

MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT
SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

RÉPUBLIQUE DU MALI
UN peuple - Un But - Une Foi

UNIVERSITE DES SCIENCES DES
TECHNIQUES ET DES TECHNOLOGIES
DE BAMAKO



FACULTE DE MEDECINE ET
D'ODONTO-STOMATOLOGIE



ANNEE UNIVERSITAIRE 2021-2022

N°.....

Thèse

**ETUDE DE LA MISE AU REBUT DES CLICHES
RADIOGRAPHIQUES DANS LE SERVICE D'IMAGERIE
MEDICALE DU CHU Pr BOCAR SIDY SALL DE KATI
APRES DIX ANS DE PRATIQUE NUMERIQUE.**

Présentée et soutenue publiquement le 22 / 06 / 2022 devant la
Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie.

Par M. Youssouf GOÏTA

Pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

(DIPLOME D'ETAT)

Jury

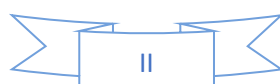
Président : Pr Mahamadou DIALLO

Membre : Dr Mody Abdoulaye CAMARA

Co-directeur : Dr Salia COULIBALY

Directeur : Pr Adama Diaman KEÏTA

DEDICACES



Je dédie ce travail :

A ALLAH :

Louange à ALLAH seigneur de l'univers, le tout miséricordieux, le très miséricordieux, point de divinité à part lui, l'unique, le dominateur suprême. Celui qui subsiste par lui-même, ni somnolence ni sommeil ne le saisissent. Il n'a jamais engendré, n'a pas été engendré non plus, et nul n'est égal à lui.

Maître du jour de la rétribution, c'est toi seul que nous adorons, et c'est toi seul dont nous implorons le secours. Guide-nous dans le droit chemin, le chemin de ceux que tu as comblé de faveurs, non pas de ceux qui ont encouru ta colère, ni des égarés. Seigneur ! Accorde nous belle part ici-bas, et belle part aussi dans l'au-delà.

Au prophète MOHAMED paix et salut sur lui, qu'Allah lui accorde clémence et miséricordieux.

A mes parents :

C'est avec les yeux débordant de larmes, d'amour et de reconnaissance que je rédige ces mots.

Ma mère GOÏTA Fanta :

Tous les mots du monde ne pourraient exprimer l'immense amour que je te porte, ni la profonde gratitude que je te témoigne pour tous les efforts et les sacrifices que tu n'as jamais cessé de consentir pour mon instruction et mon bien-être.

Je suis fier d'avoir reçu de toi une éducation de qualité.

C'est grâce à tes immenses sacrifices, tes sages conseils, tes bénédictions que j'ai pu réaliser ce travail. J'espère avoir répondu aux espoirs que tu as fondé en moi.

Je te rends hommage par ce modeste travail en guise de ma reconnaissance éternelle et de mon infini amour.

Que Dieu le tout puissant te garde et te procure santé, bonheur et longue vie.

Mon père GOÏTA Mamadou :

Tu as été et tu seras toujours un exemple pour moi par tes qualités humaines, ta persévérance et ton perfectionnisme. Tu m'as appris le sens du bon travail, de l'honnêteté et de la responsabilité. Ta bonté et ta générosité extrême sont sans limites. Tes prières ont été pour moi un grand soutien moral tout au long de mes études. Aucun mot, aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, ma considération et l'amour éternel pour les sacrifices que tu as consenti pour mon éducation et mon bien-être.

Je souhaite que cette thèse t'apporte la joie de voir aboutir tes espoirs et j'espère avoir été digne de ta confiance.

Que Dieu le tout puissant te garde et te procure santé et longue vie.

REMERCIEMENTS

A Adama GOITA, cousin et tuteur : Tous les mots du monde ne sauraient exprimer l'immense amour que je te porte. Ta prière, ton encouragement et ton soutien ont toujours été d'un grand secours. Puisse Dieu le tout puissant te préserver du mal, te combler de santé, de bonheur et te procurer une longue vie.

A ma grande sœur Sitan et mon grand frère Moussa : Vous avez toujours pris soins de moi depuis mon enfance et vous vous êtes souciés de mon avenir, merci pour votre soutien, votre solidarité et fraternité. Que Dieu vous bénisse.

A mes petits frères et sœurs : Chata, Chaka, Biba, Adiaratou et Sidiki, retrouvez ici l'expression de mes sincères sentiments.

A ma chère épouse KONARE Kadidia : Toi qui as accepté de suivre le chemin difficile avec moi. Que notre vie de couple soit pleine de succès, de respect mutuel et surtout d'amour réciproque. Trouve ici tout mon amour, mon affection inébranlable et mes sincères remerciements pour tout ce que tu as fait pour moi. Qu'Allah nous laisse unis à jamais. Amen !

A tous mes oncles, tantes, cousines et cousins : Mes sincères remerciements pour tout ce que vous avez fait pour moi.

A tous mes frères et sœurs de la grande famille : Avec tout mon amour et mon estime, je vous souhaite santé, bonheur et prospérité.

A mes beaux-parents : Je ne pourrais jamais exprimer le respect que j'ai pour vous. Merci de m'avoir fait confiance et d'avoir accepté de me donner votre fille en mariage. Puisse Dieu le tout puissant vous préserver du mal, vous combler de santé, de bonheur et vous procurer une longue vie.

A Dr DEMBELE Salya et à la sage-femme TRAORE Korotoumou : En plus d'être mes aînés, vous avez été des parents pour moi. Tous les mots du monde ne sauraient exprimer l'immense amour que je vous porte. Vos encadrements, vos conseils, vos encouragements, vos soutiens et vos prières m'ont toujours secouru. Vous m'avez toujours guidé tout au long de ma carrière étudiante. Je vous rends hommage par ce modeste travail en guise de ma gratitude éternelle et

de mon amour infini. Que Dieu le tout puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie.

A toutes mes belles sœurs : Merci pour le respect et l'amour que vous m'accordez.

A mes amis et camarades de lutte : Dr TRAORE Youssouf, Dr DEMBELE Youssouf, COULIBALY Sidiki, GOÏTA Drissa, GOÏTA Soumaïla, DENSO Gaoussou, DIARRA Nana Kadidia, Dr KONE Job, Dr DEMBELE Chaka, Dr KONATE Badjigué, BOIRE Sidi, Chaka Togola, pour les bons et durs moments que nous avons passé ensemble, pour la joie et la tristesse que nous avons partagé. Soyez assuré de mon éternel amitié et sympathie.

A tous mes amis et camarade de promotion de la Faculté de Médecine, et d'Odonto-Stomatologie, sans oublier ceux du groupe d'exposé ainsi que des écoles primaires et secondaires. Merci à toutes et tous.

Aux aînés, ami(e)s et collègues de travail : Dr DIARRA Aboubacar, Dr THERA Abdoulaye, Dr KONATE Ibrahim, Dr DJIGUIBA Mama, Dr BAMBAM Oumar, Dr SANDJI Oumar, Dr KEITA Djouma, GOÏTA Nouhoum, DEMBELE Lamine, DIARRA Zan, TRAORE Nana, MALLE Fatoumata.

Merci pour les encadrements, les conseils, les encouragements et les soutiens que vous m'avez toujours donné.

Je vous souhaite la réussite dans la vie. Qu'Allah vous bénisse et vous protège.

Aux docteurs : KEITA Adama, DIALLO Ousmane et KONE Tiémoko, recevez ici toute ma reconnaissance et mon respect.

Aux radiologues : DIARRA Issa, GUINDO Ilias, KEITA Cheick Oumar, MAIGA, KONATE Abdramane, merci pour l'encadrement réussi.

Aux DES d'imagerie médicale, merci pour votre collaboration.

Aux internes et collègues de travail : DIABATE Issoufou Doh, TOURE Zeïnab, Traoré Zoumana, Kouma Bekaye, Doukara Cheickna et DIARRA Emanuel, merci pour votre esprit d'équipe.

Aux techniciens du service d'Imagerie Médicale du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati : Merci pour votre soutien sans oublier TRAORE Ibrahima de Bougouni, merci de m'avoir secouru.

A tous mes tuteurs tout au long de mes études, particulièrement MALLE Issa et CISSE Danaya, merci de m'avoir accepté dans vos familles, merci pour tout ce que vous avez fait pour moi. Que Dieu vous bénisse et vous procure longue vie.

A tous mes enseignants tout au long de mes études primaires et secondaires, sans oublier M. MALLE Yaya, M. DIALLO Mansa et M. DAO Diakaridia, merci pour l'enseignement, les conseils et les encouragements reçus.

