

UNIVERSITÉ DE NANTES  
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année : 2013

MENTION TRÈS HONORABLE N°: 3132

**COMPARAISON DES SYSTÈMES  
RADIOGRAPHIQUES INTRA-BUCCAUX  
ARGENTIQUES ET NUMÉRIQUES EN O.C.**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE  
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*présentée  
et soutenue publiquement par*

**Julie GAZEAU**

Née le 28 Juillet 1986 à la Roche-sur-Yon

*le 15 janvier 2013 devant le jury ci-dessous :*

*Président* Pr. Alain JEAN  
*Assesseur* Dr. Dominique MARION  
*Assesseur* Dr. Florinda GERBAUD

Directrice de thèse Dr. Valérie ARMENGOL

BIBLIOTHÈQUE UNIVERSITAIRE NANTES - Santé	
SUDOC	
COTE	13 NANT 022D
LOC.	NIVEAU 6
HOR.	

---

# TABLE DES MATIÈRES

---

INTRODUCTION.....	4
I-GÉNÉRALITÉS.....	5
<u>I-1 Production des rayons X</u> .....	5
<u>I-2 Imagerie argentique</u> .....	7
I-2-1 Principe.....	7
I-2-1-1 Le film argentique.....	8
I-2-1-1-1 Le film proprement dit.....	8
I-2-1-1-2 L'emballage.....	10
I-2-1-2 Traitement.....	10
I-2-2 Qualité de l'image des films argentiques intra-oraux.....	10
I-2-2-1 La densité optique (ou absorbance).....	11
I-2-2-2 Le voile de fond.....	11
I-2-2-3 La courbe sensitométrique ou latitude .....	11
I-2-2-4 Le contraste.....	12
I-2-2-5 La définition de l'image .....	12
I-2-2-6 Le rapport rapidité / sensibilité.....	13
<u>I-3-Imagerie numérique</u> .....	13
I-3-1 Principe.....	13
I-3-1-1 Imagerie numérique directe.....	14
I-3-1-1-1 Fonctionnement .....	14
I-3-1-1-2 Autres capteurs : CMOS.....	16
I-3-1-2 Imagerie numérique indirecte.....	17
I-3-1-2-1 Fonctionnement .....	17
I-3-2 Qualité de l'image des capteurs numériques.....	19

I-3-2-1 Luminosité.....	19
I-3-2-2 Résolution spatiale.....	19
I-3-2-3 Résolution en contraste.....	19
I-3-2-4 Plage dynamique .....	21
I-3-2-5 Rapport Signal / Bruit .....	21
I-3-2-6 Courbes sensitométriques .....	22
<b><u>I-4 Doses d'exposition.....</u></b>	<b>23</b>
I-4-1 Effets biologiques des rayonnements ionisants.....	23
I-4-2 Exposition Moyenne de l'Homme.....	26
I-4-3 Radioprotection et législation.....	27
I-4-3-1 Le principe de justification des indications .....	27
I-4-3-2 Le principe d'optimisation des procédures d'examens d'imagerie .....	28
<b>II- ANALYSE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE.....</b>	<b>29</b>
<b><u>II-1 Sélection d'articles.....</u></b>	<b>29</b>
<b><u>II-2 Comparaisons des doses d'exposition engendrées par l'utilisation des     capteurs numériques directs, indirects et des films     argentiques.....</u></b>	<b>31</b>
<b><u>II-3 Comparaison des caractéristiques techniques et de la qualité d'image     engendrée par l'utilisation de films argentiques, de capteurs directs et     indirects .....</u></b>	<b>41</b>
II-3-1 Taille de la matrice.....	41
II-3-2 Résolution spatiale.....	44
II-3-2-1 Taille des pixels.....	44
II-3-2-2 Fréquence spatiale (ou « résolution » pour les films argentiques).....	45
II-3-3 Résolution en contraste.....	49
II-3-4 Rapport Signal /Bruit (SNR : Signal Noise to Ratios) .....	51
II-3-5 Qualité subjective de l'image.....	52

<b><u>II-4 Comparaison de l'efficacité diagnostique en O.C: le diagnostic carieux</u></b> .....	<b>54</b>
<b>II-4-1 Sélection des articles</b> .....	<b>54</b>
<b>II-4-2 Résultats des articles sélectionnés</b> .....	<b>56</b>
<b>III-DISCUSSIONS</b> .....	<b>70</b>
<b><u>III-1-Protocole des études</u></b> .....	<b>70</b>
<b>III-1-1 <i>In vitro-in vivo</i></b> .....	<b>70</b>
<b>III-1-2 Echantillons</b> .....	<b>70</b>
<b>III-1-3 Techniques /matériaux</b> .....	<b>71</b>
<b>III-1-4 Observateurs</b> .....	<b>71</b>
<b>III-1-5 Gold standard</b> .....	<b>72</b>
<b>III-1-6 Logiciels de traitement de l'image</b> .....	<b>72</b>
<b><u>III-2 Résultats des études comparatives</u></b> .....	<b>74</b>
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>75</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES</b> .....	<b>77</b>
<b>TABLE DES ILLUSTRATIONS</b> .....	<b>85</b>
<b>TABLE DES TABLEAUX</b> .....	<b>86</b>

---

# INTRODUCTION

---

L'imagerie diagnostique argentique est apparue en 1895 avec la découverte des rayons X et la réalisation du premier cliché radiologique par W.C ROENTGEN. Ainsi, une exploration anatomique, atraumatique, du sujet vivant est née.

A compter de cette découverte, la radiologie argentique a révolutionné la pratique quotidienne de l'art dentaire. Il a fallu attendre l'année 1982 pour qu'apparaisse une nouvelle technologie : la radiologie numérique. Nous nous attacherons, dans cette étude, à comparer l'efficacité en odontologie conservatrice des systèmes argentiques et numériques intra-oraux.

Dans un premier temps, nous nous consacrerons à la radiologie argentique et, plus particulièrement, au film. Nous nous intéresserons ensuite aux différents capteurs utilisés en radiologie numérique (direct et indirect), et analyserons pour chacun d'eux leurs caractéristiques. Puis, nous exposerons les doses d'exposition engendrées par la radiologie intra-orale.

Dans un second temps, nous réaliserons une analyse critique des articles comparant les doses d'exposition engendrées par ces différents systèmes radiographiques (argentique et numérique), leurs caractéristiques techniques, et leur contribution en odontologie conservatrice.

Enfin, nous discuterons des protocoles et des résultats des études comparatives.

---

# I-GÉNÉRALITÉS

---

La chaîne radiographique est constituée de plusieurs éléments, chacun jouant un rôle déterminant dans la qualité de l'image résultante. Des connaissances de bases sur chacun d'eux se révèlent donc essentielles afin de profiter au mieux des capacités du système. Dans cette optique, nous ferons quelques rappels relatifs à la production des rayons X, à l'imagerie argentique, à l'imagerie numérique et à l'exposition aux rayonnements ionisants.

## I-1 Production des rayons X

La production des rayonnements utilisés en radiodiagnostic médical et dentaire s'effectue par l'intermédiaire d'un générateur haute tension.



**Figure 1** : Générateur à rayons X intra-oral

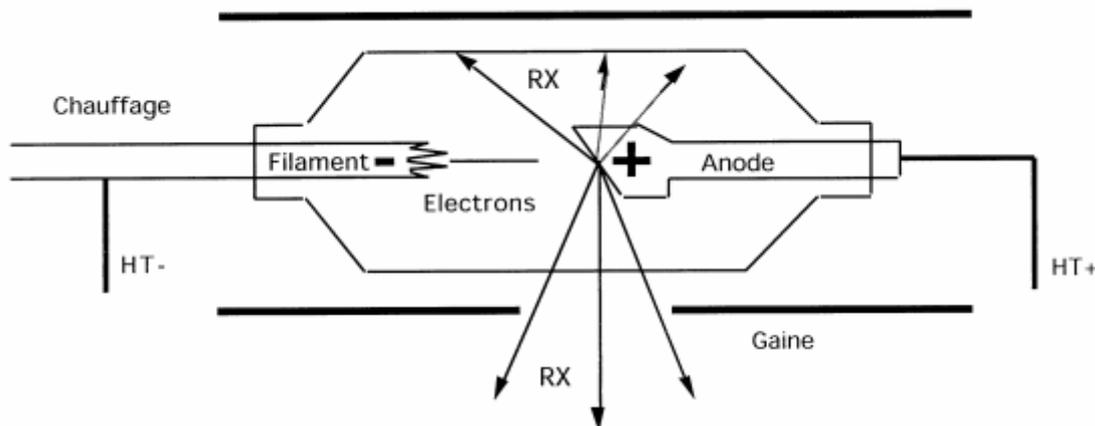
(<http://www.medicalexpo.fr/prod/owandy-sas/>)

Il est constitué d'un tube radiogène et de circuits d'alimentation et de contrôle.

Le **panneau de contrôle** contient les éléments suivants [48,56] :

- Un **interrupteur** avec indicateur lumineux pour l'alimentation des circuits.
- La **Tension** : elle s'exprime en kilovolt (kV) : C'est la tension aux bornes du tube, c'est à dire la différence de potentiel entre l'anode et la cathode.
- L'**Intensité** en milliampère (mA) : elle règle l'intensité du courant qui traverse la cathode.
- Une **minuterie** (seconde) : on utilise de plus en plus des diagrammes représentant les régions à radiographier pour déterminer le temps d'exposition nécessaire. Elle détermine la durée d'émission des rayons X par le tube radiogène ; en radiologie classique, on parle de milliampère-secondes pour une exposition qu'on calcule facilement par le produit mA\*s.
- Un **déclencheur** qui active la production de rayons x.

Tous conditionnent la production des rayons X qui s'effectue dans un tube à coolidge. Dans une enceinte de verre où règne le vide, des électrons sont émis par un filament de tungstène dans lequel circule un courant électrique.



**Figure 2** : Principe de fonctionnement d'un tube à rayons X  
(<http://tpe.bgpr.free.fr/pages/radiographie.htm>)

Ceux-ci sont alors accélérés en direction d'une anode (ou anticathode) par un champ électrique créé par une différence de potentiel élevée entre le filament (qui sert de cathode) et l'anode. Ces électrons entrent ensuite en interaction avec la cible que

constitue le métal de l'anode (tungstène ou molybdène) avec une force dépendant de la tension (kV). Cette interaction avec la plaque métallique est à l'origine des rayons X.

Une augmentation de la tension appliquée entre l'anode et la cathode influe à la fois sur la quantité et sur la qualité du rayonnement X : on obtient alors une élévation de l'énergie des rayons X et un raccourcissement des longueurs d'ondes (ou augmentation des fréquences). Les variations de l'intensité du courant de chauffage appliqué au filament de la cathode modifient la quantité des rayonnements émis, mais pas leur qualité : les longueurs d'ondes (ou fréquences) demeurent identiques. Un filtre d'aluminium placé sur la trajectoire du faisceau de rayons X élimine les rayons de grande longueur d'onde (peu pénétrants) qui contribuent à rendre l'image floue et causent au tissu vivant un dommage supplémentaire inutile. Le tube applicateur de faisceau (TAF) régule la taille et/ou la forme du faisceau de rayons X et diminue ainsi la surface d'exposition et les rayonnements diffusés. Pour les radiographies intra-orales, le diamètre maximum du tube utilisé est de 7 cm. Par exemple, un changement de TAF de 7 cm pour un de 6cm diminue de 25% le taux de radiations que reçoit le patient. Un TAF rectangulaire a pour effet de réduire de 50 à 70% les radiations par rapport à un TAF rond [45, 59].

En considérant l'incidence du rayon directeur, on peut distinguer deux techniques de radiographies :

- La technique des plan bissecteurs : le rayon directeur est alors perpendiculaire à la bissectrice de l'angle formé par l'objet et l'image (ou le film),

- La technique des plans parallèles : cette technique nécessite l'utilisation d'un porte-film, assurant des conditions strictes d'orthogonalité entre le film et le rayon directeur, et d'une distance source film supérieure à 40 cm

## **I-2 Imagerie argentique**

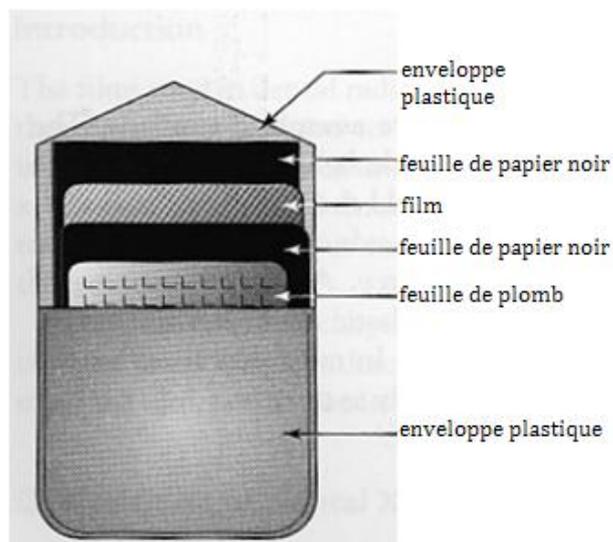
Nous ferons un rappel concernant la formation de l'image avant de décrire la constitution, le traitement des films argentiques et les critères de qualité de l'image.

## I-2-1 Principe

Le principe du radiodiagnostic repose sur la différence d'atténuation des rayons X d'un tissu à l'autre. Le faisceau incident, produit par un tube de rayon X, est atténué par les structures denses de la région anatomique traversée. L'image radiante qui en résulte induit, par impression de la structure photosensible (film radiographique), une image latente. Le traitement chimique convenable de cette structure photosensible permet alors la révélation de l'image latente.

### I-2-1-1 Le film argentique

Le film radiographique a deux principaux composants : le film proprement dit et l'emballage.



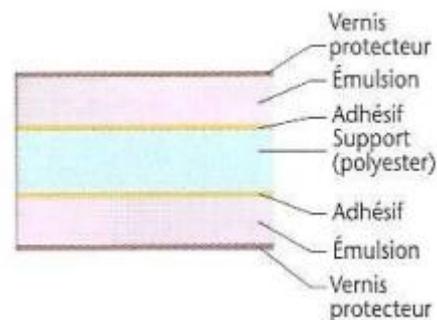
**Figure 3** : Le film argentique ( d'après M. Mailland, 1987).

#### I-2-1-1-1 Le film proprement dit

Un film radiographique est constitué d'un fin support légèrement rigide et transparent constitué soit d'acétate de cellulose soit de polyester de 0,2mm d'épaisseur sur lequel se trouve une émulsion photographique. Cette dernière est composée de

petits cristaux de bromure d'argent en nombre variable ainsi qu'en taille, enrobés dans de la gélatine. Cette émulsion est une surface sensible recouverte d'une couche de protection mécanique extrêmement mince [56].

Les progrès apportés aux films dentaires (uniformisation de la forme et de la répartition des cristaux, utilisation de cristaux lamellaires à répartition homogène) ont permis une progression de la netteté de l'image et de la reconnaissance des détails. Le flou a aussi pu être ainsi réduit.



**Figure 4** : Coupe schématique d'un film intra-oral argentique (d'après F.A Pasler et coll., 2006).

La sensibilité d'un film, déterminant la quantité de radiation, la durée d'exposition nécessaire à la réalisation d'un cliché radiographique, a aussi été améliorée. Un film sensible ou « rapide » est impressionné par une faible quantité de rayonnement. Ainsi un film avec des cristaux de bromure d'argent plus gros nécessite moins d'exposition aux radiations car le film répond plus rapidement. Plus les cristaux sont gros, plus le film aura une sensibilité élevée. Cette sensibilité répond à une classification croissante de la lettre A à F. Les films intra-oraux des catégories ISO A et ISO B n'existent plus et la catégorie ISO C est interdite dans de nombreux pays. Par conséquent, la classification commence, aujourd'hui, à partir de la catégorie ISO D. Les films ISO E et F sont les plus utilisés de nos jours [29].

Les films argentiques peuvent être exposés à une large gamme de tension (de 50 à 90 Kv). En choisissant un kilovoltage faible, l'image obtenue présente un contraste élevé (utile en endodontie et pour la visualisation de caries débutantes). Définir un kilovoltage élevé fournit une image à faible contraste, mais avec plus de nuances de gris, ce qui permet de distinguer de légères variations de contraste (utile en parodontologie).

### **I-2-1-1-2 L'emballage**

L'emballage comporte trois éléments [29] :

- **le papier noir** qui entoure le film pour le protéger contre l'exposition lumineuse, l'exposition salivaire ou des dégâts potentiellement réalisables lors de l'ouverture de l'enveloppe plastique.
- **la feuille de plomb estampée**, située en bouche du côté opposé à la source de rayonnement. Cette feuille contribue à prévenir la perte de qualité (flou) due aux rayons secondaires engendrés dans les tissus à l'arrière du film. Elle réduit en même temps l'irradiation des tissus situés derrière le film.
- **l'enveloppe en plastique** d'une pochette thermo-soudée étanche à la lumière et à l'eau, évite la contamination du film par la salive et/ou sang du patient.

Les deux faces de l'enveloppe sont différentes, permettant ainsi son positionnement aisé lors de la prise du cliché.

Les films intra-oraux sont commercialisés en cinq tailles différentes. Le praticien peut donc assurer les prises de vues dans toutes les variations anatomiques maxillaires et mandibulaires et ainsi s'adapter à toutes les situations cliniques. L'utilisation de porte-films (angulateurs), quand elle est possible, est conseillée ; ainsi la stabilité des angulateurs diminue le flou cinétique et assure la technique des plans parallèles, qui a pour effet de diminuer le phénomène de projection [3].

### **I-2-1-2 Traitement**

Le but du traitement du film est double :

- convertir l'image latente (invisible) en image visible
- préserver l'image afin qu'elle reste de façon permanente sur le film.

Il doit se réaliser à l'abri de la lumière, au sein d'une chambre noire. Il consiste à suivre les cinq étapes suivantes [29] :

- développement : réduction de la totalité des ions  $Ag^+$  (donc exposés) en atomes Ag.
- rinçage
- fixation : dissolution du bromure d'argent non sensibilisé afin d'empêcher un noircissement ultérieur.
- rinçage

- séchage

Il existe également la possibilité de réaliser un traitement mono-bain (un bain unique pour le révélateur et le fixateur) ou d'utiliser des développeuses mécanisées (automatiques).

## **I-2-2 Qualité de l'image des films argentiques intra-oraux**

Différents critères physiques influencent la qualité de l'image argentique. Ce sont les paramètres du film qui vont conditionner le résultat du cliché final [19, 48, 56].

### **I-2-2-1 La densité optique (ou absorbance)**

C'est une mesure de la sensation de noircissement du film, mesurable avec un densitomètre.

$$\text{Absorbance (DO)} = \text{Log } 10 I_0/I_t$$

Avec  $I_0$  = intensité lumineuse d'un négatoscope

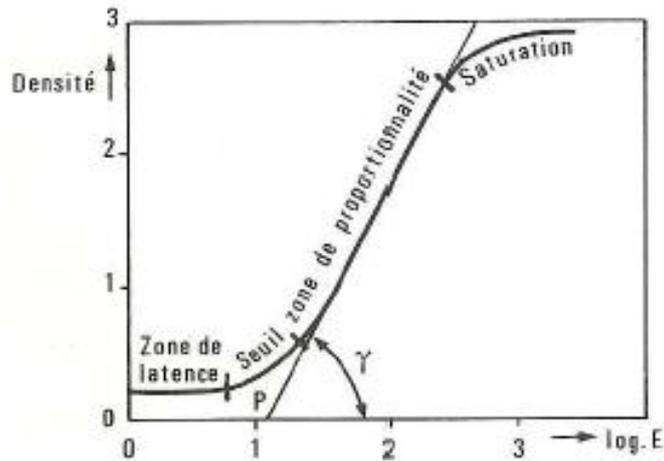
$I_t$  = intensité du faisceau lumineux transmis

### **I-2-2-2 Le voile de fond**

Un film argentique non exposé n'est jamais totalement vierge. Il présente un certain noircissement (ou densité optique) le plus souvent situé entre 0,1 et 0,2 qui augmente dans certaines conditions (conservation dans de mauvaises conditions, film trop vieux ...). Ce voile nuit au contraste de l'image.

### **I-2-2-3 La courbe sensitométrique ou latitude**

La courbe sensitométrique d'un film, également nommée courbe de noircissement, montre la variation de l'absorbance en fonction de l'exposition et est exprimée en roentgens sous forme logarithmique.



**Figure 5** : Courbes sensitométriques d'un film (d'après M. Mailland, 1987).

On l'appelle aussi courbe caractéristique du film. Cette courbe de forme sigmoïde est caractérisée par ses différentes portions :

- par une zone de latence dans laquelle le rayonnement est trop faible pour produire une image,
- puis à partir d'un seuil, par une partie rectiligne ou zone de proportionnalité qui correspond à la zone utile radiographiquement. On appelle aussi cette zone la latitude du film qui correspond aux gammes d'exposition qui produiront des images de densité utilisables,
- enfin par une zone de saturation dans laquelle le noircissement n'augmente plus avec l'exposition (zone de surexposition).

#### **I-2-2-4 Le contraste**

C'est le terme général qui définit la gamme de densité disponible d'une radiographie. Le contraste dépend de trois éléments : le facteur de contraste du film, l'objet (« contraste-objet ») et la tension utilisée.

