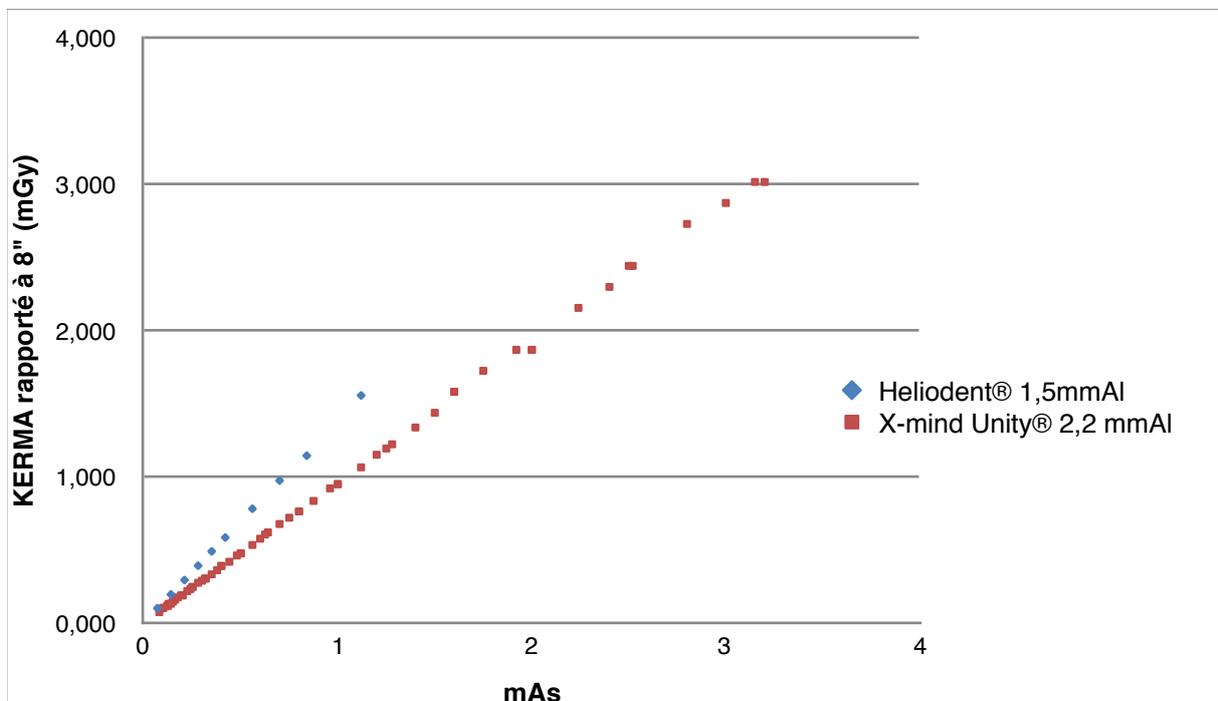
- **Annexe 2**

Tableau présentant le Delta entre PDS affiché et PDS calculé.

	Constante s kV mAs	Surface mesurée sur la plaque ERLM	KERMA mesuré par le Uniforms®	PDS calculé	PDS affiché	Delta
SIRONA™ Heliodent DS®	70 kV 0,7 mAs	26,41 cm ²	1,27 mGy	33,59 mGy.cm ²	32,7 mGy.cm ²	2,72 %
X-mind Unity®	70 kV 0,75 mAs	18,24 cm ²	0,4296 mGy	7,83 mGy.cm ²	6,7 mGy.cm ²	16,9 %

- **Annexe 3**

Graphique représentant l'évolution du Kerma en fonction des mAs sur 2 générateurs.