Aux encadreurs de la Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie (FMOS), merci pour la formation reçue.

A tous les militantes et militants de la Ligue Islamique des Elèves et Etudiants du Mali (LIEEMA) de la FMOS/FAPH, merci pour les formations, les conseils et les encouragements reçus sur le développement spirituel, social et personnel. Veuillez accepter toute ma gratitude.

A tous les encadreurs et les camarades du Centre Islamique de Formation et de Documentation (CIFOD) de Kati, merci pour la l'encadrement fourni pour la lecture du saint Coran.

A tous les militantes et militants de l'association des élèves, étudiants minianka et sympathisants (WUWU YE COO), merci pour le socialisme.

A tous les personnels des cabinets médicaux : Santé Pour Tous (CMSPT), IKA SANTE, le DIAGNOSTIC et du centre socio-médical WAMI, merci pour votre soutien.

A tous les personnels du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati : Merci pour votre soutien, je vous souhaite une vie pleine de réussite, de santé et de bonheur.

A tous ceux qui ont contribué de près ou de loin, moralement, physiquement ou financièrement à la réalisation de ce travail.

A tous ceux qui me sont chers et que je les ai omis involontairement.

HOMMAGES AUX MEMBRES DU JURY

A notre maître et président de jury :

Pr. MAHAMADOU DIALLO

- Professeur de radiologie à la Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie (FMOS).
- Chef de DER de médecine à la FMOS.
- Chef de service de radiologie et d'imagerie médicale du CHU Gabriel TOURE.
- Expert en radioprotection et sûreté des sources de rayonnement.
- Membre de la société malienne d'imagerie médicale.
- Membre de la société française de radiologie.

Cher maître, c'est un grand honneur pour nous de vous avoir comme président du jury malgré vos multiples occupations.

Vos connaissances scientifiques et votre gentillesse font de vous un maître et un chef exemplaire.

Merci pour votre aide et votre soutien pour l'élaboration de ce travail.

Permettez-nous de vous témoigner notre gratitude et notre profond respect.

Que Dieu le tout puissant vous garde, vous procure longue vie, santé et bonheur.

A notre maître et juge :

Dr. MODY ABDOULAYE CAMARA

- Médecin radiologue chercheur.
- Maître assistant à la Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie.
- Chef de service de radiologie et d'imagerie médicale de l'hôpital du Mali.
- Membre de la Société Malienne d'Imagerie Médicale (SOMIM).
- Trésorier général de la SOMIM.
- Membre de la Société Française de Radiologie (SFR).

Cher maître, vous nous faites un grand honneur en acceptant de siéger dans ce jury.

Votre disponibilité, votre simplicité, et votre sympathie sont autant de qualité que vous incarnez.

Permettez-nous de vous exprimer ici, le témoignage de notre profonde reconnaissance.

A notre maître et co-directeur de thèse :

Dr. SALIA COULIBALY

- Médecin radiologue, chef du service de radiologie et d'imagerie médicale du CHU Pr BSS de Kati,
- Maître assistant à la Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie (FMOS).
- Spécialiste en Biologie et Médecine du Sport de l'université de Cocody (Abidjan).
- Titulaire du Diplôme d'Université en Santé Publique mention « santé et développement » de l'école de santé publique de l'Université Henri Poincaré de Nancy (France).
- Titulaire du Diplôme de Formation Médicale Spécialisée Approfondie (DFMSA) de l'Université Pierre et Marie Curie de Paris.
- Membre actif de la commission Médicale de la fédération Malienne de Football.
- Membre de l'Association Malienne de Médecine du sport (AMMS).
- Membre de l'association ivoirienne de Médecine du sport (AIMS).
- Membre de l'union Africaine de Médecine du Sport (UAMS).
- 1^{er} vice-président de la Fédération Malienne de Canoë Kayak et discipline assimilées (FEMACKDA).
- Secrétaire général de la Société Malienne d'Imagerie Médicale (SOMIM).
- Membre de la société ivoirienne d'Imagerie Médicale (SIIM).

Cher maître, vous nous avez accordé un grand honneur en nous confiant ce travail.

Vos qualités intellectuelles, vos capacités pédagogiques, et votre amour pour le travail bien fait, font de vous un excellent maître.

On se souviendra toujours de vous partout où nous serons dans la vie.

Veillez trouver ici cher maître l'expression de notre sincère gratitude et de notre profond attachement.

Que Dieu vous donne longue vie et la force nécessaire.

A notre maître et directeur de thèse :

Pr. ADAMA DIAMAN KEÏTA

- Professeur titulaire de radiologie à la Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie (FMOS).
- Chef du service de radiologie et d'imagerie médicale du CHU du Point G.
- Coordinateur de la spécialisation D.E.S d'imagerie médicale de Bamako.
- Recteur de l'université des sciences, des techniques et des technologies de Bamako (USTTB) de 2012 à 2019.
- Spécialiste en radiodiagnostic et imagerie médicale.
- Spécialiste en imagerie médico-légale.
- Spécialiste en imagerie parasitaire.

Cher maître, c'est avec plaisir et spontanéité que vous avez accepté de diriger ce travail.

Votre modestie, votre sérieux et votre amour dans le travail bien fait seront pour nous un exemple dans l'exercice de la profession.

Permettez-nous cher maître, de vous présenter dans ce travail, le témoignage de notre grand respect.

ABREVIATIONS

% :	Pourcentage
°C :	degré celsius
µm :	Micromètre
ARC :	American Collège of Radiology
a-Se :	Sélénium amorphe
a-Si :	Silicium amorphe
ASP :	Abdomen Sans Préparation
Br Ag :	Bromure d'Argent
CAN :	Convertisseur Analogique Numérique
CBCT :	Cone Beam Computerized Tomographie
CCD :	Charge Coupled Devices
CCSN :	Commission Canadienne de Sûreté Nucléaire
CD :	Compact Disc
CHNU :	Centre National Hospitalier et Universitaire
CHRU :	Centre Hospitalier Régional Universitaire
CHU :	Centre Hospitalier Universitaire
CHUD-OP :	Centre Hospitalier Universitaire Départemental de l'Ouémé et du Plateau
cm :	centimètre
CNRS :	Centre Nationale de le Recherche Scientifique
Coll :	Collaborateur
CR :	Computed Radiography
D :	Droit
DDE :	Disque Dur Externe
DES :	Diplôme d'Etudes Spécialisées
DICOM :	Digital Imaging Communication in Médecine
DR :	Digital Radiography
DVD :	Digital Vidéo Disc

EMC :	Encyclopédie Médico-Chirurgicale
ENSOSP :	Ecole Nationale des Sous-Officiers de Sapeur-Pompier
EPAC :	Ecole polytechnique d'Abomey Calavi
ERLM :	Ecran Radio Luminescent à Mémoire
F/P :	Face/Profil
Fcfa :	Franc de la Communauté Financière Africaine
FAPH :	FAculté de PHarmacie
FMOS :	Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie
FMPOS :	Faculté de Médecine de Pharmacie et d'Odonto-Stomatologie
G :	Gauche
GB :	GigaBiyte
GT :	Gabriel TOURE
He-ne :	Hélium-néon
HESAV :	Haute Ecole de SAnTé Vaud
HIS :	Hospital Information System
HKM :	Hubert Koutoukou MAGA
HPC :	Henri PoinCaré
HSG :	HystéroSalpingoGraphie
Ics :	Iodure de Césium
IN :	Institut National
INFSS :	Institut National de Formation en Sciences de le Santé
INSA :	Institut National des Sciences Appliquées
IRA :	Institut de Radiophysique
IRM :	Imagerie par Résonance Magnétique
KV :	KiloVolt
LB :	Lavement Baryté
m :	Mètre
méd :	Médecine

MO :	Méga Octet
MP :	MégaPixels
N° :	Numéro
Nbre :	Nombre
NEMA :	National Electrical Manufacturers Association
nm :	Nanomètre
P :	Page
PACS :	Picture Archiving and Communication System
PC :	Personal Computer
Pr BSS :	Professeur Bocar Sidy SALL
PU :	Prix Unitaire
RAID :	Redundant Array of Independent Disks
RIS :	Radiology Information System
TDM :	TomoDensitoMétrie
TFT :	Thin Field Transistor
TOGD :	Transit Oeso- Gastro-Duodéal
TSS :	Technicien Supérieur de Santé
UAC :	Université d'Abomey Calavi
UCR :	Urétro-Cystographie Rétrograde
UID :	Unique Identifying Number
UIV :	Urographie Intra-Veineuse
univ :	Université
UPEC :	Université Paris Est Créteil
USB :	Universal Serial Bus
USTOMB :	Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf
UTC :	Université de Technologie de Compiègne
Vol :	Volume

