

## **MEMOIRE DE FIN D'ETUDES**



**Diplôme d'Etudes Supérieures Spécialisées  
Technologies Biomédicales Hospitalières**



**Evaluation comparative de la qualité image de  
différents systèmes de radiologie numérique  
&  
Contrôle qualité et optimisation de la radioprotection  
au Centre Hospitalier Universitaire d'Amiens.**

Présenté et soutenu publiquement le 10 septembre 2004 par Saturnin Didace L. FORO

▪ **Sous la direction de :**

Mr Thierry VELEINE, Ingénieur Biomédical Général (CHU Amiens)  
Mr Gilles BORDET, Ingénieur Biomédical Subdivisionnaire (CHU Amiens)

▪ **Responsables Universitaires :**

Professeur Georges CHEVALLIER, Directeur du DESS – TBH (UTC)  
Mr Gilbert FARGES, Docteur – Ingénieur Génie Biomédicale (UTC)

## RESUME

Cette étude a été centrée sur deux axes principaux : le premier est l'évaluation comparative de la qualité image de différents systèmes de radiologie numérique, le second est le contrôle qualité et l'optimisation de la radioprotection.

La parution de la directive 97/43 EURATOM du conseil du 30 juin 1997 et par suite, l'arrêté du 12 février 2004 ont instauré un cadre réglementaire stricte que s'est engagé de respecter le CHU d'Amiens par la mise en place d'un système de dosimétrie opérationnelle et l'application de l'arrêté du 12/02/2004.



**Mots clés :** radiologie numérique, qualité image, contrôle qualité, optimisation de la radioprotection.

## SUMMARY

This study was centered on two axes : the first is the comparative evaluation of image quality of various numerical radiology system, the second is the quality control and the optimization of protection against radiation.

The publication of directive 97/43 Euratom from council of June 30, 1997 and consequently, the decree of February 12, 2004 founded a strict lawful framework that is engaged to respect the University Hospital of Amiens by the installation of a operational dosimetry system and the application of February 12, 2004 decree.



**Key words :** numerical radiology, image quality, quality control, optimization of protection against radiation.

## REMERCIEMENTS

Je tiens avant tout à remercier Mr **Thierry VELEINE**, Ingénieur Biomédical Général et Mr **Gilles BORDET**, Ingénieur Biomédical Subdivisionnaire de m'avoir accueilli au sein du Département des Ressources Biomédicales (D.R.B.) et les conseils qu'ils n'ont cessé de me prodiguer.

Je remercie également :

- Mr **Philippe DOMY**, Directeur Général du Centre Hospitalier Universitaire d'Amiens.
- Mr **Etienne DUVAL**, Directeur des Investissements et de la Logistique.

J'adresse tout particulièrement mes remerciements à Mr **Laurent BENARD** Adjoint Technique Biomédical et tout le personnel du D.R.B. pour leur sympathie.

Je ne saurais oublier :

- Mr **Pascal MALFAIT**, Personne Compétente en Radioprotection.
- Mr **Rémy DELAGREVOL**, Radiophysicien.
- Mr **Pascal BAILLY**, Informaticien.
- Messieurs **Francis PELTIER** et **Jean Marie VASQUEZ** respectivement Surveillants Chefs des services de radiologie et médecine nucléaire.

Ma gratitude s'adresse également à l'ensemble des surveillants et manipulateurs radio du Centre Hospitalier Universitaire.

Enfin, un grand merci au professeur CHEVALLIER et à Mr FARGES de l'Université de Technologie de Compiègne.

## SOMMAIRE

Introduction.....	5
Partie I – Le Centre Hospitalier Universitaire d'Amiens.....	6
I – Le contexte.....	7
1. Présentation des activités du CHU.....	7
2. Les chiffres clés et la liste des équipements lourds autorisés.....	8
3. L'organigramme de direction générale.....	9
4. Les évolutions futures du CHU Amiens.....	11
II – Le Département des Ressources Biomédicales (DRB).....	11
1. Son organisation.....	11
2. Les différentes activités du DRB.....	13
3. Les grands chiffres 2003 / 2004.....	14
Partie II – Evaluation comparative de la qualité image de différents systèmes de radiologie numérique.....	15
I – Présentation de différents systèmes de radiologie numérique.....	16
A. Les capteurs plans à conversion directe.....	16
B. Les capteurs plans à conversion indirecte.....	18
C. Les Ecrans Radioluminescents à Mémoires (ERLM).....	21
D. Les indicateurs d'évaluation de la qualité de détection des différents systèmes.....	22
II – Evaluation comparative de la qualité image de différents systèmes de radiologie numérique.....	27
A. Matériels et méthodes.....	29
B. Résultats et discussions.....	29
Partie III – Participation à une procédure d'achat d'un système de dosimétrie opérationnelle.....	31
I – La dosimétrie opérationnelle.....	32
II – Rappel du contexte de l'appel d'offre / quelques éléments du CCTP.....	32
III – Etude comparative des systèmes de dosimétrie opérationnelle.....	34
IV – La configuration installée au CHU d'Amiens.....	35
Partie IV – Etude préliminaire pour la mise en place de protocoles de mesure de dose à la surface d'entrée du patient (De) en radiologie classique.....	37
I – L'arrêté du 12 février 2004 et la radiologie classique.....	38
II – Analyse des différents instruments de mesure des doses à l'entrée du patient et leurs coûts économiques.....	39
1. La chambre d'ionisation à transmission.....	39
2. Les détecteurs thermoluminescents.....	41
3. Les détecteurs à scintillations.....	41
III – Evaluation d'une chambre d'ionisation à transmission pour la dosimétrie patient en radiodiagnostic.....	42
1. Le matériel.....	42
2. Résultats et discussions.....	43
Conclusion Générale.....	47
Annexes.....	48
Bibliographie.....	69

## INTRODUCTION

La parution de la directive 97/43 / EURATOM du conseil du 30 juin 1997 relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors des expositions à des fins médicales ainsi que, la publication des différents décrets et arrêtés traitant de la dosimétrie opérationnelle et des niveaux de références diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire contribuent à rendre effectif le principe d'optimisation de la radioprotection.

C'est pour répondre à ces différentes exigences réglementaires que le CHU d'Amiens a d'une part décidé de se doter d'un système informatisé de dosimétrie opérationnelle et, d'autre part de mettre en place des protocoles de mesures des niveaux de référence diagnostiques en radiologie médicale et médecine nucléaire.

De plus le CHU d'Amiens s'est engagé dans un vaste programme de renouvellement de son parc d'équipements d'imagerie médicale. A l'heure où la radiologie numérique demeure incontournable, la question du contrôle qualité de ces modalités d'acquisition se pose et, par-là celle de la qualité image de ces systèmes entre eux et, vis à vis de la radiologie analogique.

Dans ce rapport, nous vous présenterons la méthodologie employée pour mener à bien ces différentes missions. Nous ferons également une étude comparative de la qualité image de différents types de systèmes en radiologie numérique.

.../...

**PARTIE I**

**LE CENTRE HOSPITALIER UNIVERSITAIRE D'AMIENS**

## **I – Le contexte**

Le Centre Hospitalier Universitaire (CHU) d'Amiens est composé de quatre (4) sites qui sont :

- L'hôpital Nord,
- L'Hôpital Sud,
- Le Centre de Gynécologie Obstétrique et,
- Le Centre Saint-Victor qui comprend principalement les unités de longs et moyens séjours et le service d'ophtalmologie.

Le CHU est un hôpital de référence pour la région picarde qui, bénéficie d'un maillage hospitalier sur l'ensemble des trois départements (l'Aisne, l'Oise et la Somme), il joue également, le rôle d'hôpital de proximité pour le bassin de population de la région d'Amiens.

Dès sa création, le CHU s'est donné plusieurs missions parmi lesquels on peut citer :

- Etre un hôpital de proximité pour la population amiénoise,
- Etre un établissement de référence pour la région picarde,
- Etre un pôle d'excellence au niveau de la recherche et de la formation universitaire.

Pour ce faire, le CHU dispose d'une politique de démarche qualité et, développe un partenariat actif avec les CHU des régions limitrophes et, les établissements publics et privés de la Picardie.

### **1. Présentation des activités du Centre Hospitalier Universitaire**

Le CHU dispose d'une capacité d'accueil totale de 1607 lits qui se répartissent comme suit :

- 667 lits de médecine
- 410 lits de chirurgie
- 90 lits de gynécologie obstétrique
- 110 lits de soins de suite et de réadaptation
- 330 lits de longue durée

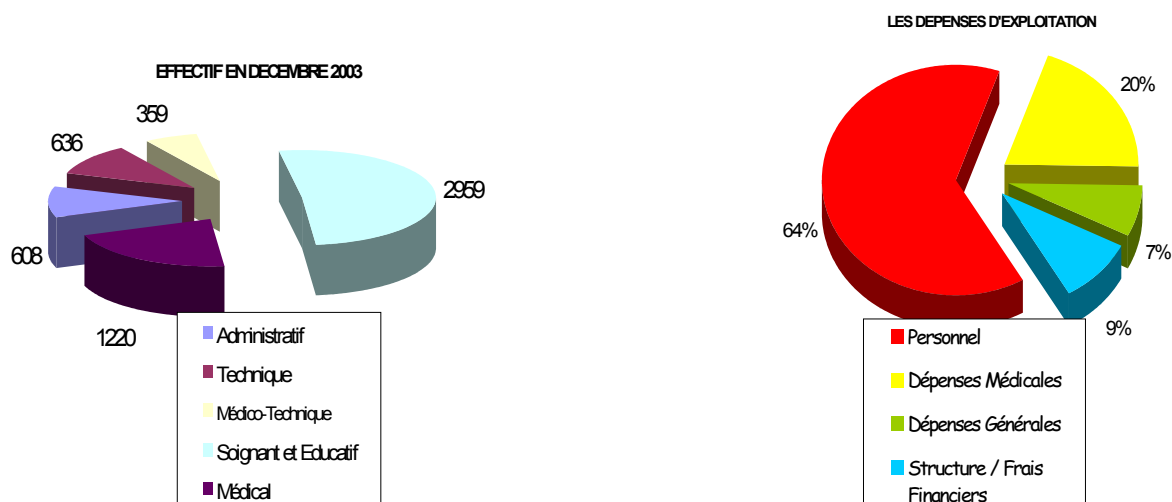
On compte également 30 postes d'hémodialyse et 64 lits de court séjour :

- 51 lits d'hôpital de jour
- 7 lits en anesthésie ou chirurgie ambulatoire
- 6 lits de soins de suite et de réadaptation.

L'activité du CHU se répartie en 16 pôles médicaux qui sont:

- Pôle Médecine Interne et Infectiologie
- Pôle Pathologie Digestives et Viscérale
- Pôle Locomoteur
- Pôle Oncologie
- Pôle Cœur
- Pôle Neurosciences
- Pôle Femme Enfant
- Pôle Tête et Cou
- Pôle Anesthésie Réanimation
- Pôle N.A.T.U.R.E (Néphrologie, Andrologie, Transplantation, Urologie, Réanimation, Endocrinologie)
- Pôle Personnes Agées
- Pôle Urgences
- Pôle Laboratoires
- Pôle Pharmacie
- Pôle Imagerie Médicale, Anatomie et Cytologie Pathologiques
- Pôle Santé Publique

## 2. Les chiffres clés et la liste des équipements lourds autorisés du CHU Amiens



Nature de l'équipement	Service	Date d'installation
Appareil de circulation sanguine extra-corporelle : <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Stockert de 2002</li> <li>▪ Stockert de 94+CAPS de 94</li> <li>▪ Stockert de 2001</li> </ul>	Chirurgie cardiaque HS Chirurgie cardiaque HS Chirurgie cardiaque HS	26/07/2002 01/02/1994 18/12/2001
Appareil accélérateur de particules et appareil contenant des sources scellées de radioéléments d'activité minimale supérieure à 500 Ci et émettant un rayonnement supérieur à 500 KeV : <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Saturne 43</li> <li>▪ Siemens Mévatron</li> </ul>	Radiothérapie HS Radiothérapie HS	01/04/1992 01/05/2000
Appareil de diagnostic utilisant l'émission de radioéléments artificiels (caméra à scintillation non munie de détecteur d'émission de positons en coïncidence) : <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ DST/XLI SMV</li> <li>▪ INFINIA GEMS</li> <li>▪ PRISM 3000 Pickers</li> <li>▪ Vision Caméra DS7 SMV</li> </ul>	Médecine Nucléaire HS Médecine Nucléaire HS Médecine Nucléaire HS Médecine Nucléaire HS	01/07/2001 01/06/2004 20/10/1995 22/07/1998
Appareil de diagnostic utilisant l'émission de radioéléments artificiels (caméra à scintillation munie de détecteur d'émission de positons en coïncidence, tomographe à émissions, caméras à positons) : <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ PETSCAN BIOGRAPH SIEMENS</li> </ul>	Médecine Nucléaire HS	25/05/2004
Scanographe à utilisation médicale : <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ GE-LIGHT SPEED 16</li> <li>▪ Hispeed CTi-GE</li> <li>▪ GE-LIGHT SPEED 16</li> </ul>	Radiologie A-B HN Radiologie A-B HN Radiologie C HS	29/09/2003 30/04/1998 03/08/2003



<p>Appareil de sériographie à cadence rapide et appareil d'angiographie numérisée :</p> <p><i>Sériographie</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Minimax 4. GE</li> </ul> <p><i>Angiographie numérisée</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Multidiagnost 4 philips</li> <li>▪ Advant'X GE</li> <li>▪ GE Innova 2000 S</li> <li>▪ Polytron Siemens</li> </ul>	<p>Bloc neurologie HN</p> <p>Radiologie A-B HN Radiologie A-B HN Radiologie C HS Radiologie C HS</p>	<p>01/01/1981</p> <p>01/09/1999 31/12/1994 30/03/2004 08/09/1997</p>
<p>Appareil d'imagerie ou de spectrométrie par résonance magnétique nucléaire à utilisation clinique :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Sigma Advantage GE</li> <li>▪ 2<sup>ème</sup> équipement à acquérir</li> </ul>	<p>Radiologie A-B HN Radiologie C HS</p>	<p>01/11/1990 En cours</p>
<p>Appareil de destruction tran pariétale des calculs :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Nova DIREX (autorisation au CHU de Lille)</li> </ul>	<p>Urologie HS</p>	<p>22/05/1995 à Lille</p>
<p>Appareil destiné à la séparation in vivo des éléments figurés du sang :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Kuraray KM 8800</li> </ul>	<p>Hémodialyse et Néphrologie HS</p>	<p>Appareil à lipaphérèse non classé en équipement lourd, installé le 26/08/1997</p>
<p>Appareil à ultrasons destiné au traitement du cancer de la prostate :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ ABLATHERM</li> </ul>	<p>Urologie HS</p>	<p>Appareil non classé en équipement lourd, installé le 01/04/2004</p>

HS (Hôpital Sud) et HN (Hôpital Nord)

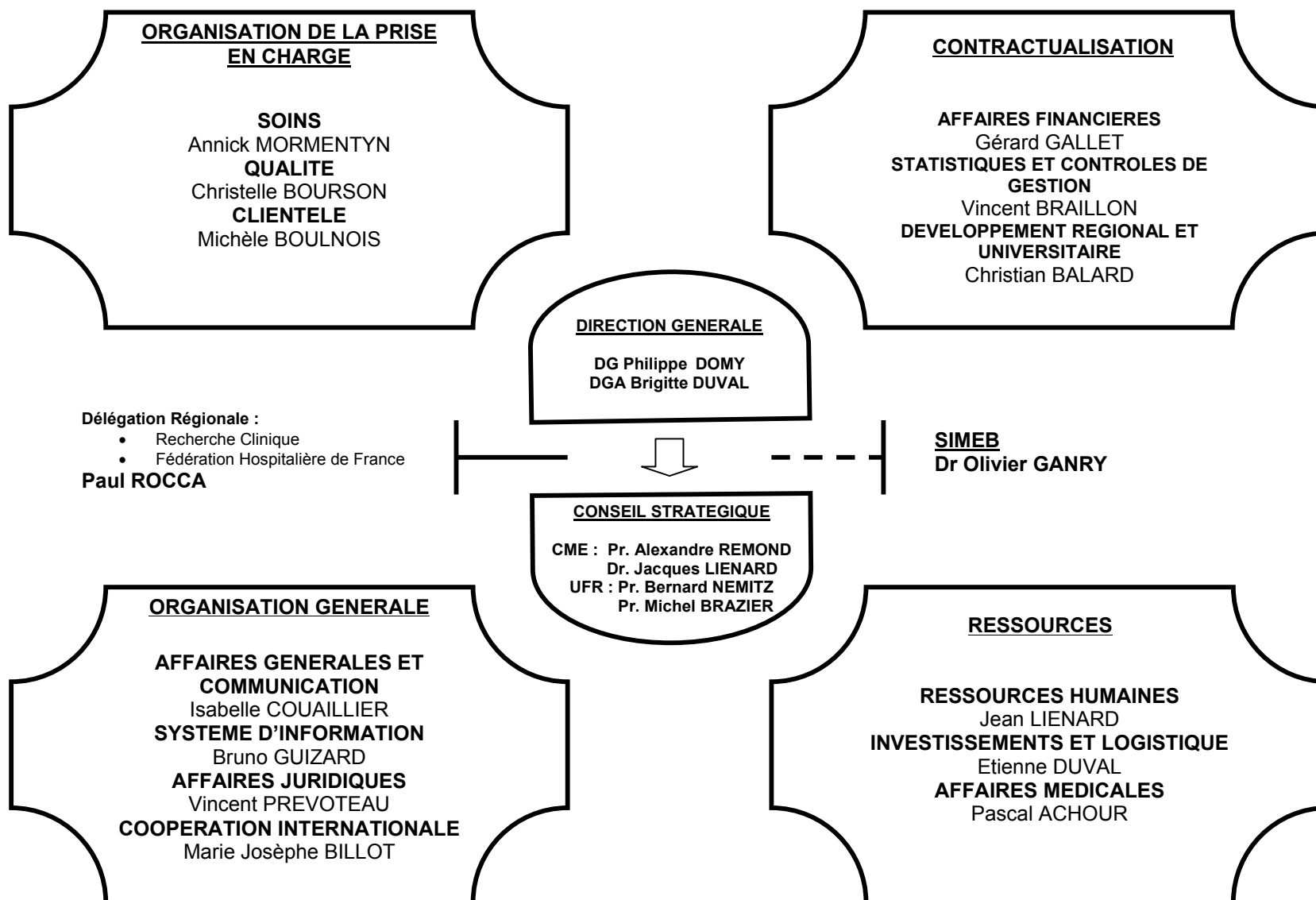
### 3. L'organigramme de direction générale

Le CHU d'Amiens est dirigé par un Directeur Général assisté d'un Directeur Général Adjoint. La direction générale travail en étroite collaboration avec le conseil stratégique qui comprend quatre membres dont deux sont issues de la CME (Commission Médicale d'Etablissement) et deux de l'UFR (Unité de Formation et de Recherche).

Les différentes directions du CHU sont regroupées en quatre pôles stratégiques qui sont :

- Le pôle organisation de la prise en charge
- Le pôle contractualisation
- Le pôle organisation générale
- Le pôle ressources.

Le pôle ressources comprend trois directions dont, la Direction des Investissements et de la Logistique.



#### 4. Les évolutions futures du CHU d'Amiens

Le CHU d'Amiens s'est inscrit dans un vaste projet d'unification des quatre (4) sites sur un site unique à l'hôpital sud. Le plan hôpital 2007 a été une opportunité pour le CHU de se moderniser et d'être en phase avec le contexte dans lequel il évolue.

Le nouveau CHU offrira de nombreux avantages et permettra de mettre fin à certains dysfonctionnements induits par l'éclatement des sites :

- Transferts inter – sites pénibles pour les patients. Ils sont coûteux en temps et en énergie.
- Doublons fonctionnels ; certaines fonctions sont reproduites à l'identique sur plusieurs sites. C'est le cas de la pharmacie, de la restauration, des blocs, de l'anesthésie, des laboratoires, services techniques, services biomédicaux, etc.
- L'organisation géographique impose des équipements multipliés (scanner, automates d'analyse...) et le dédoublement des effectifs.

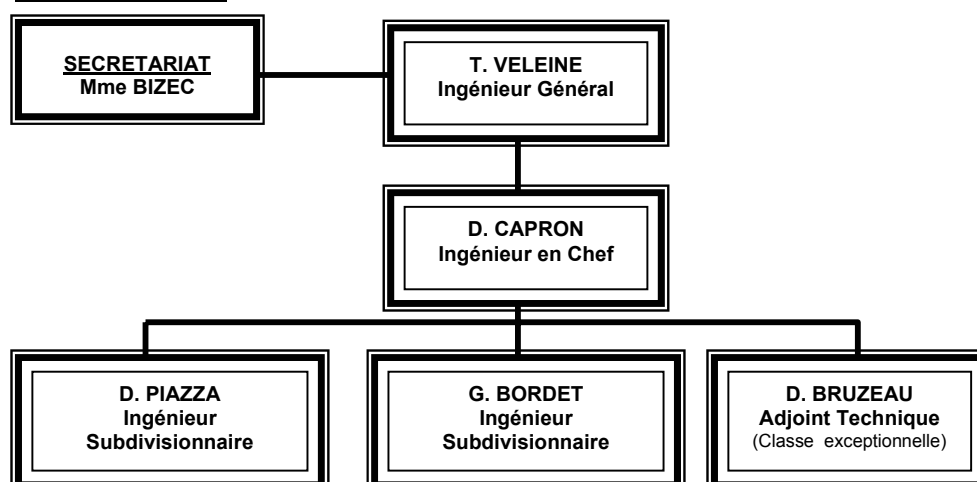
A l'heure actuelle, le projet nouveau CHU se trouve en phase de Programme Technique Détaillé qui consiste à inventorier d'abord toutes les activités médicales et non médicales de l'Hôpital Nord, de l'Hôpital Sud, du Centre Gynécologie Obstétrique, du service d'ophtalmologie du Centre St-Victor et, à les redéfinir dans le cadre des nouvelles organisations à mettre en place au futur CHU.

Le Programme Technique Détaillé a débuté en février 2004 et se poursuivra jusqu'en septembre 2004. Les prochaines phases du projet sont :

Les différentes phases du projet	Dates d'exécutions
Avant Projet Sommaire – APS	Dernier Trimestre 2004
Avant Projet Détaillé – APD	1 <sup>er</sup> Trimestre 2005
Projet	Juin 2005
Appels d'Offres de Travaux	4 <sup>ème</sup> Trimestre 2005
Exécution des Travaux	Fin 2005 jusqu'à Fin 2009
Equipements	A compter du Dernier Trimestre 2008

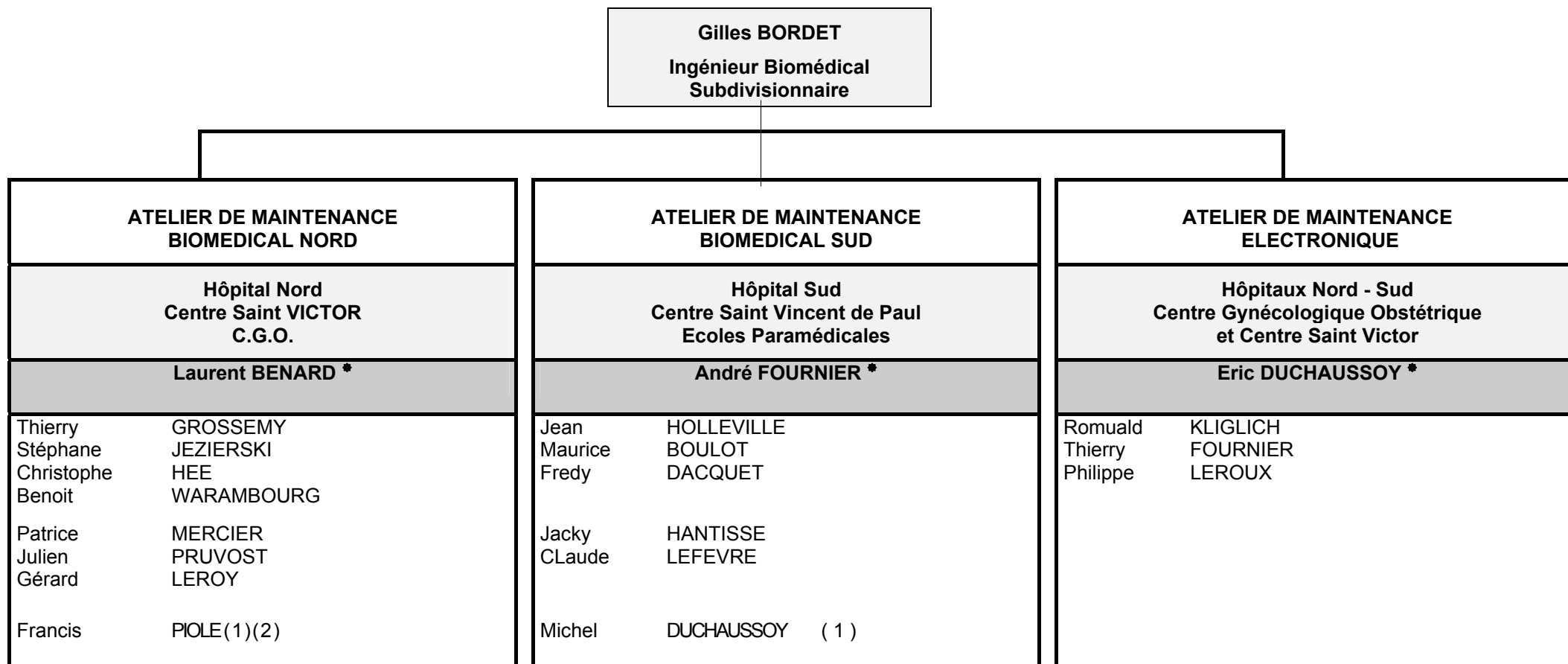
## II – Le Département des Ressources Biomédicales

### 1. Son organisation



**Figure 1 : Organigramme du Département des Ressources Biomédicales**

Notons également que les Ingénieurs Biomédicaux sont également Conseillers Techniques des Centres Hospitaliers d'Abbeville, Péronne, Corbie et Montdidier dans le cadre du CENTRE REGIONAL D'INGENIERIE BIOMEDICALE, créé en 1992.