- **Annexe 4**
Tableau répertoriant les résultats des observations utiles à l'analyse de l'accord intra-observateur. (Disponible sur CD)

- **Annexe 5**
Tableau répertoriant les résultats des observations du pool d'images expérimentales. (Disponible sur CD)

- **Annexe 6**
Tableau répertoriant les RSB et DCRB calculés pour chacune des 439 images. (Disponible sur CD)

- **Annexe 7**
Tableau répertoriant les données recueillies et calculées concernant le pool d'images cliniques. (Disponible sur CD)

• **Annexe 8**

Tableaux présentant les résultats de l'analyse préliminaire (analyse statistique).

Pool complet			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
Kerma Set Kerma Done	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
Kerma Set Kerma Done	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
Kerma Set Kerma Done	Intervalles de confiance à 95%	[0.108 ; 0.116]	

Réglages constructeurs			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
Kerma Set Kerma Done	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,55 Rang moy. $r=0,60$ ANOVA du Chi ² (N=2240, dl=1) =1232 $p < 0,05$	Différence significative entre les séries
Kerma Set Kerma Done	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
Kerma Set Kerma Done	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries

Réglages modifiés			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
Kerma Set Kerma Done	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
Kerma Set Kerma Done	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries

• **Annexe 9**

Tableaux présentant les résultats statistiques des accords intra-observateur de GB, ME et PR, pour le contraste et la résolution spatiale

Accord intra-observateur contraste (C) GB			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,03 Rang moy. r=0,003 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =2,23 p=0,33	Accord entre les 3 séries. Pas de différence significative.
C série 1 C série 2	Test de Wilcoxon	p=0,15	Pas de différence significative
C série 1 C série 3	Test de Wilcoxon	p=0,31	Pas de différence significative
C série 2 C série 3	Test de Wilcoxon	p=0,46	Pas de différence significative

Accord intra-observateur résolution spatiale (RS) GB			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
RS série 1 RS série 2 RS série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,018 Rang moy. r=-0,008 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =1,41 p=0,49	Accord entre les 3 séries. Pas de différence significative.
RS série 1 RS série 2	Test de Wilcoxon	p=0,81	Pas de différence significative
RS série 1 RS série 3	Test de Wilcoxon	p=0,31	Pas de différence significative
RS série 2 RS série 3	Test de Wilcoxon	p=0,51	Pas de différence significative

Accord intra-observateur contraste (C) ME			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance=0,01 Rang moy. r=-0,02 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =0,67 p=0,72	Accord entre les 3 séries. Pas de différence significative.
C série 1 C série 2	Test des Signes	p=0,48	Pas de différence significative
C série 1 C série 3	Test de Wilcoxon	p=0,59	Pas de différence significative
C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance = 0,03 Rang moy. r=-0,3E-7 ANOVA du Chi ² (N = 40, dl = 2) =1 p=0,32	Pas de différence significative

Accord intra-observateur résolution spatiale (RS) ME			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
RS série 1 RS série 2 RS série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance = 0,02 Rang moy. r=-0,003 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =1,75 p=0,42	Accord entre les 3 séries. Pas de différence significative.
RS série 1 RS série 2	Test de Wilcoxon	p=0,14	Pas de différence significative
RS série 1 RS série 3	Test de Wilcoxon	p=0,27	Pas de différence significative
RS série 2 RS série 3	Test de Wilcoxon	p=0,74	Pas de différence significative

Accord intra-observateur contraste (C) PR			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
C série 1 C série 2 C série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,004 Rang moy. r=-0,02 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =0,29 p=0,87	Accord entre les 3 séries. Pas de différence significative.
C série 2 C série 3	Test de Wilcoxon	p=0,42	Pas de différence significative
C série 1 C série 3	Test de Wilcoxon	p=0,69	Pas de différence significative
C série 1 C série 2	Test de Wilcoxon	p=0,75	Pas de différence significative