SOMMAIRE

INTRODUCTION :	1
OBJECTIFS :	4
I-GENERALITES :	6
1-DEFINITIONS :	7
2- RAPPELS :	9
2-1-Les rayons X :	9
2-1-1-L'origine des rayons X :	9
2-1-2-La nature des rayons X :	9
2-1-3-Les caractéristiques des rayons X :	11
2-1-4-L'interaction des rayons X avec la matière :	11
2-1-5-La spectrométrie des rayons X :	14
2-1-6-La classification des rayons X :	14
2-1-7-Les applications médicales :	15
2-1-8-Les propriétés des rayons X :	15
2-1-9-La production des rayons X :	16
a -Le générateur à rayon X :	16
b- Le tube à rayon X :	23
2-2-Formation de l'image radiographique :	24
2-2-1-Le développement du film :	25
2-2-2-Les types de développement :	26
3- LES DÉTECTEURS :	28
3-1-Les détecteurs analogiques :	28
3-1-1-La cassette radiographique :	28
3-1-2-Le film radiographique :	29
3-1-3-Les écrans renforçateurs :	29
3-2- Les détecteurs numériques :	30
3-2-1-La radiographie computerisée (CR) :	30
3-2-2-La radiographie digitalisée (DR) :	34

3-2-3-Le traitement de l'image numérique :	41
3-2-4-L'archivage et le stockage de l'image numérique :	41
3-2-5-Les avantages et les inconvénients de la radiographie numérique :	48
4-LE CHU Pr BSS DE KATI :	50
II-METHODOLOGIE :	55
III-RESULTATS :	58
1- Les données techniques :	60
2- L'impact financier :	71
3- Iconographie :	77
IV-COMMENTAIRES ET DISCUSSION :	83
COCLUSION ET RECOMMANDATIONS :	91
BIBLIOGRAPHIES :	94
RESUME :	103
ABSTRACT :	104
SERMENT D'HYPOCRATE :	105

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Orientation du champ électromagnétique dans l'espace.....	10
Figure 2 : Classification des rayonnements électromagnétiques.....	15
Figure 3 : Schéma d'un générateur radiogène.....	17
Figure 4 : Schéma d'une bobine en armure.....	17
Figure 5 : Schéma du principe de fonctionnement d'un transformateur.....	19
Figure 6 et 7 : Schéma d'un tube à rayon X.....	24
Figure 8 : Schéma d'une développeuse de radiographie argentique.....	28
Figure 9 : Matériel nécessaire au système CR.....	31
Figure 10 : Schématisation d'un ERLM.....	32
Figure 11 : Schématisation de la lecture d'un ERLM.....	33
Figure 12 : Les trois types de fonctionnement du système DR.....	34
Figure 13 : Schématisation d'un capteur plan à conversion directe.....	36
Figure 14 : Schématisation d'un capteur plan à base de silicium amorphe.....	38
Figure 15 : Caractéristiques des radiographies argentiques et numériques.....	40
Figure 16 : Répartition des clichés selon la nature de la radiographie.....	62
Figure 17 : Répartition des clichés mis au rebut en fonction du réalisateur et du reprographe.....	67
Figure 18 : Répartition des clichés mis au rebut selon le statut du réalisateur de l'examen.....	68
Figure 19 : Répartition des rebuts selon les facteurs en cause.....	70
Figure 20 : Cliché mis au rebut pour double impression.....	77
Figure 21 : Cliché mis au rebut pour insuffisance de marquage.....	78
Figure 22 : Cliché mis au rebut pour absence totale de marquage.....	79
Figure 23 : Cliché mis au rebut pour présence d'artefact.....	80
Figure 24 : Cliché mis au rebut à la suite du bourrage du reprographe.....	81
Figure 25 : Cliché mis au rebut pour autotest du reprographe.....	82

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Répartition des examens selon leur type.....	59
Tableau II : Répartition des examens radiographiques selon leur type.....	59
Tableau III : Répartition des films utilisés.....	60
Tableau IV : Répartition des clichés mis au rebut selon leur format.....	60
Tableau V : Répartition des clichés mis au rebut en fonction du moment de rebut.....	61
Tableau VI : Répartition des clichés mis au rebut selon le mois de la période d'étude.....	61
Tableau VII : Répartition des clichés avec examen et des clichés sans examen.....	62
Tableau VIII : Répartition des clichés en fonction de la région anatomique du corps radiographiée	63
Tableau IX : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des incidences de la tête.....	63
Tableau X : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des incidences du thorax.....	64
Tableau XI : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des régions du rachis radiographiées.....	64
Tableau XII : Répartition des clichés mis au rebut en fonction de la région du membre supérieur radiographiée.....	65
Tableau XIII : Répartition des clichés mis au rebut en fonction de la région du membre inférieur radiographiée.....	65
Tableau XIV : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des régions associées.....	66
Tableau XV : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des examens spécialisés.....	67
Tableau XVI : Répartition des clichés selon les causes liées aux réalisateurs.....	69

Tableau XVII : Répartition des clichés selon les causes liées au reprographe.....	69
Tableau XVIII : Répartition des recettes en fonction du coût par examen	71
Tableau XIX : Répartition des recettes en fonction de l'encaissement	71
Tableau XX : Répartition de la perte selon la région anatomique radiographiée.....	72
Tableau XXI : Répartition de la perte financière selon les régions associées.....	73
Tableau XXII : Répartition des examens spécialisés selon la perte financière...	74
Tableau XXIII : Répartition de la perte selon la nature de la radiographie	74
Tableau XXIV : Répartition financière en fonction du pourcentage de perte...	74
Tableau XXV : Répartition des rebuts en fonction de la régularisation.....	75
Tableau XXVI : Répartition des pertes selon le type de régularisation.....	75
Tableau XXVII : Répartition de la perte en fonction des clichés mis au rebut ...	76
Tableau XXVIII : Répartition de la perte liée aux réalisateurs de l'examen et au reprographe.....	76

INTRODUCTION

De la découverte des rayons X en 1895 à nos jours, l'imagerie médicale a connu de nombreuses évolutions. La révolution numérique a débuté dans les années 1950 avec l'invention de l'échographie, suivie par celle de la Tomodensitométrie (TDM) dans les années 1970 et l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) dans les années 1980. Si l'échographie, le scanner, et l'IRM sont d'emblés numériques, la radiographie a d'abord été analogique avant d'évoluer progressivement vers la numérisation avec la radiographie informatisée puis la radiographie digitalisée à partir des années 1999. Cette transition vers le numérique ne peut être qu'applaudie pour plusieurs raisons. L'imagerie analogique nécessite un traitement chimique en vue du développement de l'image sur film analogique, qui représente alors le seul moyen de reprographie et d'archivage, en plus d'être l'unique support pour l'interprétation des images. [1]

Les bains chimiques utilisés sont sensibles aux variations climatiques et s'oxydent rapidement au contact de l'air. Mal conservés, ils donnent des images de mauvaise qualité qui vont rapidement être dégradées. De plus, ils doivent être changés régulièrement et éliminés de façon adéquate afin de minimiser leur impact sur l'environnement. [1]

L'imagerie numérique présente l'avantage de pouvoir traiter l'image sur console avant la reprographie, ce qui permet d'éviter le gaspillage des films numériques. Elle peut être conservée sur plusieurs supports.

Ainsi on estime à environ 0,29 à 1,55 EUROS le prix de revient d'une image radiographique numérique contre 2,4 à 3,4 EUROS pour l'image radiographique conventionnelle. [1]

Les statistiques de l'année 1979 ont révélé que les films destinés au diagnostic ont coûté 7,8 milliards de dollars US aux USA et le taux de mise au rebut a été de 6%, la perte économique liée à ces rebuts de films a été de 470 000 000 de dollars US. En Chine le taux de mise au rebut de films en 1990 a été de 6%, cette perte s'élevait à 40 000 000 de YUANS, soit 5 000 000 de dollars US. [2]

En Afrique : Au Togo une étude réalisée dans le service de radiologie du Centre Hospitalier Universitaire Campus de Lomé, retrouve une perte économique causée par le rebut à environ 418.800 Fcfa soit 643£. [3, 4] Au Benin une étude réalisée dans le service de radiologie du CHNU-HKM de Cotonou, retrouve une perte financière de 198 350 Fcfa en 2009 ; 412 000 Fcfa en 2016 et 31 010 Fcfa au centre autonome de radiologie en 2013. [5, 6, 7]

Au Mali : La première étude a été faite à l'hôpital national de Kati en 1997, suivie du CHU du Point G en 2003-2004 et du centre CELLY I et CELLY II de Bamako en 2011, dont les pertes économiques s'élevaient respectivement à 356.900 Fcfa, 3 158 500 Fcfa et 376 100 Fcfa. Ces études ont été faites au moment de l'analogie. Au CHU Gabriel TOURE, une étude a été faite en 2014 avec le système numérique et a trouvé une perte économique de 2 000 000 Fcfa. [2, 8, 9, 10]

Le rebut des clichés radiographiques constitue une source de perte financière énorme supportée par les services de radiologie et d'imagerie médicale dans le monde et surtout dans les pays en voie de développement.