#### **I-2-2-5 La définition de l'image**

Elle correspond à l'habilité à distinguer des petits objets proches les uns des autres. Ce terme indique la finesse avec laquelle le film est apte à reproduire les détails.

Elle dépend de la taille des grains de l'émulsion (un grain fin fournit un meilleur détail) ainsi que des conditions de formation de l'image et de son traitement.

#### **I-2-2-6 Le rapport rapidité / sensibilité**

Comme déjà évoqué précédemment, la sensibilité d'un film détermine la quantité de radiation et la durée d'exposition nécessaire à la réalisation d'un cliché radiographique ; cela signifie qu'un film sensible ou « rapide » est impressionné par une faible quantité de rayonnement. Les films ISO E et F, les plus sensibles, sont les plus utilisés de nos jours

### **I-3-Imagerie numérique**

La radiologie numérique, à la différence de la radiologie argentique, utilise un procédé physique et non chimique pour l'obtention d'un cliché.

Le premier système radiographique numérique, RVG, inventé par le Dr MOUYENS, a été produit par Trophy Radiologie en 1982 [71]. Depuis cette date, le marché s'est étendu et de nombreuses avancées technologiques ont permis l'amélioration de ce système.

Un rappel sur la radiologie numérique et son principe sera effectué avant de présenter les capteurs directs, indirects, leurs fonctionnements et propriétés.

#### **I-3-1 Principe**

Une image numérique correspond au découpage d'une image analogique en images ponctuelles élémentaires appelées pixels. Ceux-ci, répartis sous forme d'une grille ou matrice, ont chacun une valeur chiffrée qui correspond à un degré de noircissement. La gamme de niveaux de gris disponible est alors déterminée par la capacité de mémoire ou de numérisation. Ainsi avec une capacité de 8 bits, chaque pixel peut disposer de  $2^8$  soit 256 niveaux de gris. La qualité de l'image numérique dépend alors du nombre, de la taille, et du relief « coloré » des pixels (gamme de gris suffisamment large) [29, 56].

Deux principaux types d'imagerie numérique coexistent :

- **capteur à numérisation directe : avec les capteurs CCD** (Charge-Coupled Device, ou dispositif à transfert de charge), complétés aujourd'hui par les capteurs **CMOS** (Complementary Metal-Oxyde Silicon).

- **capteur à numérisation indirecte : avec les capteurs ERLM** (Ecrans Radioluminescents à Mémoire).

L'acquisition avec ces détecteurs suit les mêmes règles que celle de l'imagerie argentique.



**Figure 6 :** Capteurs numériques de différents types (d'après A. Farman et coll., 2005).

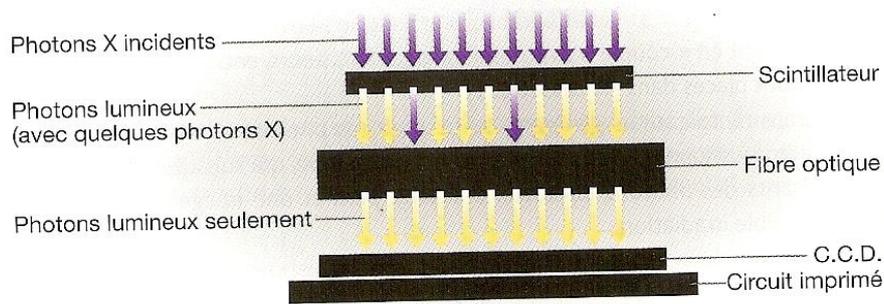
### **I-3-1-1 Imagerie numérique directe**

L'imagerie numérique directe, comme son nom l'indique, donne une image instantanée sur le moniteur vidéo, dès réception des rayons X sur le capteur [9]. Pour la plupart, ils sont reliés à l'unité centrale par un câble. Dernièrement, un capteur sans fil utilisant des fréquences radio a été mis sur le marché (Schick CDR Wireless system [59]) et un autre capteur, utilisant la connectivité Wi-Fi, a permis la suppression de la nécessité d'avoir une connexion informatique dans chaque salle de soins (Kodak RVG 6500).

#### **I-3-1-1-1 Fonctionnement [9, 55, 58]**

Le capteur CCD se présente sous la forme d'un petit boîtier contenant trois éléments distincts [9]:

- un scintillateur
- une plaque de fibres optiques
- un dispositif à transfert de charge (ou DTC)



**Figure 7** : Principe de fonctionnement d'un capteur CCD (d'après A. PASLER et coll., 2006).

Le scintillateur transforme l'image radiante en image « lumineuse ». Sous l'action du rayonnement ionisant, les électrons du scintillateur deviennent instables. Afin de retrouver un état stable, ils réorganisent leurs structures électroniques et libèrent ainsi des photons lumineux.

La plaque de fibres optiques a pour rôle d'assurer le trajet des photons du scintillateur au dispositif à transfert de charge (DTC ou CCD) et ainsi évite la dispersion photonique tout en préservant le DTC des rayons X.

Les dispositifs à transfert de charge sont constitués d'une plaque de silicium, divisée en cellules élémentaires (pixels ou picture élément), distribuées régulièrement sur toute la surface sensible. Sous l'action d'un rayonnement électromagnétique, les liaisons covalentes contenues dans le silicium sont rompues et libèrent des électrons ; la quantité libérée étant bien entendu proportionnelle au nombre de photons incidents. Les électrodes, contenues dans le système, analysent alors ligne par ligne et colonne par colonne les charges de chaque pixel. Ce signal est ensuite transféré de façon séquentielle et converti en un signal électrique. Le signal obtenu est secondairement amplifié et transmis à un ordinateur, capable de restituer et de stocker l'image [29].

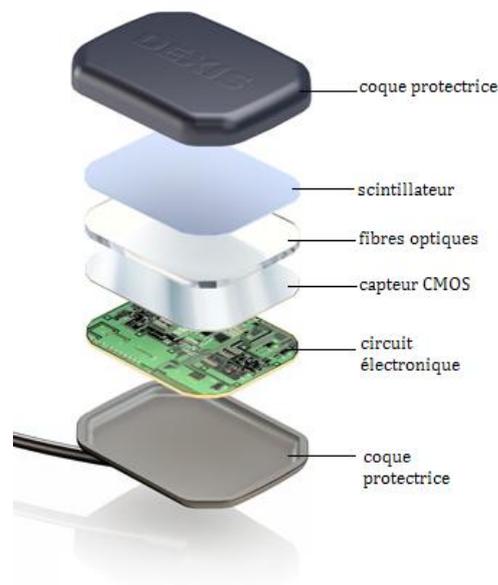


**Figure 8** : Exemple de capteurs CCD  
[\(http://www.carestream.com/\)](http://www.carestream.com/)

Le choix de la tension utilisée pour les capteurs directs (CCD ou CMOS) est moins large que pour les films argentiques ou que pour les capteurs indirects. On utilise les capteurs directs sur une gamme de tension allant de 60 à 70 KV. Pour les énergies élevées (> 70kV), un phénomène d'éblouissement ou « blooming » est rencontré. Celui-ci est dû au débordement de charges d'un pixel aux pixels voisins.

#### I-3-1-1-2 Autres capteurs : CMOS

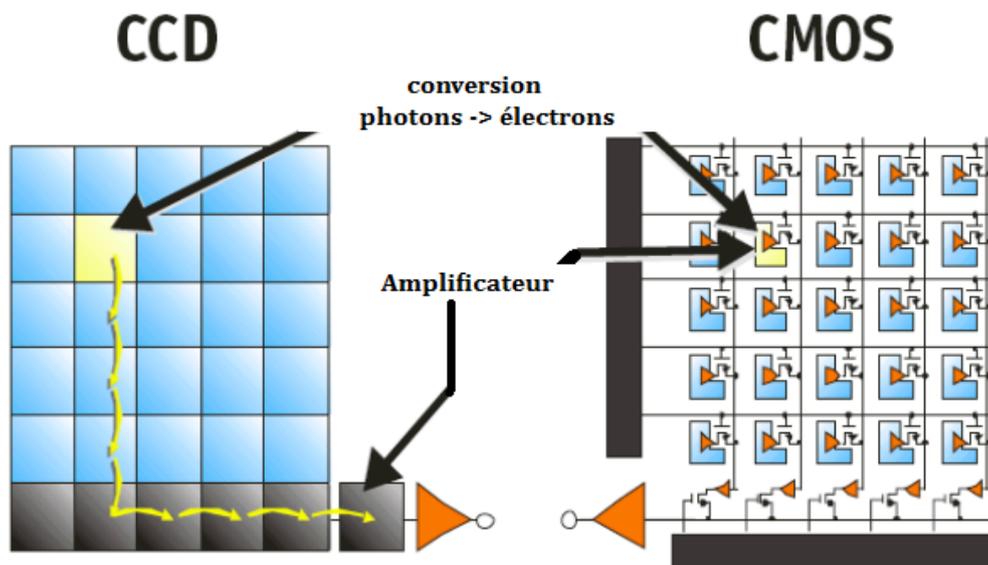
En apparence, les capteurs CMOS (Complementary Metal-Oxide Silicon) ressemblent beaucoup aux capteurs CCD. Ils sont moins chers que les capteurs CCD, car ils sont réalisés sur des chaînes de production semblables à celles utilisées pour fabriquer des puces peu coûteuses (technologies des microprocesseurs et des mémoires) [56]. Ils profitent ainsi des progrès réguliers de la technologie. Ce procédé permet d'intégrer une électronique mixte de séquençage et de traitement (numérisation) sur la même puce que le capteur lui-même.



**Figure 9** : Constitution d'un capteur CMOS

(<http://www.carestream.com/>)

Ces capteurs ne requièrent donc pas de transfert de charge, ce qui accroît leur fiabilité et leur durée de vie.



**Figure 10** : Comparaison des capteurs CCD et CMOS/APS  
 ([http://www.semio-radio-dentaire.be/Dias semio pdf/Radiologie%20DG%20ULB%20DIGITAL%202008.pdf](http://www.semio-radio-dentaire.be/Dias%20semio%20pdf/Radiologie%20DG%20ULB%20DIGITAL%202008.pdf))

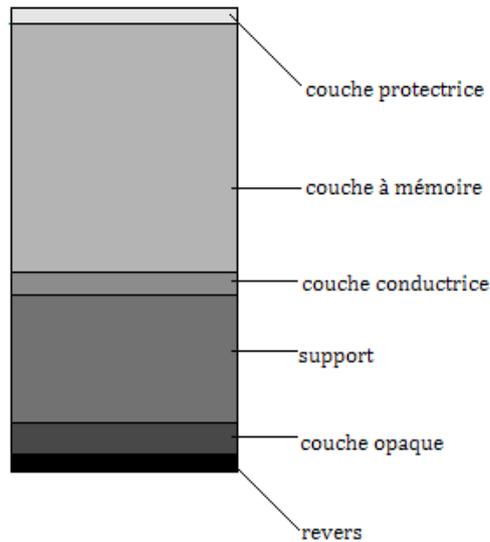
Le capteur CMOS-APS (Active Pixel Sensor), c'est-à-dire à pixels actifs, est le dernier système qui a été développé dans l'imagerie numérique directe. Il est constitué d'un circuit intégré comprenant un tableau de capteurs de pixel, chaque pixel contenant un photodétecteur et un amplificateur actif. L'amplification est ainsi réalisée au niveau de chaque pixel, et non à la suite de l'addition des lignes et colonnes comme pour les capteurs CCD.

### I-3-1-2 Imagerie numérique indirecte

Les **écrans radioluminescents à mémoire** (ERLM) sont des écrans souples qui nécessitent un traitement supplémentaire. L'image est capturée sur une plaque au Phosphore, en données analogiques, et est convertie en format numérique lorsque la plaque est traitée.

#### I-3-1-2-1 Fonctionnement [19, 27, 48, 55, 58]

L'ERLM est constitué d'une couche protectrice recouvrant une couche active de particules photoluminescentes mélangées dans un liant, qui est ensuite déposée sur un support opaque de polyéthylène. Les particules photoluminescentes sont constituées de fluoro-halogénure de baryum dopé légèrement à l'euporium [72].



**Figure 11** : Coupe d'un ERLM (d'après F.A Pasler et coll., 2006).

Ces particules aux propriétés de photoluminescence emmagasinent l'énergie apportée par les rayons X. Les rayons incidents créent une image latente (électrons piégés) qui sera lue par un dispositif laser spécial dans l'unité de lecture. Le laser balaie point par point l'écran et ainsi libère l'énergie photonique accumulée sur la surface du détecteur ; la lumière libérée est guidée vers un tube photomultiplicateur qui transforme cette énergie en signal électrique numérisé et transféré à une matrice de pixels par l'ordinateur. Cinq à quatre-vingt dix secondes plus tard, la visualisation sur le moniteur vidéo est possible. Cela varie en fonction de la résolution demandée et du nombre de capteurs à lire. L'effacement de l'image indispensable à toute nouvelle utilisation est effectué automatiquement par le système de lecture. Une source halogène puissante va permettre aux états atomiques excités de reprendre leur état initial.

Les capteurs numériques indirects, tout comme les films argentiques, peuvent être exposés à une large gamme de tension (de 50 à 90 KV). On peut ainsi optimiser le contraste de l'image (50 KV) ou les niveaux de gris (90 KV) selon la tension choisie.

Les plaques radioluminescentes doivent être placées dans des pochettes de protection pour l'hygiène.

## **I-3-2 Qualité de l'image des capteurs numériques**

Ce sont les caractéristiques du capteur qui conditionnent la qualité de l'image résultante [19,56].

### **I-3-2-1 Luminosité**

C'est l'équivalent de la densité optique pour le système numérique.

### **I-3-2-2 Résolution spatiale**

La résolution spatiale représente le degré de détails perceptibles. L'image est constituée par un ensemble de points nommés pixels (abréviation de «picture element») qui représente le plus petit élément d'une image numérique. L'ensemble de ces pixels est contenu dans un tableau à deux dimensions nommé matrice ou surface active. Cette matrice s'exprime sous la forme : (nombre de pixels en largeur) x (nombre de pixels en longueur).

La résolution spatiale est aussi liée à la notion de fréquence spatiale qui s'exprime en nombre de paires de lignes par mm (pl/mm). Par conséquent, plus la résolution est grande, plus l'image est détaillée. Le nombre de paires de lignes représente le nombre de lignes noires et blanches par millimètre qu'il est possible de discerner. Une résolution élevée correspond à une taille de pixels faible et à un nombre de pl/mm élevé.

### **I-3-2-3 Résolution en contraste**

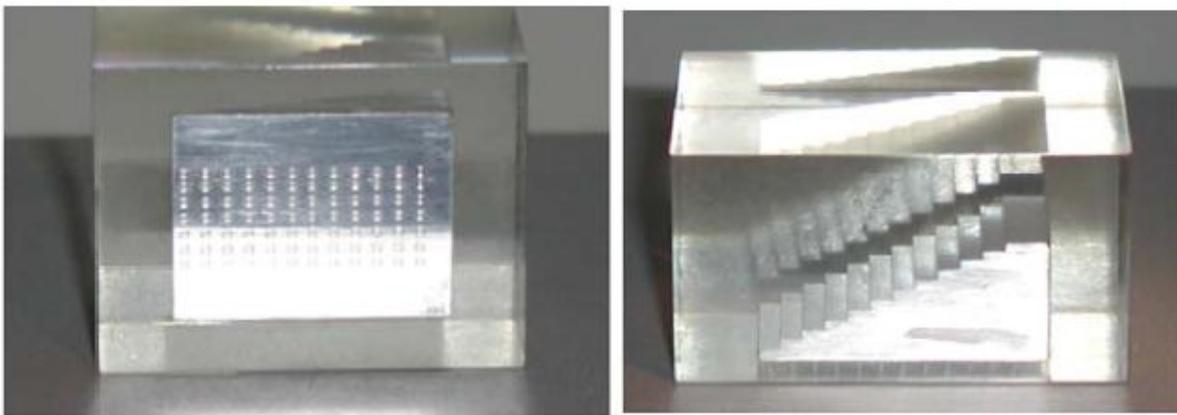
C'est l'aptitude d'un système à différencier différents contrastes. Elle est directement liée à la plage dynamique disponible.

La radiographie intra-orale est la visualisation de petits changements de densité ou masses en utilisant la plus faible dose de rayonnement possible. Elle peut être assimilée à la détection d'objets à faibles contrastes comme des petits trous au sein d'un matériau à densité uniforme équivalent à l'os. La résolution en contraste est donc un paramètre essentiel à évaluer.

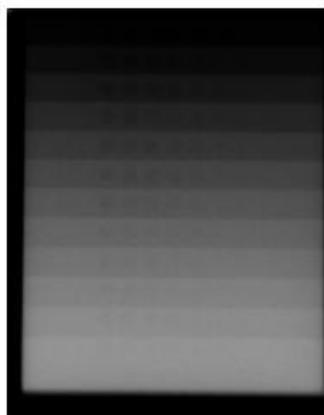
Le contraste d'une radiographie est principalement évalué grâce au test de perceptibilité (PC Test). Développé par Belder et ses collaborateurs, ce test est une méthode rapide pour évaluer les différences de résolution en contraste entre différents systèmes radiographiques [65]. Pour réaliser une étude de ce type, un bloc homogène

d'aluminium, dans lequel des creux de profondeur variable ont été réalisés, est exposé à une gamme d'exposition complète [71]. Le nombre de « trous » perceptibles par les observateurs sont alors tracés comme une fonction de  $\log E$  où  $E$  représente la dose d'entrée (mGy). L'aire totale sous la courbe représente alors le contenu maximum des informations de contraste du système [77].

Les études plus récentes utilisent un autre « objet test » dans l'optique d'évaluer les résolutions en contraste : un fantôme de plexiglas contenant un « step-wedge », c'est-à-dire un escalier en aluminium ou en plexiglas dont les 12 marches sont toutes perforées de 7 trous de profondeur variable qui est exposé sur une gamme d'exposition complète. Pour chaque image, la valeur moyenne du nombre de trous perçus pour chaque marche par les observateurs est calculée et la somme totale des moyennes sur toutes les marches est déduite.



**Figure 12** : Step-wedge (à gauche une photographie du dessus, à droite de face) (d'après E. Katsoni et coll., 2011).



**Figure 13** : Radiographie obtenu avec le stepwedge (d'après E. Katsoni et coll., 2011).

#### **I-3-2-4 Plage dynamique**

La plage dynamique correspond aux valeurs numériques possibles de chaque pixel, ce qui correspond visuellement aux nombres de niveaux de gris qui peuvent être représentés. Cette gamme de gris est déterminée par la capacité de mémorisation ou de numérisation du capteur [23]. En odontologie, la plupart des capteurs ont une capacité de mémorisation de 8 bits. Chaque pixel possède donc 256 niveaux de gris ( $2^8$ ). Le noir a une valeur de 0 ; le blanc 255. Le nombre de niveau de gris différenciables par l'œil humain est habituellement de 100. Une plage dynamique de 256 niveaux est donc suffisante pour simuler une plage continue de gris [23].

Depuis quelques années, certains fabricants ont développé des capteurs «haute résolution» qui produisent 12 bits de données donnant 1024 niveaux de gris. Certains de ces systèmes présentent la radiographie comme une image de 12 bits. La plupart convertissent l'image en un format de 8 bits sur l'écran [72].

La fréquence des niveaux de gris dans l'image numérique peut être représentée graphiquement sous la forme d'un histogramme. Celui-ci disponible dans tous les logiciels destinés au cabinet dentaire donne, entre autre, pour information si l'échelle de gris disponible est utilisée rationnellement pour la formation de l'image. On retrouve, par convention :

- en ordonnée : le nombre de pixels,
- en abscisse : le niveau d'intensité, allant du plus foncé (à gauche) au plus clair (à droite), il y aura donc 256 valeurs en abscisse.

Ces histogrammes nous renseignent sur le contraste et la luminosité de l'image : ils sont des compléments précieux de l'analyse et du traitement de l'image.

#### **I-3-2-5 Rapport Signal / Bruit (SNR : Signal Noise to Ratio)**

Le « bruit » est un signal parasite, dû au fonctionnement du capteur, se manifestant sous la forme d'une granulation de tâches fines et nettes, masquant les détails les plus fins de l'image radiographique. Le rapport Signal/Bruit peut être défini comme le rapport entre la puissance du signal (tension, courant ou charge) directement relié à l'information diagnostique et celle ne contenant pas d'information utile [69]. Il est déterminé par le rapport entre le niveau de gris associé au changement de masse (signal) et la variation de fond (bruit de fond). Pour les capteurs numériques, ce rapport

SNR est un paramètre important. L'affichage à l'écran des images, à des tailles nettement supérieures à celles du film, rend en effet le bruit encore plus visible.