- ✱ Adjoint Technique encadrant chaque structure
- ( 1 ) Agent administratif
- ( 2 ) Instrumentation de Blocs Opératoires Nord/Sud/Ophtalmologie/C.G.O

**Figure 2 : Organigramme des Services Techniques Biomédicaux et d'Electronique**

## 2. Les différentes activités du Département des Ressources Biomédicales

Le Département des Ressources Biomédicales est une entité rattachée à la Direction des Investissements et de la Logistique du CHU d'Amiens. Les trois (03) missions principales qui lui sont assignées par la Direction Générale se définissent comme suit :

- La fonction d'interface entre la Direction Générale, les services médico-techniques et les services cliniques.
- La fonction achats et logistique,
- La fonction maintenance,

**La fonction maintenance :** C'est l'une des fonctions essentielles du DRB. Elle est assurée par les Services Techniques Biomédicaux et d'Electronique dirigé par, M. Gilles BORDET, Ingénieur Biomédical, cette structure est chargée :

- D'assurer les actions de maintenance interne ou externe,
- De gérer : les contrats de sous-traitance, les pièces détachées nécessaire à la réparation, les Dispositifs Médicaux, les Equipements de Contrôles d'essais et de Mesures (ECEM)
- D'assurer le contrôle qualité des D.M. et la formation des utilisateurs,
- D'assurer le suivi de la matériovigilance, la sécurité des D.M. ainsi que la veille technologique,
- Enfin, grâce à la GMAO, elle garantit une traçabilité de toutes les interventions effectuées par les techniciens. La GMAO permet également d'avoir une lisibilité des coûts de maintenance et, de l'état du parc des équipements biomédicaux du CHU.

**La fonction achat et logistique :** Elle est réalisée par l'ensemble des Ingénieurs Biomédicaux du CHU d'Amiens. Chaque Ingénieur est spécialisé sur l'achat d'une partie du parc biomédical. Dans le tableau suivant, nous vous présentons la répartition des tâches au niveau de la fonction achat.

Noms et Grades	Secteurs d'activités
T. VELEINE, Ingénieur Biomédical Général, responsable du Département des Ressources Biomédicales (DRB)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Imagerie</li> <li>▪ Dossier Equipements Lourds (Petscan, IRM, Gamma Camera, etc.)</li> </ul>
D. CAPRON, Ingénieur Biomédical en Chef	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Laboratoire</li> <li>▪ Explorations Fonctionnelles (EEG, ECG, EMG, etc.)</li> <li>▪ Ophtalmologie</li> <li>▪ Stomatologie</li> </ul>
G. BORDET, Ingénieur Biomédical Subdivisionnaire	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Vidéo endoscopie</li> <li>▪ Bloc opératoire</li> <li>▪ Perfusion</li> <li>▪ Audiovisuel, vidéoprojecteur, etc.</li> <li>▪ Suivi des différents chantiers</li> </ul>
D. PIAZZA, Ingénieur Biomédical Subdivisionnaire	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Anesthésie / Réanimation (adultes, enfants, néonatalogie)</li> <li>▪ Respirateur / Monitoring</li> <li>▪ Générateur d'Hémodialyse</li> <li>▪ Electrocardiographe, etc.</li> </ul>
D. BRUZEAU, Adjoint Technique (classe exceptionnelle)	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Instrumentation petits matériels (laryngoscopes, otoscopes, tensiomètres, etc.)</li> <li>▪ Organisation des mises en services</li> </ul>

La fonction achat et logistique comprend toutes les phases de la procédure d'achat et l'installation des dispositifs médicaux.

**La fonction d'interface avec la Direction Générale, les Services médico-techniques et les Services cliniques :** Le Département des Ressources Biomédicales se situe dans une relation de type "Fournisseurs & Clients". Il fournit une prestation de service à deux types de clients qui sont d'une part, les services médico-techniques et les services cliniques et d'autre part la Direction Générale par le biais de la Direction des Investissements et de la Logistique. Il est à noter qu'en bout de chaîne, le client final est le patient.

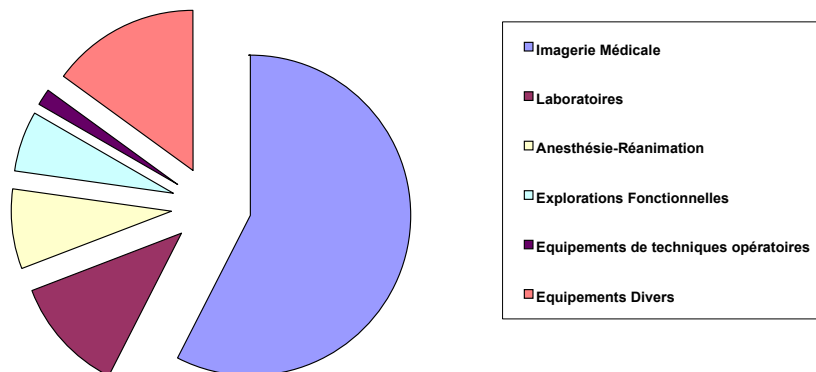
Le responsable du DRB est chargé de la mise en forme des plans pluriannuels d'équipements biomédicaux, dans la limite des possibilités budgétaires du CHU et, en prenant en compte les nouvelles techniques innovantes.

### 3. Les grands chiffres 2003/2004

Le tableau ci-dessous présente le budget prévisionnel de maintenance en 2004 :

	Montant en Euro
Budget pièces détachées (Biomédical & Microinformatique)	315.742
Budget maintenance externalisée à l'attachement (Biomédical et Microinformatique)	1.109.651
Budget contrat de maintenance externalisée (Biomédical et Microinformatique)	2.959.721
Budget entretien matériel divers (Bips/audiovisuel/etc.)	40.000

Les dépenses d'acquisition d'équipements biomédicaux au 31/12/2003 se répartissent comme suit :



**PARTIE II**

**EVALUATION COMPARATIVE DE LA QUALITE IMAGE DE DIFFERENTS  
SYSTEMES DE RADIOLOGIE NUMERIQUE**

L'essor des technologies de l'information et des sciences informatiques contribue énormément à l'amélioration des pratiques professionnelles en milieu de santé et à la qualité des soins. Les technologies biomédicales possèdent en effet, une forte dominante informatique. On assiste plus particulièrement, en radiologie à une numérisation irréversible de toutes les modalités d'imagerie médicale par le déploiement des capteurs numériques (à conversion directe ou indirecte) et, des écrans radioluminescents à mémoires (plus connus sous le nom de plaques phosphores).

Le CHU d'Amiens a entamé ces dernières années un ambitieux programme de renouvellement de son plateau technique d'imagerie médicale. On le sait, un tel projet passe nécessairement par l'acquisition des technologies numériques les plus innovantes et les plus performantes. Devant ces technologies de plus en plus diverses et le combat acharné que se livrent les industries d'imagerie biomédicale, une question demeure : quel est à nos jours, la technologie numérique la plus performante au sens de la qualité image et de l'optimisation de la dosimétrie patient ?

Dans cette étude, nous essaierons d'apporter notre contribution à cette problématique en évaluant les différentes technologies d'acquisition numériques les unes par rapport aux autres à travers des indices et critères pertinents.

## **I – Présentation générale des différents systèmes de radiologie numérique**

Les systèmes de radiologie numérique se décomposent en deux grandes familles qui sont la numérisation directe (Direct Radiography) et la numérisation par plaques photostimulables (Computed Radiography).

➤ **La numérisation directe (ou capteurs plans)** : les détecteurs à numérisation directe sont communément connus sous le nom de capteurs plans. Il en existe deux types : les capteurs plans à conversion directe et les capteurs plans à conversion indirecte.

➤ **La numérisation par plaques photostimulables** : cette technologie développée par fujifilm fait appel aux propriétés de phosphorescences photostimulables de certains corps artificiels ou matériaux. Ces types de systèmes sont nécessairement associés à des lecteurs dédiés.

Ces technologies permettent aux utilisateurs de visualiser quasi instantanément l'image acquise sur une console de diagnostic.

### **A – Les capteurs plans à conversion directe**

On entend par conversion directe, la transformation des photons X issus du patient en signaux électriques. Ce principe physique repose sur un matériau spécifique sensible aux photons X et capable de déclencher sous l'effet des rayons X diverses réactions physiques visant à convertir les photons X en charges électriques.

#### **A.1 – Principe physique et technologique**

Le matériau utilisé dans ces types de capteurs est une plaque de sélénium amorphe de quelques centaines de microns d'épaisseur, sur lequel, on a déposé une matrice de photodiodes et de TFT (Thin Field Transistor ou transistor à effet de champ). Le pixel est défini par la surface de l'électrode reliée au drain.



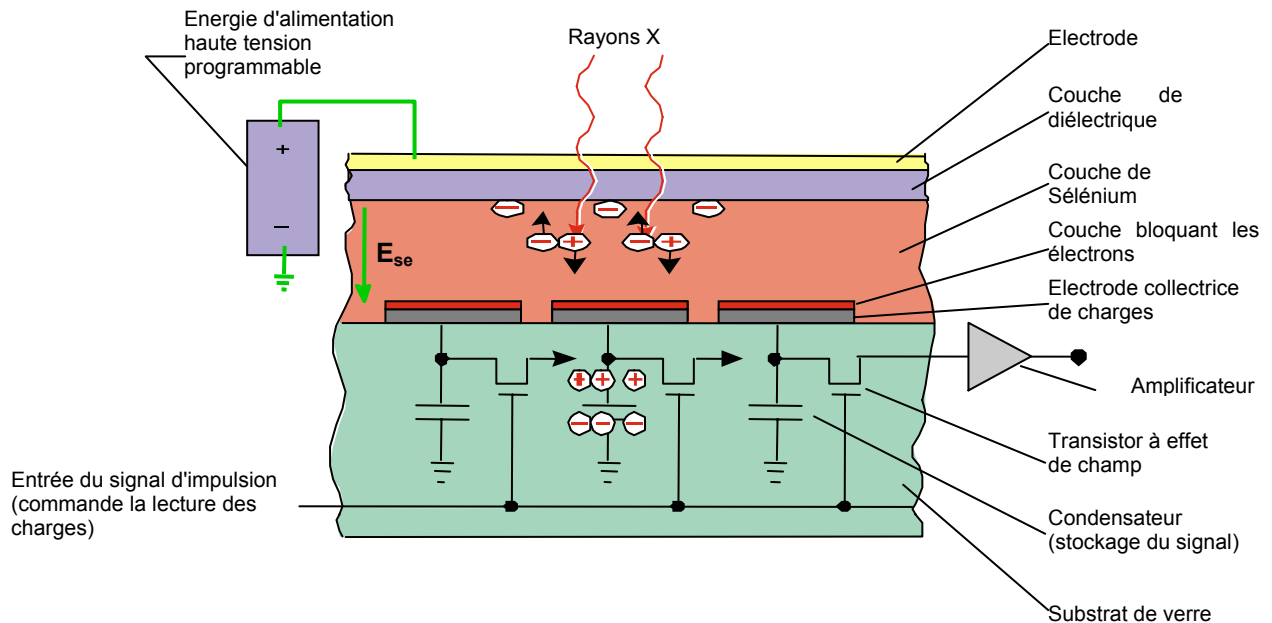


Figure 3 : Schéma de fonctionnement du capteur DirectView (source Kodak)

Pendant l'exposition radiologique, des photons X sont absorbés par le sélénium et les charges créées sont attirées par le champ électrique  $E_{se}$ . Des électrodes collectrices de charges permettent de recueillir les charges qui sont ensuite provisoirement stockées dans des condensateurs. Sous l'effet d'un signal de commande, les charges stockées sont transmises aux différentes matrices TFT. Les signaux ainsi obtenus sont amplifiés avant d'être transmis aux unités informatiques de traitement du signal et de reconstruction des images.

Chaque charge produite sous l'effet des rayonnements X est localisée grâce au champ électrique appliqué perpendiculairement au plan de la plaque de détection favorisant ainsi, une très bonne résolution spatiale dépendant elle-même de la taille de la matrice active.

Parmis, les inconvénients ou contraintes liés à cette technologie, nous pouvons citer :

- Une assez faible interaction  $R_x / \text{matière}$  due au faible numéro atomique du sélénium ( $Z = 34$ ). Pour une épaisseur de détection de 500  $\mu\text{m}$  de sélénium, nous avons un rendement de 45% à 70 kV.
- Le phénomène de rémanence rendant difficile l'évolution de cette technique vers l'imagerie dynamique.
- Le vieillissement du matériau détecteur avec le cumul de dose.

## A.2 – Principaux constructeurs

Les principaux constructeurs qui ont opté pour cette technologie sont :

- HOLOGIC / DRC (intégré par Kodak et Stéphanix) propose deux capteurs directs, statiques et asymétriques au sélénium amorphe et matrice TFT. Le premier format est de 35\*43  $\text{cm}^2$  avec des pixels de 139  $\mu\text{m}$  et le second de 24\*29  $\text{cm}^2$  avec des pixels de 70  $\mu\text{m}$ .
- Toshiba avec le capteur "Dyna Direct". Il en existe plusieurs types : les capteurs statiques de 20\*20  $\text{cm}^2$  et une cadence d'images de 30 images/secondes, et 35\*35  $\text{cm}^2$  avec des pixels de 150  $\mu\text{m}$  (capteur statique) et bientôt les capteurs dynamiques de 43\*43  $\text{cm}^2$  avec également des pixels de 150  $\mu\text{m}$  et une cadence d'images de 30 images/secondes.

	KODAK	STEPHANIX	TOSHIBA
<b>Capteur</b> ▪ <b>Dimensions</b> ▪ <b>Résolution (pl/mm ou µm)</b>	Sélénium amorphe / TFT HOLOGIC 35*43 cm <sup>2</sup> 139 µm	Sélénium amorphe / TFT HOLOGIC 35*43 cm <sup>2</sup> 3,6 pl/mm	Sélénium amorphe / TFT DYNA DIRECT 20*20 cm <sup>2</sup> 35*35 cm <sup>2</sup> 150 µm 150 µm (cadences images 30 i/s)
<b>Statifs et applications cliniques</b>	<b>DirectView 5100</b> (examens thoraciques) <b>DirectView 7100</b> (salles polyvalentes) <b>DirectView 9000</b> (salles d'urgences)	Statif pulmonaire. Arceau en U sur colonne avec capteur basculant. EPEX : table à hauteur variable avec colonne porte capteur tournant autour (dédié aux salles d'urgences)	ULTIMAX : salle polyvalente avec arceau télécommandé (détecteur DynaDirect 35 cm)
<b>Durée avant visualisation de l'image</b>	10 secondes	7 secondes	–
<b>Durée de vie du capteur</b>	8 ans (estimation)	5 ans (estimation)	5 ans (estimation)
<b>Consoles d'acquisition &amp; post-traitement</b>	1 console d'acquisition / visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.	1 console d'acquisition + 1 console de visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.	1 console d'acquisition + 1 console de visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.

## B – Les capteurs plans à conversion indirecte

Les capteurs plans à conversion indirecte transforment dans une première phase, les rayons X en photons lumineux puis, dans une seconde phase les photons lumineux en signal électrique. Il existe sur le marché deux types de capteurs plans à conversion indirecte :

- Les capteurs plans à conversion indirecte à base de silicium amorphe déposée sur une matrice de TFT (transistor à effet de champ) ou à base de scintillateur d'oxysulfite de gadolinium sur une matrice de silicium amorphe (GadOx/aSi).
- Les capteurs plans à conversion indirecte à un ou plusieurs caméras CCD (Charged Couple Device) recueillant l'image, après sa focalisation par un guide de lumière ou un jeu de lentilles.

Les capteurs plans à conversion indirecte se présentent généralement soit, sous forme de monodalle soit, sous forme mosaïque composée de plusieurs éléments juxtaposés.

### B.1 – Principe physique et technologique

#### ☞ Capteurs plans à conversion indirecte à base de silicium amorphe

Ils sont constitués d'une couche de silicium amorphe sur laquelle on a déposé une matrice de photodiodes et de transistors à effet de champ (TFT). Au-dessus de cette couche, on trouve un scintillateur composé d'iodure de césium (CsI) avec une structure en aiguille. Seule la société CANON a opté pour la technologie GadOx/aSi.

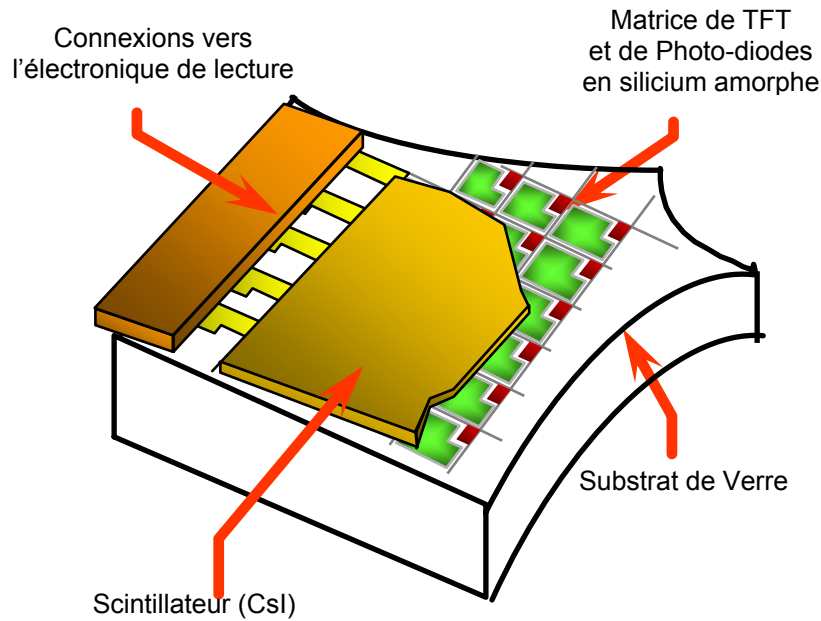


Figure 4 : Principe du détecteur Révolution™ – Source G.E.M.S

Les photons X sont absorbés par le cristal scintillateur (CsI) qui délivre des photons lumineux (c'est le phénomène de fluorescence). Les photons réagissent avec la matrice de silicium amorphe pour fournir des charges électriques qui seront ensuite captés et transmis à l'électronique de reconstruction et transmission des images.

Ces détecteurs possèdent une meilleure interaction Rx / matière que le sélénium donc, une meilleure efficacité quantique de détection. Cependant, comme le montre la figure suivante, le principal inconvénient est le phénomène de diffusion des photons lumineux dans l'épaisseur du scintillateur.

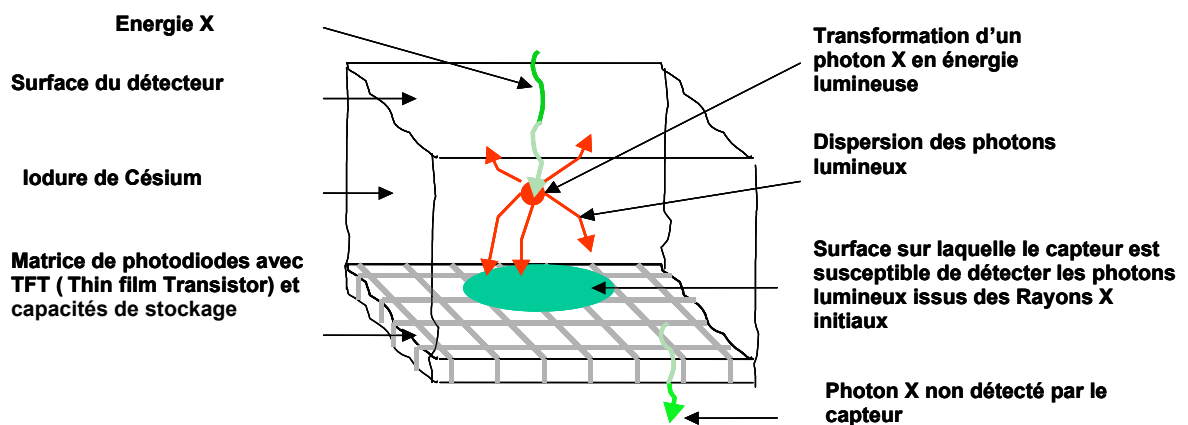


Figure 5 : Phénomène de diffusion des photons lumineux dans l'épaisseur du scintillateur

(source Kodak)

## ☞ Capteurs plans à conversion indirecte à base de caméra CCD

Ces types de détecteurs ont un système optique très développé. Ils sont constitués des trois (03) éléments suivants :

- Un scintillateur permettant la conversion des rayons X en photons lumineux
- Le système optique est soit composé d'un guide de lumière conique qui récupère une partie importante des photons émis et les transmet à un ou plusieurs caméras CCD. Soit composé, d'un jeu de lentilles qui transmet également l'image à un ou plusieurs caméras CCD.
- Les caméras CCD constituées, d'une face sensible aux photons lumineux et, produisant des charges électriques à sa sortie.

### B.2 – Principaux constructeurs

On distingue ici deux grandes catégories de constructeurs la première est celle des constructeurs qui ont fait le choix de la technologie des capteurs plans matricielle au silicium amorphe (scintillateur d'iodure de césium ou de gadolinium). La seconde catégorie est celle des capteurs plans à base de caméra (s) CCD couplé(s) à un scintillateur d'iodure de césium.

	FERRANIA	GEMS	PHILIPS	SIEMENS	STEPHANIX
<b>Capteur</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ <b>Dimensions</b></li> <li>▪ <b>Résolution (pl/mm ou µm)</b></li> </ul>	TRIXELL Csl/aSi 43*43 cm <sup>2</sup> 3,5 pl / mm (capteur mosaïque)	GEMS Csl/aSi 21*21 et 43*43 cm <sup>2</sup> 5 pl / mm (capteur monodale)	TRIXELL Csl/aSi 43*43 cm <sup>2</sup> 3,5 pl / mm (capteur mosaïque)	TRIXELL Csl/aSi 43*43 cm <sup>2</sup> 3,5 pl / mm (capteur mosaïque)	CANON GadOx/aSi 43*43 cm <sup>2</sup> 3,2 pl / mm (capteur mosaïque)
<b>Statifs et applications cliniques</b>	DR 942 : statif pulmonaire et arceau en U (1 capteur) DR 982 : Os-poumon (1 capteur)	XQ/i : statif pulmonaire (1 capteur) XQ/i OTS : potter basculant polyvalent (1 capteur) XRd : os-poumons (2 capteurs)	DIGITAL DIAGNOST : os-poumons avec potter basculant (2 capteurs)	ARISTOS VX et MX : pulmonaire + Os-poumon (1 ou 2 capteurs) ICONOS : table télécommandée ARTIS : examens d'angiographies AXIOM FX : statif robotisé (1 capteur)	EVOLUTION : salle télécommandée (os-poumons et diverses applications).
<b>Durée avant visualisation de l'image</b>	10 secondes	3 secondes	3 à 8 secondes	3 secondes	3 secondes
<b>Durée de vie du capteur</b>	-	10 ans (estimation)	8 ans (estimation)	8 ans (estimation)	5 ans (estimation)
<b>Consoles d'acquisition &amp; post-traitement</b>	1 Console d'acquisition + 1 console de visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.	1 Console d'acquisition + 1 console de visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.	1 Console d'acquisition + 1 console de visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.	1 Console d'acquisition / console de visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.	1 Console d'acquisition + 1 console de visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.