Le virage de la radiographie conventionnelle vers le numérique pourrait être une source de réduction de cette perte économique.

La radiographie numérique a été installée dans le service d'imagerie médicale de Kati en 2009. Au cours de ces dix dernières années de numérisation, notre service n'a pas mené d'étude sur le rebut des clichés radiographiques bien vrai qu'il soit équipé de matériels radiographiques numériques, d'où l'intérêt de cette étude dont les objectifs sont :

OBJECTIFS

OBJECTIF GENERAL :

Evaluer le taux de mise au rebut des clichés radiographiques au CHU Pr Bocar Sidy Sall de Kati.

OBJECTIFS SPECIFIQUES :

- Déterminer les principales causes de mise au rebut des clichés radiographiques.
- Evaluer le coût financier des clichés mis au rebut.
- Proposer des solutions pour réduire le taux de mise au rebut tout en donnant des images de qualité dans le service.

GENERALITES

L'objectif de tout système radiographique est l'obtention d'une image de meilleure qualité possible, afin de poser un diagnostic radiologique le plus précis. Cela ne peut se réaliser sans la connaissance des concepts généraux d'assurance de la qualité et de contrôle de la qualité. [2]

Aujourd'hui la radiographie est un outil très utilisé en médecine et la technologie numérique tend à se développer rapidement. [11]

1-DEFINITIONS :

- **L'atome** : L'atome vient du mot grec ATOMOS (trop petite invisible). L'atome est la plus petite quantité de matière c'est-à-dire d'un corps chimique à l'état neutre susceptible de se combiner avec d'autres pour former une molécule. [37]
- **La cassette radiographique** : C'est une enceinte close destinée à mettre le film à l'abri de la lumière du jour. [2, 8, 21, 33]
- **Le cliché radiographique** : C'est le film impressionné [11].
- **Le détecteur** : C'est toute structure qui permet de traduire l'image radiante sous une forme visible à l'œil nue. [11]
- **L'électron** : l'électron est une particule de l'atome de charge électrique négative qui tourne autour du noyau de charge électrique positive. C'est ce qui maintient l'intégrité structurale de l'atome. [13]
L'électron est la particule de la matière de charge négative faisant partie de l'atome lorsqu'il est propulsé dans la matière, il y'a effet d'ionisation et d'excitation.
- **Le film radiographique** : Le film est un détecteur et support d'archivage de l'image radiologique. [35]
- **Le générateur** : Le générateur à rayons X est un appareil qui permet d'alimenter le tube en courant électrique et qui a une action sur les paramètres suivants : la tension U (KV), l'intensité I (mA) et le temps T (seconde). [24]

- **La matière :** C'est un ensemble organisé d'atomes unis entre eux par des liaisons plus ou moins intenses pour former des molécules de toute forme qu'on appelle masse d'où le mot matière. [15]
- **Le noyau :** C'est la partie centrale d'un atome chargée positivement contenant des particules de charge électrique positive (protons) et des particules électriquement neutres (neutrons). [13]
- **La numérisation :** c'est la transformation des données analogiques en données numériques (en chiffre de 0 et 1) qui sont les seules données avec lesquelles un ordinateur peut travailler. [11, 12]
- **Le photon :** C'est un quantum (plus petite quantité) d'énergie émis sous forme de rayonnement électromagnétique. [13]
- **La radiographie computerisée CR :** C'est une méthode d'obtention indirecte de l'image numérique. Dans un premier temps, une image latente (virtuelle) est enregistrée sur la plaque photo-stimulable, avant d'être lue par un laser dans le lecteur dans un second temps et enregistrée sur l'ordinateur. [11]
- **La radiographie digitalisée DR :** Il permet d'obtenir une image numérique directement sur l'écran d'ordinateur sans avoir à manipuler de cassette. [11]
- **La radiographie :** La radiographie est une technique permettant d'obtenir une représentation en deux dimensions d'un objet à partir d'un faisceau de rayon X ayant traversé cet objet. La première image radiographique a été obtenue en 1895 par **ROENTGEN**. [11]
- **Le rayonnement électromagnétique :** le rayonnement électromagnétique englobe un ensemble de rayonnements qui sont de nature physique identique et qui diffèrent par leur énergie, leur période, leur fréquence et leur longueur d'onde. [15, 16]
- **Les rayons X :** Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques ionisants de haute fréquence, de grande énergie cinétique et de longueur d'onde extrêmement courte. [12, 23]

- **Le rebut** : Le rebut des clichés radiographiques est défini comme l'ensemble des clichés rejetés pour raison de mauvaise qualité. En d'autres termes des clichés qui ont perdu leur valeur diagnostique ou qui ne peuvent plus être utilisés. [2]
- **Le redresseur** : Le redresseur est un appareil électrique ou électronique qui ne laisse passer le courant que dans un seul sens. [30]
- **La spectrométrie des rayons X** : C'est l'étude de la composition d'un faisceau de rayonnement en fonction de son énergie. [15]
- **Le transformateur** : C'est une machine électrique statique, appelé aussi convertisseur statique à induction, comportant deux ou plusieurs enroulements fixes, destinés à transformer la tension et le courant alternatifs, à une tension et courant alternatifs de même fréquence mais d'amplitudes différentes selon les besoins d'utilisation. [31]

2-Rappels :

2-1-LES RAYONS X :

2-1-1-L'origine des rayons X : [14]

Les rayons X proviennent des changements d'orbite des électrons situés dans le cortège électronique des atomes, ou par le freinage des électrons dans la matière. Les rayons gamma proviennent des transitions énergétiques à l'intérieur des noyaux des atomes. Ce qui nous permet de dire que les rayons X proviennent des couches électroniques de l'atome, alors que les rayons gamma proviennent du noyau.

2-1-2-La nature des rayons X : [15, 16, 17, 18]

L'onde électromagnétique résulte de l'association de deux composantes :

- une composante vibratoire sinusoïdale affectant un champ électrique \vec{E}
- une composante vibratoire sinusoïdale affectant un champ magnétique \vec{H}

Ces deux vibrations sinusoïdales sont en phase, elles se situent en permanence sur deux plans perpendiculaires entre elles, mais aussi perpendiculaires à la direction de propagation, elles s'emboîtent de proche en proche.

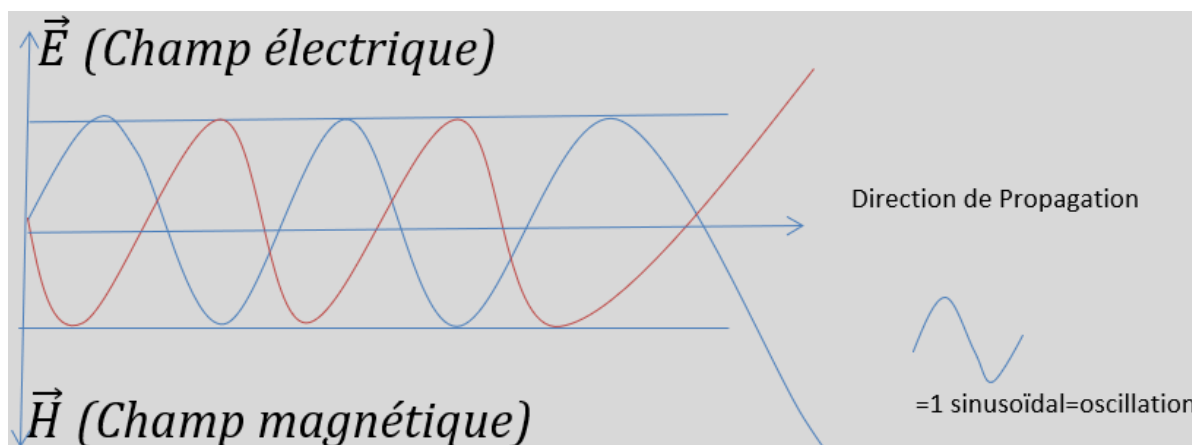


Figure 1 : Orientation du champ électromagnétique dans l'espace. [18]