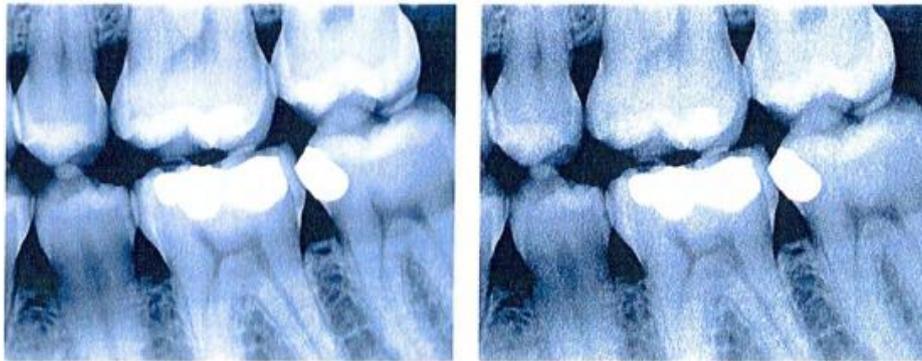
Le rapport SNR est ainsi défini par une formule d'après Dainty et Shaw, et le résultat est donné en décibels :

$$\cdot \text{SNR} = 20 \log (\text{signal}/\text{bruit})$$

ou

$$\cdot \text{SNR} = 20 \log (\text{niveau de gris moyen}) / \text{écart type}.$$

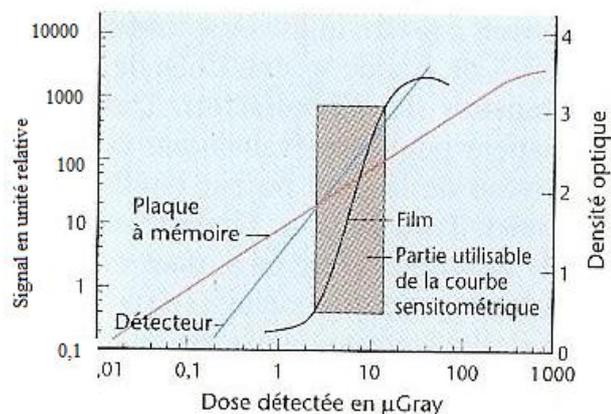
Plus ce rapport sera élevé, meilleure sera l'information contenue dans l'image, et moins le système sera bruité. Pour exemple, une image sous exposée aura un SNR bas.



**Figure 14** : Mise en évidence du bruit sur une image numérique : sur l'image de droite, le bruit se traduit par la présence de petites tâches réparties de manière aléatoire (d'après M.Pignon, 2003)

### I-3-2-6 Courbes sensitométriques

Seule la partie linéaire de la courbe sensitométrique est exploitable en imagerie radiologique. Les systèmes d'imagerie numérique ayant un tracé linéaire, leur champ d'exposition est significativement plus grand que pour les films.



**Figure 15** : Courbes sensitométriques des méthodes argentiques et numériques (d'après F.A Pasler, 2006)

## **I-4 Doses d'exposition**

En radiologie, l'objectif est d'utiliser les rayons X à des fins diagnostiques. Au cabinet dentaire, ils ne présentent pas, dans des conditions normales d'utilisation, de risques réels mais présentent des risques potentiels. Bien que les doses employées soient très faibles, on ne peut exclure totalement la possibilité qu'elles provoquent des modifications biologiques. Le risque délétère ne doit donc pas être ignoré.

Avant de pouvoir comparer les données scientifiques concernant les doses d'expositions engendrées par l'utilisation des systèmes radiographiques actuels, quelques rappels concernant les effets biologiques des rayonnements ionisants, ainsi que sur l'exposition humaine s'avèrent essentiels. Nous aborderons ensuite les principes fondamentaux de la radioprotection et de la législation la concernant.

### **I-4-1 Effets biologiques des rayonnements ionisants**

Les rayons X sont des rayonnements ionisants d'origine artificielle qui ont la particularité d'avoir une énergie suffisante pour pouvoir arracher un électron à l'un des atomes d'une structure moléculaire.

Par transfert d'énergie, ils ont donc une action sur la matière et sont susceptibles d'avoir des effets biologiques sur les cellules vivantes.

Deux sortes d'effets sont observés [6, 28, 38] :

- **les effets déterministes** (ou obligatoires) à fortes doses :

Ils sont caractérisés par une « dose-seuil » au dessus de laquelle les effets sont obligatoires. La dose seuil varie avec l'effet biologique et le volume du tissu irradié. La gravité des effets augmente avec la dose et diffère selon que l'irradiation est globale ou partielle. En fonction de la dose et selon l'organe touché, le délai d'apparition des symptômes varie de quelques heures (nausées, radiodermite) à plusieurs mois et est d'autant plus rapide que la dose est importante (fatigue, vomissement, aplasie médullaire, déficit cellulaire, mort). Des effets secondaires peuvent même être observés des années après une irradiation (fibroses, cataracte). En dehors de circonstances

exceptionnelles (dysfonctionnement), le seuil d'effet déterministe en radiodiagnostic odontologique ne peut être atteint.

- **effets stochastiques** (ou probabilistiques) à faibles doses :

Il existe des risques de cancers et de mutations génétiques sans « dose-seuil ». Les effets aléatoires (ou stochastiques), associés à la transformation des cellules plus qu'à leur destruction, sont fondamentalement différents des précédents. Ici, c'est la probabilité d'apparition de l'effet qui augmente avec la dose. Le risque est « probabilistique » pour l'ensemble de la population. Son appréciation est statistique, et d'autant plus difficile à mettre en évidence que la dose est faible et que s'ajoutent d'autres facteurs de risques (alcool, tabac, habitudes alimentaires...). Les effets à faibles doses ne sont pas directement mesurables. Les risques sont estimés en transposant les données issues des effets à fortes doses selon une relation linéaire qui, si elle est vérifiée entre l'exposition aux rayonnements ionisants et l'excès de cancers aux fortes doses, n'a pas été démontrée pour les faibles doses. Cette relation empirique qui dicte les recommandations européennes et qui influence la législation nationale est vivement combattue par les Académies des Sciences et de Médecine (rapport conjoint du 11 mars 2005). Cette dernière indique que l'utilisation de la RLSS (relation linéaire sans seuil) est susceptible d'entraîner une forte surestimation des risques de faibles doses (<100mSv) et surtout de très faibles doses (<10mSv). L'usage d'une relation empirique qui n'est validée que pour des doses supérieures à 200 mSv pourrait, en surévaluant les risques, faire renoncer à des examens susceptibles d'apporter au malade des informations utiles. Mais les instances internationales prônent ce modèle pour ne pas sous-estimer le risque.

Pour ce qui est des « effets héréditaires qui résulteraient de la modification du patrimoine génétique des gamètes, aucune augmentation statistiquement significative n'a été mise en évidence à ce jour chez l'homme. » [38]. Les incertitudes sur ce jugement sont reconnues. En théorie, l'irradiation des gonades -ovaires ou testicules- même à faible dose peut aboutir à des mutations chromosomiques ou ponctuelles (gènes).

Le tableau suivant résume les limites annuelles réglementaires :

**Tableau 1** : Recommandations concernant les limites d'exposition annuelle [8,38]

<b>Limites travailleurs</b>	<b>Réglementation française</b>
Basées sur les effets stochastiques	20 mSv/an (dose efficace)
Basées sur les effets déterministes	150 mSv/an au cristallin 500 mSv/an à la peau, aux mains et aux pieds (dose équivalente)
<b>Limites public</b>	<b>Réglementation française</b>
Basées sur les effets stochastiques	1 mSv/an (dose efficace)
Basées sur les effets déterministes	15 mSv/an au cristallin (dose équivalente) 50 mSv/an à la peau, aux mains et aux pieds (dose équivalente)

Afin de quantifier le risque d'apparition de tels effets, il est nécessaire de comprendre les unités dosimétriques utilisées en radiologie diagnostique : [28,34]

- **Dose absorbée :**

C'est la valeur moyenne de l'énergie des rayons X absorbée, divisée par la masse de tissu radioexposé. Elle s'exprime en joule par kilogramme ( $J.kg^{-1}$ ) appelé gray (Gy). Elle permet de quantifier les effets déterministes (pour la peau, brûlures...) en radiothérapie par exemple. Quand le milieu considéré est l'air on parle de dose absorbée dans l'air,  $D_A$ .

- **Dose à l'entrée( $D_E$ ) du patient :**

C'est la dose absorbée dans l'air au point d'intersection de l'axe du faisceau de rayons X avec la surface cutanée d'entrée, rayonnement diffusé inclus. Elle est exprimée en général en milligrays (mGy)

- **Dose équivalente (à un tissu ou à un organe) :**

Elle prend en compte, pour une même dose absorbée, l'effet biologique d'une irradiation, différent selon la nature du rayonnement. Elle est égale à la dose moyenne absorbée par un organe ou un tissu que multiplie un facteur de pondération caractérisant le type et l'énergie du rayonnement. La dose équivalente s'exprime en sievert (Sv) ou en sous-multiple du sievert (mSv,  $\mu$ Sv). Pour les rayons X, le facteur de pondération est égale à 1, la dose équivalente dans ce cas est donc égale numériquement à la dose absorbée par un organe ou un tissu.

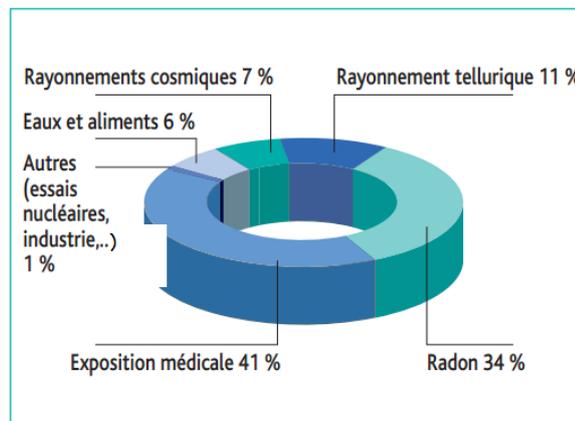
- **Dose efficace E**

C'est un indicateur des risques d'effets stochastiques. La dose efficace permet de traduire une exposition globale du corps entier. C'est la somme des doses équivalentes

aux organes (en mSv) pondérées par un coefficient proportionnel à la sensibilité des tissus. Elle s'exprime aussi en Sv (ou mSv ou  $\mu$ Sv).

## I-4-2 Exposition Moyenne de l'Homme

En France, en moyenne chaque individu reçoit 3,5 mSv par an de rayonnements naturel et artificiel, répartis comme suit :



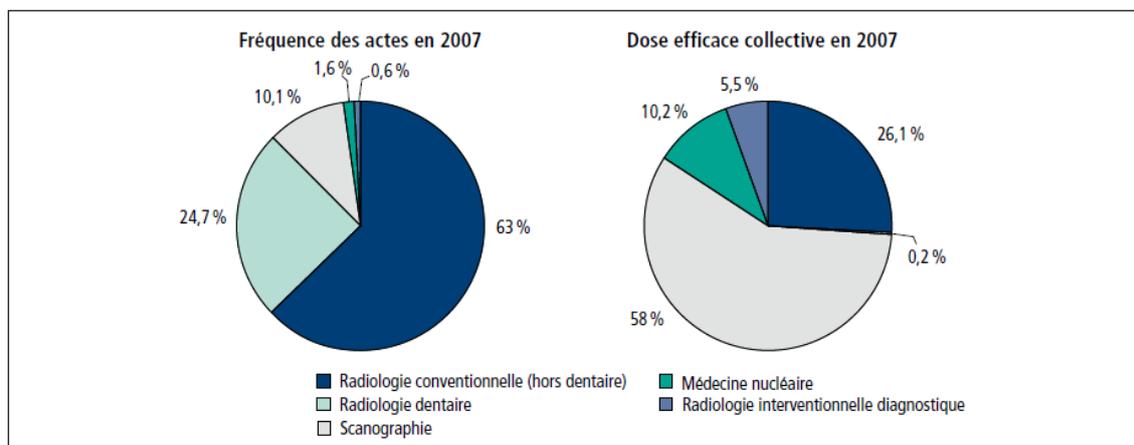
**Figure 16** : Répartition des sources d'exposition naturelles et artificielles

(<http://www.irsn.fr/>)

Soit : - 2,4 mSv par an de rayonnements d'origine naturelle (58% de la dose totale)

- 1,1 mSv d'origine artificielle (42% de la dose totale), essentiellement d'origine médicale.

Une enquête récente de l'IRSN évalue que 74 623 000 actes médicaux utilisant les radiations ionisantes ont été pratiqués en 2007, répartis de la façon suivante :



**Figure 17** : Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2007

(<http://www.irsn.fr/>)

Ainsi, la radiologie dentaire représente 24,7% des actes effectués pour 0,2% de la dose efficace collective. Ceci souligne donc que la dose d'exposition engendrée par le radiodiagnostic dentaire est très faible. Le *Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie* donne pour dose efficace pour un cliché rétroalvéolaire une valeur de 0,4 à 1,6 mGy et de 0,2 à 2,1 mGy pour un cliché panoramique [6,34].

### **I-4-3 Radioprotection et législation**

La radioprotection a été définie par la directive 97/43 [8] et 96/29 EURATOM du 13 juin 1997 relative à la protection sanitaire des personnes (patients et personnel) contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales, ainsi que par le décret n°2003-296 du 31 mars 2003. La radioprotection des patients est une obligation légale depuis l'ordonnance 2001-270 du 28 mars 2001.

Ces dispositions imposent aux chirurgiens-dentistes [27] :

- une formation initiale puis continue à la protection des personnes exposées à des fins médicales (remise à niveau tous les 10 ans),
- une obligation de maintenance des différents éléments constituant la chaîne radiogène,
- une obligation de contrôle de qualité interne et externe des dispositifs médicaux de cette même chaîne,
- l'application de deux principes fondamentaux : justification et optimisation.

#### **I-4-3-1 le principe de justification des indications: [6, 27, 28, 34]**

D'après l'article R43-51 du décret du 24 Mars 2003 : « ...toute exposition d'une personne à des rayonnements ionisants, dans un but diagnostique, thérapeutique, de médecine du travail ou de dépistage, doit faire l'objet d'une analyse préalable permettant de s'assurer que cette exposition présente un avantage médical direct suffisant au regard du risque qu'elle peut présenter et qu'aucune autre technique d'efficacité comparable comportant de moindres risques ou dépourvue d'un tel risque n'est disponible. »

L'**indication** clinique doit être argumentée, et le choix de la technique d'imagerie doit être approprié.

L'utilisation des examens radiologiques doit être ainsi **raisonnée** et basée sur des référentiels de bonnes pratiques (recommandations basées sur une analyse de la littérature scientifique).

#### **I-4-3-2 le principe d'optimisation des procédures d'examens d'imagerie: [6, 28, 34]**

« L'exposition des personnes aux rayonnements ionisants (...) doit être maintenue au niveau le plus faible qu'il est possible raisonnablement d'atteindre (...) » (article L. 1333-1).

C'est la transcription en droit français du principe **ALARA** (**As Low As Reasonably Achievable** radiation exposure). L'information diagnostique recherchée doit être obtenue au moindre coût radique. Le chirurgien-dentiste est donc dans l'obligation de rechercher et d'appliquer tous les moyens susceptibles de réduire l'exposition et donc de choisir la technique la moins irradiante possible. Nous étudierons par la suite les doses d'exposition engendrées par l'utilisation de capteurs argentiques, numériques directes et indirectes.

---

# II- ANALYSE CRITIQUE DE LA LITTÉRATURE

---

## II-1 Sélection d'articles :

La comparaison des systèmes radiographiques s'effectuera par une analyse critique de la littérature scientifique internationale.

Elle se basera sur l'analyse de différents critères comme :

- les doses d'expositions liées à leur utilisation
- la qualité de l'image engendrée par ces systèmes
- leur efficacité diagnostique en Odontologie Conservatrice : le diagnostic carieux

La stratégie de recherche documentaire a nécessité l'interrogation systématique de plusieurs banques de données (PUBMED, Science Direct, Wiley , SpringerLink...) ainsi que l'examen de la littérature grise (par la consultation d'internet principalement).

Les articles ont été sélectionnés en fonction de leur capacité à répondre à la question posée par les auteurs de l'étude. Rédigés principalement en anglais, ils sont principalement tirés des revues suivantes :

- International Endodontics Journal (Impact Factor (IC) : 2,150)
- Journal of Dentistry (IC : 1,995)
- Clinical Oral Investigation (IC : 1,956)
- The Journal of the American Dental Association (IC: 1,698)
- Caries research (IC: 1,636)
- Oral surgery, Oral Medicine, Oral Pathology (IC : 1,592)
- Dento-maxillo facial radiology (IC : 0,899)
- Radiation Protection Dosimetry (IC : 0,822)
- Oral Radiology (IC : 0,267)

Les niveaux de preuve des études ont été définis grâce au guide d'analyse de la littérature publié par l'HAS. Elle a défini 3 grades de recommandations qui sont directement liés au niveau de preuve scientifique des articles [33] :

**Tableau 2** : Grade de recommandation des articles scientifiques [33]

NIVEAU DE PREUVE SCIENTIFIQUE FOURNI PAR LA LITTERATURE	GRADE DES RECOMMANDATIONS
<b>Niveau 1</b> - Essais comparatifs randomisés de forte puissance - Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés - Analyse de décision basée sur des études bien menées	<b>A</b>  <b>Preuve scientifique établie</b>
<b>Niveau 2</b> - Essais comparatifs randomisés de faible puissance - Études comparatives non randomisées bien menées - Études de cohorte	<b>B</b>  <b>Présomption scientifique</b>
<b>Niveau 3</b> - Études cas-témoin <b>Niveau 4</b> - Études comparatives comportant des biais importants - Études rétrospectives - Séries de cas - Études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale)	<b>C</b>  <b>Faible niveau de preuve scientifique</b>

Ainsi, le niveau de preuve d'un article s'évalue sur différents critères comme la pertinence du protocole pour répondre à la question donnée, la taille de l'échantillon, le bien-fondé de l'étude statistique, l'absence de biais majeurs ...

Certains articles ont été écartés en raison d'une trop grande ancienneté, d'échantillons insuffisants, de manque de rigueur du protocole ou de la présence trop importante de biais.

29 articles ont été sélectionnés :

- 23 de niveau de preuve C,
- 6 de niveau de preuve 2/B.

## **II-2 Comparaisons des doses d'exposition engendrées par l'utilisation des capteurs numériques directs, indirects et des films argentiques.**

La réduction des doses d'exposition obtenue avec la radiologie numérique, comparativement à la radiologie argentique, a été avancée comme argument commercial par les fabricants depuis l'introduction de l'imagerie numérique dans les années 1980. Aujourd'hui, avec le progrès réalisé par l'imagerie argentique, des incertitudes concernant l'importance de cette réduction persistent. Des études ont donc été réalisées afin de lever le doute sur ce phénomène. Il s'agit donc de déterminer la dose d'exposition engendrée par l'utilisation respective des écrans radio luminescents à mémoire (ERLM), des capteurs solides (CCD ou CMOS) et des films argentiques. 9 articles sont étudiés. Les articles traitant ce sujet se basent soit sur les temps d'exposition, soit sur la dose d'exposition proprement dite. Nous traiterons donc ces deux éléments dans deux tableaux distincts.

**Tableau 3 :** Comparaison du **temps** d'exposition de systèmes d'image numérique intra-oraux comparés aux films argentiques<sup>1</sup>

Ref	Protocole	Commentaires / Niveau de preuve	TEMPS d'exposition			Résultats
			Films	CCD / CMOS	ERLM	
Bhaskaran et coll. 2005 [14]	<p>- <i>In vitro</i>. - Dents sur mâchoire. - 5 observ. - <b>Expo :</b> 60kV /6mA /0,01 à 2sec <b>DSI</b> (Distance Source Image) : 30cm. - <b>Filtre Al. :</b> ? -<b>Simulation tissu mou :</b> 5mm de matériaux à empreinte.</p> <p><b>Mesure :</b> <b>(1) :</b> Temps d'exposition pour obtenir une image de <b>qualité maximum</b>. <b>(2) :</b> Temps d'exposition minimum pour obtenir une image de <b>qualité acceptable</b>.</p>	<p>-Radiographies sur mâchoires. - vérification préalable de la linéarité de l'irradiation du tube radiogène avec le temps. -utilisation de systèmes de Rinn -clichés numérotés de manière aléatoire. -Tests statistiques adéquats.</p> <p><b>Biais :</b> -pas d'utilisation des logiciels de traitement de l'image pour les capteurs numériques. -test d'intra-variabilité ?</p> <p><b>- NIVEAU 2/B</b></p>	(1) <i>Insight (F)</i>  <b>100%</b> (0,4s)	(1) <i>Visualix USB</i>  <b>80%</b> (0,32s)	(1) <i>Digora FMX</i>  <b>30%</b> (0,12s)	<p><b>-L'ERLM obtient une qualité d'image « maximum » et « acceptable » pour une exposition significativement plus faible que les autres.</b></p>
			(2) <i>Insight (F)</i>  <b>100%</b> (0,16s)	(2) <i>Visualix USB</i>  <b>50%</b> (0,08s)	(2) <i>Digora FMX</i>  <b>31,2%</b> (0,05s)	

<sup>1</sup> Le pourcentage des systèmes numériques indique le taux d'exposition nécessaire quand le film argentique requiert 100%.