Accord intra-observateur résolution spatiale (RS) PR			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
RS série 1 RS série 2 RS série 3	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,24 Rang moy. r=0,22 ANOVA du Chi ² (N=40, dl=2) =19,12 p=0,00007	Différence significative entre les 3 séries
RS série 1 RS série 2	Test de Wilcoxon	p=0,002	Différence significative entre les séries
RS série 1 RS série 3	Test de Wilcoxon	p<0,05	Différence significative entre les séries
RS série 2 RS série 3	Test de Wilcoxon	p=0,24	Pas de différence significative

• **Annexe 10**

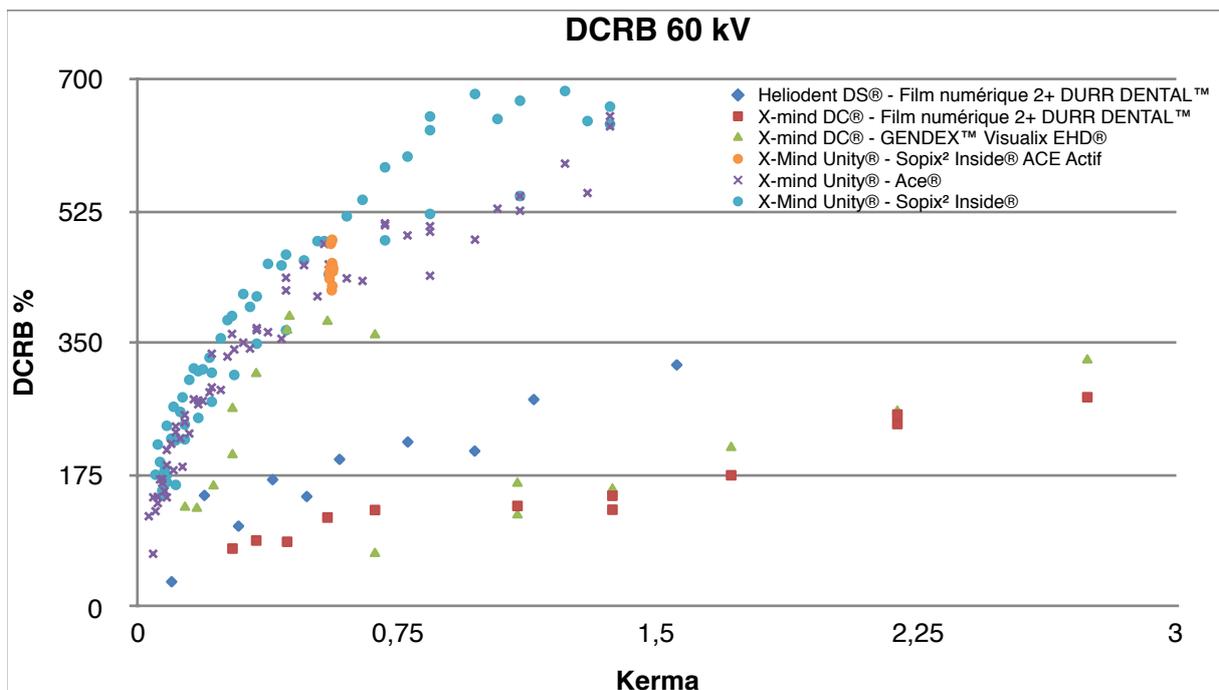
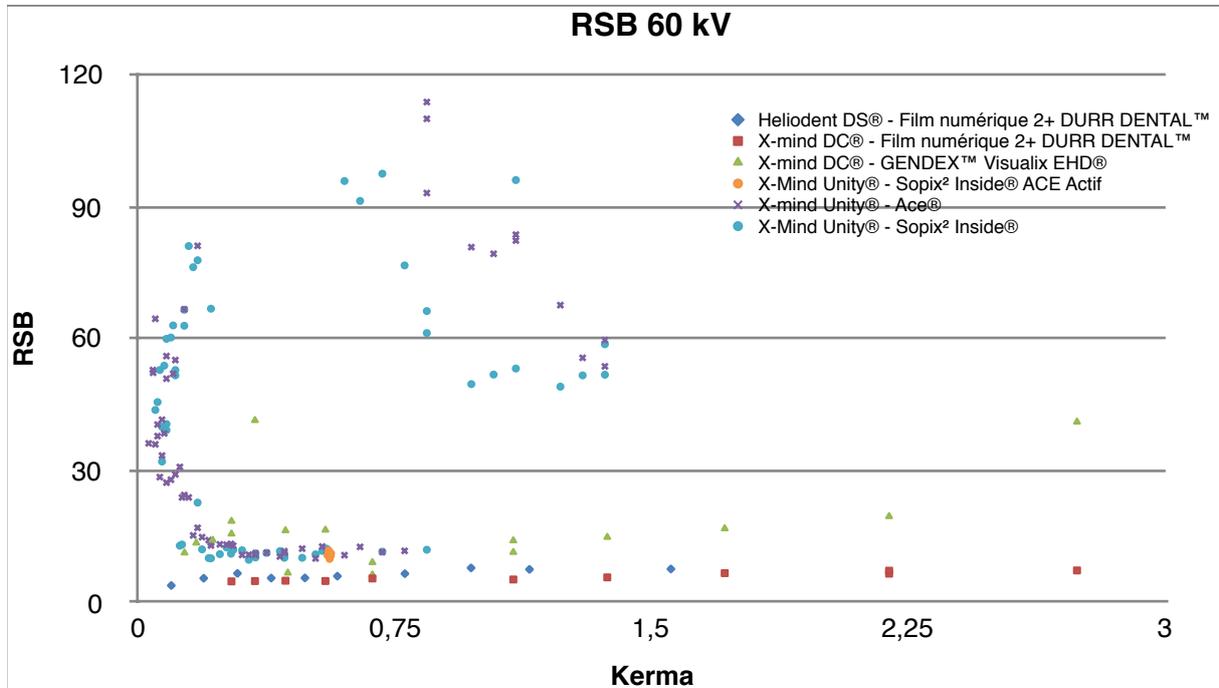
Tableaux présentant les résultats statistiques de l'accord inter-observateur entre GB, ME et PR, pour le contraste et la résolution spatiale