Le rayonnement électromagnétique a simultanément un comportement ondulatoire et un comportement corpusculaire. Dans le cadre de la description ondulatoire on parle d'onde électromagnétique, alors que pour la description corpusculaire on parle de photon.

a- La nature ondulatoire (onde électromagnétique) : Elle est décrite par FRESNEL et MAXWELL qui ont assimilé (identifié) le rayonnement à une onde électromagnétique se propageant en ligne droite dans le vide à la vitesse de la lumière : $C=3 \times 10^8$ m/s. Elle est caractérisée par une longueur d'onde en tant qu'onde.

$$\lambda = CT$$

λ (lambda) longueur d'onde en nanomètre ($\text{nm}=10^{-9}$ m)

C : célérité (vitesse dans le vide)

T : période

En tant qu'onde elle est aussi caractérisée par la fréquence gamma $\gamma=1/T$.

b- La nature corpusculaire (photon) : Elle a été évoquée par ALBERT EINSTEIN et MAX PLANCK qui ont suggéré que la lumière est un phénomène quantique c'est-à-dire que les grains de lumière sont formés par de petits

paquets d'énergie appelés « quantum » et que ces graines de lumière sont assimilées dans les photons. Elle est caractérisée par son énergie (E) et sa quantité de mouvement P.

$E=h \times V$ (formule d'EINSTEIN)

$h=6,6 \times 10^{-34}$ J/s (h : constante de PLANCK), V : fréquence (unité est hertz=1-)

$P = h/d$ (LOUIS DE BROGLIE).

2-1-3-Les caractéristiques des rayons X : [12, 15, 16, 17,18]

Au cours de sa propagation, l'onde électromagnétique est caractérisée par sa fréquence, sa période, son énergie et sa longueur d'onde.

a) La fréquence : C'est le nombre de cycle ou vibration par seconde. Son unité est le hertz. La formule est : $F=V=1/T$

b) La période : C'est l'inverse de la fréquence, c'est le temps mis par l'onde pour effectuer une oscillation complète. Son unité est la seconde.

La formule est : $T=1/V$

c) la longueur d'onde : c'est la distance parcourue par l'onde pendant une période, son unité est le mètre, sa formule est : $D=C/V$

d) l'énergie : c'est l'énergie transportée par l'onde. Cette énergie est quantifiée en quantum, son unité est l'électron volt ou joule, sa formule est : $E=hv$.

2-1-4- L'interaction des rayons X avec la matière :

a- L'interaction des électrons avec la matière : [15]

Dans un milieu où les électrons sont mis en mouvement ou vers lequel ils sont projetés, ils perdent progressivement leur énergie cinétique au long de leur trajectoire ; ce ralentissement résulte d'événements individuels ou interactions élémentaires qui se produisent entre l'électron et une particule chargée du milieu, électron ou noyau.

L'interaction avec un électron est appelée « collision », elle entraîne un transfert d'énergie à la matière.

L'interaction avec un noyau est appelée « freinage », elle est à l'origine de la production des rayons X de freinage.

❖ **L'interaction entre deux électrons :**

Lorsqu'un électron pénètre dans un milieu, il entre en interaction coulombienne avec de nombreux électrons plus ou moins distants de sa trajectoire. Chacune des interactions entraîne une perte d'énergie Q qui peut prendre toutes les valeurs entre 0 (collision à l'infini) et T (collision frontale). L'électron incident est l'électron qui possède l'énergie cinétique la plus élevée après collision. Celui-ci transfère toute son énergie à l'électron libre.

❖ **L'interaction entre un électron et un noyau :**

L'interaction d'un électron avec un noyau se traduit en premier lieu par une incurvation de la trajectoire de l'électron sous l'influence de la force coulombienne d'attraction qui produit une accélération centripète. Cette interaction en dehors de tout autre phénomène aurait pour conséquence un changement de direction de l'électron qui s'accompagne de l'émission d'un rayonnement sous forme de photon dont l'énergie E est prélevée sur l'énergie cinétique T de l'électron. L'électron est donc ralenti et son énergie cinétique est réduite à $T-E$. Cette interaction est désignée sous le nom de « freinage » et le rayonnement émis est le « rayonnement de freinage » ou « Bremsstrahlung ».

b- L'interaction des photons avec la matière : [15, 19, 20]

Lorsqu'un faisceau de rayon X ou gamma entre dans un milieu matériel, on constate une disparition progressive des photons qui le constituent. Cette diminution du nombre des photons incidents appelée atténuation est due à l'interaction d'un certain nombre de photons avec les particules matérielles et plus particulièrement les électrons. Lors d'une interaction (interaction élémentaire), entre un photon et un électron, l'énergie du photon est au moins en partie transférée à l'électron qui est projeté. L'énergie cinétique de l'électron s'épuise en provoquant une ionisation dans le milieu.

Une partie de l'énergie des photons qui entrent en interaction avec la matière se trouve sous forme de photons dont l'énergie et la direction diffèrent de celles des photons incidents : Ce sont les phénomènes secondaires ou diffusés.

Ces phénomènes d'atténuation et d'absorption sont à l'origine des applications des faisceaux de rayonnement X et gamma en radiodiagnostic et en radiothérapie. Les principales interactions sont les suivantes :

❖ **L'effet Compton :**

Le photon incident entrant en interaction avec un électron lui transfère une énergie E_a et le reste de l'énergie est emporté par un photon diffusé d'énergie E_s . On a donc $E=E_a+E_s$.

L'énergie E_a est comprise entre 0 (choc tangentiel) et $(E_a)_{\max}$ (choc frontal). Les relations de Compton font apparaître qu'un photon ne peut pas transférer toute son énergie à une particule isolée, il y a donc toujours un photon diffusé dont l'énergie E_s est comprise entre E (choc tangentiel) et $(E_s)_{\min}$ (choc frontal), dans ce dernier cas le photon diffusé est renvoyé « vers l'arrière ». L'effet Compton peut se produire sur toutes les couches électroniques.

❖ **L'effet photo-électrique :**

L'effet photo-électrique ne peut avoir lieu que si l'énergie incidente est supérieure ou égale à l'énergie de liaison des électrons. Il faut que les électrons soient liés. Le phénomène doit se comprendre comme l'absorption par un atome de la totalité de l'énergie du photon incident. Cette énergie excédentaire est transférée à un électron qui est éjectée de sa couche électronique et emporte l'excédent sous forme d'énergie cinétique. $E_a=E-W_i$.

L'énergie cinétique du photon-électron est absorbée par le milieu. L'ionisation sur la couche i à laquelle appartenait l'électron est suivie de l'émission de photons de fluorescence, ou pour les milieux de Z relativement faible de la projection d'électron Auger dont l'énergie cinétique est également absorbée par le milieu.

❖ **La diffusion simple (Thomson-Rayleigh) :**

Le photon incident des électrons est absorbé par l'atome et relié avec la même énergie dans une direction quelconque. Ce phénomène équivaut à un simple changement de direction du photon incident.

2-1-5- La spectrométrie des rayons X : [15]

Il existe trois types de spectre :

a) Le spectre monochromatique : Il porte une seule couleur et composé de rayonnements qui ont la même énergie et une seule longueur d'onde, et qui correspond au faisceau LASER.

b) Le spectre polychromatique : C'est un spectre de raie ayant de longueurs d'onde et d'énergies différentes, c'est typiquement la composition d'un faisceau de rayon X qui est polychromatique.

c) Le spectre continu : Le faisceau de rayonnement est constitué de rayon dont l'énergie est entre zéro et l'énergie maximale (E_0 et E_{max}).

2-1-6- La classification des rayons X : [2, 9, 12, 18, 21, 22, 23, 24]

Les ondes électromagnétiques sont comprises dans une gamme très étendue allant des ondes cosmiques de longueur d'onde très courte et d'énergie élevée jusqu'aux ondes radiofréquences d'énergie très faible et de longueur d'onde très grande. Les rayonnements sont classés par ordre décroissant d'énergie comme suite :

- les rayons cosmiques
- les rayons gamma
- les rayons X
- les Ultraviolets
- les ondes visibles
- les infrarouges
- les micros ondes
- les ondes radiofréquences.

Ainsi l'énergie d'un rayonnement électromagnétique est inversement proportionnelle à sa longueur d'onde :

-Plus la longueur d'onde est courte, plus le photon est riche en énergie et pénétrant, on parle de rayonnement dur.