<p><b>Berkhout et coll. 2004 [11]</b></p>	<p>- <b>In vitro.</b> - Dents sur mâchoires. - 7 observ. - <b>Expo :</b> 60kv /7mA/ 0,01 à 3,20s DSI : 30cm - <b>Filtre Al. :</b> 1,5mm - <b>Collimateur rectangulaire</b> (3,3x4,3 cm) - <b>Simulation tissu mou :</b> 30mm (lucite+eau)</p> <p><b>Mesure :</b> <b>(1) :</b> Temps d'exposition minimum requis pour une qualité diagnostique « <b>juste acceptable</b> »  <b>(2) :</b> Temps d'exposition moyenne requise pour une « <b>qualité diagnostique préférée</b> » pour les tâches diagnostiques</p>	<p>-radiographies sur mâchoires. -nombreux clichés réalisés (530). -nombreux observ. - utilisation de systèmes de Rinn. <b>Biais :</b> -vérification préalable de la linéarité de l'irradiation du tube radiogène avec le temps ? -pas d'utilisation des logiciels de traitement de l'image pour les capteurs numériques. - classement non aléatoire, suivant l'exposition (croissante). -test statistique d'intra-variabilité et d'inter-variabilité entre les observateurs ?</p> <p><b>-NIVEAU C</b></p>	<p><b>(1)</b> <i>Ekta-speed Plus (E)</i> <b>100%</b> (0,22s)</p>	<p><b>(1)</b> <i>MPDx</i> <b>68%</b> (0,15s)</p>	<p><b>(1)</b> <i>Den Optix</i> <b>50%</b> (0,11s)</p>	<p>-La qualité d'image « préférée » pour l'ERLM <b>requiert 10 fois plus de radiations</b> que l'image de qualité « acceptable ».</p> <p><b>-Tous les systèmes numériques requièrent significativement moins de radiations que le film pour une qualité diagnostique « acceptable».</b></p> <p>-L'exposition nécessaire au <b>MDPx est significativement plus élevée que pour Sirona.</b></p> <p>-Pas de différence significative entre Sirona et les ERLM pour la qualité « acceptable ».</p>
				<p><b>(1)</b> <i>Sirona</i> <b>27%</b> (0,06s)</p>	<p><b>(1)</b> <i>Digora FMX</i> <b>45%</b> (0,10s)</p>	
			<p><b>(2)</b> <i>Ekta-speed plus (E)</i> <b>100%</b> (0,5s)</p>	<p><b>(2)</b> <i>MPDx</i> <b>60%</b> (0,3s)</p>	<p><b>(2)</b> <i>Den Optix</i> <b>220%</b> (1,1s)</p>	
				<p><b>(2)</b> <i>Sirona</i> <b>20%</b> (0,1s)</p>	<p><b>(2)</b> <i>Digora</i> <b>240%</b> (1,2s)</p>	

**Tableau 4 :** Comparaison du **taux** d'exposition de systèmes d'image numérique intra-oral comparés aux films argentiques<sup>2</sup>

Ref	Protocole	Commentaires / Niveau de preuve	TAUX d'exposition			Résultats
			Films	CCD/ CMOS	ERLM	
<b>Wakoh et coll. 1994 [71]</b>	<p><i>- In vitro</i></p> <p>-7observ.</p> <p><b>-Expo</b> : 70Kv/8mA/ 0,02 à 10s</p> <p>- <b>DSI</b> : 25cm - <b>Filtre Alu</b> : 2,5mm -<b>Simulation tissu mou</b> : 1,75 cm de plexiglas.</p> <p><b>Mesure :</b> <b>Moyenne des doses à l'entrée</b> requises pour une image de <b>qualité optimale.</b></p>	<p>- protocole bien défini. - reproductibilité. - 26 images par système, classées aléatoirement. - tests statistiques adéquats.</p> <p><b>NIVEAU 2/B</b></p>	<p><i>D-speed</i></p> <p><b>162-172%</b></p> <p>(2,47-3,79 mGy)</p> <p><i>E-speed</i></p> <p><b>100%</b></p> <p>(1,43-2,34 mGy)</p>	<p><i>RVG S</i></p> <p><b>44%</b></p> <p>(0,63-1,03 mGy)</p>	<p><b>-La plage dynamique du RVG-S est moins large que celle du film</b> (8,6 fois moins large). Cela résulte du fait que le CCD est plus sensible aux radiations, et est donc saturé à une dose plus faible que le film (blooming).</p> <p><b>-Le capteur CCD nécessite significativement moins de radiation que les films</b> pour obtenir une image de qualité optimale.</p>	

<sup>2</sup> Le pourcentage des systèmes numériques indique le taux d'exposition nécessaire quand le film requiert 100%

<p><b>Farman and Farman 2005 [24]</b></p>	<p><b>- In vitro</b></p> <p>- <b>Expo :</b> 70kV /8Ma</p> <p>- 4 observ.</p> <p>-18 capteurs étudiés (11CCD, 4CMOS, 2ERLM, 1 film Insight)</p> <p>-<b>DSI :</b> 25cm - <b>Filtre Al :</b> 2,5 mm -<b>Simulation tissu mou :</b> 17 mm de plexiglas.</p> <p><b>Mesure :</b> - <b>Moyenne des doses à l'entrée</b> nécessaires pour une image <b>diagnostique acceptable</b> (= dose minimum ou la jonction émail dentine est visible).</p>	<p><b>Biais :</b> -critère de « qualité acceptable » trop aléatoire. -tests statistiques ? -matériel de mesure ?</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><i>Insight film</i></p> <p><b>100%</b> <i>(427 μGy)</i></p>	<p><i>CDR, Visiodent, Sidedexis, RVG 6000...</i></p> <p><b>43,1%</b> <i>(184,1 μGy)</i></p>	<p><i>Den Optix, Scan X</i></p> <p><b>103,5%</b> <i>(442 μGy)</i></p>	<p>-les conditions expérimentales ne permettent pas de déterminer le seuil de détection de la plupart des capteurs CCD (Min. détectable 128μGy).</p> <p><b>- Les capteurs CCD nécessite significativement moins de radiation que les films et que les capteurs ERLM.</b></p>
<p><b>Lambreht et coll. 2004 [43]</b></p>	<p><b>- In vitro</b></p> <p>- Bilan rétro-alvéolaire sur fantôme (« rando-Phantom »)</p> <p>- <b>Expo :</b> 65 kv/ 7,5 mA / 0,06s(Digora), 0,12s (Film)</p> <p>- <b>DSI :</b> 20cm - <b>Filtre Al :</b> 1,8mm</p> <p><b>Mesure :</b> -<b>Dose efficace</b> pour un bilan rétro-alvéolaire.</p>	<p><b>Biais :</b> -ne prends en compte qu'un temps d'exposition donné, différent pour les 2 systèmes, et sans lien avec la qualité de l'image obtenue.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><i>0, 12s</i></p> <p><i>Ektaspeed Plus (full mouth -14 radio)</i></p> <p><b>100%</b> <i>(78 μSv)</i></p>		<p><i>0,06s</i></p> <p><i>Digora II fmx (full mouth -14 radio)</i></p> <p><b>52%</b> <i>(41 μSv)</i></p>	<p>- En comparaison avec la technique argentique, <b>l'imagerie intra-orale numérique fonctionne avec une réduction de la dose efficace de 48%.</b></p> <p>- La dose efficace pour le bilan rétro-alvéolaire numérique est inférieure à celle de l'orthopantomogramme numérique (moins 10%).</p>

<p><b>Ludlow, et coll. 2001 [46]</b></p>	<p>- <i>In vitro</i></p> <p>- utilisation d'un pénétromètre</p> <p>- 2 observ.</p> <p>- <b>Expo :</b> 70Kv/8mA /0,01 à 3,2 s</p> <p>- <b>DSI :</b> 35cm / 66cm - <b>Filtre Al :</b> 2mm</p> <p><b>Mesure :</b> -Exposition « <b>minimum acceptable</b> ».</p>	<p><b>Biais :</b></p> <p>-seulement 2 observateurs .</p> <p>-pas de test statistique de variabilité inter-individuelle entre les observateurs.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><i>Ekta-speed Plus</i></p> <p><b>100%</b> (135,7 <math>\mu</math>Gy)</p>	<p><i>RVG UI</i></p> <p><b>11%</b> (14,7 <math>\mu</math>Gy)</p>	<p>-Le système numérique requiert environ 10% de la dose d'exposition nécessaire au film.</p>
<p><b>Ludlow et coll. 2001 [47]</b></p>	<p>- <i>In vitro</i></p> <p>- Utilisation d'un pénétromètre.</p> <p>- <b>Expo :</b> 54 kv/ ?mA/ 0,24 à 213 mR - <b>DSI :</b> 100 cm - <b>Filtre Al :</b> 3,5 mm+3,4 mm</p> <p><b>Mesure :</b> - Exposition suivant les paramètres dictés par la ISO (International Standards Organization).</p>	<p>-Position fixe : reproductibilité.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-Distance Source Image éloignée des réalités cliniques.</p> <p>-paramètres utilisés éloignés des réalités cliniques.</p> <p>-seulement 2 observateurs.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><i>Ekta-speed plus</i></p> <p><b>100%</b></p> <p><i>Ultra-speed film</i></p> <p><b>175%</b></p> <p><i>Insight film</i></p> <p><b>77%</b></p>		<p>- l'utilisation de solutions trop usagées (déplétion du produit) pour le développement entraîne une diminution de la sensibilité des films (ex : Le film Insight, F-speed, passe dans la catégorie E).</p>

<p><b>E Borg et coll. 2000</b></p> <p><b>[16]</b></p>	<p><b>- In vitro</b></p> <p>- Mesure des radiations avec chambre d'ionisation et pénétrromètre.</p> <p><b>-Expo :</b> 60kV /7Ma/ 0,02 à 2s.</p> <p>- <b>DSI</b> : 30cm - <b>Filtre Al</b> : ?</p> <p><b>Mesure :</b> <b>(1) : Dose d'exposition</b> minimum pour laquelle les « <b>structures importantes sont visualisables</b> ». <b>(2) : Dose d'exposition</b> pour laquelle la « <b>visibilité des structures est optimale</b> ».</p>	<p>-contrôle de la continuité du rayonnement incident avec une chambre d'ionisation. -600 clichés.</p> <p><b>Biais :</b> - dose de calibration haute pour Digora (2000ms). -pas de modification possible du contraste et de la luminosité. -pas d'analyse statistique des données.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>		<p><b>(1)</b></p> <p><i>Visualix 1-</i> <b>73%</b> <i>1000μGy</i></p> <p><i>Visualix 2</i> <b>100%</b> <i>1370μGy</i></p> <p><i>CDR (CCD)</i> <b>38%</b> <i>520μGy</i></p> <p><i>CDR (APS)</i> <b>40%</b> <i>550μGy</i></p> <p><b>(2)</b></p> <p><i>Visualix 1-</i> <b>68,7%</b> <i>1100μGy</i></p> <p><i>Visualix 2</i> <b>100%</b> <i>1600μGy</i></p> <p><i>CDR (CCD)</i> <b>56,25%</b> <i>900μGy</i></p> <p><i>CDR (APS)</i> <b>37,5%</b> <i>600μGy</i></p>	<p><b>(1)</b></p> <p><i>Digora</i> <b>14,5%</b> <i>200 μGy</i></p> <p><i>Den Optix</i> <b>43,8%</b> <i>600 μGy</i></p> <p><b>(2)</b></p> <p><i>Digora</i> <b>287,5%</b> <i>4600μ Gy</i></p> <p><i>Den Optix</i> <b>468,7%</b> <i>7500μ Gy</i></p>	<p>-pas de film argentique en référence. Le choix du système sur lequel se base la comparaison s'est porté sur celui ayant la dose d'exposition la plus élevée pour le premier critère <b>(1)</b>. (soit Visualix 2)</p> <p>-Le système <b>Digora produit des images de qualité acceptable (1) avec une exposition plus faible que pour les capteurs CCD.</b></p> <p>-Digora a la plus basse dose-seuil, DenOptix la plus large plage dynamique.</p>
---	--	---	--	--	---	--

<b>Yoshiura et coll. 1999 [77]</b>	<p>- <b>In vitro</b> - utilisation d'un pénétromètre (ou step-wedge) - 7 observ.</p> <p>- <b>Expo :</b> 70Kv / ?mA / ?s</p> <p>- <b>DSI :</b> 5cm</p> <p>- <b>Filtre Al :</b> 2,92 mm (pr tous les systèmes sauf Dexis ) 2,09mm (Dexis)</p> <p><b>Mesure :</b> <b>(1) : Exposition minimum</b> (qui correspond à l'exposition pour laquelle le nombre de trous du fantôme détectés est supérieur à celui détecté au maximum sur le film Ekta-speed).</p> <p><b>(2) : Exposition optimum</b> (qui correspond à la radiographie pour laquelle le nombre de trous du fantôme détectés sur la radio est le plus élevé.</p>	<p>- clichés numérotés de manière aléatoire. - nombreux observateurs.</p> <p><b>Biais :</b> - Utilisation de pénétromètre et non de mâchoires +dents.</p> <p>- méthode de développement des clichés argentiques non précisée.</p> <p>- dose de calibration pour Digora relativement haute (80µC /Kg) d'où une dose d'exposition optimum relevée élevée (sensibilité inférieure).</p> <p>- Pas le même générateur pour le système Dixel.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<b>(1)</b> Ultra-speed (63,8µc/kg) <b>169,2%</b>	<b>(1)</b> CDR <b>26%</b> (9,8µc/kg)	<b>(1)</b> Digora (9,8µc/Kg) <b>26%</b>	<p>- Plage dynamique plus large pour les ERLM que pour les capteurs CCD.</p> <p><i>Exposition minimum :</i> - <b>Les systèmes numériques obtiennent des valeurs inférieures à celle du film.</b></p> <p><i>Exposition optimum :</i> - Tous les systèmes numériques, excepté Digora, ont montré une <b>exposition optimum pour des doses inférieures à celle nécessaire au film.</b> - <b>L'exposition « optimum » du système Digora est obtenu pour des valeurs bien supérieures aux autres systèmes.</b></p>
			<b>(1)</b> Ekta-speed (37,7µc/kg) <b>100%</b>	<b>(1)</b> Dixel (5,3µc /Kg) <b>14%</b>		
			<b>(2)</b> Ultra-speed (63,8µc/kg) <b>169,2%</b>	<b>(2)</b> CDR (9,8µc/kg) <b>26%</b>	<b>(2)</b> Digora (160µC /kg) <b>424,4%</b>	
				<b>(2)</b> Sens-a-Ray (19,8µC /kg) <b>52,5%</b>		
			<b>(2)</b> Ekta-speed plus <b>100%</b> (37,7µC /kg)	<b>(2)</b> Dixel (34,7µC /kg) <b>92%</b>		

Comme le montrent les tableaux précédents, les études mettent en évidence une réduction assez variable des doses d'exposition en fonction des capteurs étudiés et des

conditions d'expérimentations. Comparativement au film de sensibilité E, les capteurs CCD étudiés ci-dessus nécessitent entre **11 et 68%** du taux d'exposition nécessaire à l'impression d'un film argentique pour obtenir une qualité d'image convenable et de **20 à 92%** pour une image de qualité optimale. Leur plage dynamique étant moins large que celle des ERLM, un temps d'exposition approprié devra être sélectionné par l'opérateur.

Concernant les capteurs ERLM, on note qu'ils nécessitent entre **26 et 52%** du taux d'exposition nécessaire à l'impression d'un film argentique (de sensibilité E) pour obtenir une qualité d'image convenable. Les doses atteintes pour obtenir une image de qualité « préférée » ou « optimale » pour les examinateurs sont très supérieures à celles utilisées pour les films de sensibilité E (**220 à 424%**). Ce phénomène est dû à la large gamme d'exposition possible de ces capteurs. Ceux-ci ne subissent pas de phénomène de saturation quand le temps d'exposition est élevé contrairement au capteur CCD. Les praticiens doivent donc être conscients de cette caractéristique afin de sélectionner prudemment le temps d'exposition et d'éviter une surexposition inutile et dangereuse [17].

Les taux d'exposition concernant les films argentiques ont aussi été examinés. On note une réduction de dose allant de **62 à 75 %** avec l'utilisation de capteurs de sensibilité E au lieu de D et de **33%** en utilisant les capteurs de sensibilité F au lieu de E.

**Ces résultats assez disparates ne permettent pas de mettre en évidence de manière significative quel système de capteur, CCD ou ERLM, permet une réduction de dose plus importante par rapport au film conventionnel.** Cependant, en bien que l'importance de réduction de dose soit assez hétérogène, il est incontestable que tous les systèmes numériques nécessitent moins d'irradiation que les films conventionnels de sensibilité E et D pour une image de qualité « convenable ». Les capteurs CCD obtiennent aussi une image de qualité « préférée » ou « optimale » pour une dose d'exposition bien inférieure aux récepteurs argentiques de ce type. La différence de dose d'exposition est, logiquement, moins importante avec les capteurs de sensibilité F. L'étude menée par Farman en 2005 montre d'ailleurs que les ERLM, Den Optix et Scan X, nécessitent la même dose d'exposition que le film Insight. Notons cependant que le niveau de preuve des études est trop faible pour en obtenir des conclusions certaines.

La dose d'exposition engendrée par l'utilisation des capteurs argentiques et numériques ne doit cependant pas se limiter à l'exploration du taux d'exposition par

cliché. Le nombre de clichés effectués en pratique quotidienne doit aussi être évalué afin de mettre en évidence une éventuelle différence entre les trois systèmes. Peu d'études ont été menées sur ce sujet. Cependant, deux raisons permettent de supposer une augmentation du nombre de clichés avec l'utilisation des capteurs directs. **Tout d'abord, la zone active des capteurs CCD ou CMOS est plus petite que la taille d'un film argentique standard ou d'un ERLM. Il est donc logiquement nécessaire de réaliser plus de radiographies pour couvrir la même zone d'intérêt.**

La seconde raison pourrait être due à la facilité pour le praticien de réaliser un nouveau cliché par rapport au système conventionnel qui nécessite plus de temps. Une étude réalisée sous forme de questionnaire auprès de Chirurgiens-dentistes Allemands en 2003 [12,13], montre que **les radiographies prises par les praticiens utilisant les capteurs solides (CCD/CMOS) seraient plus nombreuses d'environ 50% par rapport aux chirurgiens dentistes utilisant le système argentique.** En 1998, Versteeg et coll a aussi montré que les **erreurs de positionnement arrivaient plus fréquemment avec l'utilisation de systèmes numériques directs**, notamment à cause de la rigidité et l'épaisseur du capteur qui rend plus difficile et moins confortable pour le patient le positionnement en bouche. Deux études récentes [51,73] ont obtenu les mêmes conclusions en évaluant l'inconfort provoqué par la réalisation de radiographie intra-orale au niveau des secteurs postérieurs [73], et au niveau des dents de sagesse mandibulaires [51]. Les capteurs CCD et CMOS se sont ainsi montrés plus « inconfortables » que les ERLM et les capteurs ERLM plus que les films argentiques. Les clichés ratés se sont révélés plus nombreux aussi pour les capteurs directs. En 2006, Kitafusa et ses collaborateurs ont mené une étude sur 12 capteurs CCD constitués de zones sensibles allant de 307 à 1200 mm<sup>2</sup>. Leurs résultats démontrent que le « nombre d'exposition aux rayonnements en utilisant un capteur CCD est inversement proportionnel à la taille de la zone sensible du capteur » (de 10 à 28 clichés pour un bilan rétro-alvéolaire) et que quand un capteur CCD de petite taille est utilisé, le nombre de clichés peut être jusqu'à 2,9 fois plus élevé qu'avec un film de taille 2. Notons que les capteurs les plus récents sont ceux dont la taille s'approche le plus des films. Le problème se pose moins pour les capteurs ERLM qui ressemblent plus aux films en termes de taille et d'épaisseur. L'étude de Lambrecht de 2004 montre d'ailleurs que le même nombre de clichés argentiques et ERLM (Digora II fmx) sont nécessaires pour un bilan rétro-alvéolaire.

La réduction de dose engendrée par l'utilisation des capteurs numériques semble donc être moins significative que celle annoncée par les fabricants (surtout pour les capteurs directs). Une utilisation raisonnée au quotidien, en évitant la multiplication des clichés et en respectant les règles vis-à-vis des prises de vue, est indispensable pour optimiser cet avantage.

## **II-3 Comparaison des caractéristiques techniques et de la qualité d'image engendrée par l'utilisation de films argentiques, de capteurs directs et indirects**

Certaines des caractéristiques techniques, présentées précédemment, ont été étudiées afin de comparer les performances physiques des capteurs et films. Yoshiura et ses collaborateurs en 1999, ont d'ailleurs « démontré une haute corrélation entre les propriétés psychophysiques et l'efficacité diagnostique dans le diagnostic des caries proximales ».

Par le biais des différents articles sélectionnés nous allons comparer :

- la taille des matrices,
- leur résolution spatiale,
- leur résolution en contraste,
- le rapport Signal/Bruit,
- la qualité d'image subjective.