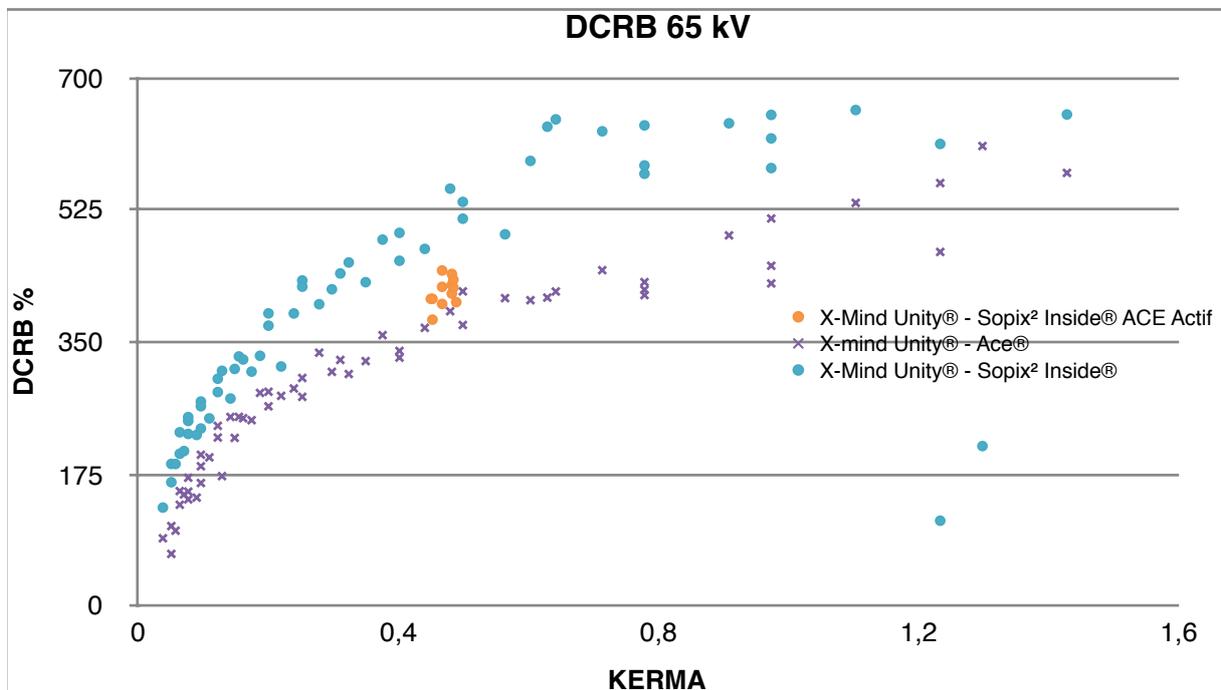
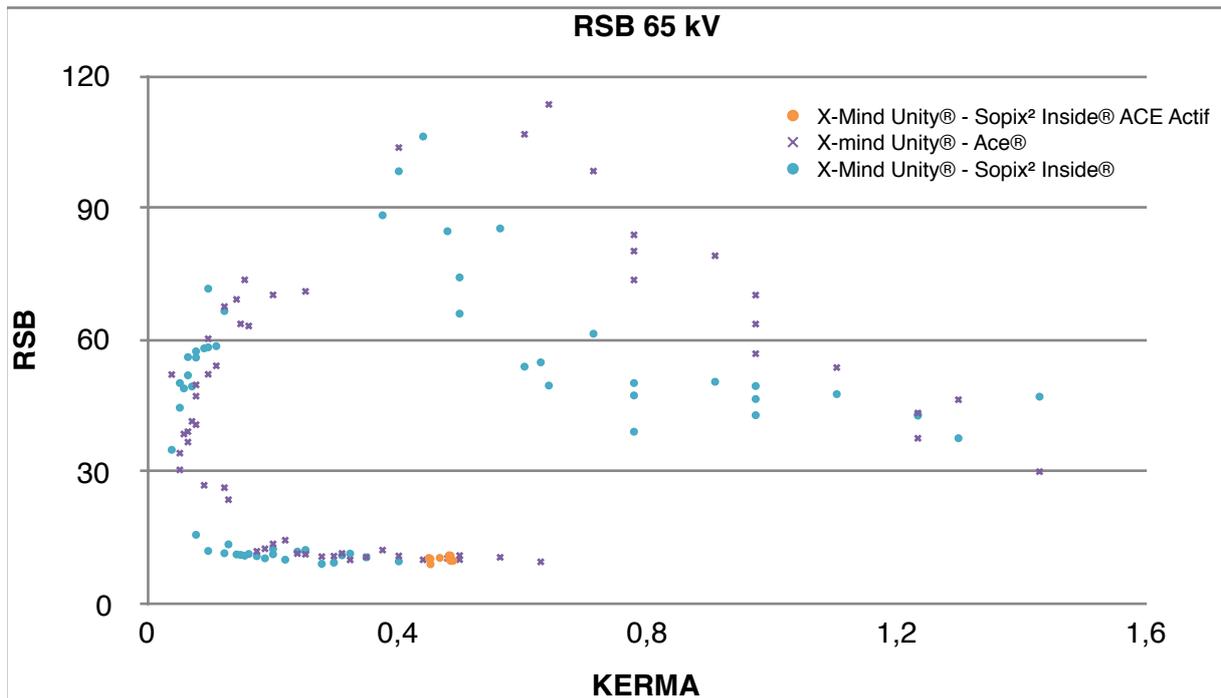
Accord inter-observateur contraste (C)			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
C GB C ME C PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,06 Rang moy. r=0,06 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=2)=53,5 p<0,05	Différence significative entre les 3 séries
C GB C PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,17E-3 Rang moy. r=-0,002 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =0,07 p=0,79	Pas de différence significative
	Test de Wilcoxon	p=0,95	
C GB C ME	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,11 Rang moy. r=0,11 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =47,82 p<0,05	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	p<0,05	
C ME C PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,09 Rang moy. r=0,086 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =38,64 p<0,05	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	p<0,05	