-Plus la longueur d'onde est longue, plus l'énergie du photon est faible, on parle de rayonnement mou.

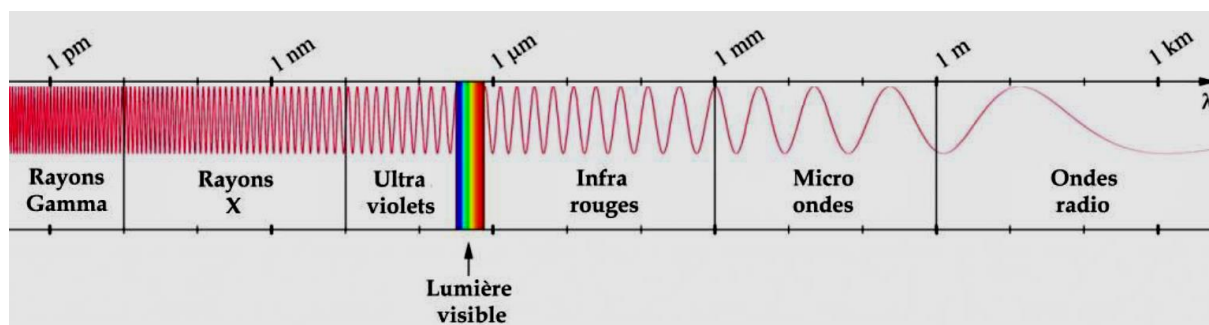


Figure 2 : Classification des rayonnements électromagnétiques [18, 22]

2-1-7- Les applications médicales : [18]

a) Dans le domaine du diagnostic : on a :

- les rayons gamma sont utilisés en médecine nucléaire (scintigraphie, radio-immuno analyse)
- les rayons X sont utilisés en radiographie conventionnelle et au scanner (TDM).
- les infrarouges en thermographie.
- L'ultraviolet est utilisé pour la stérilisation des équipements biomédicaux.
- les ondes radiofréquences en IRM.

b) Dans le domaine thérapeutique :

- les rayons gamma sont utilisés en radiothérapie métabolique et interne,
- les rayons X en radiothérapie externe trans cutanée.

2-1-8- Les propriétés des rayons X : [2, 9, 21, 22, 23]

Parmi les propriétés des rayons X, certaines doivent être connues car elles ont des implications directes dans la technique radiologique courante.

- Les rayons X traversent le corps humain, ceci d'autant plus facilement qu'ils sont plus pénétrants c'est-à-dire que le kilo voltage utilisé est plus élevé.
- Au cours de cette traversée, le faisceau subit une atténuation d'autant plus importante que l'épaisseur traversée est plus grande et que la densité du corps

considéré est plus élevée (les atomes lourdes, le calcium, le baryum, l'iode arrêtent les rayons X).

-Dans les corps traversés, les rayons X produisent un rayonnement diffusé qui est d'autant plus important que le volume traversé est plus grand, que le numéro atomique est faible et que le kilo voltage utilisé est plus grand.

-Certains dispositifs permettent de réduire le diffusé : la compression pour diminuer l'épaisseur, la réduction de la taille du faisceau (diaphragme et cônes localisateurs), enfin la grille anti diffusante.

-Les rayons X provoquent l'illumination par fluorescence de certains sels minéraux : cette propriété est utilisée pour réaliser les écrans de radioscopie conventionnelle, les écrans des tubes d'amplificateur de luminance et enfin des écrans renforçateurs placés dans les cassettes.

-Les rayons X provoquent un noircissement des films radiographiques.

-Les rayons X entraînent une ionisation des gaz qu'ils traversent. Cette propriété est utilisée pour mesurer les rayonnements X à l'aide de chambres d'ionisation.

-Les rayons X se propagent dans l'espace à la vitesse de la lumière, en ligne droite, dans toutes les directions. Ils n'ont pas de charge, ni de masse.

-La formation de l'image radiologique fait appel à des notions simples de géométrie (projection, agrandissement, flou géométrique, compte tenu de la taille du foyer, de la distance foyer-film et de la distance objet-film).

-L'atténuation spontanée d'un faisceau de rayon X se fait selon l'inverse du carré des distances. Cette loi s'applique au rayonnement primaire mais aussi au rayonnement secondaire issu principalement du patient.

-Enfin, les rayons X ont des effets biologiques qui sont utilisés en radiothérapie. Lors de leur utilisation en radiodiagnostic, il faudra apprendre à les utiliser à bon escient.

2-1-9 - La production des rayons X : [11, 12, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32]

a. Le générateur à rayons X :

Le générateur à rayons X joue le rôle d'alimentation électrique du tube à rayons X. Il a une action sur les trois paramètres qui sont :

- la tension (U) en KV,
- l'intensité (I) en mA,
- le temps (T) en (seconde).

Il transforme et redresse le courant électrique du secteur, il comprend trois organes essentiels : le transformateur, le redresseur, et la minuterie.

Il doit rester dans les limites acceptables pour que le tube ait une vie normale.

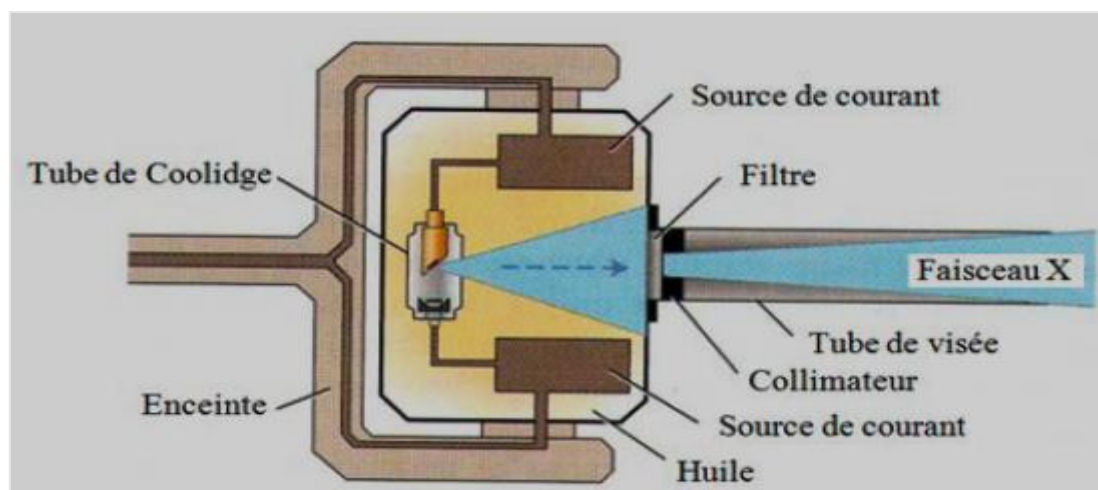


Figure 3 : Schéma d'un générateur radiogène. [28]

a-1. Les transformateurs : Un transformateur est formé d'un noyau en armure de fer doux, frelaté en forme de câble. Autour du noyau une ou plusieurs bobines de fils de cuivre sont enroulées. Ces bobines sont séparées ou concentriques. La caractéristique fondamentale est le nombre de spires pour chaque bobine.

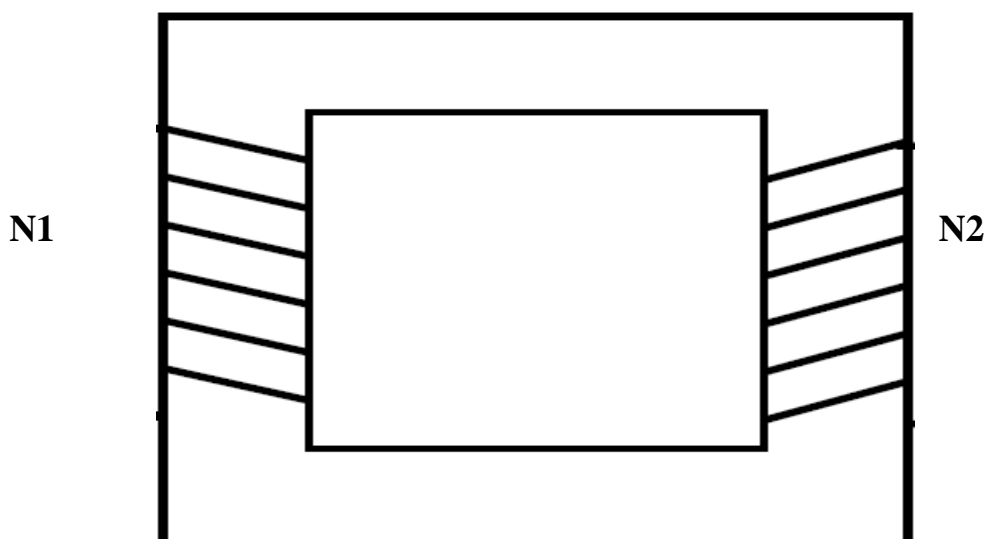


Figure 4 : Schéma d'une bobine en armature. [29]

Si on admet que l'une des bobines est alimentée par le courant alternatif du secteur de tension 220 volts comporte 220 spires on en déduit que la tension se répartit régulièrement en raison d'1 volt/spire. Ce courant électrique engendre (provoque) dans le circuit magnétique que constitue le cadre du noyau un flux alternatif de sorte que sur toute autre bobine enroulée sur la même armature (noyau) apparaît une tension induite alternative d'1 volt/spire.