### **II-3-1 Taille de la matrice : [7, 23, 24, 68]**

**Tableau 5** : Taille de la matrice des films argentiques

<b>Films argentiques</b>	<b>Taille de la matrice (mm)</b>
Kodak/Agfa/Fuji/Konika	
Taille 0	22x35
Taille 1	24x40
Taille 2	31x41
Taille 3	27x54
Taille 4	57x76

**Tableau 6 :** Taille de la matrice des capteurs CCD

<b>Capteur CCD</b>		<b>Taille de la matrice (mm)</b>
Cygnus Ray MPS	Taille 1	20 x 30
	Taille 2	27.5 x 36
Dexis		25,6 x 32
DSX 730 -Evolution		21,5 x 34
Sigma		26x34
Visualix HDi	Taille 1	20x30
	Taille 2	27x34
Visiodent RSV	Taille 1	20 x 30
	Taille 2	21x34

**Tableau 7 :** Taille de la matrice des capteurs CMOS

<b>Capteur CMOS</b>		<b>Taille de la matrice (mm)</b>
CDR / CDR Wireless	Taille 0	25 x 36
	Taille 1	20 x 30
	Taille 2	25,6 x 36
RVG 6100/6500	Taille 0	17x22
	Taille 1	22x30
	Taille 2	27x36

**Tableau 8 :** Taille de la matrice des ERLM

<b>Capteur ERLM</b>		<b>Taille de la matrice (mm)</b>
Digora	Taille 0	22 x 31
	Taille 1	24x40
	Taille 2	31x41
	Taille 3	27x54
	Taille 4	48x54
Den Optix	Taille 0	22 x 31
	Taille 1	24 x 40
	Taille 2	31x41
	Taille 3	27x54
	Taille 4	57x76
Scan X	Taille 0	22 x 31
	Taille 1	24x40
	Taille 2	31x41
	Taille 3	27x54
	Taille 4	48x54
PSP VITASCAN	Taille 0	20x 30
	Taille 1	20 x 40
	Taille 2	30x 40
	Taille 3	27x 54
	Taille 4	57 x 75

**Les capteurs CCD, disponibles en tailles correspondant aux films 0, 1 et 2, comportent une zone sensible plus petite pour la capture d'image. On ne note pas de différence entre les zones actives des films argentiques et des ERLM.**

## II-3-2 Résolution spatiale

La résolution spatiale dépend de deux critères principaux :

- la taille des pixels (concerne les capteurs numériques seulement),
- la fréquence spatiale : le nombre de lignes par millimètre détectable.

### II-3-2-1 taille des pixels [4, 7, 23, 24, 68]

La taille des pixels varie fortement en fonction des capteurs. Les tailles des pixels des principaux capteurs présents sur le marché sont référencées dans les tableaux ci-dessous :

**Tableau 9 :** Tailles des pixels des capteurs CCD

Capteur CCD	Taille des pixels ( $\mu\text{m}$ )
CygnusRay MPS	22 x 22
Dexis	40 x 40
Dixi 2 v3	19 x 19
Dr Suni Plus	22,5 x 22,5
DSX 730-USB /DSX 730-Evolution	21 x 21
Sigma / Sidexis	39 x 39
RVG-ui	19,5 x 19,5
Visualix HDI	22 x 22
VistaRay	22 x 22
Visiodent RSV	22 x 22
ViperRay	22,5 x 22,5

**Tableau 10 :** Taille des pixels des capteurs CMOS

Capteur CMOS	Taille des pixels ( $\mu\text{m}$ )
CDR APS	40 x 40
CDR /CDR Wireless	48 x 48
RVG 6000/6100	18,5 x 18,5
RVG 5000/UI	18,5 x 18,5

**Tableau 11** : Taille des pixels des ERLM

Détecteur ERLM	Taille des pixels ( $\mu\text{m}$ )
Den Optix -150 dpi	170 x 170
-300 dpi	85 x 85
-600 dpi	42 x 42
Digora FMX -haute	64 x 64
-super	40 x 40
Scan X -standard	50x50
-haute	29,17x 29,17
-très haute	20,83 x 20,83

**La taille des pixels des capteurs CCD et CMOS actuels varie de 18,5 à 40 $\mu\text{m}$ . Ceux des capteurs ERLM varient entre 20 et 170  $\mu\text{m}$ . Plus la taille des pixels est petite, plus la finesse théorique de l'image est grande.**

#### **II-3-2-2 Fréquence spatiale (ou « résolution » pour les films argentiques)**

Les fabricants des capteurs CCD ou CMOS déclarent sur les notices une « résolution théorique » basée sur la dimension des pixels. Cette valeur ne prend pas en compte la perte de résolution due à différents facteurs comme le rayonnement diffusé par le scintillateur [23,24].

Dans l'optique de révéler la résolution réelle de différents capteurs, deux études [24,36] ont été réalisées afin d'évaluer la fréquence spatiale de plusieurs d'entre eux.

**Tableau 12** : Comparaison des fréquences spatiales des capteurs directs, indirects et des films argentiques.

Ref	Protocole	Commentaires / Niveau de preuve	Fréquence spatiale (lp /mm)			Résultats
			Films	CCD/ CMOS	ERLM	
<b>Farman et Farman. 2005 [24]</b>	<p><b>- In vitro</b></p> <p>- mire de résolution (de 1,5 lp/mm à 20 lp/mm)</p> <p>- 4 observ.</p> <p><b>- Expo :</b> 70kV /8mA/ ? s</p> <p>- 18 capteurs étudiés (11CCD, 4CMOS, 2ERLM, 1 film Insight)</p> <p><b>-DSI : 25cm</b></p> <p><b>Mesure :</b> <b>Nombre de lignes par millimètres</b> visibles après radiographie d'une mire de résolution spatiale.</p>	<p>- 26 images par système</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-tests statistiques ?</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p>Insight <b>≥20</b></p>	<p>RVG-ui hr / RVG 6000 <b>≥20</b></p> <p>Dixi2v3 hr <b>16</b></p> <p>RVG 6500 <b>14</b></p> <p>DSX 730 <b>13</b></p> <p>Rvg-ui hs <b>12</b></p> <p>Dexis / Dixi 2v3nr/Si gma / Visualix HDI <b>11</b></p> <p>Sidexis <b>10</b></p> <p>CDR / CDR Wireless/ DSX 730 évol HR <b>9</b></p>	<p>Den Optix 600 dpi Scan <b>11</b></p> <p>Den Optix 300 dpi Scan <b>7</b></p> <p>Den Optix 150 dpi Scan <b>5</b></p> <p>Scan X very High Resol. <b>9</b> horiz./ <b>13</b> vertical</p> <p>Scan X High Resol. <b>8</b> horiz./ <b>10</b> vertical</p>	<p>- Seuls les détecteurs <b>Kodak RVG-ui, RVG 6000 et le film Insight sont capables de montrer 20 lp/mm.</b></p>

				Cygnus Ray MPS/DSX 730 évol LR <b>8</b>	Scan X Standar d Resol. <b>7</b>	
				Viper Ray <b>7</b>		
				Visiodent RSV <b>6</b>		
<b>Huda et coll. 1997 [36]</b>	<p><b>- In vitro</b></p> <p>- test de résolution spatiale (fantôme avec des disques d'épaisseurs variables, de 0,25 à 11,1mm de diamètre)</p> <p>-3 observ.</p> <p><b>- Expo :</b> 70kV/15mA/ 0,6s</p> <p><b>DSI : 40,6cm</b></p> <p><b>Mesure :</b> Nombre de lignes par millimètre visibles.</p>	<p>-Nombres d'images ? -Test statistiques ?</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p>Ekta-speed plus</p> <p><b>≥20</b></p>		<p>Digora</p> <p><b>6,5</b></p>	<p>- La valeur obtenue par le capteur <b>ERLM est significativement inférieure à celle du film.</b></p>

Dans l'étude de Farman de 2005, grâce à une mire de résolution, les observateurs ont déterminé pour chacun d'entre eux le nombre de lignes visibles par millimètre (pl/mm). Les capteurs CCD et CMOS étudiés offrent une fréquence spatiale allant de 8 à 14 pl/mm, la valeur moyenne étant de 11 pl/mm. Certains capteurs comme le Dixi2 v3 (Planmeca) et le RVG-ui ont un mode « haute résolution » qui permet d'obtenir des valeurs supérieures, respectivement 16 et 20 pl/mm. Cependant, ce mode n'est pas

toujours gage d'une résolution supérieure à celle d'un capteur qui n'en dispose pas. Ainsi le capteur DX 730 (Owandy) permet la visualisation de 9 lp/mm avec ce mode. Un autre capteur ne disposant pas de ce mode permet aussi d'obtenir une très bonne résolution : le capteur RVG 6000 (Kodak) avec 20 lp/mm. Concernant les capteurs ERLM (Den optix, Scan X et Digora), leur résolution spatiale est plus faible, variant de 5 (en mode résolution standard) à 13 lp/mm (très haute résolution), la valeur moyenne étant de 8 lp/mm. Pour le film argentique, les observateurs discernent 20 lignes par mm sur celui-ci.

Une autre étude [36] évalue aussi la résolution du film Ektaspeed Plus (Kodak) pour lequel ils ont obtenu la même valeur.

**Les films argentiques permettent donc d'obtenir une meilleure fréquence spatiale que la plupart des capteurs CCD et CMOS. Certains capteurs CCD /CMOS récents obtiennent des résolutions équivalentes aux films. Les capteurs ERLM ont les valeurs les plus basses. Cependant, les faibles niveaux de preuve des études nécessitent de prendre avec prudence ces conclusions.**

La résolution spatiale est fréquemment utilisée par les fabricants pour vanter les mérites de la qualité de l'image d'un système. Une résolution de 10 lp/mm décrit une alternance de lignes noires et blanches de 0,05 mm. A cette résolution, un objet de haut contraste de 0,1mm d'épaisseur sera donc visible par ces mêmes pixels de 0,05 mm de côté. Cependant ce phénomène n'est vrai que pour les objets à fort contraste, comme les amalgames ou les éléments métalliques. La prédiction de caries débutantes, produisant des images de faibles contrastes, ne peut pas s'appuyer sur la seule résolution spatiale [10]. Une bonne résolution en contraste est alors essentielle.

### II-3-3 Résolution en contraste

Le tableau suivant récapitule les protocoles et résultats des études ayant pour critère d'examen la résolution en contraste des différents capteurs.

**Tableau 13** : Comparaison de la résolution en contraste des films argentiques, capteurs directs et indirects.

Réf	Protocole	Commentaires / Niveau de preuve	Résolution en contraste (nombre de trous détectés)			Résultats
			Films	CCD/ CMOS	ERLM	
<b>Katsoni et coll. 2011 [39]</b>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>- step-wedge de 12 marches (7 trous par marches).</p> <p>-3 observ. expérimentés.</p> <p><b>-Expo :</b> Variable, sur une gamme d'exposition complète. De 50 à 70 KV.</p> <p><b>DSI :</b> 35 cm</p> <p><b>Mesure :</b> <b>Nombre de trous maximum</b> détectés sur l'ensemble des marches.</p>	<p>- protocole bien défini.</p> <p>- vérification avec tests sensitométriques de la stabilité du développement des films, tous les 50 films.</p> <p>- 1230 images exploitables.</p> <p>- tests statistiques adéquats.</p> <p>- classement aléatoire des images.</p> <p><b>NIVEAU 2/B</b></p>	Insight  <b>63</b>	RVG 6000  <b>66,7</b>	Vista- scan  <b>61,7</b>	<p>- VistaScan obtient des images de qualité diagnostique (12 marches visibles) sur <b>une plus grande gamme d'exposition, suivi par le capteur CCD, puis par le film.</b></p> <p>- le capteur <b>RVG - 6000 est le plus performant pour toutes les valeurs d'exposition excepté à 70 Kv où le capteur Vistascan le surpasse.</b></p> <p>-Le capteur <b>Vitascan a été plus efficace que le film insight sur tous les potentiels exceptés à 60 et 63 kV.</b></p> <p>- Globalement, le capteur <b>CCD est le plus performant pour cette caractéristique,</b> suivi par le capteur ERLM et le film argentique.</p>

<p><b>Wakoh et coll. 1994 [71]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-Objet-test en aluminium</p> <p>-7observ.</p> <p><b>-Expo :</b> 70Kv/8mA/ 0,02 à 10s</p> <p>- <b>DSI :</b> 25cm</p> <p>- <b>Filtre Alu :</b> 2,5mm</p> <p><b>-Simulation tissu mou :</b> 1,75 cm de plexiglas. -Nombre de trous maximum détectés.</p>	<p>- protocole bien défini.</p> <p>- reproductibilité</p> <p>- 26 images par système, classées aléatoirement.</p> <p>- tests statistiques adéquats.</p> <p><b>NIVEAU 2/B</b></p>	<p>Ekta-speed <b>9</b></p> <p>Ultra-speed <b>9</b></p>	<p>RVG-S <b>9</b></p>		<p><b>-Le nombre maximum de trous détectés par les 3 capteurs ne diffèrent pas significativement.</b></p> <p>-La gamme d'exposition exploitable par le système RVG est plus étroite que pour les films.</p> <p>-Ekta-speed permet la détection des trous à une plus basse dose d'exposition que le film Ultra-speed.</p>
<p><b>Farman et Farman. 2005 [24]</b></p>	<p><b>- In vitro.</b></p> <p>- test de perceptibilité : bloc aluminium.</p> <p>- 4 observ.</p> <p><b>- Expo :</b> 70kV /8mA/ ? s</p> <p><b>-DSI :</b> 25cm</p> <p>-18 capteurs étudiés (11CCD, 4CMOS, 2ERLM, 1 film Insight)</p>	<p>- 26 images par système.</p> <p>-visualisation aléatoire des images.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-tests statistiques ?</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p>Non détaillé</p>	<p>Non détaillé</p>	<p>Non détaillé</p>	<p><b>- 4 capteurs CCD ont permis une détection plus performante des « trous » du step-wedge (CDR, RVG-ui, RVG 6000 RVG5000 et Visualix HDI) ; les seuls à permettre la détection d'un trou d'1mm de profondeur dans un bloc de 7mm d'aluminium.</b></p> <p>- Avec l'utilisation de logiciels de traitement de l'image, AT Scan X et DSX 730 en sont aussi capables.</p> <p><b>- Les autres capteurs CCD et ERLM ont obtenu les mêmes résultats que le film Insight (Kodak).</b></p>

<p><b>Yoshiura et coll. 1999 [77]</b></p>	<p><b>- In vitro</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- utilisation d'un pénétromètre (ou step-wedge) de 12 marches.</li> <li>- 7 observ.</li> </ul> <p><b>- Expo :</b> 70Kv / ?mA / ?s</p> <p>- DSI : 5cm</p> <p><b>Mesure :</b> Nombre de trous le plus élevé détectés.</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- clichés numérotés de manière aléatoire.</li> <li>- nombreux observateurs.</li> <li>- DSI proche des situations cliniques actuelles.</li> </ul> <p><b>Biais :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- méthode de développement des clichés argentiques non précisée.</li> <li>- dose de calibration pour Digora relativement haute (sensibilité inférieure).</li> <li>- Pas le même générateur pour le système Dixel.</li> </ul> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p>Ultra-speed <b>38,4</b></p> <p>Ekta-speed plus <b>35,4</b></p>	<p>CDR <b>42,9</b></p> <p>Dixel <b>45,7</b></p>	<p>Digora <b>39,6</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Les capteurs numériques CCD et ERLM se sont révélés plus performants que les films sur toutes les marches exceptées sur celle d'1 mm d'épaisseur où les films sont plus efficaces.</li> <li>- Cela peut suggérer que la visibilité des zones les plus radio-opaques des images engendrées par les capteurs numériques est moins bonne que celle obtenue avec les films.</li> </ul>
---	---	--	---	---	-------------------------------	---

**Les capteurs CCD et ERLM permettent donc d'obtenir une résolution en contraste souvent supérieure à celle des films argentiques, sinon équivalente. Les faibles niveaux de preuve de ces études nécessitent cependant de relativiser ces conclusions.**

### **II-3-4 Rapport Signal /Bruit (SNR : Signal Noise to Ratios)**

Très peu d'études ont été réalisées sur ce critère.

En 2001, Attaelmanan et ses collaborateurs ont comparé le rapport Signal/Bruit de 6 capteurs différents : 2 CCD (**Visualix 1 et 2**), 2 CMOS (**CDR et CDR-APS**), et 2 ERLM

**(Digora et Den Optix).** Tous les capteurs, excepté le Den Optix, ont produit un faible niveau de bruit qui a augmenté avec la dose accrue de radiation, mais la variation n'a pas excédé 5 niveaux de gris. Aux faibles niveaux d'exposition, le capteur Den Optix produit de très hauts niveaux de bruit qui diminuent ensuite exponentiellement avec l'augmentation de l'irradiation. Pour une exposition supérieure à 2000  $\mu\text{Gy}$  le capteur **Den Optix** produit un niveau de bruit comparable à celui produit par les 5 autres capteurs. Digora a obtenu la plus haute valeur SNR, sa valeur augmentant avec l'exposition. Le capteur CRD-APS, classé deuxième sur ce critère, obtient des valeurs hautes de SNR mais sur une gamme d'exposition plus courte que celle du capteur Digora. Les 4 systèmes restants obtiennent des valeurs inférieures. Rappelons que plus ce rapport sera élevé, meilleure sera l'information contenue dans l'image, et moins le système sera bruité.

En 2005, Doyle et ses collaborateurs ont aussi étudié ce phénomène sur 3 CCD (RVG, Sidexis et Visualix) et un ERLM (DenOptix). Den Optix a obtenu la plus faible valeur SNR suivi par Visualix, Sidexis, et RVG.

**Ces valeurs ne permettent donc pas de mettre en évidence, pour cette caractéristique, la supériorité d'un système (CCD, ERLM ou film) par rapport à un autre.**

### **II-3-5 Qualité subjective de l'image**

Une description purement technique ne permet aucune conclusion certaine sur la contribution d'un procédé diagnostique dans la pratique clinique. L'opinion subjective de praticiens expérimentés permet alors une autre approche pour évaluer la qualité de l'image.

Une étude [16] compare la qualité subjective de l'image engendrée par l'utilisation de 2 capteurs CCD (visualix 1 et 2), 2 capteurs CMOS (CDR et CDR-APS) et de 2 capteurs ERLM (Digora et Den Optix). Les radiographies de 5 sections de mandibules dentées ont été classées par 8 praticiens en 5 catégories :

- 0 : structures importantes non visualisables
- 1 : structures importantes faiblement visualisables
- 2 : structures importantes visualisables

- 3 : structures importantes adéquatement visualisables
- 4 : structures importantes optimalement visualisables

Un score supérieur ou égal à 2 a été considéré comme « diagnostiquement acceptable ». **Les plus hautes valeurs ont été attribuées au système CDR**, qui n'obtient cependant de bons résultats que sur un tps d'exposition court (entre 500 et 1500  $\mu\text{Gy}$ ). Le capteur **Visualix** a produit les moins bonnes images et n'atteint son meilleur score (moyenne : 2,3) qu'avec une exposition supérieure à celle nécessaire au système CDR. Les 2 systèmes ERLM obtiennent des images « diagnostiquement acceptable » pour une **exposition plus faible que les capteurs CCD** et gardent leur score maximum sur une gamme d'exposition très large (jusqu'à 7500  $\mu\text{Gy}$ ) avant détérioration de la qualité de l'image. Le système Digora obtient des images « diagnostiquement acceptables » avec l'exposition la plus faible de tous les capteurs (186 $\mu\text{Gy}$ ).

En 2005, Bhaskaran et ses collaborateurs ont mis en place un protocole équivalent pour comparer le film Insight, le capteur Visualix USB, et le système Digora FMX. Le capteur Digora FMX a obtenu de meilleures valeurs que le système Visualix USB, mais **sans différence significative entre le film et les 2 capteurs numériques**. Le score maximum atteint par le film (=4) est cependant supérieure à celui atteint par les capteurs numériques (=3). Comme dans l'article de Borg et collaborateurs de 2000, le système Digora a obtenu ses plus belles images à une dose d'exposition inférieure à celle nécessaire au système Visualix ainsi qu'au film Insight. Le système CCD utilisé dans cette étude (Visualix USB) obtient de bons scores sur une gamme d'exposition plus large que dans l'étude de Borg. Ceci s'explique certainement par l'amélioration des fonctions de ce système, plus récent.

En 2003, Kitagawa et ses collaborateurs ont réuni un panel de 9 praticiens pour comparer l'image obtenue avec deux systèmes Shick CDR : le CMOS et le CCD. Les observateurs devaient classer comme mauvaise, acceptable ou excellente la visualisation de différentes structures : les caries proximales, les tissus gingivaux, l'os cortical, l'espace canalaire des racines, les apex, l'espace ligamentaire, et la visualisation d'instruments endodontiques. Le CMOS se révéla plus performant pour la visualisation de l'os cortical et des apex, le CCD pour l'espace canalaire des racines. Bien que ces quelques différences significatives aient été notées, la **qualité moyenne des 2 systèmes a été considérée comme équivalente**.

## **II-4 Comparaison de l'efficacité diagnostique en O.C : le diagnostic carieux**

Les lésions carieuses sont usuellement détectées par un examen clinique complété par un examen radiographique. On sait d'ailleurs, depuis de nombreuses années, que l'utilisation de la radiographie intra-orale augmente le taux de lésions détectées [76]. Une récente étude [20], réalisée *in vivo*, a aussi mis en évidence que 25 à 42% de lésions carieuses n'étaient pas détectées par un examen clinique simple. Bien que les radiographies, plus spécialement les radiographies intra-orales, ont un rôle important dans la détection des lésions carieuses, leur limitation doit être prise en compte.