	DMS APELEM	SWISSRAY
<b>Capteur</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ <b>Dimensions</b></li> <li>▪ <b>Résolution (pl/mm ou µm)</b></li> </ul>	PALADIO Csl/4Caméras CCD 43*43 cm <sup>2</sup> 100 µm, 200 µm et 400 µm	ddR Csl/4Caméras CCD 36*43 cm <sup>2</sup> 3 pl/mm
<b>Statifs et applications cliniques</b>	Statif pulmonaire (1 capteur) BACCARA : table télécommandée (1 capteur) pour salle polyvalente	ddR Chest System : examens pulmonaires ddR Combi ddR Modulaire ddR Multi system
<b>Durée avant visualisation de l'image</b>	4 secondes	20 secondes
<b>Durée de vie du capteur</b>	10 ans (estimation)	-
<b>Consoles d'acquisition &amp; post-traitement</b>	1 console d'acquisition / visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.	1 console d'acquisition / visualisation en salle. Possibilité de consoles déportées.

### C – Les Ecrans Radioluminescents à Mémoires (ERLM)

Communément appelés CR (Computed Radiography) ou plaques photostimulables, ils permettent l'obtention des images par une voie indirecte. Le processus de numérisation comporte deux phases ; la première est la transformation des rayons X en lumière au contact de la plaque phosphore, La seconde est la révélation de l'image latente ainsi produite par photo stimulation laser. La numérisation du signal détecté et la reconstruction de l'image se fait à l'aide d'algorithmes de pré et post traitements.

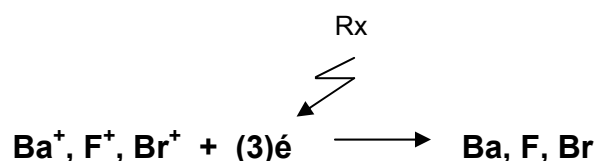
La technologie CR nécessite d'associer au système d'acquisition (appareils de radiologie) un lecteur dédié, donc, une manipulation de cassette entre l'acquisition et la lecture.

La plaque est constituée des éléments suivants [PICARD, DESS TBH 2001] :

- Une couche de protection ventrale (transparente en polyéthylène)
- Une couche sensible (200 à 300 µm). Elle se compose d'un cristal de Fluoro-halogénure de Baryum dopé avec des ions d'Europium bivalents choisis pour leur forte luminescence (le Ba F-Cl, Eu<sub>2</sub> ou le Ba F-Br, Eu<sub>2</sub>). Son rôle est de mémoriser l'image latente qui va être créée lors d'une émission de rayons X
- Une couche support
- Une couche dorsale de protection

#### C.1 – Principe physique et technologique

Le principe physique repose sur l'utilisation de plaques constituées d'un réseau cristallin de baryum (Ba), fluor (F) et de brome (Br) monovalent dopé à l'europium bivalent Eu<sup>2+</sup>. Sous l'action des rayons X, des atomes d'europium perdent un électron. Ces électrons excités atteignent la bande de conduction électronique et sont piégés par les molécules de Ba, F, Br monovalents pour constituer du Ba, F, Br stables.



La plaque contient alors une image latente stable caractéristique du flux de rayons X absorbé par le patient irradié qui sera détectée à l'aide d'un lecteur de plaques.

De façon générale, les lecteurs de plaques photostimulables sont constitués des éléments suivants :

- Un laser qui sert à balayer la plaque afin d'en restituer l'image latente.
- Une fibre optique qui capte le signal émis par la plaque après excitation par faisceau laser.
- Un photomultiplicateur qui amplifie le signal reçu
- Une électronique de conversion analogique numérique
- Un système informatique de mémorisation et traitement des données (algorithmes de reconstruction d'images)

A ces différents éléments, on associe un écran de visualisation et un reprographe pour l'impression sur film de l'image radiologique.

### C.2 – Les principaux constructeurs de lecteurs de plaques

	AGFA	FUJI	KODAK	KONICA	PHILIPS
<b>Taille des clichés</b>	36*43 cm <sup>2</sup> 30*120 cm <sup>2</sup> (ADC Easy lift)	36*43 cm <sup>2</sup> 30*120 cm <sup>2</sup>	36*43 cm <sup>2</sup> 43*129 cm <sup>2</sup> 18*24 cm <sup>2</sup> (Haute Résolution)	35*35 cm <sup>2</sup> 35*105 cm <sup>2</sup>	36*43 cm <sup>2</sup> 36*90 cm <sup>2</sup> 36*120 cm <sup>2</sup>
<b>Résolution</b>	100 µm à 166 µm	Entre 100 µm et 200 µm	100 µm (5 pl / mm)	87,5 µm et 175 µm	100 µm et 200 µm
<b>Console de post traitement (oui / non)</b>	OUI	OUI (EYEPIX)	OUI (MASTER PAGE)	OUI (REGIUS-IM et CS1)	OUI (PHILIPS EASY VISION)
<b>Console d'identification (oui / non)</b>	OUI	OUI (NETPIX)	OUI (ROP / ECRAN TACTILE)	OUI (IDS 680 P permet de disposer de la worklist mais pas de système d'identification physique de la cassette sauf pour REGIUS 150)	OUI (USIT)
<b>Systèmes commercialisés</b>	<b>ADC SOLO Mono K7</b> (60 plaques/h max) <b>ADC Compact + MULTI K7</b> (100 plaques/h max) <b>SCAN HEAD</b> lecteur mono entrée utilise la technologie CCD à la place du PM (150 plaques/h)	<b>FCR 5000 + Multi K7 à 4 entrées</b> (158 plaques/h max) <b>FCR 5000R Mono K7</b> (100 plaques/h max) <b>FCR XG1 Mono K7 compacte</b> (90 plaques/h max)	<b>CR 800 Mono K7</b> (70 plaques/h max) <b>CR 900 Multi K7</b> avec chargeur de 17 K7 (60 plaques/h max) <b>CR 850</b> (100 plaques/h max)	<b>REGIUS 150 Multi K7</b> avec chargeur à 5 K7 (78 plaques/h max) <b>REGIUS 170 Multi K7</b> avec chargeur à 2 entrées (90 plaques/h max)	<b>COMPANO S</b> (90 plaques/h max) <b>COMPANO Mono K7</b> AC 500 Mono K7 (70 plaques/h max) <b>AC 5000 Multi K7 à 4 entrée</b>

### D – Les indicateurs d'évaluation de la qualité de détection des différents systèmes

Les indicateurs d'évaluation de la qualité image en radiologie numérique sont très différentes de ceux de la radiologie analogique. En effet, les principales propriétés d'un détecteur numérique sont les suivantes :

- La luminosité qui est l'équivalent numérique de la densité ou du noircissement.
- La taille du champ couvert.
- La linéarité ; c'est la relation linéaire ou directe entre l'exposition et la densité de l'image.
- L'uniformité qui est la sensibilité constante de la totalité de la surface du détecteur.
- La résolution en contraste ou capacité de distinguer de faibles écarts de densité affichés par une image.
- La résolution spatiale qui mesure la définition en paire de lignes au millimètre (2,5 pl/mm correspond à un pixel de 0,2 mm).
- Le bruit de fond électronique.
- Le rapport signal sur bruit.
- Le temps et la fréquence d'acquisition des images.

Outre ces indicateur, il existe l' "Efficacité Quantique de Détection" et la "Fonction de Transfert et de Modulation" que nous traiterons dans les lignes qui suivent.

### **D.1 – l'Efficacité Quantique de Détection (DQE)**

L'efficacité quantique de détection est une caractéristique traduisant l'efficacité de l'exposition pour obtenir l'information. Elle dépend de la résolution spatiale et du rapport signal sur bruit. Une DQE plus élevée implique une meilleure probabilité de détection y compris pour des objets de faible contraste et la possibilité d'incorporer dans le futur des applications avancées telles que la Détection Assistée par Ordinateur (CAD), la tomosynthèse, la soustraction d'énergie et la mammographie par injection de produit de contraste.

La DQE est lié au pouvoir d'arrêt du milieu détecteur ainsi qu'au nombre d'événements secondaires créés par les photons X absorbés. Ce paramètre montre l'aptitude d'un détecteur à convertir fidèlement l'image radiante sans la distordre en comparant le rapport signal sur bruit en sortie par rapport à son entrée :

$$DQE = (S/B)_{\text{sortie}} / (S/B)_{\text{entrée}}$$

La DQE mesurée à une fréquence spatiale inférieure à 1, devra être supérieure à 0,5 dans une chaîne d'imagerie médicale. Elle peut être voisine de 0,8 dans les cas les plus favorables [SUPIOT, DESS TBH 2001].

### **D.2 – La Fonction de Transfert et de Modulation (FTM)**

La Fonction de Transfert et de Modulation caractérise la fidélité de l'image à l'objet réel. Elle mesure la qualité de l'image en fonction de sa fréquence spatiale. On la représente par une courbe décroissante comprise entre 1 et 0.

La FTM permet de reconnaître l'évolution conjointe du contraste et de la résolution dans l'utilisation d'un système. Le plus souvent en imagerie, la FTM est meilleure pour les basses fréquences. On définit le niveau minimum de transfert de contraste souhaité (par exemple 10%) et l'on regarde sur la courbe à quelles fréquences cette valeur est obtenue ou perdue, associant ainsi contraste et fréquence. Un système peut transmettre moins efficacement certaines fréquences. Certains systèmes peuvent transmettre quasi parfaitement les fréquences faibles et mal les fréquences élevées, d'autres transmettent mal les basses fréquences et bien les fréquences moyennes.

Les appareillages et les moyens de calcul nécessaires à l'évaluation de la FTM d'un système ne sont pas à la portée des radiologues et des ingénieurs biomédicaux, qui devront se contenter de comparer des documents techniques et commerciaux ; dans la pratique, les méthodes de mire conservent leur intérêt comparatif. Par contre l'analyse des FTM fournies par les constructeurs est très informative.

### **D.3 – Notion de qualité image et optimisation de dose**

Les niveaux de doses délivrés aux patients lors des examens de radiodiagnostic sont en principe déterminés par la qualité des examens requises et l'étendue des investigations nécessaires pour établir le diagnostic [DE SOUSA, 2002].

Il existe donc une relation parfaite entre la notion de qualité image et celle de dose délivrée au patient. L'essor des systèmes d'imagerie numérique a permis de réduire de façon incontestable la dose délivrée au patient par examens.

L'acquisition de technologie numérique en radiologie implique une mise à jour du programme de contrôle qualité des installations de radiologie afin d'être conforme aux spécificités des systèmes de radiologie numérique.

### **D.4 – Le CDRAD 2.0 : Fantôme de détection de la qualité image**

L' évaluation de la qualité de l'image radiologique est basée sur la caractérisation des propriétés physiques de la chaîne d'imagerie. la perception visuelle que se fait le clinicien lors de l'analyse du cliché radiologique est cruciale pour le diagnostique en imagerie médicale.



Le fantôme de contraste permet de quantifier la perception sur une gamme variée de contraste. Il est utilisé pour les systèmes d'imagerie diagnostique, d'angiographie numérique et de fluoroscopie. Pour le cas particulier de la mammographie, un fantôme particulier a été développé : le CDMAM 3.4

Le fantôme CDRAD est une tablette de Plexiglas (265mm \* 265mm) avec une épaisseur de 10 mm. La plaque de Plexiglas contient des trous cylindriques de diamètre équivalant à la profondeur exact (avec une tolérance de 0,03 mm). Il contient 225 cases réparties sur 15 lignes et 15 colonnes, dans lesquels, on a gravé un ou deux points de couleur noires qui représentent les trous cylindriques.

Les trois premières lignes présentent des cases contenant chacune un trou. Les autres lignes présentent des cases contenant deux trous identiques, l'une au centre et l'autre dans l'une des extrémités.

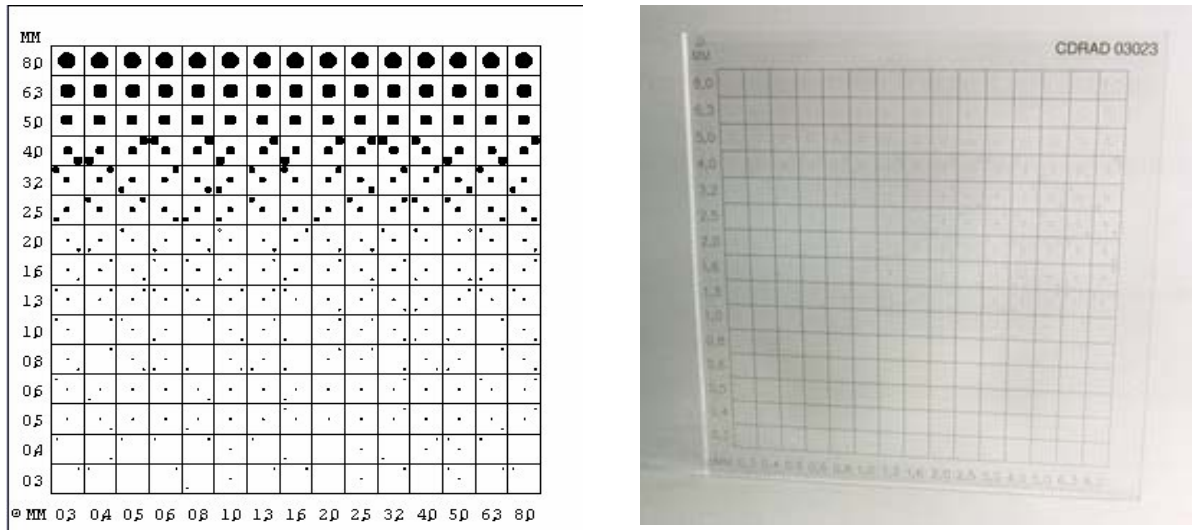


Figure 6 : Fantôme CDRAD 2.0 (Source ARTINIS)

Dans chaque ligne, le diamètre des trous est constant avec une profondeur exponentiellement croissante. Dans chaque colonne, la profondeur des trous est constante avec un diamètre exponentiellement croissant.

Les mesures possible avec le fantôme CDRAD sont :

- Comparaison de la qualité image avec des détecteurs variés.
- Détermination de la densité optimale, par variation de cette densité.
- Détermination de l'exposition technique, par variation du potentiel du tube.
- Etc.

Pour faire une image par rayons X, le fantôme CDRAD doit être placé sur la table patient. On peut ajouter au CDRAD une ou plusieurs plaques de Plexiglas pour adapter l'épaisseur à celle des examens patients moyens. Différents paramètres doivent être réglé :

- Le potentiel du tube à RX,
- La taille focale des RX,
- Exposition manuelle ou automatique,
- Avec ou sans grille.

Pour avoir de meilleurs résultats de l'évaluation de la qualité image, on besoin de faire évaluer les images par trois (03) observateurs expérimentés. Pour augmenter les données statistiques, trois images indépendantes faites dans les mêmes conditions peuvent être analysées. La pondération permet d'analyser et traiter les données.

L'image doit être lu de façon à déterminer la zone ou les trous sont visibles. Pour ce faire, on doit :

- Identifier la surface ou les trous excentrés sont visibles.
- Déterminer les trois champs qui doivent être observés au niveau de chaque lignes et colonnes.
- Se conformer aux règles d'ajustages qui se trouvent dans le paragraphe suivant.



L'indication de la position des trous excentrés est ensuite comparé à la vraie position du trou dans le fantôme. Il faut se référer à la grille d'évaluation du fantôme CDRAD. Pour l'analyse des observations, certaines règles doivent être appliquées : tenir compte des 4 voisins les plus proches (définis par un axe commun) du champ d'examen. L'évaluation d'un champ particulier se rapportera toujours aux observations des champs voisins. Des exemples de correction sont présentés dans les lignes qui suivent.

### ☞ Règles de correction ou ajustage

Dans l'ajustage il y a 3 possibilités ou cas pour chaque observation :

- **T** : le trou excentrique a indiqué la vraie position.
- **F** : le trou excentrique a indiqué une fausse position.
- **N** : le trou excentrique n'a pas été du tout indiqué.

Les deux principales règles pour l'ajustage sont :

1. Un trou noté vrai (T) nécessite qu'au minimum deux (02) des voisins les plus proches soient correctement indiqués.
2. Un trou faux (F) ou non indiqué (N) sera considéré en tant que vrai si et seulement si les 3 ou 4 voisins les plus proches sont correctement indiqués.

Tenir également compte des exceptions ci-dessous :

1. Un vrai (T) qui a seulement deux voisins proches (situé en bordure du fantôme) a besoin de seulement un (01) voisin proche correctement indiqué pour rester vrai.
2. Un trou faux (F) ou non indiqué (N) qui a seulement 02 voisins proches sera considéré vrai si et seulement si les 02 voisins les plus proches sont correctement indiqués.

### ☞ Exemples d'ajustages

06 (six) exemples d'ajustage sont présentés ci-dessous :

#### **Exemple 1 :** Le plus courant.

T\* reste T parce que 02 de ses voisins les plus proches sont correctement indiqués.

F\* reste F parce qu'il y a seulement 02 de ses voisins les plus proches qui sont correctement indiqués.

#### **Exemple 2 :**

F\* est considéré comme un T parce que il a plus de deux (02) voisins proches correctement indiqués.

Les deux T\* ont cependant un seul voisin proche correctement identifié et sont donc considérés comme des F.

#### **Exemple 3 :**

T\* reste T parce qu'il a 1 voisin sur les 2 les plus proches correctement indiqués.

#### **Exemple 4 :**

F\* sera considéré comme un T parce qu'il a ses deux (02) voisins les plus proches qui sont correctement indiqués.

T\* sera considéré comme un F parce qu'il a seulement un voisin proche correctement indiqué.

#### **Exemple 5 :**

F\* reste un F parce que sur 2 voisins proches, il y a un seul qui est correctement indiqué.

Les deux T\* sont considérés comme F parce qu'ils ont respectivement un (01) seul ou aucun voisin le plus proche correctement indiqué.

#### **Exemple 6 :**

T\* reste T parce que sur deux voisins proches un seul est correctement indiqué.

F\* sera considéré comme un T à cause de ses trois (03) voisins les plus proches qui sont correctement indiqués.

## Présentation des résultats

### Par l'utilisation d'outils mathématiques

La courbe à déterminer s'appelle courbe de contraste / détail [1]. La qualité de l'image peut s'exprimer par le calcul du rapport des positions correctement identifiées sur le nombre total de cases (formule 1).

$$\text{Rapport d'observations corrects} = \frac{\text{Observations corrects}}{\text{Nombre total de cases}} * 100\% \quad [1]$$

Une autre méthode pour quantifier la qualité de l'image est appelée méthode d'indice de qualité de l'image [2,3] qui est défini dans la formule 2.

$$\text{IQF} = \sum C_i * D_{i;th} \quad [2]$$

IQF (Image Quality Figure)

On note  $D_{i;th}$  le diamètre de la limite en contraste de la colonne  $i$ . la somme du produit de la colonne  $i$  par le diamètre de la limite en contraste de la colonne  $i$  donne l'indice de qualité de l'image (IQF).

Pour le calcul de cet indice, deux règles essentielle sont proposées :

1. Une colonne complètement invisible aura comme conséquence un  $D_{i;th}$  de 10 mm (pour une profondeur de trou entre 0,3 et 8 mm).
2. Une colonne totalement visible aura pour conséquence un  $D_{i;th}$  de 0,3 mm (pour une profondeur de trou entre 0,3 et 8 mm).

La qualité de l'image augmente avec un nombre croissant de trous correctement identifiés. Dans certains cas, l'IQF deviendra plus petit parce que les valeurs seuils du diamètre et de la profondeur des trous sont plus petites.

Si cette dernière approche donne un chiffre croissant pour une qualité d'image croissante, il est recommandé d'utiliser la formule 3.

$$\text{IQFInv} = \frac{100}{\sum C_i * D_{i;th}} \quad [3]$$

### Par la courbe de contraste / détail

Les résultats peuvent être représentés sur un graphe. On trace une courbe représentant la profondeur des trous par rapport à leur diamètre. La courbe limite du champ s'appelle courbe de contraste détail.

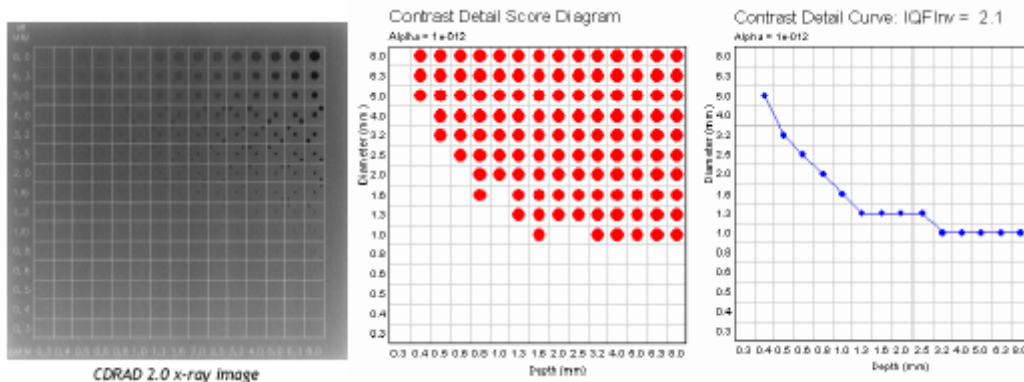
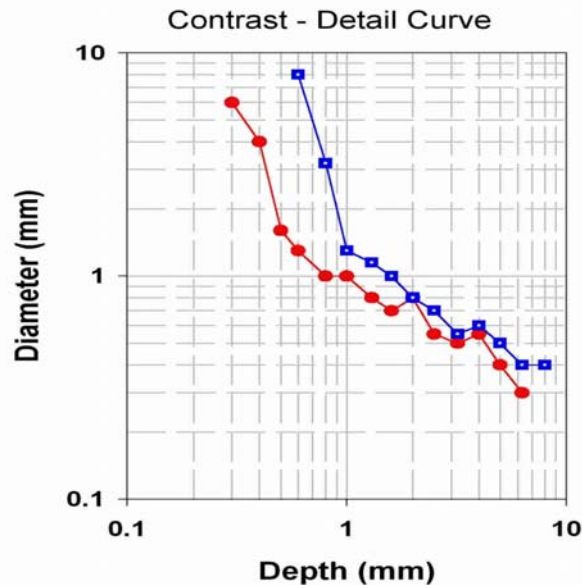


Figure 7 : Méthode d'évaluation de la qualité image (Source ARTINIS)

Pour la comparaison de différents systèmes d'imagerie, les images des fantômes doivent être réalisées dans des conditions identiques et évaluées par le même observateur au même instant. Le meilleur système devra alors produire une image dans laquelle les plus petits contrastes et détails sont visibles. L'on doit avoir un décalage de la courbe de CD (contraste / détail) à la partie gauche inférieure de l'image (voir figure suivante. Source ARTINIS).



## II – Evaluation comparative de la qualité image de différents systèmes de radiologie numérique

La FTM (Fonction de Transfert et de Modulation) exprime l'évolution du contraste de l'image obtenue en fonction de la fréquence spatiale de l'objet pour un contraste objet donné. Ce paramètre permet d'évaluer en partie les performances d'un détecteur. La courbe suivante nous donne les FTM de différents types de détecteurs en radiologie numérique.