La bobine alimentée est dite inducteur ou primaire, les autres bobines sont des induites ou secondaires, soit n_1 le nombre de spire de primaire et n_2 le nombre de spire du secondaire, le rapport $K=n_1/n_2$: (facteur de transformation).

Ces valeurs peuvent selon les valeurs réciproques de n_1 et n_2 être plus grandes ou plus petites que l'unité (l'unité est 1).

1^{er} cas : si n_2 est supérieur à n_1 , $K>1$ le courant est dit survolteur

2^{iem} cas : si n_2 est inférieur ($<$) à n_1 , $K<1$, le courant est dit sous-volteur. Sur chaque spire du secondaire une tension V est induite égale à la tension V de chaque spire du primaire. La tension V_2 aux bornes du secondaire est donc liée à la tension V_1 du primaire selon l'équation : $V_2/V_1=n_2V/n_1V=K$ et $V=k \Rightarrow V_2=KV_1$.

La tension à la borne du secondaire est égale à la tension à la borne du primaire multipliée par le facteur de transformation, mais la puissance au primaire est égale à la puissance au secondaire $W_2=W_1$.

Toutes ces opérations supposent que le rendement du transformateur est parfait, ce qui n'est pas possible en réalité.

Cependant le rendement d'un bon transformateur est autour de 90%.

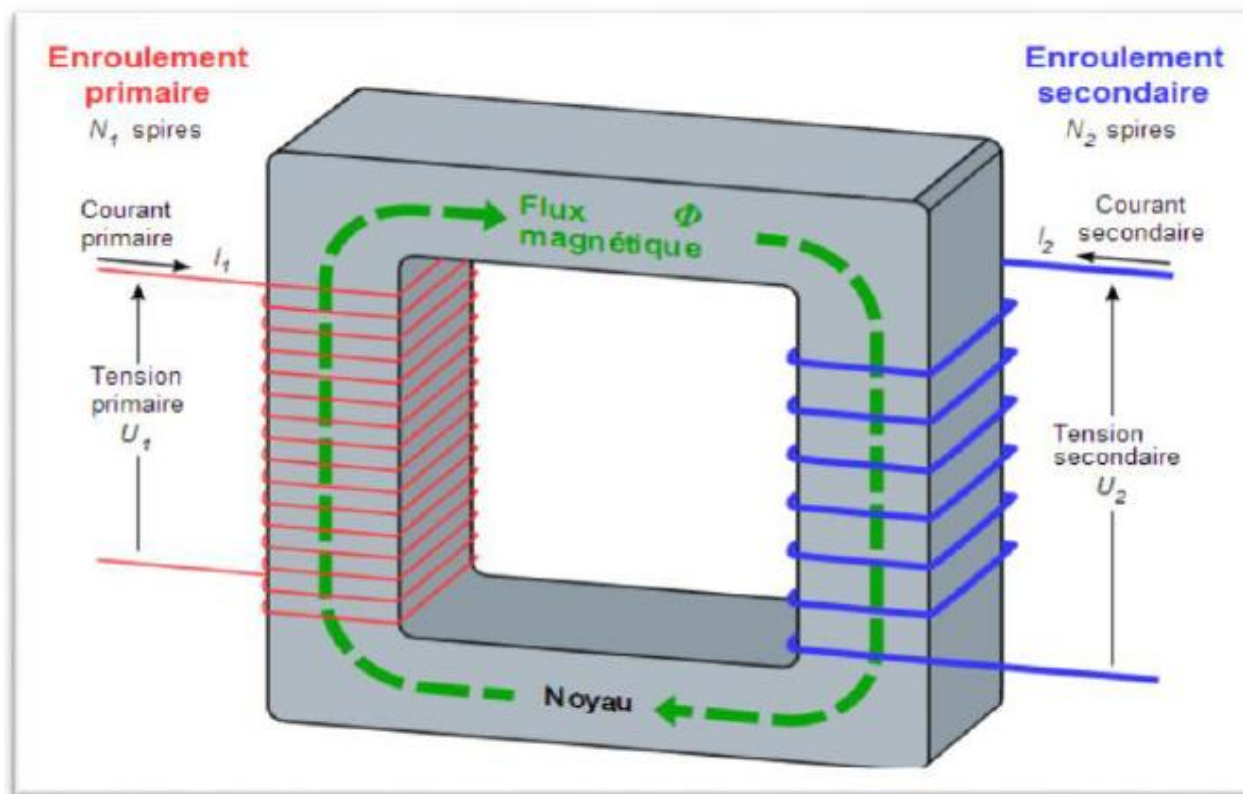


Figure 5 : Schéma du principe de fonctionnement d'un transformateur. [31]

Les applications des transformateurs : les transformateurs ne sont utilisés que pour deux propriétés :

-La faculté de pouvoir multiplier par un facteur donné, la tension du primaire en conservant une puissance équivalente sur le circuit du secondaire.

-La possibilité d'isoler totalement les deux circuits dans un générateur pour l'alimentation d'un tube à rayon X.

Cette propriété sera très utilement mise en application pour les deux types d'appareils suivants :

-le transformateur de haute tension,

-le transformateur de chauffage de filament cathodique du tube.

➤ **Le transformateur de haute tension :**

On veut généralement disposer de tension secondaire de 40 à 150 KV, d'où l'intérêt d'un transformateur de haute tension.

➤ **Le transformateur de chauffage de filament cathodique :**

Il faut retenir que la cathode du tube est un pôle de haute tension. L'énergie de chauffage du filament cathodique ne peut être obtenue que par un circuit isolé, donc par le secondaire d'un transformateur.

La tension de chauffage est de l'ordre de grandeur d'une vingtaine de volts. Il s'agit d'un transformateur sous volter.

Etant donné qu'un tube a généralement deux foyers donc deux filaments cathodiques, il faut donc deux enroulements de chauffage du filament.

a-2-Le redresseur : le transformateur de haute tension fournit une haute tension alternative, mais le tube à rayon X est un appareil polarisé qui ne peut être parcourut que par un courant continu circulant de l'anode vers la cathode. Il faut normalement redresser la tension pour avoir l'anode au pôle positif et la cathode au pôle négatif du générateur.

Le redresseur est un appareil électrique ou électronique qui ne laisse passer le courant que dans un seul sens.

Il existe deux types de générateurs :

✓ **Les générateurs monophasés sans redresseur :**

Le tube joue le rôle du redresseur, le courant d'entrée est égal au courant de sortie. Dans ce type de générateur, la tension au primaire et au secondaire est alternative, or le tube à rayon X se sature très vite dès qu'on élève la tension et retombe à zéro pendant l'alternance négative, car il ne laisse pas passer le courant. Le débit du tube est faible.

Quand la tension U augmente, le débit des rayons X va augmenter comme le carré de la tension (U^2), car l'intensité (i) est constante. Donc l'émission des

rayons X ne dépend que le carré de la tension et elle n'aura que quand la tension est au maximum entraîné une émission des rayons X de façon pulsée (par-à-coup) c'est-à-dire toute les 50^{ième} secondes (1/50s).

Ce genre de générateur présente plusieurs inconvénients.

-Le débit du tube est faible donnant une utilisation réduite : exemple : utilisation dentaire.

-Le débit de l'appareil étant réduit on est obligé d'élever les mA.

Quand on chauffe le filament, il y'a un problème de survit de la cathode.

-Quand l'anode est chauffée et au moment de la polarisation du tube, le filament devient positif par rapport à l'anode qui émet du fait de la tension élevée des électrons qui vont former un faisceau d'électron qui va frapper le filament. Ce dernier n'est pas prévu pour résister à cela, d'où l'intérêt de redresser la tension.