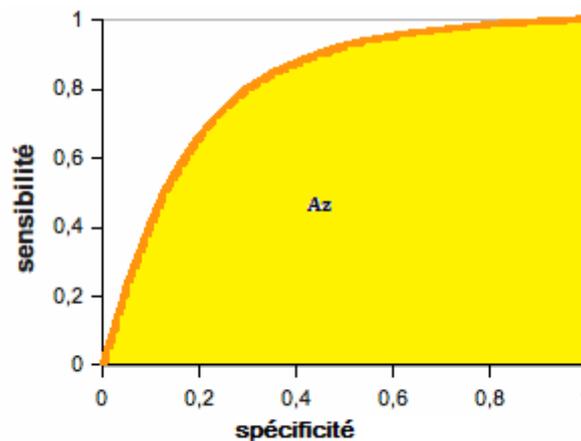
Dans l'optique de mettre en avant s'il existe des différences de performances diagnostiques entre les capteurs directs, indirects et films argentiques, nous étudierons les articles les plus probants publiés sur ce sujet.

### **II-4-1 Sélection des articles**

Une caractérisation simple des procédés diagnostiques peut s'effectuer par l'évaluation de la sensibilité et la spécificité [76]. Pour rappel, sensibilité et spécificité décrivent la capacité du test à diagnostiquer correctement quand la maladie est présente (valeur prédictive positive), et à exclure la maladie quand elle est vraiment absente (valeur prédictive négative). Malheureusement, ces indices seuls ne reflètent qu'imparfaitement la capacité d'un test à distinguer les malades des non malades. Les études utilisant comme seul mode de comparaison ces valeurs ont donc été écartées. Cependant, le calcul des VPP (Valeur Prédictive Positive) et des VPN (Valeur Prédictive Négative), associé aux calculs de la sensibilité et de la spécificité, permettent une évaluation correcte des capacités diagnostiques d'un système.

Le recours à la courbe ROC (Receiver Operating Characteristic) apparaît alors comme un outil de choix pour cette évaluation. Utilisée dans le domaine médical depuis les années 1960, la courbe ROC est une représentation graphique de la relation existante entre la sensibilité et la spécificité d'un test, calculée pour toutes les valeurs seuils

possibles. Elle permet la détermination et la comparaison des performances diagnostiques de plusieurs tests à l'aide de l'évaluation des aires sous la courbe. Cette analyse est considérée comme étant une des méthodes les plus fiables pour évaluer l'efficacité diagnostique d'un système. Graphiquement, on représente souvent la mesure ROC sous la forme d'une courbe qui donne le taux de vrais positifs en fonction du taux de faux positifs pour ce même groupe [53].



**Figure 18** : Exemple de courbe ROC

L'aire sous la courbe (Az) représente, dans notre cas, la capacité diagnostique du système radiographique étudié à détecter les caries : plus la surface est grande, plus les résultats correspondent à la réalité. En cas de conclusion fortuite, la courbe ROC s'établirait en diagonale. Usuellement une valeur Az de 0,5 est comparable à un choix aléatoire, une valeur entre 0,7 et 0,8 est considérée comme acceptable, entre 0,8 et 0,9 comme excellente, et supérieure à 0,9 comme une capacité diagnostique exceptionnelle. Seuls les articles rapportant les études les mieux menées (biais limités), avec un échantillon suffisant, et une analyse des valeurs adaptée (ROC ou VPP/VPN) ont été sélectionnés pour l'étude comparative.

Parmi les études sélectionnées pour la revue de littérature :

- 5 comparent un (des) film(s) argentique(s) et un (des) capteur(s) CCD/CMOS [57, 2, 49, 1, 67],
- 7 comparent un (des) film(s) argentique(s) et un(des) capteur(s) ERLM [78, 40, 37, 35, 50, 70, 58],

- 5 comparent les 3 systèmes [64, 61, 26, 31, 74],
- 1 étude compare les systèmes CCD/CMOS entre eux [32].

## II-4-2 Résultats des articles sélectionnés.

Nous traiterons dans deux tableaux distincts les études appliquant une analyse ROC et les études exposant les sensibilités, spécificités et valeurs prédictives (VPP, VPN).

**Tableau 14** : Comparaison de l'efficacité diagnostique des capteurs directs indirects et argentiques : analyse ROC.

Réf	Protocole	Commentaires / Niveau de preuve	Az (aire sous la courbe ROC)			Résultats
			Films	CCD / CMOS	ERLM	
Hintze et coll.  2002 [35]	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-190 dents extraites, montées dans un bloc de silicone.</p> <p>-365 surfaces proximales (Sp).</p> <p>-159 surfaces occlusales (So).</p> <p>-4 observateurs (2 expérimentés, 2 débutants).</p> <p><b>Exposition :</b></p> <p>-60kV /7Ma</p> <p>- DSI : 32cm.</p>	<p>-validation histologique.</p> <p>-tests statistiques adéquats.</p> <p>-22% de surfaces ayant des lésions débutantes.</p> <p>-large échantillon, grand nombre de surfaces étudiées.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-résultats des tests d'inter et intra variabilité ?</p> <p><b>NIVEAU 2/B</b></p>	<p><b>Ekta-speed plus</b></p> <p><b>0,81 So</b></p> <p><b>0,69 Sp</b></p>		<p><b>Digora blue</b></p> <p><b>0,77 So</b></p> <p><b>0,65 Sp</b></p> <p><b>Digora white</b></p> <p><b>0,76 So</b></p> <p><b>0,68 Sp</b></p> <p><b>Den Optix</b></p> <p><b>0,77So</b></p> <p><b>0,65Sp</b></p> <p><b>Cd-dent</b></p> <p><b>0,76 So</b></p> <p><b>0,64Sp</b></p>	<p>-avec le temps d'exposition le plus court :</p> <p><b>-Pas de différence significative entre les ERLM mais tous sont significativement moins efficaces que le film Ekta plus</b> (sauf le système Digora white, aussi efficace que le film pour les caries proximales).</p>
						<p><b>Digora blue</b></p> <p><b>0,81 So</b></p> <p><b>0,69 Sp</b></p> <p><b>Digora white</b></p> <p><b>0,77 So</b></p> <p><b>0,69 Sp</b></p>

	<p><i>Temps expo :</i>  <i>Film :</i>  0,4s(M)/  0,32s (PM<sup>3</sup>)</p> <p><i>ERLM :</i>  2 expositions :  -10%de celle  du film =0,04s  -25%de celle  du film =0,01s</p>				<b>Den  Optix  0,78 So  0,68 Sp  Cd-  dent  0,78So  0,65 Sp</b>	<b>efficace que tous les autres.</b>  <u>Caries occlusales :</u>  - <b>Digora blue est significativement plus efficace</b> que les autres systèmes numériques, <b>égalant le film.</b> -Le système <b>Digora white est significativement moins efficace que le film.</b> - <b>Pas de différence significative entre les systèmes Digora white, Den Optix, Cd-dent.</b>
<b>Abreu  et coll.  2001  [1]</b>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>- 42 dents extraites replacées dans un bloc acrylique.  -84 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p>-6 Observ. confirmés.</p> <p><b>Exposition :</b>  -70kV, 8mA  -0,32s (film)  -0,08s (CCD, HR) 0,16(LR)  -<b>DSI</b>  : 37,5cm</p>	<p>-validation histologique des lésions carieuses.  -numérotation aléatoire des radios.  -32,5% de surfaces avec lésions amélares.  -nombre d'observateurs suffisant.</p> <p><b>Biais :</b>  -pas de test d'intra-variabilité.  -grossissement de l'image diffère en fonction du mode (RVGui).</p> <p><b>NIVEAU 2/B</b></p>	<b>Ekta-  speed  Plus  0,848</b>	<b>RVGui</b>  <b>HRC<sup>4</sup> :</b> <b>0,838</b>  <b>LRC<sup>5</sup>:</b> <b>0,817</b>  <b>HRP<sup>6</sup>:</b> <b>0,817</b>	<p><b>-Pas de différence significative</b> entre le film et le capteur CCD.</p> <p><b>-pas de différence significative</b> entre les modes du capteur CCD.</p> <p><b>-bonne détection des lésions carieuses.</b></p>	

<sup>3</sup> M : Molaire et PM :Prémolaire . Pour le film, les temps d'exposition sont différents s'ils concernent une molaire (0,4s), ou une prémolaire (0,32s).

<sup>4</sup> HRC : High Resolution Caries (mode haute résolution dédié à la détection des caries)

<sup>5</sup> LRC : Low Resolution Caries (mode basse résolution dédié à la détection de caries)

<sup>6</sup> HRP : High résolution Perio (mode qui améliore la visualisation de l'os alvéolaire)

<p><b>Sogur et coll. 2011 [64]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-53 molaires lactéales, extraites, replacées sur <b>mâchoire</b> humaine sur laquelle la 1<sup>ère</sup> molaire lactéale a été enlevée.</p> <p>-106 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p>-3observ. confirmés.</p> <p><b>Exposition :</b> -50,65 ou 70 kV, 7mA</p> <p>-0, 25s (film) 0,12s(CCD)</p> <p>-DSI : 25cm.</p>	<p>-validation histologique.</p> <p>-analyse statistique adéquate (analyse variance, post hoc t test, test kappa).</p> <p>-3 voltages différents : 50-65-70kv.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-les valeurs du test de kappa (inter-var.) indiquent un accord allant de « faible » à « presque parfait » entre les observateurs.</p> <p>-seules 18% des surfaces ont des lésions débutantes.</p> <p>-peu d'observateurs (3).</p> <p><b>-NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ekta-speed</b></p> <p>50Kv : <b>0,88</b></p> <p>65kv : <b>0,90</b></p> <p>70kv : <b>0,93</b></p>	<p><b>RVGui</b></p> <p>50kv : <b>0,83</b></p> <p>65kV : <b>0,88</b></p> <p>70kV : <b>0,88</b></p>	<p><b>Digora optime</b></p> <p>50 kV : <b>0,98</b></p> <p>65kV : <b>0,93</b></p> <p>70kV : <b>0,94</b></p>	<p>-à 65 et 70 KV <b>pas de différence significative</b> entre les systèmes.</p> <p>-à 50kv l'ERLM est le <b>plus performant.</b></p> <p>-très <b>bonne performance</b> des 3 systèmes.</p>
--	---	---	--	---	--	---

<p><b>Zhang et coll. 2011 [78]</b></p>	<p><i>-In vitro.</i></p> <p>-39 dents étudiées montées sur des blocs acryliques.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p>-78 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-7 observ. débutants</p> <p><b>Exposition</b> -60kV,7mA -TE : ? -DSI : ?</p>	<p>-validation histologique. -analyse statistique adéquate. -39% des surfaces ont des caries amélares. -nombreux observateurs.</p> <p><b>Biais :</b> -faible expérience des observateurs (jeunes diplômés).</p> <p>-DSI et temps d'exposition non précisés.</p> <p><b>-NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ekta-speed</b></p> <p><b>0,541</b></p>		<p><b>Digora optime</b></p> <p><b>0,523</b></p>	<p><b>-Pas de différence significative entre les deux systèmes.</b></p> <p><b>-Capacité diagnostique faible</b> (d'après les valeurs Az) liée certainement à la <b>faible expérience</b> des observateurs.</p>
<p><b>Kayipmaz et coll 2011 [40]</b></p>	<p><i>-In vitro.</i></p> <p>-72 dents extraites repositionnées dans un bloc de cire. -72 surfaces proximales étudiées. -72 surfaces occlusales étudiées.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p>-2 observ. expérimentés.</p> <p><b>Exposition:</b> -65kV -8mA -0,10s(ERLM) - ?s (film) -DSI : 30cm</p>	<p>-validation histologique. -51% de surfaces ayant des lésions occlusales amélares. -34% ayant des lésions proximales amélares.</p> <p><b>Biais :</b> -pas de test statistique d'intra-variabilité. -temps d'exposition du film non précisé. -nombre d'observateur faible.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ekta-speed</b></p> <p><b>0,666 (SO<sup>7</sup>)</b></p> <p><b>0,782 (SP<sup>8</sup>)</b></p>		<p><b>Digora optime</b></p> <p><b>0,649 (SO<sup>6</sup>)</b></p> <p><b>0,689 (SP<sup>7</sup>)</b></p>	<p><b>-pas de différence significative entre les 2 systèmes</b> pour la détection des caries proximales et occlusales ;</p> <p>-valeur diagnostique <b>acceptable</b></p> <p><b>-meilleure capacité des systèmes pour les caries proximales que pour les caries occlusales.</b></p>

<sup>7</sup> SO : Surfaces occlusales

<sup>8</sup> SP : Surfaces proximales

<p><b>Ilgüy et coll. 2009 [37]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-50 dents extraites replacées sur modèle en cire.</p> <p>-175 radiographies réalisées.</p> <p>-caries <b>artificielles</b> (préparées), sous composites.</p> <p>-3 observ. expérimentés.</p> <p><b>Exposition :</b></p> <p>-65Kv/8mA -0,40s ultraspeed -0,30s ekta-speed Plus -0,25s Insight -0,18s Digora</p> <p><b>DSI :25,5cm.</b></p>	<p>-Tests statistiques adéquats.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-caries artificielles (1,5mm de profondeur dentinaire). -peu d'observateur.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ultra-speed 0,62</b></p> <p><b>Ekta-speed Plus 0,57</b></p> <p><b>Insight 0,61</b></p>		<p><b>Digora Optime 0,65</b> (écran lcd couleur)</p> <p><b>Digora Optime 0,71</b> (écran lcd médical noir et blanc)</p>	<p><b>-pas de différence significative entre le capteur ERLM et les films (sauf avec l'écran médical).</b></p> <p>-capacité diagnostique <b>faible pour tous les capteurs, acceptable avec l'écran médical qui permet une capacité diagnostique significativement meilleure</b> (résolution spatiale, en contraste et luminosité maximale supérieure pour l'écran médical).</p>
<p><b>Peker et coll. 2009 [57]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-48 dents extraites.</p> <p>-96 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p>-3observ. expérimentés.</p> <p><b>Exposition :</b></p> <p>-70kV /8Ma -0,16s (film) 0,08s(CCD) -DSI : 32cm</p>	<p>-validation histologique.</p> <p>-test statistique adéquat.</p> <p>-la moitié des lésions se limitent à l'émail.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-différence significative entre un observateur et les deux autres.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Insight 0,800</b> (observ. 1-2)</p> <p><b>0,773</b> (observ. 3)</p>	<p><b>RVG 2000 0,793</b> (observ. 1 et 2)</p> <p><b>0,760</b> (observ. 3)</p>		<p><b>-Pas de différence significative</b> entre le système numérique et argentique.</p> <p>Les systèmes ont aussi été comparés à un examen visuel simple : les 2 examens radiographiques se révèlent <b>statistiquement plus efficaces que l'examen visuel.</b></p>

<p><b>Senel et coll. 2009 [61]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-138 dents extraites, dans des blocs acryliques.</p> <p>-276 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p>-3 observ. Expérimentés.</p> <p><b>Exposition :</b></p> <p>-65kV -8mA -0,40s (film) 0,20s (CCD et ERLM) -DSI : 20cm</p>	<p>-tests statistiques adéquats.</p> <p>-validation histologique.</p> <p>-surfaces étudiées nombreuses.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-seulement 15% surfaces ayant des lésions limitées à l'émail</p> <p>-seulement 3 observateurs.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ekta-speed</b></p> <p><b>0,834</b></p>	<p><b>Progeny Vision DX</b></p> <p><b>0,861</b></p>	<p><b>Digora optime</b></p> <p><b>0,823</b></p>	<p><b>-pas de différence significative entre les 3 systèmes.</b></p> <p>-les 3 systèmes ont aussi été comparés à un <b>examen visuel (Az=0,812)</b> = <b>pas de différence significative</b> (due probablement au faible taux de lésions débutantes).</p> <p><b>-bonne capacité diagnostique.</b></p>
<p><b>Alkurt et coll. 2007 [2]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-48 dents extraites .</p> <p>-96 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries naturelles.</p> <p>-3 observ. expérimentés.</p> <p><b>Exposition :</b></p> <p>-70kv /8mA -0,24s(E-speed) 0,16s (F-speed) 0,08 (CCD)</p> <p>DSI : 32 cm</p>	<p>-validation histologique.</p> <p>-tests statistiques adéquats.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-faible nombre d'observateurs.</p> <p>- seulement 15% de surfaces ayant des lésions débutantes.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ekta-speed plus</b> <b>0,843</b></p> <p><b>Agfa Dentus M2 Comfort</b> <b>0,811</b></p> <p><b>Insight</b> <b>0,800</b></p> <p><b>Flow X-ray FV 58 F-speed</b> <b>0,796</b></p>	<p><b>RVG</b></p> <p><b>0,793</b></p>		<p><b>-Pas de différence significative entre les différents films entre eux, ni entre les films et le capteur CCD.</b></p> <p><b>-bonne capacité diagnostique.</b></p>

<p><b>Ferreira et coll. 2006 [26]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-49 dents de sagesse. -98 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries <b>artificielles</b> (solution déminéralisante).</p> <p>-3 observ. expérimentés.</p> <p><b>Exposition :</b></p> <p>-70Kv/10mA -0, 3s (film) 0,13s(CCD) 0, 16s(ERLM) -DSI : 40cm</p>	<p>-validation histologique.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-surfaces interproximales non recréées : radiographie d'une dent seule à chaque cliché.</p> <p>-faible nombre d'observateurs.</p> <p>-tests statistiques d'inter et intravarabilité non réalisés ?</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Insight</b></p> <p><b>0,9</b></p>	<p><b>Cygnus Ray MPS</b></p> <p><b>0,85</b></p>	<p><b>Den Optix</b></p> <p><b>0,91</b></p> <p><b>Digora (white plates)</b></p> <p><b>0,89</b></p>	<p>-Le capteur CCD se révèle <b>significativement moins efficace</b> que l'ERLM et que le film Insight.</p> <p>-pas de différence significative entre les autres systèmes.</p> <p>-très bonne capacité diagnostique des 4 systèmes.</p>
<p><b>Matsuda et coll. 2002 [49]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-30 dents extraites.</p> <p>-60 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p>-3observ. expérimentés.</p> <p>-DSI : 40cm.</p> <p><b>-Exposition :</b></p> <p>-60kV/ ?mA -0, 12s (HRC) 0,08 (HSC) 0,16 (HRP) 0,12 (HRE) 0,16 (Film)</p>	<p><b>Biais :</b></p> <p>-validation des lésions à l'aide d'un micro-CT. (micro-computed tomography)</p> <p>-trop peu de surfaces étudiées</p> <p>-profondeur des lésions ?</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Insight Film</b></p> <p><b>0,71</b></p>	<p><b>RVG-UI</b></p> <p>HRC : (High resol. Caries) : <b>0,66</b></p> <p>HSC : (High Sensitivity Caries) <b>0,78</b></p> <p>HRE : (High resol. Endo) <b>0,76</b></p> <p>HRP : (High resolution Perio) <b>0,77</b></p>		<p>-pas de différence significative entre le capteur CCD et le film argentique.</p> <p>-pas de différence significative entre les différents modes du capteur CCD.</p> <p>-Bonne capacité diagnostique.</p>

<p><b>Haak et coll. 2001 [31]</b></p>	<p><b>-In vitro</b>  <b>-60</b> dents extraites  <b>-84</b> surfaces proximales étudiées.           -caries naturelles   <b>-10</b> observ. avec faible expérience   <b>Exposition :</b>          -70kV/7mA          -0,32s(film)          0,06s (ccd/erlm)   <b>-DSI : 32 cm</b></p>	<p>-Tests statistiques adéquats.   <b>Biais :</b>           -validation visuelle des lésions (présence de cavitation)           -lésions carieuses importantes. Pas de lésions débutantes.   <b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ultra-speed</b>   <b>0,74</b></p>	<p><b>Dexis</b>   <b>0,75</b>   <b>Dexis+</b> ( filtre amélioration contraste)   <b>0,77</b></p>	<p><b>Digora</b>   <b>0,73</b></p>	<p><b>-pas de différence significative</b> entre les systèmes pour la détection de lésions cavitaires proximales.   <b>-bonne capacité diagnostique.</b>           -pas d'augmentation des capacités diagnostiques avec le programme d'amélioration du contraste.</p>
<p><b>Tyndall et coll. 1998 [67]</b></p>	<p><b>-In vitro</b>  <b>- 24</b> dents postérieures  <b>+36</b> dents antérieures replacées dans du silicone.   <b>-120</b> surfaces proximales étudiées.   <b>-6</b> observ. expérimentés  <b>-DSI : 30cm</b>           Exposition :          -70kv/          -0,16s</p>	<p>-validation histologique          -tests statistiques adéquats   <b>Biais :</b>          -12 dents non évaluées histologiquement (fracturées)           -seules 10% des surfaces présentes des lésions amélares.   <b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ekta-speed Plus</b>   <b>0,8008</b></p>	<p><b>Sidexis</b>   <b>0,7650</b>   <b>Sidexis mod<sup>9</sup></b>   <b>0,7499</b></p>		<p><b>-Pas de différence significative</b> entre le film et le capteur Sidexis           -baisse non significative de la valeur Az si l'opérateur est autorisé à modifier le contraste ou la luminosité avec le capteur Sidexis. (expliqué par l'absence d'entraînement et d'habitude des observateurs)</p>

9

Sidexis mod : les observateurs peuvent modifier le contraste et la luminosité de l'image.