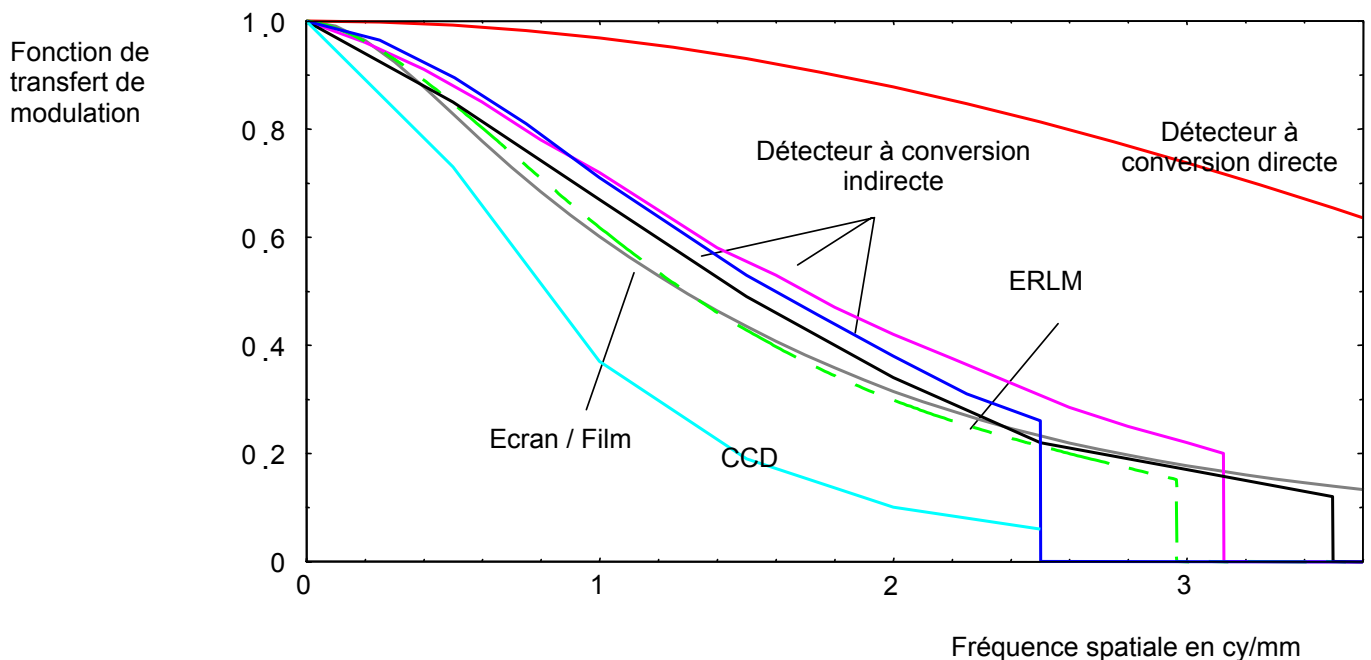


Figure 8 : Fonction de transfert de modulation des principaux détecteurs du marché (source Kodak)

L'analyse de la courbe nous montre que les détecteurs à conversion directe ont une meilleure FTM que tous les autres types de détecteurs. Les capteurs à camera CCD présente par contre la plus mauvaise FTM. La FTM caractérise bien la résolution en contraste mais, ne tient pas compte du bruit. Seule, elle n'est pas très représentative de la qualité du détecteur.

La DQE (Efficacité Quantique de Détection) caractérise très bien les capteurs numériques car, elle intègre le bruit, la résolution, la sensibilité et l'absorption des Rx. La DQE s'exprime en pourcentage et est de [AFIB, 2003] :

- 20 à 30% pour un couple écran film (examens à faible dose impossibles) ;
- 20 à 25 % pour les ERLM, mais avec une plage d'exposition plus large par rapport aux films classiques et une meilleure sensibilité ;
- 30 à 40% pour les capteurs plans au sélénium ;
- 45 à 55% pour les capteurs plans au silicium et scintillateur ;
- 60 à 70% pour les amplificateurs de luminances.

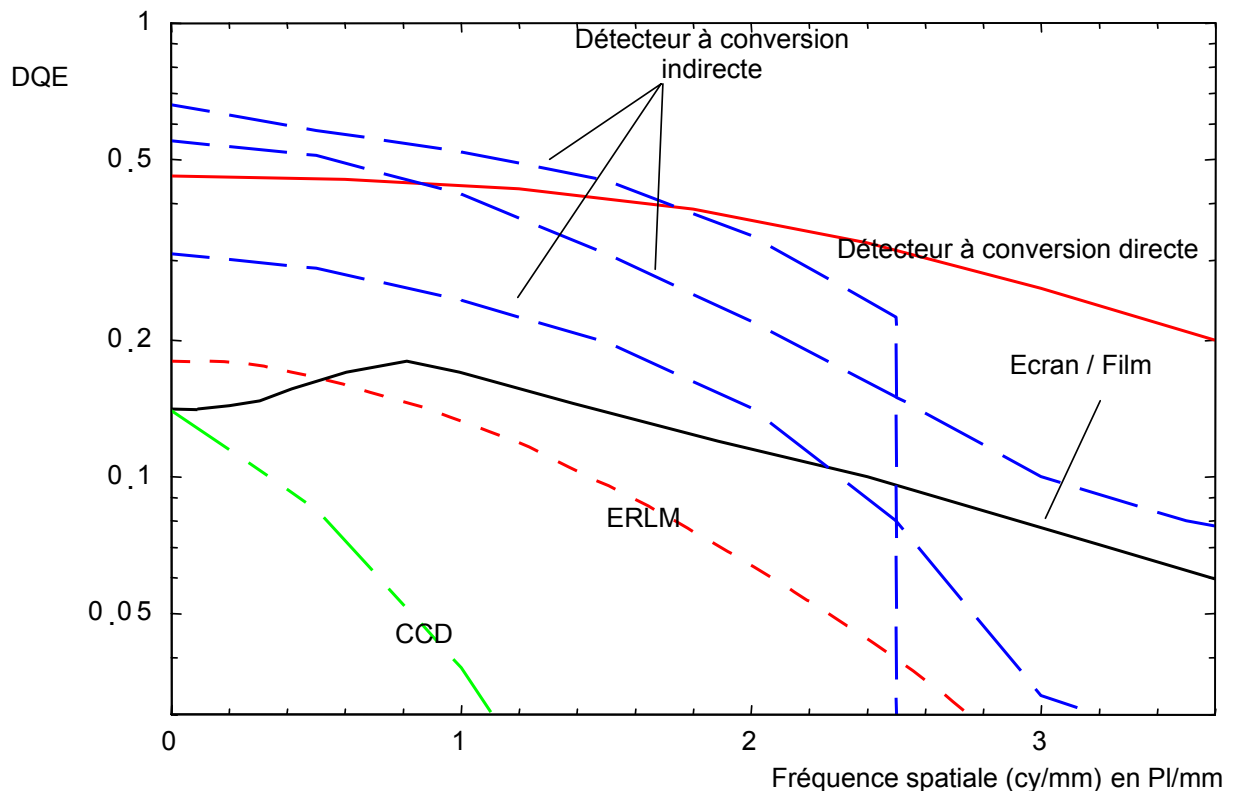


Figure 9 : DQE en fonction de la fréquence spatiale (Source Kodak)

Ces deux principaux paramètres nous permettent de se faire une idée sur la performance des détecteurs numériques que l'on trouve sur le marché. Mais, force est de reconnaître qu'une installation de radiologie numérique ne se limite pas au seul détecteur. Elle est une chaîne d'acquisition et de traitements d'images composés de plusieurs éléments (algorithmes, circuits électroniques) : la performance ou la fiabilité d'un élément de la chaîne ne garantit pas la performance du système en entier.

On le voit, la meilleure façon de comparer les systèmes numériques entre eux est d'aller au delà de ces paramètres et se focaliser sur l'élément principal qui est obtenu en bout de chaîne : l'image radiologique numérique. Nous avons donc fait des tests avec le fantôme CDRAD 2.0 sur différents types d'installations radiologiques numériques du CHU d'Amiens. Une analyse des clichés nous a permis d'évaluer la qualité image de ces différents systèmes en déterminant la courbe seuil de contraste qui caractérise la résolution et la performance des différents systèmes étudiés. Par cette méthode, on détermine de façon indépendante, c'est à dire sans se laissé influencer par les constructeurs, le système le plus performant. Cette méthode peut être inscrite dans un programme de contrôle qualité des équipements de radiodiagnostic de type numérique.

## A – Matériels & Méthodes

Nous avons effectuée des études comparatives d'évaluation de la qualité image de deux systèmes de radiologie numérique. Le premier système est celle de la salle d'urgence de marque APELEM avec le capteur numérique "PALADIO". Cette salle est situé au service de radiologie C de l'hôpital sud. Le second système est une table de radiologie couplée à un détecteur de type ERLM et de marque KODAK. Un lecteur de plaques radiologiques "Direct-View CR 950" permet de visualiser les images radiologiques contenues dans les plaques au phosphore. Ce système est également situé au service de radiologie C de l'hôpital sud.

Deux plaques de plexiglas de 1 cm ont été respectivement disposé au dessus et en dessous du fantôme CDRAD 2.0. Les paramètres d'expositions sont de 75 kV et 15 mAs. Les caractéristiques propres à chaque capteur sont les suivantes :

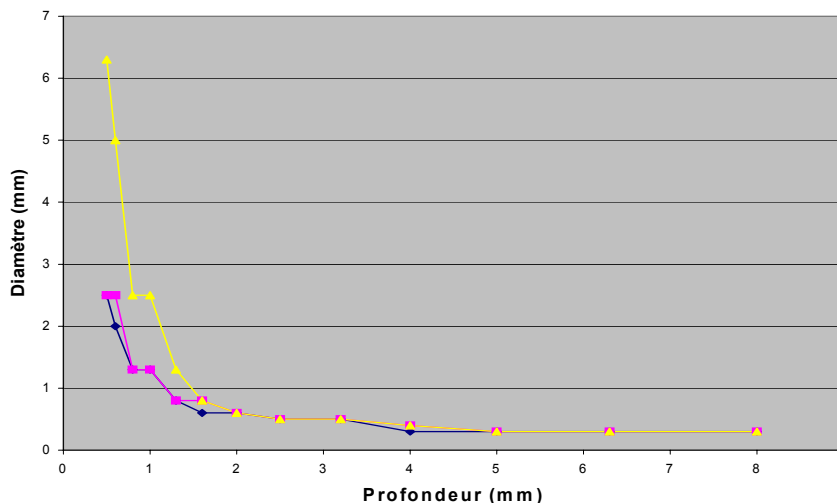
- **KODAK.** La taille est de 35\*35 cm<sup>2</sup> et la résolution est de 139 µm.
- **PALADIO.** La taille est de 43\*43 cm<sup>2</sup>. notons que ce capteur possède différentes gammes de résolutions (100 µm, 200µm et 400µm). Le mode usuel d'utilisation est de 200µm.

## B – Résultats & Discussions

Les résultats obtenus sont présentés ci dessous.

Profondeur (mm)	0.3	0.4	0.5	0.6	0.8	1.0	1.3	1.6	2.0	2.5	3.2	4.0	5.0	6.3	8.0
Diamètre KODAK (mm)	5.0	5.0	2.5	2.0	1.3	1.3	0.8	0.6	0.6	0.5	0.5	0.3	0.3	0.3	0.3
Diamètre PALADIO 100 µm (mm)	6.3	5.0	2.5	2.5	1.3	1.3	0.8	0.8	0.6	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3
Diamètre PALADIO 200 µm (mm)	-	-	6.3	5	2.5	2.5	1.3	0.8	0.6	0.5	0.5	0.4	0.3	0.3	0.3

**Courbe de Contraste de différents types de systèmes de radiologie numérique**



Sur le graphique, le jaune et le rose correspondent au capteur PALADIO lorsque la résolution est respectivement fixée à 200 et 100 µm, le bleu correspond à la plaque phosphore KODAK.

Le rapport des observations correctes R est de 70.22 % pour la plaque phosphore KODAK et de 68.88 % pour le capteur à cameras CCD PALADIO pour une résolution de 100 µm.

Cette étude nous montre que le capteur PALADIO nous donne une qualité image égale à celle de la plaque phosphore KODAK lorsque la résolution est de 100  $\mu\text{m}$ . il va de soit que lorsque l'on choisit une résolution de 200  $\mu\text{m}$  ou 400  $\mu\text{m}$ , on a une qualité image moins bonne que celle de la plaque phosphore. La « PALADIO » présente néanmoins des avantages certains car son utilisation implique un gain de temps par la suppression de toutes manipulations de cassettes.

Nous aurions voulu étendre notre étude par l'analyse des images issues de toute la gamme de capteur numérique existant sur le marché afin de se faire une idée sur l'allure des courbes de contrastes de ces systèmes numériques. Pour ce qui est de l'étude ainsi réalisée, nous sommes satisfaits car nos conclusions s'approchent de celles déduites par l'analyse des courbes de la FTM et de la DQE. On remarque que les insuffisances du capteur à cameras CCD peuvent être compensées par de très bons algorithmes de reconstructions de l'image. **Restons cependant prudent car la fiabilité d'un système de radiologie numérique repose également sur sa robustesse c'est à dire sa capacité à maintenir une qualité image constante sur une durée assez longue.**

Notre avis est que ce outil peut être utile lors du contrôle qualité réglementaire à la réception de la salle. On déterminera alors la courbe de contraste à la réception qui servira de référence lors des contrôles périodiques à venir de la salle.

**PARTIE III**

**PARTICIPATION A UNE PROCEDURE D'ACHAT D'UN SYSTEME DE  
DOSIMETRIE OPERATIONNELLE**

## **I – La dosimétrie opérationnelle**

La dosimétrie opérationnelle a fait son apparition dans le milieu médical grâce à l'arrêté du 23 mars 1999. Avant cette date, la surveillance de l'exposition du personnel aux rayonnements ionisants se faisait à l'aide de dosimètres photographiques plus connu, sous le nom de dosimétrie passive. Cette dernière est donc associée à la dosimétrie opérationnelle qui améliore grandement la radioprotection du personnel médical et paramédical.

Concrètement, la dosimétrie opérationnelle est un système de dosimètres électroniques fournis aux agents lors de leurs interventions en zone contrôlée et, restitués en fin d'intervention. Les mesures de l'exposition ainsi obtenues sont collectées dans un système informatisé local, celui-ci assure le suivi des doses individuelles par tâche. Ces données sont intégrées dans une application informatique nationale le SISERI (Système d'Information de la Surveillance de l'Exposition aux Rayonnements Ionisants).

Quelques soient leurs caractéristiques propres, les systèmes de dosimétrie opérationnelle répondent donc à plusieurs finalités communes :

- Le contrôle en temps réel des doses reçues. Ce qui, d'une part fournit un moyen d'alerte immédiate du personnel et d'autre part, contribue à la prise en charge de la protection radiologique par les travailleurs eux-mêmes.
- La mise en œuvre de l'optimisation de la radioprotection.
- La répartition équitable des doses individuelles afin de prévenir l'exposition excessive de certains agents.

## **II – Rappel du contexte de l'appel d'offre / quelques éléments du C.C.T.P.**

Le C.H.U. d'AMIENS a lancé le premier trimestre 2004 un appel d'offres ouvert concernant la fourniture d'un système de dosimétrie opérationnelle, **conforme au Décret 98-1186 et aux arrêtés du 23/03/1999** (précisant les règles de dosimétrie externe des travailleurs affectés à des travaux sous rayonnements ionisants - J.O. du 28 avril 1999), pour l'équipement progressif de l'ensemble des plateaux techniques d'imagerie (système de dosimétrie opérationnelle). Les prestations ont été réparties en 3 tranches, dont une ferme et deux conditionnelles. Les prestations demandées au marché sont décomposées en 2 postes :

<b>N° de poste</b>	<b>Désignation du poste</b>	<b>N° nomenclature</b>
<b>Poste 1</b>	Fourniture et installation d'un système de dosimétrie opérationnelle (bornes de lecture, boîtiers individuels de dosimétrie, superviseur informatique)	18.38
<b>Poste 2</b>	Etalonnage et maintenance du système de dosimétrie	81.18

### FOURNITURE ET INSTALLATION D'UN SYSTEME DE DOSIMETRIE OPERATIONNELLE SUR LES PLATEAUX TECHNIQUES D'IMAGERIE :

Le présent chapitre concerne la fourniture et l'installation progressive, sous forme d'un marché à tranche ferme et à tranches conditionnelles, des équipements nécessaires au développement de la dosimétrie opérationnelle pour l'étude des postes de travail dans les différents services utilisant les rayonnements ionisants du C.H.U., et à l'application des dispositions réglementaires précitées.

Dans un premier temps, les dosimètres opérationnels seront utilisés pour la réalisation d'études de risques liés aux postes de travail et à l'évaluation des pratiques professionnelles des agents des services suivants :

- Service de Biophysique Médicale et Médecine Nucléaire à l'Hôpital Sud (Médecine Nucléaire et nouvelle Unité de Tomographie par Emission de Positons en cours de construction et d'équipement) ;
- Plateau d'imagerie interventionnelle des Services d'imagerie A & B de l'Hôpital Nord ;
- Service d'imagerie interventionnelle du Service de Radiologie C à l'Hôpital Sud.

Dans un second temps, après vérification de la qualité et de la bonne adaptation des premiers systèmes livrés aux besoins des utilisateurs, il sera envisagé un déploiement complémentaire progressif de la dosimétrie opérationnelle en radiothérapie et curiethérapie, aux blocs opératoires, et aux divers services utilisateurs de rayonnements ionisants.



## SPECIFICATION TECHNIQUE DE LA FOURNITURE

Le système de dosimétrie opérationnelle proposé sera constitué de :

- Dosimètres électroniques individuels portables de petites dimensions. Ils seront attribués de façon non nominative ni permanente. Ils devront être adaptés au type et à l'énergie des rayonnements à détecter dans chaque secteur du plateau technique du C.H.U. (radiologie conventionnelle et interventionnelle, médecine nucléaire, TEP à 511keV, ...). Le système proposé devra permettre en standard la lecture des doses superficielles et profondes (Hp 0,07 et Hp 10). ;
- Bornes de lecture des dosimètres portables par liaison sans fil. Ces bornes seront localisées dans des locaux judicieusement choisis pour permettre un accès aisé aux utilisateurs, et permettront de décharger les informations et les doses enregistrées par les dosimètres électroniques portables et individuels dans une base de données gérée par un serveur informatique ;
- Les racks de rangement adaptés au nombre de dosimètres définis dans chaque secteur et pouvant, le cas échéant, assurer d'autres fonctions comme la recharge des batteries ;
- Serveur informatique pour gestion nominative des données d'exposition, à partir de la mise en réseau des bornes de lecture des dosimètres électroniques. Le logiciel d'exploitation doit permettre la gestion des expositions individuelles de chaque agent recensé dans le système, et l'échange de données selon le protocole SISERI mis en œuvre par l'Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN) ;
- Les contraintes de raccordement des éléments constitutifs du système en terme de réseau informatique devaient être soigneusement détaillées, au moyen de schémas synoptiques et d'une note technique détaillée remis par les soumissionnaires à l'appui de leur proposition.

Les quantités à prévoir pour chacun de ces éléments constitutifs du système de dosimétrie opérationnelle répondent aux objectifs de déploiement progressif et maîtrisé sur la durée du marché à tranche ferme et à tranches conditionnelles. Elles sont données par le tableau suivant :

Eléments de l'installation	Tranche ferme	1° tranche conditionnelle	2° tranche conditionnelle
- dosimètres électroniques portables pour rayonnements X	25	35	35
- dosimètres électroniques portables adaptés aux rayonnements en médecine nucléaire ( $\gamma$ et $\beta$ )	4	6	6
- dosimètres électroniques portables adaptés aux rayonnements en imagerie TEP (rayons $\gamma$ de 511 keV)	3	4	4
- bornes de lecture à liaison sans fil	5	5	5
- racks de rangement & recharge pour dosimètres portables	5	7	7
- serveurs informatiques de gestion des données	1	1	1
- licences logicielles pour consultations délocalisées et partielles des données (selon des règles d'accès limitatives définies par l'administrateur du système)	1	2	2

## OPTIONS NON OBLIGATOIRES LIEES A LA FOURNITURE DU SYSTEME

Le C.C.T.P. proposait aux soumissionnaires de répondre aux options suivantes, liées à la fourniture du système :

- **Option n° 1** : fourniture du matériel informatique nécessaire à la mise en œuvre du système, notamment pour le poste de visualisation et d'exploitation des données informatisées de la Personne Compétente en Radioprotection (P.C.R.) et ses délégués éventuels ;
- **Option n° 2** : fourniture éventuelle de licences logicielles supplémentaires pour les personnes déléguées par la personne compétente, afin de leur permettre d'accéder de façon limitative au logiciel de suivi dosimétrique du personnel concernant un secteur bien défini (si cette possibilité n'est pas disponible en offre de base) ;
- **Option n° 3** : en fonction du mode de réalisation des contrôles réglementaires périodiques (en usine ou sur site), les soumissionnaires pouvaient prévoir une dotation complémentaire par rapport aux

quantités décrites ci-dessus pour tenir compte des délais d'acheminement entre l'établissement et le prestataire. De même, il pouvait être proposé un nombre supplémentaire de dosimètres laissé à l'appréciation des soumissionnaires pour tenir compte des pertes ou bris de matériel.

### **III – Etude comparative des systèmes de dosimétrie opérationnelle**

Les sociétés suivantes sont les 3 principaux fournisseurs ayant une solution technique validée par l'IRSN.

- **"APVL"**, avec une offre de base constituée autour du dosimètre EPD Mk2 de la Société Thermo Electron Corporation Ltd (anciennement Siemens Environmental Systems). Le système proposé est donc composé :
  - De dosimètres EPD Mk2 identiques pour tous les secteurs d'activités hospitaliers, permettant l'enregistrement des doses issues des rayonnements X, Gamma et Bêta.  
L'attribution nominative d'un dosimètre lors de la prise de poste de travail se fait par saisie d'un code personnel numérique, après insertion du dosimètre dans un emplacement spécifique de la borne de lecture située en entrée de zone contrôlée. Le dosimètre est alimenté par une pile, assurant 8 mois d'autonomie en fonctionnement normal ;
  - De bornes de lecture et de recueil des doses, avec écran tactile en interface "homme-machine", et lecteur infra-rouge pour communiquer et échanger les informations avec le dosimètre individuel. Cette opération nécessite l'insertion de ce dernier dans une fente de lecture lors du passage devant la borne ;
  - Des racks de rangement des dosimètres, disposant de 10 emplacements, purement passifs ;
  - D'une station de travail assurant le rôle de serveur informatique du système, avec base de données nominatives des agents hospitaliers concernés. La communication avec l'IRSN se fait actuellement en format CSV.
  
- **"COMET"**, avec une offre de base constituée autour du dosimètre EDM-III, fabriqué par la Société PANASONIC. Le système proposé dispose de caractéristiques techniques spécifiques, dont la possibilité de communication en temps réel des données enregistrées par les dosimètres vers un réseau d'antennes réceptrices. Il est composé :
  - De dosimètres EDM-III identiques pour tous les secteurs d'activités hospitaliers, permettant l'enregistrement des doses issues des rayonnements X, Gamma et Bêta. Le dosimètre dispose d'un émetteur sans fil de technologie "Bluetooth", permettant la transmission en temps réel des données lorsqu'il se trouve dans le rayon de réception d'une antenne active (10 mètres) ;
  - De bornes d'attribution type DAM-III, permettant à chaque utilisateur de s'attribuer un dosimètre de façon nominative lors de sa prise de poste de travail, soit par saisie d'un code personnel numérique, soit au moyen d'une clef à puce électronique personnelle de type "i-Button", après insertion du dosimètre dans un emplacement spécifique de la borne. En sortie de zone, le système d'attribution récupère les données enregistrées par le dosimètre, et permet à l'utilisateur de consulter les cumuls de doses (annuel, mensuel, journalier) ;
  - De rack-chargeur DCUC-III x8 : le dosimètre est alimenté par un accumulateur, assurant 16 heures d'autonomie en fonctionnement normal, avec une durée de recharge complète de 2 heures. Celle-ci est assurée au moyen de ces dispositifs, permettant chacun de prendre en compte jusqu'à 8 dosimètres. Ils assurent également la désattribution d'un dosimètre mis en recharge, avec récupération des données enregistrées ;
  - D'antennes réceptrices Bluetooth DRM-III : il s'agit d'une spécificité du système de dosimétrie COMET, qui permet le cas échéant, en fonction du réseau d'antennes mis en œuvre, d'avoir une véritable traçabilité des doses en temps réel, chaque dosimètre étant en mesure de transférer ses données dès qu'il entre dans le rayon d'action d'une de ces antennes ;
  - D'un serveur informatique unique centralisant les données de tous les composants du système (système d'attribution et chargeur des batteries des dosimètres, antennes réceptrices Bluetooth) au moyen de l'application informatique spécifique COMDOS Server. Ce logiciel est commercialisé en licence "site", et utilise une base de données SQL, ce qui permet de dupliquer l'installation de la version COMDOS Client autant de

fois que nécessaire, sans surcoût d'investissement. La transmission des données d'exposition des agents avec l'IRSN se fait actuellement en format CSV.