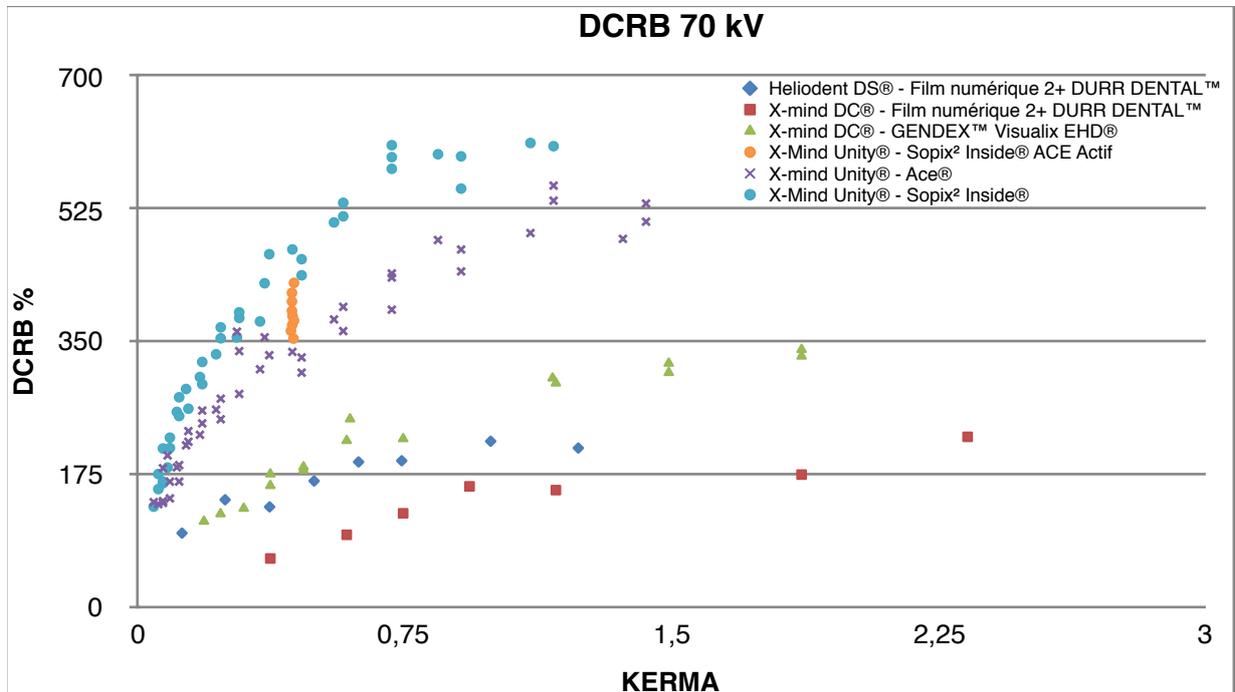
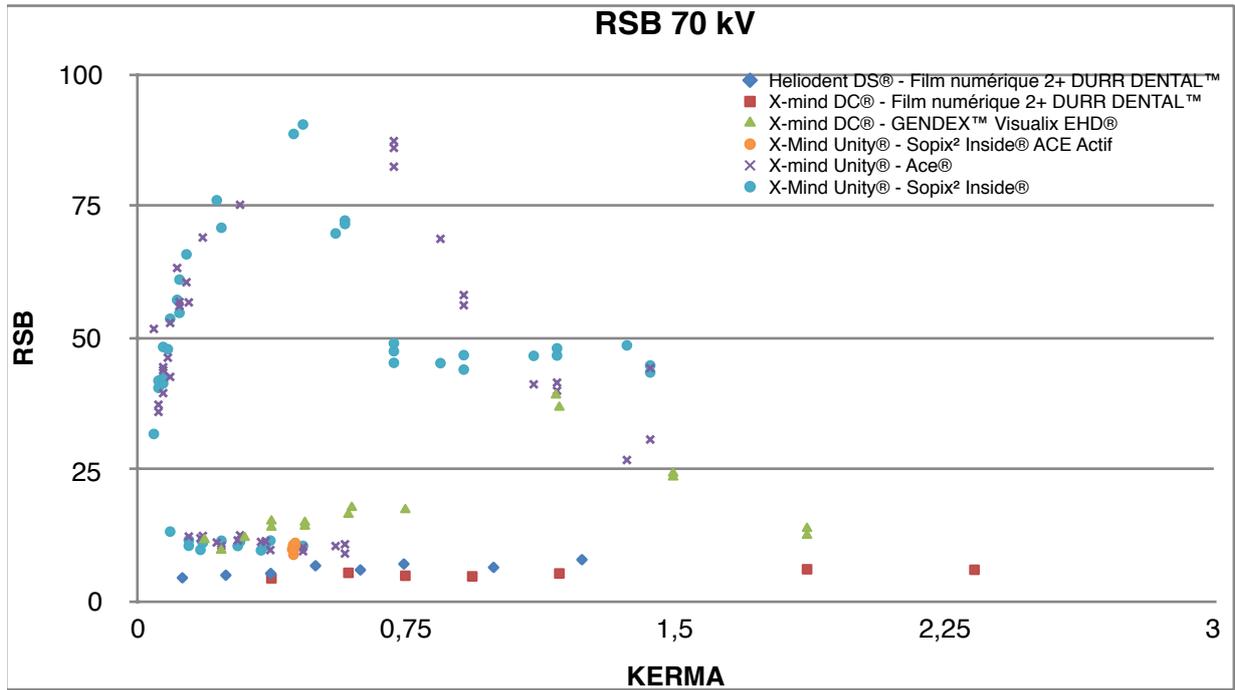
Accord inter-observateur résolution spatiale (RS)			
Séries comparées	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
RS GB RS ME RS PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,25 Rang moy. r=0,25 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=2) =222,9 p<0,05	Différence significative entre les 3 séries
RS GB RS PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,004 Rang moy. r = 0,002 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =1,71 p=0,19	Pas de différence significative
	Test de Wilcoxon	p=0,76	
RS GB RS ME	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance =0,35 Rang moy. r =0,35 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) =153 p<0,05	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	p<0,05	
RS ME RS PR	- ANOVA de Friedman & Coef. de Concord. de Kendall - ANOVA du Chi ²	Coeff. de Concordance = 0,326 Rang moy. r=0,325 ANOVA du Chi ² (N=439, dl=1) = 143,2 p<0,05	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	p<0,05	