<p><b>Versteeg et coll. 1997 [70]</b></p>	<p><b>-In vivo</b></p> <p>-240 rétro-alvéolaires réalisées sur 120 patients sur 5 mois.</p> <p>-60 surfaces proximales étudiées. (nombreuses surfaces écartées car pas de consensus obtenu)</p> <p>-6 observ. expérimentés</p> <p><b>Exposition ;</b> - ?kV, ?mA -DSI :?</p>	<p><b>Biais :</b></p> <p><b>-validation radiographique des lésions</b> (Ektaspeed-plus) = aucune validation histologique possible.</p> <p>-faible nombre de surfaces étudiées</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p>Pas d'analyse ROC</p>		<p>Pas d'analyse ROC</p>	<p><b>-Sous-estimation de la taille des lésions avec l'ERLM</b> (déviat ion standard=0,98)</p> <p><b>-Surestimation de la taille des lésions avec le film</b> (déviat ion standard=1,12).</p>
<p><b>Matsuda et coll. 1995 [50]</b></p>	<p><b>-In vitro</b></p> <p>-31 dents extraites -62 surfaces proximales étudiées</p> <p>-3 observ.</p> <p>Exposition : -60kV / 8mA -0,2s -exposition nécessaire au film divisée par 2,4 et 8 pour l'ERLM.</p> <p>-DSI : 40cm</p>	<p><b>Biais :</b></p> <p>- validation visuelle des lésions.</p> <p>-pas de reconstitution de points de contact.</p> <p>-pas de test d'inter ni d'intra-variabilité</p> <p>-peu d'observateurs.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Ektaspeed Plus</b></p> <p><b>0,65</b></p>		<p><b>Digora</b></p> <p>Valeur comprise entre <b>0,64 et 0,69</b> (selon l'exposition)</p>	<p><b>-pas de différence significative</b> entre le film et l'ERLM.</p> <p><b>-capacité diagnostique acceptable.</b></p>

Pour simplifier le tableau suivant nous n'exposerons pas toujours toutes les valeurs de sensibilité et spécificité mais parfois simplement la valeur d'«efficacité globale» qui reflète la somme des vrais positifs et des vrais négatifs.

**Tableau 15** : Comparaison de l'efficacité diagnostique des capteurs directs indirects et argentiques : sensibilité et spécificité

Réf.	Protocole	Commentaires / Niveau de preuve	Efficacité des systèmes radiographiques			Résultats
			Films	CCD/ CMOS	ERLM	
<b>Pontual et coll. 2010 [58]</b>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p>-80 dents extraites replacées sur des blocs de silicone.</p> <p>-160 surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries naturelles</p> <p>-17 observ. expérimentés</p> <p><b>Exposition:</b></p> <p>-70kV/ 10mA -0,35s (film) -0,25s (Digora Blue plate) -0,13s (Digora White plate) -0,20s (Den Optix)</p> <p>-DSI : 40cm</p>	<p>-validation histologique des lésions</p> <p>-Toutes les lésions étudiées sont amélares.</p> <p>-Tests statistiques adéquats.</p> <p>-nombre d'observateurs importants.</p> <p><b>NIVEAU 2/B</b></p>	<p><b>Insight</b></p> <p>Sensibilité : <b>0,16</b></p> <p>Spécificité : <b>0,92</b></p> <p>Efficacité : <b>0,60</b></p>		<p><b>Digora Blue plate</b></p> <p>Sensibilité : <b>0,14</b></p> <p>Spécificité : <b>0,93</b></p> <p>Efficacité : <b>0,59</b></p> <p><b>Digora White plate</b></p> <p>Sensibilité : <b>0,15</b></p> <p>Spécificité : <b>0,94</b></p> <p>Efficacité : <b>0,61</b></p> <p><b>DenOptix</b></p> <p>Sensibilité : <b>0,16</b></p> <p>Spécificité : <b>0,89</b></p> <p>Efficacité : <b>0,58</b></p>	<p>-DenOptix obtient une spécificité significativement moins bonne que celle de <b>Digora (white plate)</b>.</p> <p>-L'efficacité générale du système <b>Digora (white plate)</b> est significativement supérieure à celle de <b>DenOptix</b>.</p> <p>-Pas de différence significative entre les valeurs des systèmes ERLM et le film.</p> <p>-les valeurs faibles de sensibilité amènent à la conclusion que <b>tous ces systèmes sont peu contributifs pour la détection de lésions se limitant à l'émail</b>.</p>

<p><b>Wenzel 2007 [74]</b></p>	<p><i>-In vitro.</i></p> <p>-80 dents extraites. -160 lésions proximales.</p> <p>-6 observ .</p> <p><b>Expo :</b> -65kV /10mA -DSI : 32 cm</p>	<p>-validation histologique -31% de lésions amélares.</p> <p><b>Biais :</b></p> <p>-pas de test statistique d'intra-variabilité.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>	<p><b>Insight Film</b></p> <p><b>0,65</b> (lésions proximales amélares =LA)</p> <p><b>0,88</b> (lésions proximales amélares et dentinaires =LAD)</p>	<p><b>Dixi2</b></p> <p><i>8 bit</i> <b>0,65LA</b> <b>0,88LAD</b></p> <p><i>12 bit</i> <b>0,66LA</b> <b>0,88LAD</b></p>	<p><b>Digora Optime</b></p> <p><i>8bit</i> High resolution <b>0,62 LA</b> <b>0,88 LAD</b></p> <p><i>8bit</i> Super resolution <b>0,63 LA</b> <b>0,87 LAD</b></p> <p><b>VistaScan</b></p> <p><i>8bit</i> High resolution <b>0,64 LA</b> <b>0,89 LAD</b></p> <p><i>8bit</i> Max resolution <b>0,66 LA</b> <b>0,87 LAD</b></p> <p><i>16bit</i> High resolution <b>0,65 LA</b> <b>0,89 LAD</b></p> <p><i>16bit</i> Max resolution <b>0,65 LA</b> <b>0,89 LAD</b></p>	<p><b>- Seule différence significative entre les systèmes pour l'efficacité globale :</b> le système <b>Digora High Resolution</b> est significativement moins efficace que le système <b>Dixi2 et Vitascan Max Resolution.</b></p> <p><u>=&gt;Lésions amélares</u> - tous les capteurs et films obtiennent de faibles valeurs de sensibilité pour la détection des lésions amélares (0,16 à 0,26)</p> <p>- <b>Vista-scan 8bit Max resolution et Digora 8-bit super resolution</b> ont une meilleure sensibilité que les 2 systèmes <b>VistaScan High resolution (8-16bit)</b> et le film pour les lésions amélares.</p> <p>-les VPP sont assez faibles, laissant penser que les systèmes radiographiques ne sont pas vraiment « dignes de confiance ». (0,50 à 0,66)</p> <p><u>=&gt;lésions dentinaires :</u> -les valeurs de sensibilité augmentent pour les lésions dentinaires (0,31 à 0,35)</p> <p>-<b>VisaScan 16bit Max resolution</b> a une meilleure sensibilité que le film.</p> <p>-pas de différence significative entre les autres.</p>
--	--	---	--	--	--	--

<p><b>Haiter-Neto et coll. 2008 [32]</b></p>	<p><b>-In vitro.</b></p> <p><b>-100</b> dents extraites replacées sur des blocs de silicone.</p> <p><b>-160</b> surfaces proximales étudiées.</p> <p>-caries <b>naturelles.</b></p> <p><b>-8</b> observ. expérimentés.</p> <p><b>Exposition</b> -65kV/ 10mA</p>	<p>-validation histologique -30% des surfaces présentent des lésions amélares.</p> <p><b>Biais :</b> -un observateur a noté beaucoup plus de lésions sur le système RVG.</p> <p><b>NIVEAU C</b></p>		<p><b>Schick CDR-APS</b> Sens : <b>0,19</b> Spé : <b>0,90</b> Eff : <b>0,64</b></p> <p><b>RVG-UI (filtre dentine-Email)</b> Sens : <b>0,23</b> Spe : <b>0,87</b> Eff : <b>0,64</b></p> <p><b>RVG-UI (filtre parodontal )</b> Sens : <b>0,25</b> Spé : <b>0,87</b> Eff : <b>0,64</b></p> <p><b>Visualix</b> Sens : <b>0,15</b> Spé : <b>0,93</b> Eff : <b>0,64</b></p> <p><b>VistaRay</b> Sens : <b>0,12</b> Spé : <b>0,97</b> Eff : <b>0,65</b></p> <p><b>Dixi2</b> Sens : <b>0,19</b> Spé : <b>0,93</b> Eff : <b>0,66</b></p> <p><b>Sidexis</b> Sens : <b>0,16</b> Spé : <b>0,92</b> Eff : <b>0,64</b></p> <p><b>Dr Suni Plus</b> Sens : <b>0,19</b> Spé : <b>0,90</b> Eff : <b>0,64</b></p>	<p>-Les deux <b>systèmes RVG-UI (filtre email-dentine)</b> obtiennent des valeurs de sensibilité significativement plus élevées que celles de <b>VistaRay, Visualix, Sidexis.</b></p> <p><b>-Le RVG-UI (filtre parodontal)</b> montre une sensibilité supérieure à celle de tous les autres systèmes, excepté le <b>RVG-UI (filtre émail-dentine).</b></p> <p>-Ces résultats peuvent être dus à un seul observateur qui a noté beaucoup de lésions avec le système RVG-UI.</p> <p>-Le système <b>Vista-Ray</b> à une sensibilité significativement plus basse que tous les autres systèmes (excepté <b>Visualix</b>)</p> <p><b>-pas de différence significative entre les systèmes pour l'efficacité globale.</b></p>
--	---	---	--	---	---

La majorité des études ne révèlent **pas de différence significative entre les capacités diagnostiques des capteurs directs, indirects et des films.**

Toutes ces publications mettent en évidence le **haut degré de spécificité de la radiographie intra-orale par rapport à sa sensibilité.** De ce fait, le diagnostic faux négatif, en présence de caries, est beaucoup plus apte à se produire. L'inconvénient majeur est, par conséquent, la non détection d'importantes lésions, ou la détection tardive de celles-ci, à un stade où la reminéralisation n'est plus envisageable.

Seules quelques études mettent en évidence quelques différences entre les systèmes :

- Une étude [64] montre la supériorité du système ERLM (Digora Optime) à 50Kv par rapport au système CCD et au film. Cela s'explique par la large plage dynamique accessible au capteur ERLM qui obtient donc de **bons résultats sur une gamme d'exposition plus large.**

- Une autre étude [37] montre la supériorité du système ERLM par rapport au film argentique quand il est visualisé sur un écran médical (nuance de gris). Ce phénomène se justifie par le fait que cet écran possède une résolution spatiale, une résolution en contraste et une luminosité supérieure à l'écran LCD ordinaire. Une seule étude a étudié ce phénomène intéressant qui serait à confirmer.

- Dans l'étude de Feirrer et collaborateurs de 2006, le capteur CCD (CygnusRay) se révèle moins performant par rapport à un capteur ERLM et à un film argentique. Cependant, le logiciel utilisé pour visualiser les images du CygnusRay entraîne une distorsion de l'image, faussant les résultats.

- Quelques différences significatives entre les sensibilités des systèmes ont pu être observées, sans pour autant entraîner une différence significative entre l'efficacité de ceux-ci.

- De plus, notons que les modes « haute résolution » et ou « super résolution » ne sont pas gages d'une meilleure contribution diagnostique pour les lésions occlusales et proximales, comme nous le montre l'étude de Wenzel et ses collaborateurs de 2007.

- Les échantillons présentant des lésions atteignant la dentine obtiennent des valeurs de détection plus favorables que ceux présentant des lésions limitées à l'émail. La détection radiologique des lésions débutantes reste donc à améliorer.

**Notons cependant que les faibles niveaux de preuve ne nous permettent pas vraiment de conclure quant à l'efficacité d'un système par rapport à un autre.**

---

## III-DISCUSSIONS :

---

Nous commencerons par commenter les protocoles avant de discuter les résultats des études.

### **III-1 Protocole des études**

Les protocoles des études précédemment citées varient d'un article à l'autre. Nous nous attacherons à détailler les variations qui les concernent.

#### **III-1-1 *In vitro-in vivo***

Les études *in vivo* sont difficilement réalisables pour différentes raisons. Tout d'abord, pour des raisons éthiques qui prohibent des expositions répétées sur un même individu. Ensuite pour la difficulté à mettre en place un protocole reproductible. On peut cependant s'interroger sur la validité de la transposition des études laboratoires à la situation clinique. Une étude récente [44] n'a pas trouvé de différence significative entre la détection des lésions carieuses *in vivo* et *in vitro*. Les études menées en laboratoire, et utilisant un gold standard adapté (validation histologique), semble donc pouvoir être transposées aux situations cliniques. Mais d'autres études à niveau de preuve plus élevé pour évaluer ce critère seraient nécessaires pour confirmer ces résultats.

#### **III-1- 2 Echantillons**

Un modèle de caries valide est essentiel pour comparer des systèmes d'imagerie. Deux types de lésions carieuses sont alors possibles : les lésions naturelles et artificielles. Les caries artificielles par fraisage se sont révélées plus facile à détectées, car la limite entre la surface de la dent et le défaut produit est plus visible. Ce type de lésion provoque de plus forte différence de contraste, augmentant ainsi le taux de détection des caries [72]. Les lésions provoquées par la mise en place de gel acide se révèlent plus proche de la situation clinique. Les caries naturelles sont, bien sûr, les plus adaptées. Notons cependant que certaines études obtiennent des résultats faussés par la faible diversité des lésions. Les échantillons comprenant en majorité des lésions modérées à sévère (moitié interne de la dentine, ou atteignant la pulpe) entraînent une surévaluation des capacités des capteurs étudiés.

Peu d'études étudient les lésions occlusales. La majorité d'entre elles se concentrent sur l'évaluation des caries proximales.

### **III-1-3 Techniques /matériaux**

Dans chacune des études, la technique des plans parallèles a été préférée à celle des plans bissecteurs, considérant que celle-ci permettait une plus longue distance source-objet limitant ainsi les phénomènes d'agrandissement et de distorsion [72]. La reproductibilité des clichés est assurée avec des systèmes fixes (système de Rinn adapté).

Peu d'études utilisent des mâchoires humaines, s'assurant ainsi de se rapprocher au mieux des réalités cliniques. On note qu'une grande diversité de matériaux est utilisée, tant pour le bloc censé représenter l'os cortical (silicone, plexiglas, cire), que pour les matériaux censés reproduire la présence des tissus mous (plexiglas d'épaisseur variable). Aucun article n'étudie les conséquences de ces matériaux sur les images. On peut donc s'interroger sur l'impact de ces matériaux sur les résultats des études et sur la validité des conclusions les concernant.

### **III-1-4 Observateurs**

Le nombre d'observateurs participants aux études est très variable. Un nombre trop faible d'observateurs entraîne un biais important dans l'étude.

L'expérience des praticiens a aussi une influence sur les résultats obtenus. Une récente étude [21] a étudié cet effet sur l'efficacité de la détection radiographique des lésions carieuses. 4 groupes ont été créés :

- A : 5 étudiants brésiliens en dernière année d'odontologie
- B : 5 étudiants suisses en dernière année d'odontologie
- C : 5 praticiens brésiliens suisses expérimentés (5-7 ans d'expérience)
- D : 5 praticiens suisses expérimentés (5-7 ans d'expérience)

Pour les lésions carieuses se limitant à la moitié externe de l'émail, le groupe D obtient de meilleurs résultats que tous les autres groupes.

Pour les lésions se limitant à la moitié externe de la dentine, les groupes B, C et D obtiennent les meilleures valeurs, sans différence significative entre eux. Le groupe A est significativement moins efficace.

On note donc une différence entre les capacités des observateurs. L'expérience seule n'explique cependant pas tout. La formation (différente au Brésil et en Suisse dans cette étude) semble aussi avoir un impact sur les capacités diagnostiques.

### **III-1-5 Gold standard**

Les capacités diagnostiques d'un système d'imagerie doivent être validées avec un « gold standard ». Le « gold standard » est un test qui fait référence dans un domaine pour établir la validité d'un fait, dans notre cas la présence d'une carie. Aucun test assez efficace n'a pu être établi comme « gold standard » pour les études de caries *in vivo*. Pour cette raison, la plupart des études des systèmes d'imagerie sont conduites *in vitro*. Les mieux menées utilisent le seul « gold standard » adapté : la validation histologique des lésions (dents coupées, analysées sous microscope) [1, 2, 26, 32, 35, 40, 57, 58, 61, 64, 67, 74, 78]. Deux études ont mis en place une validation beaucoup plus discutable : la validation radiologique avec l'avis d'experts [50, 70].

### **III-1-6 Logiciels de traitement de l'image**

Peu d'études présentées ci-dessus étudient l'impact de l'utilisation de logiciel de traitement de l'image. Ces traitements se font, grâce à des logiciels adaptés, à partir des données numériques stockées dans l'ordinateur (suite de chiffres) [15, 18, 19, 56]. Par des opérations de calcul dans cette suite de chiffres, on peut reconstruire d'autres images finales, et procéder à des mesures dans l'imagerie numérique. Aucun traitement d'image ne peut cependant fournir plus d'informations que celle de l'image initiale. Différents traitements de l'image sont aujourd'hui accessibles. Nous présenterons ceux ayant été créés pour optimiser les images à des fins diagnostiques en OC :

- Modification de la luminosité : l'addition ou la soustraction d'une constante K à chaque niveau de gris entraîne un noircissement ou un éclaircissement de l'image.

- Rehaussement du contraste : il est possible d'augmenter le contraste de l'image au niveau de l'affichage, cette opération est rapide et n'affecte pas l'image de départ. Une

autre possibilité est d'agir directement sur l'histogramme et donc sur la distribution des niveaux de gris. Le but de cette modification est d'améliorer le SNR en mettant en évidence les structures significatives tout en gommant celles qui ne le sont pas. Ce procédé consiste à augmenter la dynamique de l'image. **Une étude [16] n'a pas montré de différence significative avec ou sans l'utilisation de ce traitement.**

- Soustraction numérique : ce principe permet de mettre en évidence les modifications entre deux clichés pris sur le même patient dans les mêmes conditions mais à un intervalle de temps donné. Une soustraction numérique est réalisée entre les deux clichés; les structures inchangées sont supprimées et il ne subsiste alors que les différences entre les deux clichés.

- Pseudo-couleurs : la plupart des logiciels de radiographie numérique permettent de convertir une image en niveaux de gris en une image en couleur. **Il produit des effets intéressants mais est inutile pour le diagnostic [56,63].**

- Image numérique inversée : cette opération consiste à obtenir le négatif de l'image de départ. Les niveaux de gris sont calculés à partir des valeurs initiales selon la formule  $y=255-x$  [56]. **Une étude de Haak et collaborateurs de 2005 a montré que ce traitement n'améliore pas les capacités diagnostiques en OC.**

L'utilisation de logiciel d'aide au diagnostique a aussi été évalué. Seul un logiciel est aujourd'hui présent sur le marché : le logiciel Logicon Caries Detector™. Une étude de 2010 [5] a d'ailleurs prouvé que celui-ci permettait une détection significativement plus efficace des lésions carieuses dentinaires proximales. Notons cependant que les observateurs étaient de jeunes dentistes inexpérimentés. D'autres études comparant la contribution de celui-ci avec des observateurs expérimentés seraient intéressantes à réaliser.

**La diversité des protocoles des études rend donc difficile la comparaison des résultats des études.**

### **III-2 Résultats des études comparatives :**

Peu de différences ont pu être mises en évidence entre les systèmes radiographiques intra-oraux:

- La zone sensible pour la capture d'image des **capteurs CCD est plus petite** que celle des ERLM et des films.

- Les **capteurs directs sont moins facilement placés en bouche** que les capteurs indirects et que le film argentique.

- Un **cliché radiographique intra-oral numérique entraîne, certes, une réduction de dose d'exposition** à l'usage mais qu'il faut relativiser par le **surnombre de clichés** qu'engendre l'utilisation de systèmes numériques, surtout concernant les capteurs directs.

- Les films **argentiques obtiennent une meilleure fréquence spatiale** que la plupart des capteurs CCD et CMOS. Certains capteurs CCD /CMOS récents obtiennent des résolutions équivalentes aux films. Quant aux capteurs ERLM, ils ont les valeurs les plus basses.

- **Les capteurs CCD et ERLM permettent d'obtenir une résolution en contraste souvent supérieure à celle des films argentiques**, sinon équivalente.

- Les valeurs SNR ne permettent pas de mettre en évidence la supériorité d'un système (CCD, ERLM ou film) par rapport à un autre.

- Les études concernant la qualité subjective moyenne des 3 systèmes a démontré des résultats équivalents pour les 3 systèmes.