- **"GENERAL ELECTRIC MEDICAL SYSTEM"**, avec une offre constituée de dosimètres DMC 2000-X et DMC 2000-XB, fabriqués par la société MPG Instruments. Le système proposé est composé :
  - De dosimètres DMC 2000-X pour l'enregistrement des doses X et gamma en radiologie et en imagerie TEP, et de modèle DMC 2000-XB, enregistrant en plus les doses liées aux rayonnements bêta en médecine nucléaire. Ils sont alimentés par des piles, leur conférant une autonomie de 8 à 10 mois en utilisation normale, et dont le remplacement systématique est prévu lors des étalonnages périodiques ;
  - De lecteurs LDM 2000 communiquant avec les dosimètres en liaison HF à modulation de fréquence en véritable mode "mains libres" (portée maximale de 1 mètre). Ces lecteurs transmettent les données récupérées sur les dosimètres via le réseau informatique de l'établissement vers le serveur central du système. L'attribution temporaire d'un dosimètre se fait via un code personnel à saisir au clavier du lecteur, associé éventuellement à un code de tâche. A noter l'existence de lecteurs simplifiés un peu moins coûteux, mais nécessitant d'être reliés à un ordinateur personnel (ceci peut constituer une solution alternative économique pour la surveillance de secteurs d'activités particuliers et localisés) ;
  - De racks de rangement purement passifs (sans fonction de recharge d'accumulateurs) pouvant stocker 10 dosimètres ;
  - D'une application spécifique et très complète de gestion des données de dosimétrie appelée DOSIVIEW pour le système central, et DOSICLIENT pour l'interface utilisateur de la Personne Compétente en Radioprotection et de ses délégués éventuels. Ce logiciel assure la transmission réglementaire des données de surveillance individuelle d'exposition à l'IRSN, conformément à la réglementation française.

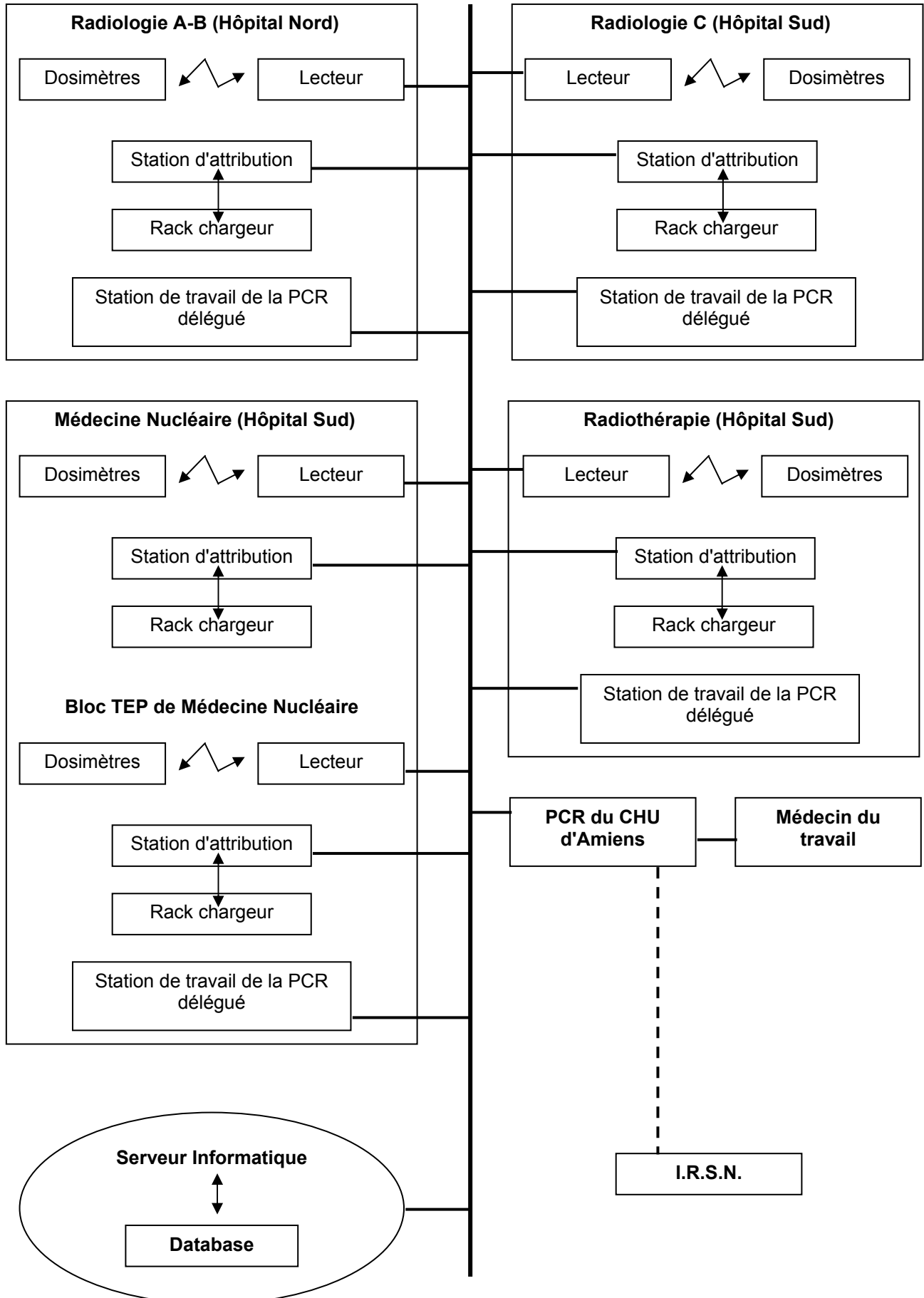
#### **IV – La configuration installée au CHU d'Amiens**

Les dosimètres mesurent en continu les radiations incidentes et mémorisent les différentes valeurs mesurées. Les valeurs limites en  $\mu\text{Sv}$  peuvent être saisies pour chaque personne enregistrée. En cas de dépassement de ces valeurs, le porteur du dosimètre est informé par un moyen visuel et sonore. Il peut alors prendre immédiatement les mesures nécessaires et s'éloigner de la zone dangereuse.

Le dosimètre transmet les valeurs mesurées à intervalles réguliers ou en cas de survenance de valeurs extrêmes, à l'unité de contrôle et de commande (CCU) intégrée dans le réseau local par l'intermédiaire du lecteur se trouvant à proximité, au moyen d'une technologie sans fil. Afin de pouvoir constater quel porteur utilise quel dosimètre, les dosimètres sont affectés aux différentes personnes dans le système d'attribution au moment où elles prennent leur service. A ce stade, toutes les données qui sont encore stockées sont aussi transmises au réseau et le dosimètre est à nouveau paramétré. En fin de travail, les dosimètres sont placés dans les logements d'insertion du Rack-chargeur pour recharger les accumulateurs. Pendant cette opération, les données stockées sont également transmises au réseau. Les données qui ont été transmises à l'unité de contrôle et de commande (UCC) peuvent y être consultées et analysées. Par l'intermédiaire de cette UCC, on peut aussi enregistrer et changer les données permanentes des membres du personnel.

Les données de mesure de la dosimétrie active ou opérationnel sont collectées et mémorisées dans l'unité de contrôle et de commande de l'établissement. Ceci permet une évaluation en continu par les personnes responsables localement.

### LE RESEAU INFORMATIQUE DU SYSTEME DE DOSIMETRIE OPERATIONNELLE DU CHU D'AMIENS




**PARTIE IV**

**ETUDE PRELIMINAIRE POUR LA MISE EN PLACE DE PROTOCOLES DE  
MESURE DE DOSE A LA SURFACE D'ENTREE DU PATIENT (De) EN  
RADIOLOGIE CLASSIQUE**

De nos jours, le domaine du radiodiagnostic est caractérisé par une volonté des pouvoirs publics de gérer de façon responsable et efficace le risque radiologique. C'est dans ce contexte qu'est apparu l'arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. Ledit arrêté émane de la directive européenne 97- 43 EURATOM de juin 1997 et de l'avis du Conseil supérieur d'hygiène publique de France en date de janvier 2004. Sur le plan pratique, l'application dudit arrêté implique une réflexion profonde sur les protocoles de mesure de doses à la surface d'entrée du patient (De), une analyse des différents instruments de mesures des doses et leurs coûts économiques.

### I - L'arrêté du 12 février 2004 et la radiologie classique

Dans le tableau suivant nous faisons une analyse de l'arrêté du 12 février 2004 en prenant soin de bien mettre en évidences les items qui traitent plus particulièrement des niveaux de référence de la radiologie classique. Cette analyse nous permettra de centrer la réflexion sur la mise en place de protocoles de dosimétrie en radiologie classique.

	<b>Principaux items des différents articles</b>
<b>Article 1</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fixe les niveaux de référence diagnostiques (prévues à l'article R. 1333-68 du code de santé publique) pour les examens exposant aux rayonnements ionisants les plus courants ou les plus irradiants.               <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ <b>Pour la radiologie</b> : les niveaux de références sont des valeurs de doses.</li> <li>✓ <b>Pour la médecine nucléaire</b> : les niveaux de références sont des activités administrées.</li> </ul> </li> </ul> <p style="text-align: center;"></p> <p style="text-align: center;"><b>Principe d'optimisation des doses</b></p>
<b>Article 2</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Les niveaux de référence de l'arrêté (tableau 1 et 2).</li> <li>• Les niveaux ne doivent pas être dépassés sans justification technique ou médicale.</li> <li>• Faire au moins une fois par an, une évaluation dosimétrique pour deux examens au moins, réalisés couramment dans l'installation (voir les tableaux 1 et 2).</li> <li>• Evaluation faite sur des groupes de patients types ou sur des fantômes types.</li> <li>• Les protocoles de dosimétrie doivent être faits par un avis concordant d'experts.</li> <li>• Les examens choisis ne doivent pas être les mêmes 02 années consécutives.</li> <li>• Si la valeur moyenne de l'évaluation dépasse sans justification technique ou médicale le niveau de référence de l'examen considéré, il faut prendre des actions correctrices pour réduire les expositions.</li> </ul>
<b>Article 4</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Les résultats d'évaluation, les mesures correctives et les résultats d'évaluations faites après mesures correctives sont tenues à disposition des agents chargés du contrôle.</li> </ul>
<b>Article 5</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• L'Institut de Radioprotection recueille les résultats des évaluations issues de l'exploitant.</li> <li>• L'IRSN fait une mise à jour périodique des niveaux de référence en radiologie.</li> </ul>
<b>Remarque</b>	<p>Les utilisateurs d'une installation de radiologie peuvent, dans la pratique, exprimer les doses en terme de PDS (Produit Dose Surface) et utiliser comme référence les valeurs du PDS correspondant aux valeurs de références de la dose à la surface d'entrée De. La correspondance entre les deux grandeurs est établie, pour chaque type d'examen, par consensus d'experts : médecins radiologues et personnes spécialisées en radiophysique médicale.</p>

EXAMEN	De (mGy) Pour une exposition unique
Thorax de face (postéro-antérieur)	0,3
Thorax de profil	1,5
Rachis lombaire de face	10
Rachis lombaire de profil	30
Abdomen sans préparation	10
Bassin de face (antéro-postérieur)	10
Mammographie	10
Crâne face	5
Crâne profil	3

Tableau 1 : Niveaux de référence de la dose à l'entrée du patient De en radiologie classique chez l'adulte

EXAMEN	AGE	De (mGy) Pour une exposition unique
Thorax (postéro-antérieur)	0-1 an	0,08
Thorax (postéro-antérieur)	5 ans	0,1
Thorax (latéral)	5 ans	0,2
Crâne (postéro-antérieur ou antéro-postérieur)	5 ans	1,5
Crâne (latéral)	5 ans	1
Pelvis (antéro-postérieur)	0-1 an	0,2
Pelvis (antéro-postérieur)	5 ans	0,9
ASP (postéro-antérieur ou antéro-postérieur)	5 ans	1

Tableau 2 : Niveaux de référence de la dose à l'entrée du patient De en radiopédiatrie classique

Ces niveaux de références constituent un moyen de promouvoir des améliorations de la pratique, mais ce ne sont pas des niveaux optimum de radioprotection du patient puisque le concept n'intègre pas le contrôle de la qualité de l'image. Ils déterminent la limite entre une pratique jugée acceptable et une pratique jugée trop irradiante en terme de dose reçue par le patient [WALL, 2001]. En effet, mesurer les doses ne suffisent pas pour l'optimisation de la radioprotection du patient, puisqu'il faut également s'assurer que l'information contenue dans l'image est adéquate pour établir le diagnostic [DE SOUSA, 2002].

Notons que la directive 97/43 de juin 1997 considère trois niveaux d'évaluation dosimétrique [AUBERT, 1999] :

- La dosimétrie du faisceau qui se fait régulièrement lors des contrôles qualité des installations de radiodiagnostic.
- L'arrêté du 12 février 2004 qui fixe les niveaux de référence diagnostique pour les examens exposant aux rayonnements ionisants les plus courants ou les plus irradiants.
- Enfin, l'application de l'arrêté par la mesure des doses reçues par les patients dans les cas particuliers tels que les examens les plus irradiants ou la radiopédiatrie par exemple.

## **II – Analyse des différents instruments de mesure des doses à l'entrée du patient et leurs coûts économiques**

Il existe différents types de détecteurs pour la mesure de la dose à l'entrée du patient. De façon générale, on retient deux principes physiques de détection qui sont :

- L'ionisation dans l'air. C'est le principe couramment utilisé par les chambres d'ionisation à transmission.
- L'ionisation dans les solides. Dans cette catégorie, on retrouve principalement les détecteurs thermoluminescents (DTL), les diodes à semi-conducteurs et les détecteurs à scintillations.

### **1. La chambre d'ionisation à transmission**

La chambre d'ionisation à transmission permet la mesure du Produit Dose Surface (PDS). Elle est fixée à la base du collimateur du tube à RX, elle couvre également la plus grande ouverture du diaphragme. Ce type de détecteur permet la mesure d'une quantité dosimétrique appropriée pour la détermination de l'exposition

du patient [LISBONA, 2003]. En effet, il est possible de passer du PDS à la dose à l'entrée  $D_e$  en prenant en compte le Facteur de Retrodiffusion dans l'air du patient (B).

Une revue de la littérature scientifique nous a permis de ressortir les valeurs du facteur de retrodiffusion dans l'air du patient (B) communément admises dans la communauté des physiciens médicaux.

KV	Facteur de Retrodiffusion
50	1.25
70	1.35
80	1.40
90	1.42
100	1.46
120	1.50

Dans le tableau suivant, nous vous présentons les caractéristiques des principales chambres d'ionisation à transmission du marché français [LISBONA, 2003].

Constructeur	Modèle du détecteur	Dimensions (mm)	Gamme de DAP	Gamme de débit de DAP	Energie (keV)	Réponse en énergie
<b>VacuTec</b>	VacuDAP	164*254*18	1 mGy.cm <sup>2</sup> à 100 kGy.cm <sup>2</sup>	1 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 300 Gy.cm <sup>2</sup> /s	50-200	+/- 10%
<b>RTI Electronics</b>	Doseguard	183*175*18	1 mGy.cm <sup>2</sup> à 100 kGy.cm <sup>2</sup>	1 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 400 Gy.cm <sup>2</sup> /s	-	-
<b>Gammex</b>	DAP840A	140*140	1 mGy.cm <sup>2</sup> à 100 kGy.cm <sup>2</sup>	1 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 400 Gy.cm <sup>2</sup> /s	50-150	-
<b>Wellhöffer</b>	KermaX	146*146	0.1 mGy.cm <sup>2</sup> à 10 kGy.cm <sup>2</sup>	0.3 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 300 Gy.cm <sup>2</sup> /s	50-160	-
<b>PTW Freiburg</b>	PTW-Diamantor E	137*190*44	-	0.3 mGy.cm <sup>2</sup> /s à 300 Gy.cm <sup>2</sup> /s	-	+/- 5%

Selon le rapport N°21 de la Société Française de Physique Médicale, les principales sources d'erreur liées à l'usage de ces détecteurs sont :

- La position de la chambre d'ionisation par rapport à la table. L'étalonnage basique en usine est normalement réalisé à l'aide d'un absorbeur simulant une moyenne entre une installation du tube à rayons X au-dessous et au-dessus de la table, ce qui sans correction conduit à une sous estimation ou à une surestimation du PDS.
- Le rayonnement diffusé provenant du collimateur, du patient ou de la table et atteignant la chambre d'ionisation.
- L'installation de radiologie possède des caractéristiques différentes (faisceaux RX, débit) de celles utilisées pour l'étalonnage.
- Les autres facteurs liés à la chambre d'ionisation à transmission tels que la température, le taux d'hygrométrie, les courants de fuites et l'alimentation électrique.

En prenant en compte la totalité de ces erreurs, l'incertitude globale de la mesure devrait être inférieure à 20%.

### ➤ Quelques rappels théoriques

Le produit dose surface (PDS) est, défini comme étant égal à la dose absorbée dans l'air dans un plan,  $D_a(x,y)$  intégrée sur la surface d'intérêt du faisceau de rayons X (dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau) définie par, les variables "x" et "y" et par, la taille du champ "A". Ce paramètre est indépendant de la distance source-détecteur. Cette technique de mesure sera celle utilisée dans les protocoles de mesures.

$$\text{Soit, PDS} = \iint_A D_a(x,y).dx.dy \text{ (en Gy.m}^2\text{)}$$

De façon pratique, on utilise la relation suivante :  $\text{PDS} = D_a * A$

La dose à l'entrée,  $D_e$  est défini comme la dose dans l'air, au point qui correspond à l'intersection de l'axe central du faisceau de rayons X avec la surface d'entrée du patient ou du fantôme.

$$D_e = (1/A_{\text{patient}}) * \text{PDS} * B \text{ avec,}$$



B : le facteur de retrodiffusion dans l'air du patient.

$A_{\text{patient}}$  : la taille du champ à la surface d'entrée du patient.

**Remarque** : l'estimation de la taille du champ à l'entrée du patient et celle du facteur de retrodiffusion dans l'air du patient peuvent induire des erreurs supplémentaires et augmenter l'incertitude globale de la mesure.

## **2. Les détecteurs thermoluminescents (DTL)**

Le DTL se présente sous différentes formes et tailles (poudre, frittés, micro-cylindres, disques), les principaux matériaux utilisés sont le borate de lithium ( $Z=7,4$ ) et le fluorure de lithium. Il est surtout utilisé pour la mesure de la dose à l'entrée du patient et l'estimation de la dose in vivo en fonction des tables de conversion et de la qualité du faisceau.

Parmi les avantages liés à l'utilisation du DTL, on peut citer :

- Taille des détecteurs perturbant peu ou pas l'image radiologique,
- Utilisation possible sur des patients,
- Enfin, ces détecteurs intègrent dans la mesure des doses à l'entrée, le facteur de retrodiffusion qui influe grandement sur la mesure.

Les principaux inconvénients sont :

- Le coût très élevé de l'acquisition de l'équipement et,
- La lecture des doses ne se fait pas en temps réel (principal inconvénient au regard de l'arrêté du 12 février et du principe d'optimisation de la radioprotection du patient).

## **3. Les détecteurs à scintillations**

Ces types de détecteurs utilisent le principe physique de la scintillation par le couplage entre une fibre optique et un capteur (scintillateur). Un capteur en phosphore (de la taille d'une tête d'allumette) est lié à une fibre optique. La lumière générée suite à une exposition aux rayons X, est guidée par la fibre optique jusqu'à un semi-conducteur photosensible. L'intensité du signal lumineux capté par le semi-conducteur est proportionnelle à la dose [LISBONA, 2003].

Comme les DTL, les détecteurs à scintillations permettent la mesure de la dose à l'entrée du patient. Ils offrent l'avantage de suivre à temps réel la dosimétrie du patient. L'utilisation de ces détecteurs impose un certain nombre de contrôles qui sont :

- Vérification de l'étanchéité de la tête de détection,
- Vérifier qu'il n'y a pas de dommages mécaniques causés à la fibre optique (contraintes de torsion et de courbures).

Selon une étude réalisée par le service de physique de l'Institut Gustave Roussy, 5 détecteurs à scintillations sur 12 étaient défectueux à la réception [AUBERT, 1999].

Les avantages liés à l'utilisation de ces types de détecteurs sont divers et multiples [LISBONA, 2003] :

- Chaque détecteur peut servir pour 50 mesures environ (limite mécanique de la fibre optique),
- Les détecteurs à scintillations sont radiotransparents excepté, le scintillateur lui-même,
- Ils se fixent très facilement à la peau du patient et sont parfaitement adaptés à la mesure de la dose lors de toute procédure de radiologie interventionnelle mettant en œuvre la scopie et la graphie.

### ➤ **Aspects économiques**

Dans cette partie, nous reprenons une étude publiée en mai 1999 par la Société Française de Physiciens d'Hôpital qui stipule que : "le boîtier électronique du détecteur SDM (Skin Dose Monitor) de la société McMahon Medical est livré avec 12 détecteurs et le coût d'investissement de l'ensemble est d'environ 3200 Euros TTC. Le coût en consommables (détecteur uniquement) revient à 83 Euros TTC par détecteur (à ces coûts, il faudrait ajouter les coûts d'étalonnages).

Le constructeur recommande l'utilisation d'un même détecteur pour 10 patients. Cependant, un même détecteur pourra servir pour d'avantages de patients si la fibre est manipulée avec précaution.

### **III – Evaluation d'une chambre d'ionisation à transmission pour la dosimétrie patient en radiodiagnostic**

Cette étude vise à évaluer l'utilisation des chambres d'ionisation à transmission dans le cadre des mesures de doses reçues par les patients lors des examens de radiodiagnostic. Elle permettra de mettre en évidence les avantages et les inconvénients liés à l'utilisation de tel détecteur dans le cadre de l'application de l'arrêté du 12 février 2004.

En effet le choix du type de détecteur à utiliser dans le cadre de cet arrêté se pose. Si les détecteurs solides semblent être les plus fiables pour la mesure de la dose à l'entrée du patient (De), il présente de nombreux inconvénients dont la lecture différée des doses (cas des DTL), le coût d'investissement et, la fragilité mécanique de certains type de détecteurs (cas des SDM, détecteurs à scintillations). On le voit, l'utilisation des chambres d'ionisation à transmission semble la plus aisée et la plus pratique. Cependant un problème majeur se pose ; le paramètre de référence des chambres d'ionisation à transmission est le produit dose surface (PDS) or, les niveaux de références de l'arrêté du 12 février 2004 sont des doses à l'entrée (De exprimé en Gy).

Dans cette étude expérimentale, nous essaierons de faire émerger les contraintes liées à l'utilisation de tels détecteurs et, préconiser éventuellement un protocole de mesure des doses à l'entrée du patient à l'aide du produit dose surface (PDS).

#### **1. Le matériel**

##### **➤ L'installation radiologique**

L'étude a été réalisée sur une installation de radiologie numérisée universelle multifonctions "Omnidiagnost /Philips" du service de radiologie A-B de l'Hôpital Nord.

Les caractéristiques techniques sont les suivantes :

- Tube à rayons X : Super ROTALIX (anode W/11°).
- Amplificateur de luminance triple champ (23 cm, 31cm, 38 cm) avec un distributeur de canaux.
- Générateur HF.
- La taille des foyers est de 0,6 mm pour le petit foyer et 1,3 mm pour le grand foyer.

##### **➤ La chambre d'ionisation plate circulaire**

La dose à l'entrée du fantôme utilisée comme valeur de référence est obtenue à l'aide d'une chambre d'ionisation "PTW Freiburg" associée à l'électromètre "Unidos" (étalonnée en octobre 2002).

Les caractéristiques de la chambre d'ionisation sont les suivantes :

- Le volume est de 112 cm<sup>3</sup>
- La réponse est de 5\*10<sup>-6</sup> C/Gy

Notons que l'électromètre "Unidos" a un facteur d'étalonnage **N = 2.42\*10<sup>5</sup> Gy/C**.

##### **➤ La chambre d'ionisation à transmission**

La chambre d'ionisation à transmission est située en sortie du tube à rayons X, elle est incorporée au système de radiographie et délivre le produit dose surface en sortie du tube. Malheureusement, nous ne disposons d'aucune information sur la date de dernière calibration et sur les caractéristiques techniques du détecteur.