- **Annexe 11**

Graphiques représentant l'évolution du RSB et du DCRB en fonction du Kerma calculé, pour les différents couples, aux différents kilo-voltages.







- **Annexe 12**

Tableaux présentant les résultats des analyses statistiques entre le Kerma calculé théorique et effectif pour chaque groupe dentaire.

Comparatif Kerma calculé théorique et effectif			
Groupes de dents	Tests utilisés	Résultats	Conclusion
Dents définitives	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	
Dents temporaires	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	
Maxillaire	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	
Mandibulaire	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	
IC	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	
PM	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	
M	Test des Signes	$p < 0,05$	Différence significative entre les séries
	Test de Wilcoxon	$p < 0,05$	

Test de Spearman			
Variables		Résultats	Conclusion
IC / PM / M Kerma calculé théorique	p value	$p < 0,05$	Corrélation entre les variables
	Spearman R	0,56	Corrélation marquée Le Kerma augmente en allant vers les secteurs postérieurs
IC / PM / M Kerma calculé effectif	p value	$p < 0,05$	Corrélation entre les variables
	Spearman R	0,45	Corrélation marquée Le Kerma augmente en allant vers les secteurs postérieurs

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

Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

En présence de mes Maîtres et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de l'art dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux principes et aux règles prescrites par le code de déontologie.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.