Malgré quelques différences ponctuelles possibles entre certains systèmes, **la radiographie numérique directe, indirecte et la radiographie argentique sont aujourd'hui considérées comme aussi efficaces pour le diagnostic des lésions carieuses**. Cependant, la multiplicité des protocoles des études rend difficile la comparaison de leur résultats. Tout comme les niveaux de preuves, souvent trop faibles pour en tirer des conclusions certaines. Ceci s'explique en grande partie par la difficulté à mettre en place un protocole convenable. En effet, pour des raisons éthiques, il est difficilement envisageable de réaliser des études *in vivo*. Et il est difficile de mettre en place un protocole reproductible et un « gold standard » adapté. **Les conclusions de cette analyse de la littérature sont donc à prendre avec précaution.**

---

# CONCLUSION

---

Cette analyse de la littérature a montré que la radiographie numérique et la radiographie argentique sont deux dispositifs similaires pour le diagnostic des lésions carieuses. En effet, malgré quelques différences techniques entre les systèmes, la revue de littérature a montré **que l'efficacité diagnostique globale des systèmes pour le dépistage des lésions carieuses est équivalente. Le faible niveau de preuves des articles doit cependant être pris en compte.**

Bien que n'apportant pas un gain d'efficacité diagnostique, l'utilisation de l'imagerie **numérique** plutôt que l'imagerie argentique permet néanmoins de s'affranchir de diverses contraintes :

- Le praticien n'a plus à acheter, manipuler et stocker de films et de produits de développement. Ceci permet, en plus d'un **avantage logistique et économique au long terme**, un net **bénéfice écologique**.
- L'imagerie numérique permet aussi d'amener une **rapidité d'intervention** de part son affichage sans délai (ou avec un faible délai pour les ERLM).
- Bien plus qu'un simple outil de diagnostic, elle est aussi un formidable outil de **communication**. L'affichage des images sur l'écran permet une meilleure **compréhension** du patient, favorisant ainsi son **adhésion à la thérapeutique**.
- Le **stockage de l'image est aussi facilité** (insertion directe des radiographies dans le dossier médical personnel du patient), tout comme la **communication entre confrères** (travail en réseau).
- Nous notons aussi une **réduction de dose d'exposition, bien que plus faible que celle avancée par les fabricants**. Ceci est dû à la tendance des praticiens à répéter plus facilement les clichés, surtout pour les capteurs directs ou l'épaisseur du capteur rend moins facile le placement en bouche, entraînant un surplus de « mauvais clichés » par rapport à la radiologie numérique indirecte ou argentique.

Les améliorations technologiques continues tendent à améliorer les capacités des capteurs numériques. L'épaisseur des capteurs directs tend à diminuer, les câbles liant le capteur à l'ordinateur à disparaître, les résolutions spatiales à augmenter, tout

comme leur capacité en contraste. On peut aussi espérer, pour l'avenir, l'apparition d'algorithmes performants permettant la détection automatique des lésions. La logique voudrait donc que la radiologie numérique vienne à surpasser la radiologie argentique. Si ce type d'imagerie 2D n'a pas déjà atteint ses limites... L'imagerie en 3D, aujourd'hui trop coûteuse et d'utilisation complexe, permettra peut-être demain d'avoir en pratique odontologique courante, accès à une vision plus réaliste de l'emplacement et de la profondeur des lésions.

---

# REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

---

**1. ABREU M, MOL A, LUDLOW J et coll.**

Performance of RVGui sensor and Kodak ektaspeed plus film for proximal caries detection.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;**91**(3):381-385.

**2. ALKURT M, PEKER I, BALA O et coll.**

*In vitro* comparison of four different dental x-ray films and direct digital radiography for proximal caries detection.

Oper Dent 2007;**32**(5):504-509.

**3. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS.**

The use of dental radiographs. Update and recommendations.

J Am Dent Assoc 2006;**137**(9):1304-1312.

**4. ARAKI K, ENDO A et OKANO T.**

An objective comparison of four digital intra-oral radiographic systems : sensitometric properties and resolution.

Dentomaxillofac Radiol 2000;**29**(2):76-80.

**5. ARAKI K, MATSUDA Y, SEKY K et coll.**

Effect of computer assistance on observer performance of approximal caries diagnosis using intraoral digital radiography.

Clin Oral Invest 2010;**14**(3):319-325.

**6. ASSOCIATION INTER-UNIVERSITAIRE DE RADIOPROTECTION.**

Radioprotection.

<http://www.radioprotection-dentaire.com/>

**7. ATTAELMANAN A, BORG E et GRÖNDAHL H.**

Signal-to-noise ratios of 6 intraoral digital sensors.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;**91**(5):611-615.

**8. AUTORITE DE SURETE NUCLEAIRE-ASN.**

Directive Euratom 97/43 du 30 juin 1997.

<http://www.asn.fr/index.php/Les-actions-de-l-ASN/La-reglementation/Cadre-legislatif/Textes-communautaires/Directive-97-43-Euratom-du-Conseil-du-30-juin-1997>

**9. BARBIERI P, FLORES G, ESCRIBANO B et coll.**

Actualizacion en radiologia dental. Radiologia convencional Vs digital.

Odontoestomatol 2006;**22**(2):131-139.

**10. BENN DK.**

Radiographic caries diagnosis and monitoring.  
Dentomaxillofac Radiol 1994;**23**(2):69-72.

**11. BERKHOUT W, BEUGER D, SANDERINK G et coll.**

The dynamic range of digital radiographic systems : dose reduction or risk of overexposure ?  
Dentomaxillofac Radiol 2004;**33**(1):1-5.

**12. BERKHOUT W, SANDERINK G et VAN DER STELT P.**

A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practices assessed by questionnaire.  
Dentomaxillofac Radiol 2002;**31**(2):93-99.

**13. BERKHOUT W, SANDERINK G et VAN DER STELT P.**

Does digital radiography increase the number of intraoral radiographs ? A questionnaire study of Dutch dental practices.  
Dentomaxillofac Radiol 2003 ;**32**(2):124-127.

**14. BHASKARAN V, QUALTROUGH A, RUSHTON V et coll.**

A laboratory comparison of three imaging systems for image quality and radiation exposure characteristics.  
Int Endod J 2005;**38**(9):645-652.

**15. BONNET E.**

Evaluation des capacités techniques des capteurs numériques intra-buccaux.  
Thèse : 3<sup>ème</sup> cycle Sci Odontol, Lyon, 1995.

**16. BORG E, ATTAELMANAN A et GRÖNDAHL H**

Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography.  
Dentomaxillofac Radiol 2000;**29**(2):70-75.

**17. CARESTREAM DENTAL**

Imagerie numérique ; radiographie intra-orale.  
<http://www.carestream.com/>

**18. CAVEZIAN R et PASQUET G.**

L'imagerie médicale en odontologie. Collection Mémento.  
Paris : CdP, 2005.

**19. CAVEZIAN R, PASQUET G, BEL G et BALLER G.**

Imagerie dento-maxillaire, approche radio-clinique. 3<sup>ème</sup> éd.  
Paris : Masson, 2006.

**20. CIVERA V, SILLA J, COMPANY J et coll.**

Clinical and radiographic diagnosis of approximal and occlusal dental caries in a low risk population.  
Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2007;**12**(3):252-257.

**21. DINIZ M, RODRIGUES J, NEUHAUS K et coll.**

Influence of examiner's clinical experience on the reproductibility and accuracy of radiographic examination in detecting occlusal caries.

Clin Oral Invest 2010;**14**(5):515-523.

**22. DOYLE P et FINNEY L.**

Performance evaluation and testing of digital intra-oral radiographic systems.

Radiat Prot Dosimetry 2005;**117**(1/3):313-317.

**23. FARMAN A et FARMAN T.**

A status report on digital imaging for dentistry.

Oral Radiol 2004;**20**(1):9-14.

**24. FARMAN A et FARMAN T.**

A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005;**99**(4):485-489.

**25. FARMAN A et LEVATO C.M.**

Integrating digital radiography: from diagnostic input to procedure guidance.

Alpha Omegan 2007;**99**(3):117-123.

**26. FERREIRA R, HAITER-NETO F, TABCHOURY C et coll.**

Assessment of enamel demineralization using conventional, digital, and digitized radiography.

Braz Oral Res 2006;**20**(2):114-119.

**27. FOUCART JM, FELIZARDO R et BIDANGE G.**

La radioprotection en odontologie. Réglementation française et nouvelles normes européennes. Collection Mémento. 2<sup>ème</sup> éd.

Paris : Cdp,2007.

**28. GAMBINI D.**

Notions de dosimétrie.

J Radiol 2009;**90**(10):1208-1209.

**29. GOAZ P et WHITE S.**

Oral Radiology : principles and interpretation.

St Louis : Mosby, 1987.

**30. HAAK R et WICHT M.**

Grey-scale reversed radiographic display in the detection of approximal caries.

J Dent 2005;**33**(1):65-71.

**31. HAAK R, WICHT M et NOACK M.**

Conventional, digital and contrast-enhanced bitewing radiographs in the decision to restore approximal carious lesions.

Caries Res 2001;**35**(3):193-199.

**32. HAITER-NETO F, DOS ANJUOS PONTUAL A, FRYDENBERG M et coll.**  
Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters. An ex-vivo study in human teeth.  
Clin Oral Invest 2008;**12**(3):217-223.

**33. HAUTE AUTORITE DE SANTE.**  
Guide de l'analyse de la littérature et gradation des recommandations.  
<http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/analiterat.pdf>

**34. HAUTE AUTORITE DE SANTE.**  
Guide des indications et des procédures des examens radiologiques en odontostomatologie.2006.  
[http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/guide\\_exam\\_rx\\_oct2006\\_2007\\_12\\_07\\_12\\_37\\_35\\_794.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/guide_exam_rx_oct2006_2007_12_07_12_37_35_794.pdf)

**35. HINTZE H, WENZEL A et FRYDENBERG M.**  
Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs.  
Dentomaxillofac Radiol 2002;**31**(3):170-175.

**36. HUDA W, RILL L, BENN D et coll.**  
Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997;**83**(6):725-731.

**37. ILGÜY M, DINCER S, ILGÜY D et coll.**  
Detection of artificial occlusal caries in a phosphor imaging plate system with two types of LCD monitors versus three different films.  
J Digit Imaging 2009;**22**(3):242-249.

**38. INSTITUT DE RADIOPROTECTION ET DE SURETE NUCLEAIRE (IRSN)**  
Publication pour les professionnels ; rayonnements ionisants.  
<http://www.irsn.fr/>

**39. KATSONI E, TSALAFOUTAS I, GRITZALIS P et coll.**  
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 2011;**3**(1):56-65.

**40. KAYIPMAZ S, SEZGIN Ö, SARICA OGLU S et coll.**  
An *in vitro* comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries.  
Eur J Radiol 2011;**80**(2):478-482.

**41. KITAFUSA M, SATO K et YOSUE T.**  
Patient dose in charge-coupled device-based full-mouth intraoral radiography.  
Oral Radiol 2006;**22**(2):62-68.

**42. KITAGAWAH, SCHEETZ J et FARMAN A.**

Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charge-coupled device intraoral x-ray detectors using subjective image quality.  
Dentomaxillofac Radiol 2003;**32**(6):408-411.

**43. LAMBRECHT J, ROTH J et KIEFER H.**

Dose exposition from intra-and extraoral dental radiography.  
Int Cong Series 2004;**1268**:1147-1151.

**44. LI G, QU X, CHEN Y et coll.**

Diagnostic accuracy of proximal caries by digital radiographs : an *in vivo* and *in vitro* comparative study.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;**109**(3):463-467.

**45. LORENZONI D, BOLOGNESE A, GARIB D et coll.**

Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry : aspects related to radiation dose.  
International Journal of Dentistry 2012.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3324904/>

**46. LUDLOW J et MOL A.**

Image-receptor performance : A comparison of trophy RVG UI sensor and Kodak ektaspeed plus film.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;**91**(1):109-119.

**47. LUDLOW J, PLATIN E et MOL A.**

Characteristics of Kodak insight, an F-speed intraoral film.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;**91**(1):120-129.

**48. MAILLAND M.**

Techniques de Radiologie Dentaire.  
Paris : Masson,1987.

**49. MATSUDA Y, HANAZAWA T, SKI K et coll.**

Comparison between RVG UI sensor and Kodak Insight film for detection of incipient proximal caries.  
Oral Radiol 2002;**18**(2):105-111.

**50. MATSUDA Y, OKANO T, IGETA A et coll.**

Effects of exposure reduction on the accuracy of an intraoral photostimulable-phosphor imaging system in detecting incipient proximal caries.  
Oral Radiol 1995;**11**(1):11-16.

**51. MATZEN LH, CHRISTENSEN J et WENZEL A.**

Patient discomfort and retakes in periapical examination of mandibular third molars using digital receptors and film.  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009;**107**(4):566-572.

**52. MEDICAL EXPO.**

Générateur de rayons X intra-oral.

<http://www.medicalexpo.fr/prod/owandy-sas/>

**53. METZ CE, GOODENOUGH DJ et ROSSMANN K.**

Evaluation of receiver operating characteristic curve data in terms of information theory, with applications in radiography.

Radiology 1973;109(2):297-303.

**54. NUM RX.**

Informatique et Radiographie numérique.

<http://www.numrx.com/SyntheseRadioprotectiondespatients.pdf>

**55. PARKS E et WILLIAMSON G.**

Digital radiography : an overview.

J Contemp Dent Pract 2002;3(4):23-29.

**56. PASLER F.A. et VISSER H.**

Atlas de Poche de Radiologie Dentaire.

Paris : Flammarion, 2006

**57. PEKER I, ALKURT M, BALA O et coll.**

The efficiency of operating microscope compared with unaided visual examination, conventional and digital intraoral radiography for proximal caries detection.

International Journal of Dentistry.2009.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2836523/>

**58. PONTUAL A, DE MELO D, de ALMEIDA S et coll.**

Comparison of digital systems and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries.

Dentomaxillofac Radiol 2010;39(7):431-436.

**59. RUSH E et THOMPSON N.**

Dental radiography technique and equipment : How they influence the radiation dose received at the level of the thyroid gland.

Radiography 2007;13(3):214-220.

**60. SCHICKTECH SOFTWARE INC.**

Présentation et description du système d'imagerie.

<http://www.schicktech.fr/>

**61. SENEL B, KAMBUROGLU K, ÜCOK Ö et coll.**

Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries.

Dentomaxillofac Radiol 2009;39(8):501-511.

**62. SEMIOLOGIE RADIOLOGIQUE.**

Comparaison CCD/CMOS.

[http://www.semio-radio-dentaire.be/Dias\\_semio\\_pdf/Radiologie%20DG%20ULB%20DIGITAL%202008.pdf](http://www.semio-radio-dentaire.be/Dias_semio_pdf/Radiologie%20DG%20ULB%20DIGITAL%202008.pdf)

**63. SHI X et LI G.**

Detection accuracy of approximal caries by black-and-white and color-coded digital radiographs.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009;**107**(3):433-436.

**64. SOGUR E, BAKSI G, ORHAN K et coll.**

Effect of tube potential and image receptor on the detection of natural proximal caries in primary teeth.

Clin Oral Invest 2011;**15**(6):901-907.

**65. TJEMELAND E, MOORE W, HERMESCH C et coll.**

A perceptibility curve comparison of Ultra-speed and Ektaspeed plus films.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1998;**85**(4):485-488.

**66. TPE IMAGERIE MEDICALE.**

Les rayons X- schéma tube radiogène.

<http://tpe.bgpr.free.fr/pages/radiographie.htm>

**67. TYNDALL D, LUDLOW J, PLATIN E et coll.**

A comparison of Kodak Ektaspeed plus film and the Siemens Sidexis digital imaging system for caries detection using receiver operating characteristic analysis.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1998;**85**(1):113-118.

**68. VERSTEEG C, SANDERINK G et VAN DER STELT P.**

Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry.

J Dent 1997;**25**(3/4):215-224.

**69. VERSTEEG C, SANDERINK G, VAN GINKEL FC et coll.**

An evaluation of péri-apical radiography with a charge-coupled device.

Dentomaxillofac Radiol 1998;**27**(2):97-101.

**70. VERSTEEG K, SANDERINK G, VELDERS X et coll.**

*In vivo* study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental x-ray film.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997;**84**(2):210-213.

**71. WAKOH M, FARMAN A, SCARFE W et coll.**

Radiation exposure with the RVG-S and conventional intraoral X-ray film.

Oral Radiol 1994;**10**(1):33-40.

**72. WAKOH M et KUROYANAGI K.**

Digital imaging modalities for dental practice.

Bull Tokyo Dent Coll 2001;**42**(1):1-14.

**73. WENZEL A, FRANSEN E et HINTZE H.**

Patient discomfort and cross infection control in bitewing examination with a storage phosphor plate and a CCD-based sensor.

J Dent 1999;**27**(3):243-246.

**74. WENZEL A, HAITER-NETO F, AARHUS E et coll.**

Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;**103**(3):418-422.

**75. WENZEL A, [PITTS N](#), [VERDONSCHOT EH](#) et coll**

Developments in radiographic caries diagnosis.

J Dent 1993;**21**(3):131-140.

**76. YANG J et DUTRA V.**

Utility of radiology, laser fluorescence, and transillumination.

Dent Clin North Am 2005;**49**(4):739-752.

**77. YOSHIURA K, KAWAZU T, CHIKUI T et coll.**

Assessment of image quality in dental radiography. Part 2 : optimum exposure conditions for detection of small mass changes in 6 intraoral radiography systems.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1999;**87**(1):123-129.

**78. ZHANG Z, QU X, LI G et coll.**

The detection accuracies for proximal caries by cone-beam computerized tomography, film, and phosphor plates.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2011;**111**(1):103-108.

---

# TABLE DES ILLUSTRATIONS

---

**Figure 1** : Générateur à rayons X intra-oral.

**Figure 2** : Principe de fonctionnement d'un tube à rayons X.

**Figure 3** : Le film argentique.

**Figure 4** : Coupe schématique d'un film intra-oral argentique.

**Figure 5** : Courbes sensitométriques d'un film.

**Figure 6** : Capteurs numériques de différents types.

**Figure 7** : Principe de fonctionnement d'un capteur CCD.

**Figure 8** : Exemple de capteurs CCD.

**Figure 9** : Constitution d'un capteur CMOS.

**Figure 10** : Comparaison des capteurs CCD et CMOS/APS.

**Figure 11** : Coupe d'un ERLM.

**Figure 12** : Step-wedge (à gauche une photographie du dessus, à droite de face).

**Figure 13** : Radiographie obtenu avec le stepwedge.

**Figure 14** : Mise en évidence du bruit sur une image numérique : sur l'image de droite, le bruit se traduit par la présence de petites tâches réparties de manière aléatoire.

**Figure 15** : Courbes sensitométriques des méthodes conventionnelles et numériques.

**Figure 16** : Répartition des sources d'exposition naturelles et artificielles.

**Figure 17** : Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2007.

---

# TABLE DES TABLEAUX

---

**Tableau 1** : Recommandations concernant les limites d'exposition annuelle.

**Tableau 2** : Grade de recommandation des articles scientifiques.

**Tableau 3** : Comparaison du **temps** d'exposition de systèmes d'image numérique intra-oraux comparés aux films argentiques.

**Tableau 4** : Comparaison du **taux** d'exposition de systèmes d'image numérique intra-oral comparés aux films argentiques.

**Tableau 5** : Taille de la matrice des films argentiques.

**Tableau 6** : Taille de la matrice des capteurs CCD.

**Tableau 7** : Taille de la matrice des capteurs CMOS.

**Tableau 8** : Taille de la matrice des ERLM.

**Tableau 9** : Tailles des pixels des capteurs CCD.

**Tableau 10** : Taille des pixels des capteurs CMOS.

**Tableau 11** : Taille des pixels des ERLM.

**Tableau 12** : Comparaison des fréquences spatiales des capteurs directs, indirects et des films argentiques.

**Tableau 13** : Comparaison de la résolution en contraste des films argentiques, capteurs directs et indirects.

**Tableau 14** : Comparaison de l'efficacité diagnostique des capteurs directs indirects et argentiques : analyse ROC.

**Tableau 15** : Comparaison de l'efficacité diagnostique des capteurs directs indirects et argentiques : sensibilité et spécificité.

**GAZEAU (Julie).** - Comparaison des systèmes radiographiques intra-buccaux argentiques et numériques en O.C. - 86 f. ; ill. ; tabl. ; 78 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2013)

## **RÉSUMÉ**

L'invention de l'imagerie diagnostique argentique a bouleversé la pratique quotidienne des chirurgiens-dentistes. Avec elle, une exploration anatomique, atraumatique, du sujet vivant est née. Cependant, depuis maintenant 30 ans, une nouvelle méthode d'investigation est disponible : la radiologie numérique.

Cette thèse consiste à comparer, à travers l'analyse de la littérature, les caractéristiques techniques des systèmes radiographiques intra-oraux, les doses d'exposition engendrées par leur utilisation et leurs contributions pour le dépistage des lésions carieuses. Malgré quelques différences techniques, il apparaît que leur efficacité diagnostique globale pour le diagnostic des lésions carieuses est équivalente. Le faible niveau de preuve des articles étudiés doit cependant nuancer ces conclusions.

**RUBRIQUE DE CLASSEMENT** : Radiologie

## **MOTS CLÉS MESH**

Radiologie - Radiology

Odontologie générale – General practice, dental

Dentisterie opératoire – Dentistry, operative

## **JURY**

Président : Professeur Jean A.

Assesseur : Docteur Marion D.

Directrice : Docteur Armengol V.

Assesseur : Docteur Gerbaud F.