##### **➤ Le détecteur à diode "Dosimax (Wellhofer)"**

Le "Dosimax" est un détecteur solide à diode qui permet de faire la mesure de la dose à l'entrée du fantôme et de comparer les résultats avec ceux de la chambre d'ionisation "PTW Freiburg". Cette répétition des mesures permettra de mieux situer les écarts et de s'affranchir des éventuelles erreurs de mesures de l'un ou l'autre des détecteurs. Les caractéristiques techniques du "Dosimax" sont les suivantes :

- La gamme de dose est de 1μGy à 40 Gy
- La gamme de débit de dose est de 0,05 mGy/s à 2 Gy/s

- La gamme d'énergie s'étend de 60 kV à 150 kV.

➤ **Protocoles expérimentaux**

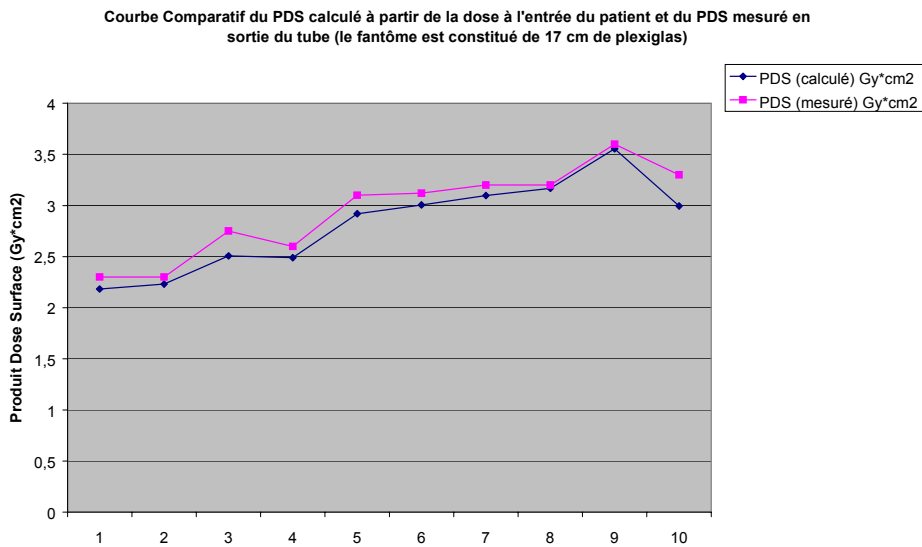
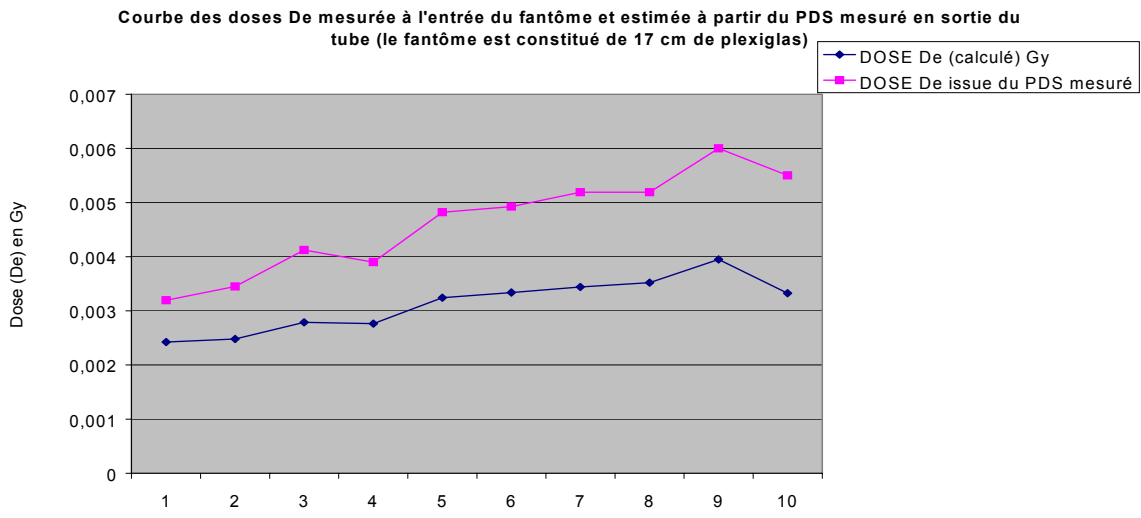
Une série de mesure de dose à l'entrée (De) ont été effectuée sur des fantômes constitués, de plaques de Plexiglas d'épaisseurs variables (9 cm, 17 cm et 21 cm). Les tests ont été réalisés à des kV croissants sur une installation de radiologie numérique "Omniagnost / Philips".

Le protocole de mesure consiste à coller sur le fantôme au centre du champ soit, une chambre d'ionisation plate circulaire "PTW Freiburg" associée à l'électromètre "Unidos" soit, le détecteur solide "Dosimax". Le tube à rayons X de l'installation de radiographie dispose à sa sortie d'une chambre d'ionisation à transmission permettant de connaître pour chaque test, le produit dose surface du flux de rayons X.

Des études comparatives permettront ensuite d'évaluer les écarts entre le produit dose surface respectivement en sortie du tube à rayons X et calculé à l'entrée du fantôme. De même, une analyse de la dose (De) réelle mesurée à l'entrée du patient et celle estimée à partir du produit dose surface permettra entre autre d'évaluer la pertinence de l'un ou l'autre des paramètres.

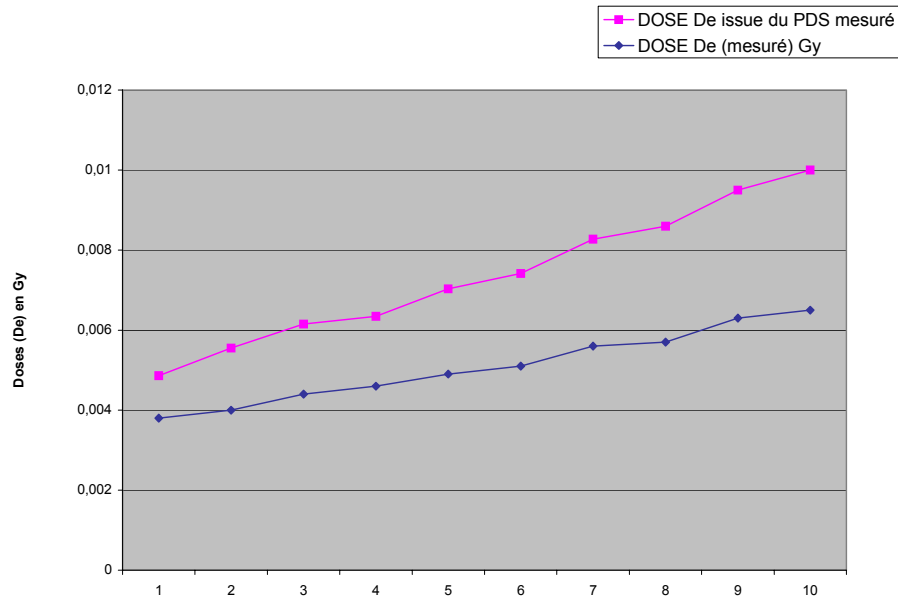
**2. Résultats et Discussions**

➤ **Comparaison des mesures de la chambre d'ionisation plate avec celle du détecteur à transmission**

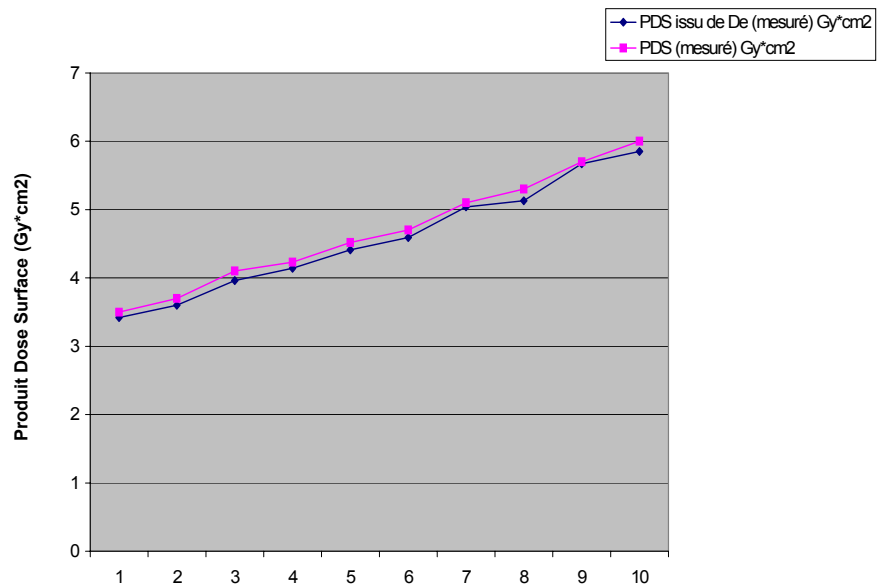


➤ **Comparaison des mesures du détecteur à diode avec le détecteur à transmission**

Courbe des doses  $D_e$  mesurée à l'entrée du fantôme et estimée à partir du PDS mesuré en sortie du tube (le fantôme est constitué de 17 cm de plexiglas)



Courbe du PDS calculé à partir de la dose à l'entrée du patient et du PDS mesuré en sortie du tube (le fantôme est constitué de 17 cm de plexiglas)



➤ **Analyse des résultats et discussion**

L'analyse des courbes et des résultats des tests nous montre un écart assez significatif entre la dose  $D_e$  mesurée à l'entrée du fantôme et celle estimée à partir du PDS mesurée en sortie du tube. Sachant que le PDS est un paramètre invariable dans l'axe du champ de rayons X quelque soit le point considéré entre la source et le fantôme, nous avons considéré la relation suivante pour estimer la dose  $D_e$  :

$$D_e = (1/A_{\text{patient}}) * PDS * B$$

On le voit, théoriquement les écarts entre la dose  $D_e$  réelle (celle mesurée à l'entrée du fantôme) et la dose estimée devraient être moindres sinon, négligeable. Mais alors, quelles peuvent être les origines de tels écarts ? Notre explication est la suivante : la dose à l'entrée du fantôme  $D_e$  est influencée par deux (02) paramètres principaux qui sont :

☞ La taille du champ à l'entrée du patient qui semble avoir une influence assez négligeable puisque, les écarts entre les courbes PDS ne sont pas significatifs. Cela prouve que ce paramètre a été bien maîtrisé durant les tests expérimentaux.

☞ **Le facteur de retrodiffusion dans l'air du patient.** Les valeurs retenues sont ceux issues de la bibliographie scientifique. Ils sont le fruit d'études dosimétriques effectuées sur des fantômes dans des conditions optimales de mesures. Or, les conditions dans lesquels ont été effectués nos tests peuvent avoir une grande influence sur la qualité de la mesure. Pour preuve, le rapport n° 53 de l'IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine) publié en 1988 et intitulé "Patient dosimetry techniques in diagnostic radiology" nous montre que le facteur de retrodiffusion dans l'air du patient varie non seulement en fonction de la différence de potentiel appliqué (kV) mais aussi, en fonction de la taille du champ de rayons X, de la qualité du faisceau de rayonnement et de la filtration totale. Or lorsque nous choisissons un facteur de retrodiffusion égal à 1, les écarts sont négligeable. Ces résultats doivent être validé par l'utilisation d'autres fantômes ou équivalents patients.

HVL (mm Al)	Taille du champ (cm*cm)				
	10*10	15*15	20*20	25*25	30*30
2,0	1,26	1,28	1,29	1,30	1,30
2,5	1,28	1,31	1,32	1,33	1,34
3,0	1,30	1,33	1,35	1,36	1,37
4,0	1,32	1,37	1,39	1,40	1,41

**Tableau 1** : Facteur de retrodiffusion mesuré à l'aide de détecteur DTL et de fantôme constitué d'eau.

HVL (mm Al)	Potentiel appliqué (kV)	Filtration Totale (mm Al)	Projection		
			Lat. LSJ (11*14 cm)	AP abdomen (26*35 cm)	PA Chest (30*38 cm)
2,0	60	2,5	1,13	1,31	1,23
2,5	80	2,0	1,25	1,37	1,27
3,0	80	3,0	1,27	1,41	1,30
4,0	110	2,5	1,29	1,45	1,34

**Tableau 2** : Facteur de retrodiffusion calculé par la méthode de Monte-Carlo sur un fantôme anthropomorphe

En somme, la conversion du PDS mesuré en dose à l'entrée du patient n'est pas conseillée et ce, pour toutes les raisons citées ci-dessus. Notons que la chambre d'ionisation à transmission est un détecteur qui n'inclut pas la mesure du facteur de retrodiffusion dans l'air du patient. Ce paramètre doit être inclut par l'opérateur lors de la conversion du PDS en dose à l'entrée (De) d'où, l'incertitude assez grande et les écarts constatés.

Par contre, la conversion de la dose mesurée à l'entrée en PDS ne pose aucun problème. L'on peut comme le préconise l'arrêté du 12 février 2004 exprimer les niveaux de références en PDS (produit dose surface) et, utiliser les valeurs du PDS correspondant aux valeurs de références de la dose à la surface d'entrée (De). Pour ce faire, une étude menée par un consensus d'experts permettra d'établir la correspondance entre les valeurs de références exprimées en dose et celles exprimées en produit dose surface pour chaque type d'examen.

Deux approches différentes l'une de l'autre mais complémentaires peuvent aider à déterminer les valeurs de références exprimées en produit dose surface (PDS). La première approche est d'évaluer la taille du champ moyen à l'entrée du patient pour chaque type d'examen. On fera ensuite le produit pour chaque type d'examen, des niveaux de références exprimés en dose par la taille du champ moyen à l'entrée du patient.

La seconde approche permettra, de confirmer ou infirmer les résultats précédents. Elle consiste à faire une étude statistique sur une période donnée et sur tous les appareils de radiologie du CHU Amiens (pour être représentatif de l'activité au niveau local) afin, de déterminer la valeur moyenne du produit dose surface par appareil et par type d'examen. Une analyse de la distribution des PDS moyens obtenus par appareil aidera, à fixer pour chaque type d'examen, comme valeur de référence, la valeur de PDS estimée au troisième quartile (75% des valeurs inférieures) de la distribution. Rappelons que c'est cette dernière approche qui a été utilisée au niveau national pour déterminer les niveaux de référence en radiodiagnostic.

### **Conclusion**

Cette étude nous a permis de prouver que les chambres d'ionisations sont indiquées pour la dosimétrie patient si et seulement si, les niveaux de références considérés sont des produits dose surface (PDS). Si l'on souhaite se conformer aux niveaux de références retenus dans l'arrêté, il serait judicieux sinon recommandé d'utiliser soit les détecteurs à scintillation, plus particulièrement le "Skin Dose Monitor (SDM)" de la société McMahon Medical soit, les détecteur DTL.

Le détecteur SDM a fait l'objet d'une étude d'évaluation menée conjointement par l'Institut Gustave Roussy (IGR) et le Centre d'Etude sur l'évaluation de la Protection dans le domaine Nucléaire (CEPN). Les conclusions sont que ce détecteur est parfaitement adapté à des applications de radioprotection et est radiotransparent. Un bémol ; dans le domaine de la radiopédiatrie ou des faibles valeurs de tension sont utilisées, la fibre optique peut être visible sur les clichés radiographiques. Enfin, contrairement au détecteurs DTL, le SDM présente l'avantage de donner les valeurs de doses en temps réels et est très simple d'utilisation. L'inconvénient majeur est que ces détecteurs nécessitent un coût d'investissement assez important, ce qui n'est pas le cas des chambres d'ionisations à transmission qui sont fiables et robustes.

Pour l'heure, il nous reste à déterminer les valeurs du PDS correspondant aux valeurs de références de la dose à la surface d'entrée (De) avant de valider l'utilisation des chambres d'ionisation à transmission pour la dosimétrie patient et l'application de l'arrêté du 12 février 2004.

## **CONCLUSION GENERALE**

Cette période de stage pratique a été très enrichissante pour moi aussi bien sur le plan professionnel que personnel. Sur le plan professionnel, ce stage m'a permis de prendre la mesure des progrès technologiques et réglementaires au niveau des ressources biomédicales. Il est évident que l'ingénieur biomédical doit se tenir informé des avancées technologiques et du contexte réglementaire dans lequel il évolue.

Les études concernant l'évaluation comparative de la qualité image de différents systèmes de radiologie numérique nous ont permis d'ouvrir la réflexion sur la mise en place de protocoles de contrôle qualité spécifique à la radiologie numérique. L'utilisation du fantôme CDRAD 2.0 est très intéressante pour la détermination de la courbe de contraste à la réception de la machine. Cette courbe peut servir de référence pour des tests de contrôle qualité à venir afin d'évaluer la dégradation dans le temps de la qualité image et prendre des mesures correctives nécessaires.

En portant notre étude sur la notion d'optimisation de la radioprotection, nous avons voulu mettre en évidence la nécessité d'associer ce concept à tout programme de contrôle qualité des installations de radiologie.

.../...

## ANNEXES



## **ANNEXE I**

### **Arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire**

#### **Article 1**

Le présent arrêté fixe, pour les examens exposant aux rayonnements ionisants les plus courants ou les plus irradiants, les niveaux de référence diagnostiques prévus à l'article R. 1333-68 du code de la santé publique.

Au sens du présent arrêté, les niveaux de référence diagnostiques sont, pour la radiologie, des valeurs de dose et, pour la médecine nucléaire, des activités administrées. Il s'agit de niveaux indicateurs servant de guide pour la mise en œuvre du principe d'optimisation défini à l'article L. 1333-1, deuxième alinéa, et à l'article R. 1333-59 du code de la santé publique. Leur respect ne dispense pas de poursuivre la démarche d'optimisation mentionnée ci-dessus.

#### **Article 2**

Les niveaux de référence diagnostiques en radiologie, définis pour des examens courants, figurent en annexe du présent arrêté. Ces niveaux ne doivent pas être dépassés sans justification technique ou médicale, lors d'une procédure courante en radiologie diagnostique.

La personne en charge de l'utilisation d'un dispositif médical de radiologie autorisée en application de l'article R. 1333-24 du code de la santé publique, ou la personne qui déclare utiliser des appareils électriques émettant des rayonnements ionisants en application de l'article R. 1333-22, procède ou fait procéder, de façon régulière et au moins une fois par an, à une évaluation dosimétrique pour deux examens au moins réalisés couramment dans l'installation. Ces examens sont choisis parmi ceux dont les niveaux de référence figurent en annexe 1 du présent arrêté.

Cette évaluation se fait sur des groupes de patients types ou sur des fantômes types, selon les critères et les protocoles de dosimétrie en vigueur établis par un avis concordant d'experts. Les deux examens choisis pour cette évaluation ne doivent pas être les mêmes pour deux années consécutives.

Lorsque la valeur moyenne de cette évaluation dépasse, sans justification technique ou médicale, le niveau de référence de l'examen considéré, des actions correctrices doivent être prises pour réduire les expositions.

#### **Article 3**

La personne autorisée à utiliser une installation de médecine nucléaire en application de l'article R. 1333-24 du code de la santé publique relève, régulièrement et au moins une fois par an, les activités réellement administrées à vingt patients consécutifs au moins pour deux examens qu'elle pratique couramment. Les deux examens, choisis parmi ceux listés à l'annexe 2 du présent arrêté, ne doivent pas être les mêmes pour deux années consécutives.

Elle compare la moyenne obtenue pour chaque examen aux niveaux d'activité préconisés par les autorisations de mises sur le marché des radiopharmaceutiques utilisés, ceux-ci étant considérés comme niveaux de référence diagnostiques au sens de l'article 1er du

présent arrêté. Lorsque cette moyenne dépasse les activités préconisées sans justification technique ou médicale, des actions correctrices doivent être prises.

#### **Article 4**

Les résultats des évaluations effectuées en application des articles 2 et 3 du présent arrêté, les mesures correctrices prises et les éventuels résultats d'évaluations faites à la suite de ces mesures correctrices sont tenus à la disposition des agents chargés du contrôle mentionnés à l'article R. 1333-54 du code de la santé publique.

#### **Article 5**

L'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire est chargé de recueillir les données nécessaires à la mise à jour périodique des niveaux de référence diagnostiques. Il reçoit, à cet effet, de la part de l'exploitant ou du titulaire de l'autorisation, les résultats des évaluations effectuées en application des articles 2 et 3.

### **Annexes**

#### **Annexe I - Niveaux de référence diagnostiques en radiologie médicale**

##### **1. Niveaux de référence en radiologie classique**

1.1. Les grandeurs dosimétriques utilisées pour fixer des niveaux de référence en radiologie classique sont au nombre de deux : la dose à la surface d'entrée du patient ( $D_e$ ), correspondant à une exposition unique, et le produit dose surface (PDS), correspondant soit à une exposition unique soit à un examen complet.

La dose à la surface d'entrée,  $D_e$ , exprimée dans la pratique en milligrays (mGy), est la dose absorbée dans l'air, rayonnement diffusé inclus, au point d'intersection de l'axe du faisceau de rayons X avec la peau, à l'entrée du patient.

Le produit dose surface, PDS, exprimé dans la pratique en grays. centimètres carré ( $Gy.cm^2$ ), est le produit de la dose moyenne absorbée dans l'air dans la section droite du faisceau de rayons X, en l'absence de milieu diffusant, par la surface de cette section.

Il est possible de calculer le PDS en utilisant la  $D_e$  et inversement, en tenant compte des paramètres techniques de réalisation des expositions.

1.2. La présente annexe fixe les valeurs numériques des niveaux de référence de la dose à la surface d'entrée du patient ( $D_e$ ) pour une exposition donnée.

Les utilisateurs d'une installation de radiologie peuvent, dans la pratique, exprimer les doses en terme de PDS et utiliser comme référence les valeurs du PDS correspondant aux valeurs de référence de la dose à la surface d'entrée  $D_e$ . La correspondance entre les deux grandeurs est établie, pour chaque type d'examen, par consensus d'experts : médecins radiologues et personnes spécialisées en radiophysique médicale. Les tableaux 1 et 2 donnent les valeurs de référence de  $D_e$  en milligrays pour plusieurs examens en radiologie adulte (1) et en radiopédiatrie (2).

Tableau 1 : Niveaux de référence de la dose à l'entrée du patient De en radiologie classique chez l'adulte

Examen	De en mGy pour une exposition unique
Thorax de face (postéro-antérieur)	0,3
Thorax de profil	1,5
Rachis lombaire de face	10
Rachis lombaire de profil	30
Abdomen sans préparation	10
Bassin de face (antéro-postérieur)	10
Mammographie	10
Crâne face	5
Crâne profil	3

Tableau 2 : Niveaux de référence de la dose à l'entrée du patient De en radiopédiatrie classique

Examen	Age	De en mGy pour une exposition
Thorax (postéro-antérieur)	0-1 an	0,08
Thorax (postéro-antérieur)	5 ans	0,1
Thorax (latéral)	5 ans	0,2
Crâne (postéro-antérieur ou antéro-postérieur)	5 ans	1,5
Crâne (latéral)	5 ans	1
Pelvis (antéro-postérieur)	0-1 an	0,2
Pelvis (antéro-postérieur)	5 ans	0,9
ASP (postéro-antérieur ou antéro-postérieur)	5 ans	1

## 2. Niveaux de référence en scanographie

2.1. Les grandeurs dosimétriques utilisées pour fixer des niveaux de référence en scanographie sont l'indice de dose de scanographie pondéré (IDSP) et le produit dose longueur (PDL).

L'IDSP, exprimé dans la pratique en milligrays (mGy), est une combinaison linéaire des indices de dose de scanographie mesurés respectivement au centre (IDSc) et en périphérie (IDSp) d'un fantôme cylindrique standard, pour une rotation du tube de rayons X, avec les paramètres d'exposition propres à l'examen considéré. Par convention, la tête d'un patient type adulte est simulée par un cylindre de plexiglas de 16 cm de diamètre et le corps par un cylindre de plexiglas de 32 cm de diamètre :  $IDSP = (1/3 IDSc + 2/3 IDSp)$ .

La Commission électrotechnique internationale impose en outre aux constructeurs de scanners d'afficher au pupitre des appareils la valeur en milligrays de l'indice de dose de scanographie pondéré volumique (IDSV), pour chaque procédure réalisée. L'intérêt de l'IDSV, dont la définition est donnée dans la norme CEI 60601-2-44, est de mieux rendre compte de la dose moyenne absorbée dans le volume exposé.