Discipline: Radioprotection**Optimisation des doses en radiographie intra-orale :
apport d'un système de régulation automatique
du temps d'exposition dans un contexte clinique****Résumé**

Objectifs : Évaluer l'apport de la technologie de réduction automatique de l'exposition proposée par l'association X-mind Unity® - Sopix² Inside® dans un contexte clinique. Vérifier l'optimisation de la technologie de rétrocontrôle et comparer les performances du couple X-mind Unity® - Sopix² Inside® à d'autres couples d'imagerie intra-orale présents sur le marché, dans un contexte expérimental.

Matériel et Méthode : Étude rétrospective de données tirées d'un pool d'images cliniques réalisées à partir du couple X-mind Unity® - Sopix² Inside®. Analyse subjective de la qualité d'image, par 3 observateurs, et objective, à l'aide de 2 indices (rapport signal sur bruit et différence de contraste rapporté au bruit), d'un pool d'images expérimentales réalisées à partir du fantôme DIGIDENT2® d'ORION™ pour les 4 couples tube radiogène - récepteur sélectionnés. **Résultats :** La technologie de rétrocontrôle permet une réduction de dose significative (test de wilcoxon $p < 0,05$) de 10,1% par rapport aux réglages constructeurs. L'image obtenue après activation de la technologie de rétrocontrôle est obtenue avec une dose supérieure (de 51,4 à 81,9%) par rapport à l'image optimisée fournie par le couple X-mind Unity® - Sopix² Inside®. Le couple X-mind Unity® - Sopix² Inside® est le couple le plus performant selon les 3 observateurs. **Conclusion :** La technologie de réduction automatique de l'exposition permet une réduction significative de la dose, potentiellement accrue par l'optimisation du seuil d'activation de cette technologie. Le couple X-mind Unity® - Sopix² Inside® présente les meilleurs performances intrinsèques.

Mots-clés

Odontologie - Radiographie intra-orale - Optimisation - Dosimétrie - Qualité

**Optimization of doses in intraoral radiography:
provision of an automatic regulation of time exposure
in a clinical context****Summary**

Objectives: To evaluate the contribution of the automatic exposure reduction technology proposed by the association X-mind Unity® - Sopix² Inside® in a clinical context. Check the optimization of the feedback technology and compare the performance of the X-mind Unity® - Sopix² Inside® pair to other pairs on the market, in an experimental context. **Material and method:** Retrospective study of data from a pool of clinical images using the X-mind Unity®-Sopix² Inside® pair. Subjective analysis of image quality by 3 observers and objective, using 2 indexes (signal-to-noise ratio and noise contrast difference), a pool of experimental images made from the ORION™ DIGIDENT2® phantom for the 4 X-ray tube couples - receivers selected. **Results:** The feedback control technology allows a significant dose reduction (Wilcoxon test $p < 0.05$) of 10.1% compared to the manufacturer settings. The image obtained after activation of the feedback control technology has a higher dose (51.4 to 81.9%) to the optimized image provided by the X-mind Unity®-Sopix² Inside® pair. The X-mind Unity® - Sopix² Inside® pair is the best performing couple according to the 3 observers. **Conclusion:** The automatic exposure reduction technology allows a significant reduction of the dose, potentially increased by the optimization of the activation threshold of this technology. The X-mind Unity® - Sopix² Inside® offers the best intrinsic performance.

Key-words

Odontology - Intraoral radiography - Optimization - Dosimetry - Quality

Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques
16 - 20 Cours de la Marne
33082 BORDEAUX CEDEX