Le produit dose longueur (PDL), exprimé en pratique en milligrays. centimètres (mGy.cm), est égal au produit de l'indice de dose de scanographie pondéré volumique par la longueur L (cm) du volume exploré au cours d'une acquisition :

$$PDL = IDSV.L$$

Le PDL de l'examen complet est égal à la somme des PDL pour chaque acquisition.

Le passage de l'IDSP à l'IDSV et inversement, ainsi que la détermination du PDL peuvent se faire par le calcul, en tenant compte des paramètres techniques de réalisation des examens.

2.2. La présente annexe fixe les valeurs numériques des niveaux de référence pour l'indice de dose de scanographie pondéré (IDSP) et le produit dose longueur (PDL) correspondant à une acquisition d'images pour un examen donné. Ces valeurs indiquées dans le tableau 3 ne concernent que les adultes.

Les utilisateurs d'un scanner n'affichant pas les valeurs de l'IDSP et / ou du PDL peuvent, dans la pratique, calculer ces grandeurs, qui sont fonction des paramètres d'exposition pour chaque type d'examen. Les méthodes de calcul utilisées doivent être conformes à celles établies par consensus d'experts au plan international et figurant dans les documents de référence de la Commission européenne et de la Commission électrotechnique internationale relatifs à la dosimétrie en scanographie.

Tableau 3 : Niveaux de référence en scanographie chez l'adulte pour une acquisition d'images par examen

Examen	IDSP (mGy)	PLD (en mGy.cm)
Encéphale	58	1 050
Thorax	20	500
Abdomen	25	650
Pelvis	25	450

## **Annexe II - Liste des examens de médecine nucléaire pouvant faire l'objet d'un relevé d'activités réellement administrées**

1. Scintigraphie du squelette.
2. Scintigraphie pulmonaire de perfusion.
3. Scintigraphie de la glande thyroïde.
4. Tomoscintigraphie myocardique avec épreuve d'effort et / ou stimulation pharmacologique.
5. Scintigraphie des cavités cardiaques pour mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche à l'équilibre.
6. Scintigraphie du cortex rénal.
7. Scintigraphie rénale dynamique.
8. Tomoscintigraphie cérébrale de perfusion.
9. Scintigraphie des récepteurs de la somatostatine.
10. Tomographie par émission de positons au fluodesoxyglucose.

## **ANNEXE II**

### **APPEL D'OFFRES OUVERT POUR LA FOURNITURE D'UN SYSTEME DE DOSIMETRIE OPERATIONNELLE : RAPPORT D'ANALYSE DES OFFRES**

#### **RAPPEL DU CONTEXTE – ELEMENTS DE DEMANDE DU C.C.T.P.**

Le C.H.U. d'AMIENS a lancé le premier trimestre 2004 un appel d'offres ouvert concernant la fourniture d'un système de dosimétrie opérationnelle, **conforme au Décret 98-1186 et aux arrêtés du 23/03/1999** (précisant les règles de dosimétrie externe des travailleurs affectés à des travaux sous rayonnements ionisants - J.O. du 28 avril 1999), pour l'équipement progressif de l'ensemble des plateaux techniques d'imagerie (système de dosimétrie opérationnelle). Les prestations ont été réparties en 3 tranches, dont une ferme et deux conditionnelles. Les prestations demandées au marché sont décomposées en 2 postes :

<b>N° de poste</b>	<b>Désignation du poste</b>	<b>N° nomenclature</b>
<b>Poste 1</b>	Fourniture et installation d'un système de dosimétrie opérationnelle (bornes de lecture, boîtiers individuels de dosimétrie, superviseur informatique)	18.38
<b>Poste 2</b>	Etalonnage et maintenance du système de dosimétrie	81.18

#### **POSTE I : FOURNITURE ET INSTALLATION D'UN SYSTEME DE DOSIMETRIE OPERATIONNELLE SUR LES PLATEAUX TECHNIQUES D'IMAGERIE :**

##### **OBJECTIFS RECHERCHES**

Le présent poste concerne la fourniture et l'installation progressive, sous forme d'un marché à tranche ferme et à tranches conditionnelles, des équipements nécessaires au développement de la dosimétrie opérationnelle pour l'étude des postes de travail dans les différents services utilisant les rayonnements ionisants du C.H.U., et à l'application des dispositions réglementaires précitées.

Dans un premier temps, les dosimètres opérationnels seront utilisés pour la réalisation d'études de risques liés aux postes de travail et à l'évaluation des pratiques professionnelles des agents des services suivants :

- Service de Biophysique Médicale et Médecine Nucléaire à l'Hôpital Sud (Médecine Nucléaire et nouvelle Unité de Tomographie par Emission de Positons en cours de construction et d'équipement) ;
- Plateau d'imagerie interventionnelle des Services d'imagerie A & B de l'Hôpital Nord ;
- Service d'imagerie interventionnelle du Service de Radiologie C à l'Hôpital Sud.

Dans un second temps, après vérification de la qualité et de la bonne adaptation des premiers systèmes livrés aux besoins des utilisateurs, il sera envisagé un déploiement complémentaire progressif de la dosimétrie opérationnelle en radiothérapie et curiethérapie, aux blocs opératoires, et aux divers services utilisateurs de rayonnements ionisants.

## **SPECIFICATION TECHNIQUE DE LA FOURNITURE**

Le système de dosimétrie opérationnelle proposé sera constitué de :

- Dosimètres électroniques individuels portables de petites dimensions. Ils seront attribués de façon non nominative ni permanente. Ils devront être adaptés au type et à l'énergie des rayonnements à détecter dans chaque secteur du plateau technique du C.H.U. (radiologie conventionnelle et interventionnelle, médecine nucléaire, TEP à 511keV, ...). Le système proposé devra permettre en standard la lecture des doses superficielles et profondes (Hp 0,07 et Hp 10). ;
- Bornes de lecture des dosimètres portables par liaison sans fil. Ces bornes seront localisées dans des locaux judicieusement choisis pour permettre un accès aisé aux utilisateurs, et permettront de télécharger les informations et les doses enregistrées par les dosimètres électroniques portables et individuels dans une base de données gérée par un serveur informatique ;
- Les racks de rangement adaptés au nombre de dosimètres définis dans chaque secteur et pouvant, le cas échéant, assurer d'autres fonctions comme la recharge des batteries ;
- Serveur informatique pour gestion nominative des données d'exposition, à partir de la mise en réseau des bornes de lecture des dosimètres électroniques. Le logiciel d'exploitation doit permettre la gestion des expositions individuelles de chaque agent recensé dans le système, et l'échange de données selon le protocole SISERI mis en œuvre par l'Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN) ;
- Les contraintes de raccordement des éléments constitutifs du système en terme de réseau informatique devaient être soigneusement détaillées, au moyen de schémas synoptiques et d'une note technique détaillée remis par les soumissionnaires à l'appui de leur proposition.

Les quantités à prévoir pour chacun de ces éléments constitutifs du système de dosimétrie opérationnelle répondent aux objectifs de déploiement progressif et maîtrisé sur la durée du marché à tranche ferme et à tranches conditionnelles. Elles sont données par le tableau suivant :

<b>Eléments de l'installation</b>	<b>Tranche ferme</b>	<b>1° tranche conditionnelle</b>	<b>2° tranche conditionnelle</b>
- dosimètres électroniques portables pour rayonnements X	25	35	35
- dosimètres électroniques portables adaptés aux rayonnements en médecine nucléaire ( $\gamma$ et $\beta$ )	4	6	6
- dosimètres électroniques portables adaptés aux rayonnements en imagerie TEP (rayons $\gamma$ de 511 keV)	3	4	4
- bornes de lecture à liaison sans fil	5	5	5
- racks de rangement & recharge pour dosimètres portables	5	7	7
- serveurs informatiques de gestion des données	1	1	1
- licences logicielles pour consultations délocalisées et partielles des données (selon des règles d'accès limitatives définies par l'administrateur du système)	1	2	2

## **OPTIONS NON OBLIGATOIRES LIEES A LA FOURNITURE DU SYSTEME**

Le C.C.T.P. proposait aux soumissionnaires de répondre aux options suivantes, liées à la fourniture du système :

- **Option n° 1** : fourniture du matériel informatique nécessaire à la mise en œuvre du système, notamment pour le poste de visualisation et d'exploitation des données informatisées de la Personne Compétente en Radioprotection (P.C.R.) et ses délégués éventuels ;
- **Option n° 2** : fourniture éventuelle de licences logicielles supplémentaires pour les personnes déléguées par la personne compétente, afin de leur permettre d'accéder de façon limitative au logiciel de suivi dosimétrique du personnel concernant un secteur bien défini (si cette possibilité n'est pas disponible en offre de base) ;
- **Option n° 3** : en fonction du mode de réalisation des contrôles réglementaires périodiques (en usine ou sur site), les soumissionnaires pouvaient prévoir une dotation complémentaire par rapport aux quantités décrites ci-dessus pour tenir compte des délais d'acheminement entre l'établissement et le prestataire. De même, il pouvait être proposé un nombre supplémentaire de dosimètres laissé à l'appréciation des soumissionnaires pour tenir compte des pertes ou bris de matériel.

### **POSTE 2 – OFFRE DE BASE : CONTROLE REGLEMENTAIRE ET ETALONNAGE PERIODIQUE DES DOSIMETRES :**

Compte tenu du contexte réglementaire et du respect des préconisations techniques du fabricant, les soumissionnaires devaient proposer, pour chaque tranche, un contrat de base incluant la vérification et l'étalonnage périodique, et le changement éventuel des piles et / ou des accumulateurs pour les dosimètres opérationnels proposés. Ce contrat prendra effet à partir de la date du premier étalonnage jusqu'au 31 décembre de l'année en cours. Ce contrat sera ensuite renouvelable annuellement de façon expresse dans la limite de la durée du marché. Les prestations de ce contrat seront rémunérées à l'issue de chaque intervention.

Le soumissionnaire devait **préciser obligatoirement** les éléments suivants :

- Conditions, périodicité et coût de l'étalonnage réglementaire,
- Type de certificat d'étalonnage remis (joindre un exemplaire à titre d'exemple),
- Lieu de réalisation de cet étalonnage (Europe, France) et la possibilité éventuelle de le réaliser sur place au C.H.U.,
- Durée d'immobilisation d'un dosimètre pour étalonnage et contrôle,
- Possibilité de prêt ou de location d'un matériel équivalent pendant les opérations périodiques d'étalonnage et de vérifications réglementaires,
- Liste des organismes et sociétés éventuellement habilités pour la réalisation de ces opérations de métrologie.

La couverture de l'équipement et de ses accessoires (prévue en offre de base ou options) doit être assurée sur des horaires standards d'utilisation, couvrant les plages horaires 8h30 – 17h30 du lundi au vendredi. **L'incidence de la couverture préventive et curative de chaque option sur le montant du contrat correspondant à l'offre de base devait être parfaitement définie.** Le fournisseur devait indiquer obligatoirement les **éventuelles exclusions** de ce contrat de maintenance. A défaut, le contrat est réputé couvrir tous les risques inhérents à une utilisation normale de l'équipement.



**En option POSTE 2 - n° 4**, chaque soumissionnaire était tenu de joindre un projet de contrat annuel de maintenance **tous risques inclus**, valorisé sur la base d'une prestation incluant la maintenance préventive (périodicité, durée d'immobilisation et nature des opérations à préciser obligatoirement et la maintenance curative de l'installation (toutes pièces incluses, main d'œuvre et déplacements)). Ce contrat, en solution de base, ne couvrira pas le remplacement des dosimètres endommagés.

**En option POSTE 2 - n° 5**, le soumissionnaire pouvait proposer le coût de remplacement d'un dosimètre en échange standard, quelle que soit la raison de sa défaillance (y compris chute et bris accidentels).

## CRITERES DE CHOIX

L'article 9 du Règlement de la Consultation présente les critères de jugement suivants, classés par ordre décroissant, et identiques pour l'ensemble des tranches d'équipements du présent appel d'offres :

- ☞ **Critère 1** : Valeur technique (gamme et précision de mesure des dosimètres, alimentation et autonomie des dosimètres, mode d'attribution quotidien aux travailleurs, mode et type de communication avec les bornes de liaison sans fil, ergonomie et fonctionnalité du logiciel de gestion des doses) : **coefficient 5**
- ☞ **Critère 2** : Qualités esthétiques et fonctionnelles : **coefficient 4**
- ☞ **Critère 3** : Prix des prestations : **coefficient 3**
- ☞ **Critère 4** : Service après vente et assistance technique : **coefficient 2**
- ☞ **Critère 5** : Date et délai de livraison : **coefficient 1**

Il convient de préciser que l'analyse des solutions proposées par les différents soumissionnaires a été effectuée, d'une part à partir des dossiers d'offres remis, et d'autre part lors des démonstrations effectuées au C.H.U. d'Amiens par les représentants des différents soumissionnaires, notamment afin d'apprécier l'ergonomie des systèmes de dosimétrie opérationnelle proposés. Notons également que des renseignements pris sur les retours d'expériences des différents systèmes de dosimétrie opérationnelle installés dans d'autres établissements hospitaliers ont permis de mieux cerner les avantages et inconvénients des offres des différents candidats.

## SOCIETES AYANT PRESENTE UNE OFFRE

Les sociétés suivantes ont sollicité la remise du dossier de consultation et présenté une offre en retour, pour la fourniture d'un système de dosimétrie opérationnelle. Notons qu'il s'agit là des 3 principaux fournisseurs ayant une solution technique validée par l'IRSN.

- **"APVL"**, avec une offre de base constituée autour du dosimètre EPD Mk2 de la Société Thermo Electron Corporation Ltd (anciennement Siemens Environmental Systems). Le système proposé est donc composé :
  - De dosimètres EPD Mk2 identiques pour tous les secteurs d'activités hospitaliers, permettant l'enregistrement des doses issues des rayonnements X, Gamma et Bêta.

L'attribution nominative d'un dosimètre lors de la prise de poste de travail se fait par saisie d'un code personnel numérique, après insertion du dosimètre dans un emplacement spécifique de la borne de lecture située en entrée de zone contrôlée. Le dosimètre est alimenté par une pile, assurant 8 mois d'autonomie en fonctionnement normal ;

- De bornes de lecture et de recueil des doses, avec écran tactile en interface "homme-machine", et lecteur infra-rouge pour communiquer et échanger les informations avec le dosimètre individuel. Cette opération nécessite l'insertion de ce dernier dans une fente de lecture lors du passage devant la borne ;
  - Des racks de rangement des dosimètres, disposant de 10 emplacements, purement passifs ;
  - D'une station de travail assurant le rôle de serveur informatique du système, avec base de données nominatives des agents hospitaliers concernés. La communication avec l'IRSN se fait actuellement en format CSV.
- **"COMET"**, avec une offre de base constituée autour du dosimètre EDM-III, fabriqué par la Société PANASONIC. Le système proposé dispose de caractéristiques techniques spécifiques, dont la possibilité de communication en temps réel des données enregistrées par les dosimètres vers un réseau d'antennes réceptrices. Il est composé :
- De dosimètres EDM-III identiques pour tous les secteurs d'activités hospitaliers, permettant l'enregistrement des doses issues des rayonnements X, Gamma et Bêta. Le dosimètre dispose d'un émetteur sans fil de technologie "Bluetooth", permettant la transmission en temps réel des données lorsqu'il se trouve dans le rayon de réception d'une antenne active (10 mètres environ) ;
  - De bornes d'attribution type DAM-III, permettant à chaque utilisateur de s'attribuer un dosimètre de façon nominative lors de sa prise de poste de travail, soit par saisie d'un code personnel numérique, soit au moyen d'une clef à puce électronique personnelle de type "i-Button", après insertion du dosimètre dans un emplacement spécifique de la borne. En sortie de zone, le système d'attribution récupère les données enregistrées par le dosimètre, et permet à l'utilisateur de consulter les cumuls de doses (annuel, mensuel, journalier) ;
  - De rack-chargeur DCUC-III x8 : le dosimètre est alimenté par un accumulateur, assurant 16 heures d'autonomie en fonctionnement normal, avec une durée de recharge complète de 2 heures. Celle-ci est assurée au moyen de ces dispositifs, permettant chacun de prendre en compte jusqu'à 8 dosimètres. Ils assurent également la désattribution d'un dosimètre mis en recharge, avec récupération des données enregistrées ;
  - D'antennes réceptrices Bluetooth DRM-III : il s'agit d'une spécificité du système de dosimétrie COMET, qui permet le cas échéant, en fonction du réseau d'antennes mis en œuvre, d'avoir une véritable traçabilité des doses en temps réel, chaque dosimètre étant en mesure de transférer ses données dès qu'il entre dans le rayon d'action d'une de ces antennes. Si dans la configuration de base de chaque tranche la société n'a prévue qu'une antenne réceptrice par système d'attribution, le coût relativement modeste d'une antenne additionnelle (732,55 €) pourra permettre de faire évoluer cette configuration dans des zones particulièrement sensibles en terme de

radioprotection, afin d'améliorer encore la protection du personnel par une analyse plus fine des rayonnements reçus en cours de journée. Il s'agit là, sans aucun doute, de l'une des caractéristiques spécifiques au système COMET la plus intéressante d'un point de vue fonctionnel ;

- D'un serveur informatique unique centralisant les données de tous les composants du système (système d'attribution et chargeur des batteries des dosimètres, antennes réceptrices Bluetooth) au moyen de l'application informatique spécifique COMDOS Server. Ce logiciel est commercialisé en licence "site", et utilise une base de données SQL, ce qui permet de dupliquer l'installation de la version COMDOS Client autant de fois que nécessaire, sans surcoût d'investissement. La transmission des données d'exposition des agents avec l'IRSN se fait actuellement en format CSV.
- **"GENERAL ELECTRIC MEDICAL SYSTEM"**, avec une offre constituée de dosimètres DMC 2000-X et DMC 2000-XB, fabriqués par la société MPG Instruments. Le système proposé est composé :
- De dosimètres DMC 2000-X pour l'enregistrement des doses X et gamma en radiologie et en imagerie TEP, et de modèle DMC 2000-XB, enregistrant en plus les doses liées aux rayonnements bêta en médecine nucléaire. Ils sont alimentés par des piles, leur conférant une autonomie de 8 à 10 mois en utilisation normale, et dont le remplacement systématique est prévu lors des étalonnages périodiques ;
  - De lecteurs LDM 2000 communiquant avec les dosimètres en liaison HF à modulation de fréquence en véritable mode "mains libres" (portée maximale de 1 mètre). Ces lecteurs transmettent les données récupérées sur les dosimètres via le réseau informatique de l'établissement vers le serveur central du système. L'attribution temporaire d'un dosimètre se fait via un code personnel à saisir au clavier du lecteur, associé éventuellement à un code de tâche. A noter l'existence de lecteurs simplifiés un peu moins coûteux, mais nécessitant d'être reliés à un ordinateur personnel (ceci peut constituer une solution alternative économique pour la surveillance de secteurs d'activités particuliers et localisés) ;
  - De racks de rangement purement passifs (sans fonction de recharge d'accumulateurs) pouvant stocker 10 dosimètres ;
  - D'une application spécifique et très complète de gestion des données de dosimétrie appelée DOSVIEW pour le système central, et DOSCLIENT pour l'interface utilisateur de la Personne Compétente en Radioprotection et de ses délégués éventuels. A noter que la société n'a pas prévu en offre de base, contrairement aux deux autres soumissionnaires, le matériel informatique nécessaire au serveur central, mais l'a proposé en option n° 1 à la tranche ferme, option d'un montant de 2.400 € qu'il conviendra donc de prendre en compte pour disposer d'un système entièrement fonctionnel et opérationnel. De même, l'installation de nouveaux postes utilisateurs avec l'application DOSCLIENT nécessite éventuellement l'acquisition de licences supplémentaires (à noter que l'offre financière intègre déjà une licence DOSCLIENT en tranche ferme, et 2 licences supplémentaires pour chacune des tranches conditionnelles, ce qui correspond à l'organisation actuelle du C.H.U.). Ce logiciel assure la transmission réglementaire des données de

surveillance individuelle d'exposition à l'IRSN, conformément à la réglementation française.

### PRESENTATION DES OFFRES - ELEMENTS DE CHOIX

Pour des raisons de confidentialité, nous donnerons des noms anonymes aux différents fournisseurs.

Descriptif	VENUS	SATURNE	JUPITER
<b>Offre de base – Fourniture de la tranche ferme :</b>			
- Coût en € T.T.C. :	47.580,80 €	36.020,53 €	76.066,83 €
Option à intégrer	aucune	aucune	<b>Opt. 1.1 :</b> configuration informatique pour serveur 2.400,00 €
<b>Coût en € TTC tranche ferme – poste 1</b>	<b>47.580,80 €</b>	<b>36.020,53 €</b>	<b>78.466,83 €</b>
<b>Coût en € TTC 1<sup>ère</sup> tranche cond. – poste 1</b>	<b>44.282,42 €</b>	<b>43.199,52 €</b>	<b>59.614,65 €</b>
<b>Coût en € TTC 2<sup>ème</sup> tranche cond. – poste 1</b>	<b>44.282,42 €</b>	<b>43.199,52 €</b>	<b>59.614,66 €</b>
<b>Coût configuration finale en € (poste 1)</b>	<b>136.145,64 €</b>	<b>122.419,57 €</b>	<b>197.696,14 €</b>
<i>Coût configuration finale en F</i>	<i>893.056,86 F</i>	<i>803.019,74 F</i>	<i>1.296.801,67 F</i>
<b>Coût total de S.A.V. / an (poste 2 + option 4 pour tranche ferme)</b>	<b>7.363,74 €</b>	<b>5.660,37 €</b>	<b>8.442,16 €</b>
<b>Coût total de S.A.V. / an (poste 2 + option 4 pour 1<sup>ère</sup> tranche cond.)</b>	<b>5.148,40 €</b>	<b>6.788,50 €</b>	<b>7.272,46 €</b>
<b>Coût total de S.A.V. / an (poste 2 + option 4 pour 2<sup>ème</sup> tranche cond.)</b>	<b>4.430,80 €</b>	<b>6.788,50 €</b>	<b>7.272,46 €</b>
<b>Coût total annuel de SAV / 3 tranches</b>	<b>16.942,94 €</b>	<b>19.237,37 €</b>	<b>22.987,08 €</b>

#### Analyse des offres selon le critère 1 "Valeur technique" : coefficient 5 :

Ce critère se décomposait, selon le règlement de consultation, de la façon suivante : gamme et précision de mesure des dosimètres, alimentation et autonomie des dosimètres, mode d'attribution quotidien aux travailleurs, mode et type de communication avec les bornes de liaison sans fil, ergonomie et fonctionnalité du logiciel de gestion des doses.

Il convient ici de souligner que les 3 systèmes proposés correspondent aux seuls systèmes agréés à ce jour par l'Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN). **Il est proposé, selon ce critère de classer les 3 offres premières ex-æquo**, dans la mesure où les 3 systèmes répondent tous aux obligations réglementaires opposables, et qu'ils présentent chacun d'entre eux de légers avantages ou inconvénients qui ne s'avèrent cependant pas déterminants.

Les prises de contact avec les sites de références hospitalières ont d'ailleurs permis de vérifier le niveau de satisfaction correct de leurs utilisateurs.

Concernant la Société "VENUS", l'avantage le plus marquant réside dans la gamme de mesure très légèrement supérieure de ses dosimètres par rapport aux deux concurrents. Ces derniers sont d'un port peu pratique dans les poches des vêtements de travail (accrochés vers l'extérieur de la poche), et ne dialoguent malheureusement pas, dans les faits en mode "mains libres", et nécessitent d'être insérés dans un emplacement de lecture spécifique sur les bornes, ce qui ralentit le flux en entrée et sortie de zone. Le logiciel d'exploitation des données proposé s'est avéré être lors des essais assez peu ergonomique même s'il répond complètement aux obligations réglementaires.

Pour l'offre de la Société "SATURNE", son intérêt essentiel réside dans le système de communication sans fil, sur une portée de 10 mètres entre les dosimètres et les antennes de réception, et en la séparation des fonctions entre les systèmes d'attribution et les antennes de réception des informations. Cette configuration unique à ce fournisseur permet d'envisager la mise en œuvre d'un véritable système d'information en temps réel, dans les zones les plus sensibles en terme de radioprotection. Le logiciel d'exploitation des données, quoique simple, s'avère être suffisant et d'une interface "utilisateur" sensiblement intuitive, facilitant son exploitation. Les dosimètres sont assez lourds et encombrants, mais ils peuvent être portés à l'extérieur ou l'intérieur de la poche, grâce à un clip réversible, ce qui diminue cet inconvénient. Ils sont alimentés par accumulateur rechargeable quotidiennement, ce qui rend le dosimètre inutilisable pour une période minimale en cas d'oubli dans la blouse.

L'offre technique de la Société "JUPITER" est marquée par l'utilisation de dosimètres de modèles spécifiques selon les domaines du plateau technique envisagé, les plus légers et petits, et donc faciles à porter dans les vêtements de travail. Ils communiquent avec les bornes d'attribution en sortie de zone en véritable mode "main libre", mais sur une distance maximale de 1 mètre (sensiblement plus courte que le matériel SATURNE). Le logiciel d'exploitation des données est très complet, avec des performances d'analyses très, voir trop détaillées, ce qui peut, à l'usage, pénaliser le temps à consacrer quotidiennement à cette tâche par la Personne Compétente en Radioprotection.

### **Analyse des offres selon le critère 2 "Qualités esthétiques et fonctionnelles" :** coefficient 4 :

Il est proposé de classer les offres de la façon suivante, au vue de ce critère :

- ① - SATURNE
- ② - JUPITER
- ③ - VENUS

L'offre "SATURNE" se démarque par la possibilité de liaisons sans fil et d'antennes pouvant être ajoutées (à des coûts raisonnables) pour diviser un service utilisateur en plusieurs zones très précises pour créer un véritable système de communication en temps réel. Cette fonctionnalité peut permettre, dans les zones les plus sensibles en matière de radioprotection, de cerner au mieux les activités et tâches irradiantes des utilisateurs, afin d'améliorer progressivement leurs gestes et pratiques professionnelles. Le logiciel d'exploitation des données est très intuitif, et facile d'utilisation.

L'offre "JUPITER" se démarque par un logiciel d'exploitation très complet et très riche, restant malgré tout assez facile d'utilisation. Son apprentissage semble toutefois plus long que celui de la Société "SATURNE". L'ergonomie des dosimètres est très appréciable, vu leur poids réduit et leur alimentation par pile de grande autonomie.

L'offre "VENUS" est la moins satisfaisante de ce point de vue, avec un logiciel d'exploitation des données assez peu convivial. L'obligation d'insérer les dosimètres dans les bornes de lecture (par ailleurs assez encombrantes) ralentit l'utilisation du système, et ne permet pas la mise en place d'un système temps réel. Il ne s'agit pas, à proprement parler, d'un système "mains libres".

### Critère 3 : **Prix des prestations** : coefficient 3

Si l'offre "SATURNE" est la moins coûteuse en investissement, compte tenu des erreurs des bordereaux de prix détectées vis à vis des devis détaillés (l'offre étant finalement confirmée par ce soumissionnaire), elle s'avère plus coûteuse en maintenance que celle de la Société "VENUS".

Il convient de souligner que "SATURNE" n'a pas valoriser la seule solution d'étalonnage semestriel des dosimètres, mais a complété d'emblée cette prestation de base par un contrat de S.A.V. "tous risques inclus" (hors bris de dosimètres). C'est finalement cette prestation, qui assure l'évolution des logiciels et le dépannage des dosimètres qui sert de base à l'analyse des coûts du poste 2, dans la mesure où elle couvre un matériel technologiquement sensible et quantitativement important, à l'issue du déploiement complet du matériel (tranche ferme et 2 tranches conditionnelles). A noter toujours l'extension de garantie à 2 ans (incluant les prestations d'étalonnage semestrielles) proposée par la Société "SATURNE".

Pour l'analyse des coûts globaux d'investissement (poste 1), d'étalonnage périodiques réglementaires et de S.A.V. (poste 2 et option 4 de chaque tranche), le tableau suivant redonne le coût découlant de la mise en œuvre progressive mais complète des 3 tranches, selon une hypothèse de déploiement sur 3 ans.

**COÛT GLOBAL DU SYSTÈME POUR LES TROIS TRANCHES DÉPLOYÉES SUR 3 ANS**  
(compte tenu des durées de garantie décalées pour chacune des tranches ferme et conditionnelles)

Descriptif	VENUS	SATURNE	JUPITER
Coût configuration finale en € (poste 1)	136.145,64 €	122.419,57 €	197.696,14 €
Durée de garantie	1 an	2 ans	1 an
Coût total de S.A.V. / année 2	7.363,74 €	0,00 €	8.442,16 €
Coût total de S.A.V. / année 3	12.512,14 €	5.660,37 €	15.714,62 €
Coût total de S.A.V. / année 4	16.942,94 €	12.448,87 €	22.987,08 €
Coût total de S.A.V. / année 5	16.942,94 €	19.237,37 €	22.987,08 €
Coût total de S.A.V. / année 6	16.942,94 €	19.237,37 €	22.987,08 €
Coût total de S.A.V. / année 7	16.942,94 €	19.237,37 €	22.987,08 €
Prix total de revient sur 7 ans pour les 3 tranches	223.793,28 € (1.467.987,69 F)	198.240,92 € (1.300.375,19 F)	313.801,24 € (2.058.402,20 F)
Classement selon critère 3 "coût des prestations"	2 <sup>ème</sup>	1 <sup>er</sup>	3 <sup>ème</sup>

**Critère 4 : Service après vente et assistance technique : coefficient 2**

Il est proposé de classer les offres de la façon suivante, au vu de ce critère :

- ① - JUPITER
- ② - VENUS
- ③ - SATURNE

Au vu des engagements de la Société "JUPITER" et de ses réponses au questionnaire technique donné en annexe II, il apparaît que ce fournisseur est celui qui dispose du nombre maximum de techniciens formés à la dosimétrie sur le territoire français (25 contre 7 pour "VENUS" et 4 pour "SATURNE"). Il prend également l'engagement d'intervenir en 4 heures au maximum sous garantie et contrat de S.A.V. (contre 48 heures pour "VENUS" et "SATURNE").

VENUS peut être classer en seconde position grâce au service unique d'étalonnage sur le site du C.H.U. que ce fournisseur propose, alors que les deux autres soumissionnaires imposent le renvoi des dosimètres dans leurs ateliers pendant cette opération, tout en offrant cependant une prestation de mise à disposition d'un nombre de dosimètres en rotation pendant ces opérations.

SATURNE, qui est apparu beaucoup plus récemment sur le marché français (premières installations remontant à environ un an), offre à ce jour moins de moyens humains pour le suivi de ses installations. Elle s'engage, tout comme "VENUS", sur un délai d'intervention de 48 heures en cas de pannes bloquantes. Rappelons l'extension de garantie de chaque tranche à 2 ans proposée par la Société pour compenser ce handicap, ce critère étant toutefois déjà pris en compte dans l'analyse du critère n° 3 "prix des prestations".

### Critère 5 : **Date et délai de livraison** : coefficient 1

Les trois sociétés peuvent être classées de façon équivalente sur ce critère, dans la mesure où elles proposent toutes trois le déploiement progressif de la tranche ferme dès le mois de juin. Rappelons que la mise en œuvre effective du système à cette date s'impose pour l'ouverture de la nouvelle activité TEP-TDM (qui s'avère être potentiellement l'une des plus irradiantes pour le personnel), et la définition finale des échanges de données avec l'application SISERI de l'I.R.S.N., qui devrait être pleinement opérationnelle à cette date.

### Classement global récapitulatif

Compte tenu du classement proposé pour les offres analysées selon chaque critère du règlement de l'appel d'offres, on obtient le tableau récapitulatif suivant :

Critères	VENUS		SATURNE		JUPITER	
	Classement	Nb points	Classement	Nb points	Classement	Nb points
N° 1 : valeur technique (coef. 5)	1 <sup>er</sup> ex-æquo (3 points)	15	1 <sup>er</sup> ex-æquo (3 points)	15	1 <sup>er</sup> ex-æquo (3 points)	15
N° 2 : Qualités esthétiques et fonctionnelles (coef. 4)	3 <sup>ème</sup> (1 point)	4	1 <sup>er</sup> (3 points)	12	2 <sup>ème</sup> (2 points)	8
N° 3 : économique – prix des prestations (coef. 3)	2 <sup>ème</sup> (2 points)	6	1 <sup>er</sup> (3 points)	9	3 <sup>ème</sup> (1 point)	3
N° 4 : Service après vente et assistance technique (coef. 2)	2 <sup>ème</sup> (2 points)	4	3 <sup>ème</sup> (1 point)	2	1 <sup>er</sup> (3 points)	6
N° 5 : Date et délais de livraison (coef. 1)	1 <sup>er</sup> ex-æquo (3 points)	3	1 <sup>er</sup> ex-æquo (3 points)	3	1 <sup>er</sup> ex-æquo (3 points)	3
<b>Classement final</b>	<b>3<sup>ème</sup></b>	<b>32</b>	<b>1<sup>er</sup></b>	<b>41</b>	<b>2<sup>ème</sup></b>	<b>35</b>

Au vu de ce tableau de classement, il est donc proposé à la Commission d'Appel d'Offres du Centre Hospitalier Universitaire d'Amiens de choisir, pour la fourniture, l'installation et la mise en service (poste 1), ainsi que la maintenance d'un système de dosimétrie opérationnelle à l'issue de la période de garantie (Poste 2), la Société **"SATURNE"** pour les montants suivants :

- **Poste 1 / tranche ferme = montant de 36.020,53 €, et montants de 43.199,52 € pour chacune des deux tranches conditionnelles**, correspondant à l'offre de base de la société
- **Poste 2 : montant prévisionnel annuel du contrat de maintenance selon la formule "tous risques inclus" s'élevant à 5.660,37 € pour la tranche ferme, et 6.788,50 € pour chacune des deux tranches conditionnelles suivantes (chaque tranche étant garantie 2 ans)**



**ANNEXE III- RESULTATS DES TESTS EFFECTUES AVEC LA CHAMBRE D'IONISATION "PTW Freiburg"**

<b>EPAISSEUR PLEXIGLASS</b>	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm
<b>TAILLE DU CHAMP (cm2)</b>	900	900	900	900	900	900	900	900	900	900
<b>DISTANCE FOYER / FANTOME (cm)</b>	95	95	95	95	95	95	95	95	95	95
<b>CONSTANTES / KV</b>	42	55	60	70	75	90	97	100	110	113
<b>CONSTANTES / mAs</b>	88	12	11	5	5	3	2	1	4,5	1
<b>LECTURE DOSE UNIDOS (C)</b>	7,23E-09	3,25E-09	4,33E-09	3,916E-09	4,68E-09	1,74E-09	1,59E-09	1,82E-09	4,22E-09	1,61E-09
<b>FACTEUR D'ETALONNAGE (Gy/C)</b>	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000
<b>DOSE De (calculé) Gy</b>	0,00174966	0,0007865	0,00104786	0,00094767	0,00113256	0,00042108	0,00038478	0,00044044	0,00102124	0,00038962
<b>FACTEUR DE RETRODIFFUSION</b>	1,25	1,35	1,35	1,35	1,4	1,42	1,46	1,46	1,5	1,5
<b>PDS (calculé) Gy*cm2</b>	1,574694	0,70785	0,943074	0,8529048	1,019304	0,378972	0,346302	0,396396	0,919116	0,350658
<b>PDS (mesuré) Gy*cm2</b>	1,65	0,8	1,1	0,9	1,2	0,42	0,4	0,46	1,1	0,4
<b>DOSE De issue du PDS mesuré</b>	0,00229167	0,0012	0,00165	0,00135	0,00186667	0,00066267	0,00064889	0,00074622	0,00183333	0,00066667
<b>ECARTS DOSES (%)</b>	23,6512	34,4583333	36,4933333	29,8020741	39,3271429	36,4567404	40,7017123	40,9773675	44,296	41,557
<b>ECARTS PDS (%)</b>	4,564	11,51875	14,266	5,2328	15,058	9,76857143	13,4245	13,8269565	16,444	12,3355

<b>EPAISSEUR PLEXIGLASS</b>	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm
<b>TAILLE DU CHAMP (cm2)</b>	900	900	900	900	900	900	900	900	900	900
<b>DISTANCE FOYER / FANTOME (cm)</b>	95	95	95	95	95	95	95	95	95	95
<b>CONSTANTES / KV</b>	42	55	60	70	75	90	97	100	110	113
<b>CONSTANTES / mAs</b>	88	12	11	5	5	3	2	1	4,5	1
<b>LECTURE DOSE UNIDOS (C)</b>	1,002E-08	1,024E-08	1,151E-08	1,143E-08	1,34E-08	1,38E-08	1,422E-08	1,455E-08	1,632E-08	1,375E-08
<b>FACTEUR D'ETALONNAGE (Gy/C)</b>	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000
<b>DOSE De (calculé) Gy</b>	0,00242484	0,00247808	0,00278542	0,00276606	0,0032428	0,0033396	0,00344124	0,0035211	0,00394944	0,0033275
<b>FACTEUR DE RETRODIFFUSION</b>	1,25	1,35	1,35	1,35	1,4	1,42	1,46	1,46	1,5	1,5
<b>PDS (calculé) Gy*cm2</b>	2,182356	2,230272	2,506878	2,489454	2,91852	3,00564	3,097116	3,16899	3,554496	2,99475
<b>PDS (mesuré) Gy*cm2</b>	2,3	2,3	2,75	2,6	3,1	3,12	3,2	3,2	3,6	3,3
<b>DOSE De issue du PDS mesuré</b>	0,00319444	0,00345	0,004125	0,0039	0,00482222	0,00492267	0,00519111	0,00519111	0,006	0,0055
<b>ECARTS DOSES (%)</b>	24,0919652	28,1715942	32,4746667	29,0753846	32,7529954	32,1587216	33,7089897	32,1705908	34,176	39,5
<b>ECARTS PDS (%)</b>	5,11495652	3,03165217	8,8408	4,25176923	5,85419355	3,66538462	3,215125	0,9690625	1,264	9,25

<b>EPAISSEUR PLEXIGLASS</b>	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm
<b>TAILLE DU CHAMP (cm<sup>2</sup>)</b>	900	900	900	900	900	900	900	900	900	900
<b>DISTANCE FOYER / FANTOME (cm)</b>	95	95	95	95	95	95	95	95	95	95
<b>CONSTANTES / KV</b>	42	55	60	70	75	90	97	100	110	113
<b>CONSTANTES / mAs</b>	88	12	11	5	5	3	2	1	4,5	1
<b>LECTURE DOSE UNIDOS (C)</b>	1,113E-08	1,144E-08	1,159E-08	1,216E-08	1,384E-08	1,458E-08	1,569E-08	1,622E-08	1,74E-08	1,54E-08
<b>FACTEUR D'ETALONNAGE (Gy/C)</b>	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000	242000
<b>DOSE De (calculé) Gy</b>	0,00269346	0,00276848	0,00280478	0,00294272	0,00334928	0,00352836	0,00379698	0,00392524	0,0042108	0,0037268
<b>FACTEUR DE RETRODIFFUSION</b>	1,25	1,35	1,35	1,35	1,4	1,42	1,46	1,46	1,5	1,5
<b>PDS (calculé) Gy*cm<sup>2</sup></b>	2,424114	2,491632	2,524302	2,648448	3,014352	3,175524	3,417282	3,532716	3,78972	3,35412
<b>PDS (mesuré) Gy*cm<sup>2</sup></b>	2,6	2,6	2,7	3	3,1	3,2	3,5	3,7	3,9	3,45
<b>DOSE De issue du PDS mesuré</b>	0,00361111	0,0039	0,00405	0,0045	0,00482222	0,00504889	0,00567778	0,00600222	0,0065	0,00575
<b>ECARTS DOSES (%)</b>	25,4118769	29,0133333	30,7461728	34,6062222	30,5448848	30,1161092	33,1255969	34,6035542	35,2184615	35,186087
<b>ECARTS PDS (%)</b>	6,76484615	4,168	6,50733333	11,7184	2,76283871	0,764875	2,36337143	4,52118919	2,82769231	2,77913043

**ANNEXE IV - RESULTATS DES TESTS EFFECTUES AVEC LE DETECTEUR A DIODE "Dosimax"**

<b>EPAISSEUR PLEXIGLASS</b>	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm	9 cm
<b>TAILLE DU CHAMP (cm2)</b>	900	900	900	900	900	900	900	900	900	900
<b>DISTANCE FOYER / FANTOME (cm)</b>	95	95	95	95	95	95	95	95	95	95
<b>CONSTANTES / KV</b>	42	55	60	70	75	90	97	100	110	113
<b>CONSTANTES / mAs</b>	88	12	11	5	5	3	2	1	4,5	1
<b>DOSE De (mesuré) Gy</b>	0,0035	0,0035	0,004	0,0042	0,0046	0,0047	0,005	0,005	0,0052	0,0052
<b>FACTEUR DE RETRODIFFUSION</b>	1,25	1,35	1,35	1,35	1,4	1,42	1,46	1,46	1,5	1,5
<b>PDS issu de De (mesuré) Gy*cm2</b>	3,15	3,15	3,6	3,78	4,14	4,23	4,5	4,5	4,68	4,68
<b>PDS (mesuré) Gy*cm2</b>	3,2	3,3	3,7	3,8	4,2	4,3	4,8	4,7	4,9	5
<b>DOSE De issue du PDS mesuré</b>	0,00444444	0,00495	0,00555	0,0057	0,00653333	0,00678444	0,00778667	0,00762444	0,00816667	0,00833333
<b>ECARTS DOSES (%)</b>	21,25	29,2929293	27,9279279	26,3157895	29,5918367	30,7238782	35,7876712	34,4214515	36,3265306	37,6
<b>ECARTS PDS (%)</b>	1,5625	4,54545455	2,7027027	0,52631579	1,42857143	1,62790698	6,25	4,25531915	4,48979592	6,4

<b>EPAISSEUR PLEXIGLASS</b>	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm	17cm
<b>TAILLE DU CHAMP (cm2)</b>	900	900	900	900	900	900	900	900	900	900
<b>DISTANCE FOYER / FANTOME (cm)</b>	95	95	95	95	95	95	95	95	95	95
<b>CONSTANTES / KV</b>	42	55	60	70	75	90	97	100	110	113
<b>CONSTANTES / mAs</b>	88	12	11	5	5	3	2	1	4,5	1
<b>DOSE De (mesuré) Gy</b>	0,0038	0,004	0,0044	0,0046	0,0049	0,0051	0,0056	0,0057	0,0063	0,0065
<b>FACTEUR DE RETRODIFFUSION</b>	1,25	1,35	1,35	1,35	1,4	1,42	1,46	1,46	1,5	1,5
<b>PDS issu de De (mesuré) Gy*cm2</b>	3,42	3,6	3,96	4,14	4,41	4,59	5,04	5,13	5,67	5,85
<b>PDS (mesuré) Gy*cm2</b>	3,5	3,7	4,1	4,23	4,52	4,7	5,1	5,3	5,7	6
<b>DOSE De issue du PDS mesuré</b>	0,00486111	0,00555	0,00615	0,006345	0,00703111	0,00741556	0,00827333	0,00859778	0,0095	0,01
<b>ECARTS DOSES (%)</b>	21,8285714	27,9279279	28,4552846	27,5019701	30,3097345	31,2256518	32,3126511	33,7037994	33,6842105	35
<b>ECARTS PDS (%)</b>	2,28571429	2,7027027	3,41463415	2,12765957	2,43362832	2,34042553	1,17647059	3,20754717	0,52631579	2,5

<b>EPAISSEUR PLEXIGLASS</b>	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm	21 cm
<b>TAILLE DU CHAMP (cm<sup>2</sup>)</b>	900	900	900	900	900	900	900	900	900	900
<b>DISTANCE FOYER / FANTOME (cm)</b>	95	95	95	95	95	95	95	95	95	95
<b>CONSTANTES / KV</b>	42	55	60	70	75	90	97	100	110	113
<b>CONSTANTES / mAs</b>	88	12	11	5	5	3	2	1	4,5	1
<b>DOSE De (mesuré) Gy</b>	0,0035	0,0042	0,0045	0,0045	0,0052	0,0055	0,0056	0,0058	0,0061	0,0061
<b>FACTEUR DE RETRODIFFUSION</b>	1,25	1,35	1,35	1,35	1,4	1,42	1,46	1,46	1,5	1,5
<b>PDS issu de De (mesuré) Gy*cm<sup>2</sup></b>	3,15	3,78	4,05	4,05	4,68	4,95	5,04	5,22	5,49	5,49
<b>PDS (mesuré) Gy*cm<sup>2</sup></b>	3,2	3,85	4,2	4,1	4,85	5,2	5,3	5,35	5,5	5,6
<b>DOSE De issue du PDS mesuré</b>	0,00444444	0,005775	0,0063	0,00615	0,00754444	0,00820444	0,00859778	0,00867889	0,00916667	0,00933333
<b>ECARTS DOSES (%)</b>	21,25	27,2727273	28,5714286	26,8292683	31,0751105	32,9631636	34,8668907	33,1711689	33,4545455	34,6428571
<b>ECARTS PDS (%)</b>	1,5625	1,81818182	3,57142857	1,2195122	3,50515464	4,80769231	4,90566038	2,42990654	0,18181818	1,96428571

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] Journal Officiel de la République Française. Arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de références diagnostiques en radiologie et médecine nucléaire. [JORF, 2004].
- [2] M.C. De Sousa, B. Aubert. Mesure de la dose en radiodiagnostic. [Risques & Prévention, Juin 1999 – N°17].
- [3] B. Claeys, V. Prevoteau. Monosite : un schéma directeur défini. [Reflets, Octobre 2003 N°66].
- [4] B. Claeys. Le nouvel hôpital. [Reflets, Février 2004 – N°67].
- [5] CHU Amiens. Le nouveau CHU. [Spécial Reflets, Avril 2004 – N°1].
- [6] CHU Amiens. Projet d'Etablissement 2003 – 2004. [CHU Amiens, 2003].
- [7] CHU Amiens. Contrat pluriannuel d'objectifs et de moyens 2003 – 2007. [CHU Amiens, 2003].
- [8] A. Lisbona. Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie. [SFPM, rapport n°21].
- [9] A. Noël. Protocole de contrôle qualité des installations de mammographie. [Direction Générale de la Santé, Juillet 1998].
- [10] J.N. Foulquier. Dosimétrie en scanographie. [DES de radiologie île de France, Octobre 2003].
- [11] B.Lepage. Etat de l'art en imagerie médicale. [ITBM – RBM News 2004].
- [12] C. Coulon, M. Fourcade. La dosimétrie opérationnelle. [ITBM – RBM News 2002].
- [13] M.C. De Sousa, B. Aubert. Evaluation d'un détecteur électronique pour la dosimétrie patient en radiodiagnostic. [Radioprotection, Tours – 19/21 Mai 1999].
- [14] Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale. Dosimétrie des faisceaux de rayons X dans le domaine des faibles et des moyennes énergie. [SSRPM, Mai 2001].
- [15] A. Picard. Numérisation d'un service de radiologie par système de plaques photostimulables. [DESS TBH, 2001].
- [16] T. Veleine. La radiologie numérisée au CHU d'Amiens : 2003 – 2004, l'odyssée du numérique. [Colloque ESIEE du 12/02/2004].

- [17] T. Veleine. La numérisation directe en radiologie. [8<sup>ème</sup> Journées AFIB, Lille 23/09/2003].
- [18] A. Supiot, C. Vedovini. Capteurs numériques grands champs en radiologie conventionnelle. [DESS TBH, 2001].
- [19] ANAES. Evaluation clinique de la numérisation en mammographie pour le diagnostic et le dépistage du cancer du sein. [ANAES, Décembre 2000].
- [20] E. Peltier. Mise en place d'un programme de contrôle qualité des équipements de radiodiagnostic au CHU d'Amiens. [DESS TBH, 2002].
- [21] C. Coulon. Systèmes de radiologie à numérisation directe. [ITBM – RBM News, Septembre 2003].
- [22] M.A.O. Thijssen. Manual CDRAD – phantom type 2.0. [ARTINIS, March 2003].
- [23] P. Baudhuin, C. Prouteau. Radiologie numérique. [SFR Journal de radiologie Tome 84, Juillet – Août 2003].

### **QUELQUES SITES WEB**

- [1] <http://perso.wanadoo.fr/eassa.cordo/SFROPRI>
- [2] <http://www.chu-amiens.fr>
- [3] <http://www.utc.fr/~farges>
- [4] <http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES>
- [5] <http://www.med.univ-angers.fr/discipline/radiologie/Methodes.html>
- [6] <http://www.imagemed.org>
- [7] <http://www.kodak.fr>
- [8] <http://www.gemedicalsystemseurope.com>