✓ **Les générateurs avec redresseurs :**

- **Les principes des redresseurs :** dans beaucoup de générateurs y compris les générateurs dentaires conçus pour cela, on utilise un pont de redressement. Quel que soit la polarité du pôle appliqué au système, le courant passe dans le même sens au niveau du redresseur intermédiaire qu'il suffira de remplacer par le générateur pour que ce dernier laisse passer le courant dans un seul sens.

-**Les conséquences sur l'émission des rayons X :**

L'utilisation du redresseur revient à récupérer les alternances négatives, ce qui donne une 2^{ième} émission. On double ainsi la quantité des rayons X produite, et cela n'est pas sans inconvénients car on double aussi l'énergie et la chaleur dans le tube. Donc en le faisant sans changer les circonstances on aboutira à la mort du tube. Mais des calculs appropriés ont permis avec l'utilisation des redresseurs une meilleure utilisation permanente de l'anode, en gros on a un gain quantitatif d'environ 15% des rayons X.

✓ **Les Générateurs Triphasés :**

Les principes : C'est l'alimentation du tube par trois bornes avec entre deux bornes de courant alternatif monophasé de 50Hz. Le primaire a la tension de

380 au lieu de 220 volts avec un déphasage dans le temps telle qu'on peut intercaler les 3^{ème} sinusoïdes avec un déphasage de 2 pi sur 3 ($2\pi/3$). Ce qui donne un certain nombre de sinusoïde qui vient successivement alimenter le tube, si en plus on met le redresseur, on va doubler le nombre de pi.

✓ **Autres** : Ce sont les autres générateurs ou autres méthodes pour avoir du courant continu. Deux moyens sont possibles :

-A partir du courant redressé monophasé : grâce à l'utilisation de filtre et de condensateur on peut produire du courant continu qui a deux inconvénients :

*le coût : Ce sont des appareils très chers,

*l'encombrement.

-L'utilisation du générateur donc le taux d'ondulation est presque normal :

Ces générateurs fonctionnent toujours en alternatif mais à haute fréquence. Cette technique a beaucoup d'avantage puisque les appareils sont légers, peu encombrant et leur rendement est excellent car du fait de la grande fréquence on obtient de la sinusoïde très rapprochée, dont les ondulations sont pratiquement nulles (neutres).

-L'intérêt de passage du monophasé au triphasé et la haute tension : plus on se rapproche du courant continu, plus la puissance doit pouvoir fonctionner avec une tension moyennement faible. Un tube supporte jusqu'à 50% de puissance en plus quand on l'alimente en triphasé à haute fréquence qu'en monophasé.

Au total le générateur triphasé ou haute fréquence fatigue moins le tube et produit plus de rayons X. Leur inconvénient et le coût sont plus chez les monophasés.

a-3. La Minuterie : c'est le mécanisme qui lance et interrompt le courant au tube à rayon X pendant la radiographie. Cette commande dans les appareils se fait à deux temps :

*le 1^{er} temps : Est dit préparatoire,

*le 2^{ème} temps : Est celui de la radiographie.

Dans ce cas le commutateur de déclenchement comporte deux positions.

Une petite attente de l'ordre d'une seconde doit-être respectée entre les deux temps.

Mais de toutes les façons, il existe un système automatique qui maintient toujours un écart minimum même si l'opérateur ne respecte pas l'attente.

❖ **Le temps de préparation** : Les fonctions suivantes sont à observées :

-La température du filament cathodique du tube est élevée et stabilisée à la valeur qui correspond exactement à l'émission et à l'intensité prévue.

-L'anode du tube à anode tournante est mise en rotation et doit atteindre la vitesse maximale de fonctionnement.

-Le circuit éventuel de mesure de l'intensité ou de la quantité du courant est connecté à la sensibilité nécessaire.

-L'enclenchement de la radioscopie est obligatoirement mis hors circuit.

-Les appareils auxiliaires de la radiographie qui sont : la grille anti-diffusante, les sélecteurs, les tomographes, les caméras sont en position d'armement.

❖ **Le temps de radiographie** : Après le temps de préparation, le temps de radiographie est déclenché.

Si un appareil auxiliaire est prévu, son mouvement est lancé et contrôlé. Le circuit de haute tension alimente le tube, et le tube émet des rayonnements nécessaires. La minuterie commence à compter le temps prévu jusqu'à son achèvement et interrompt l'émission.

b. Le tube à rayon X : [23, 24, 27, 28, 32]

Le tube à rayons X ou également tube de Coolidge est constitué d'une enceinte sous vide à l'intérieur de laquelle on trouve une cathode ou électrode négative et une anode ou électrode positive. La cathode est constituée d'un filament de tungstène. Un courant de forte intensité traverse le filament pour le chauffer afin de générer des électrons par effet thermo-ionique. Les électrons sont accélérés entre la cathode et l'anode par une forte différence de potentiel entre (20 et 150KV) délivrée par le générateur de haute tension. Les électrons chargés

négativement arrivent à grande vitesse sur la cible de l'anode, et ceux chargés positivement sont ralentis et subissent des déviations. Le ralentissement et la déviation de la particule chargée au voisinage du champ électromagnétique du noyau cible entraînent une perte d'énergie par rayonnement de freinage, appelé aussi Bremsstrahlung. Le Bremsstrahlung est un processus durant lequel l'énergie cinétique perdue se transforme en un rayonnement électromagnétique X. Le spectre de photons ainsi émis est un spectre continu dont l'énergie maximale est égale à l'énergie cinétique des électrons incidents.

Si l'énergie cinétique des électrons accélérés est suffisamment élevée pour les éjecter du cortège électronique de l'atome, intervient l'ionisation des atomes du milieu. Un électron est retiré d'une couche interne atomique laissant une place vacante qui sera occupée par un électron des couches supérieures. Cette transition s'accompagne de l'émission d'un électron Auger ou l'émission d'un rayonnement électromagnétique X. Cette dernière a une énergie égale à la différence d'énergie entre les deux niveaux électroniques. C'est ce qu'on appelle le « rayonnement caractéristique » ou pic de fluorescence. Le rayonnement caractéristique participe seulement à une petite fraction de la production des rayons X. Les phénomènes de Bremsstrahlung et de rayonnement caractéristique vont conduire à un spectre de rayonnement électromagnétique X. Celui-ci est ensuite émis à travers la fenêtre de sortie du tube, ensuite collimaté. L'anode est orientée sous un certain angle pour faciliter la sortie du rayonnement.

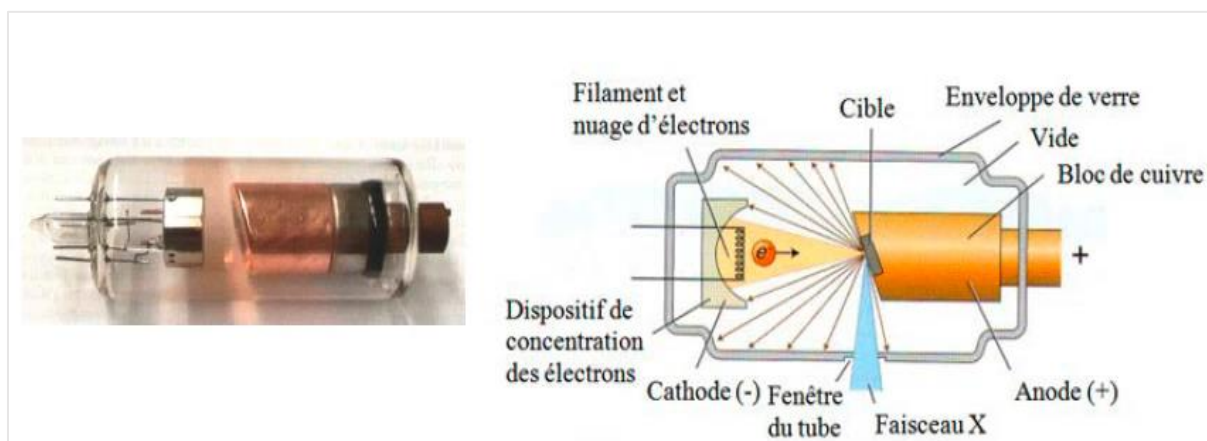


Figure 6 et 7 : schéma d'un tube à rayon X. [28]

2-2- LA FORMATION DE L'IMAGE RADIOGRAPHIQUE : [11, 12]

Le faisceau de rayons X à la sortie du tube traverse ensuite l'objet placé dans le champ et peut y subir deux effets. Il peut être absorbé, c'est l'effet photo-électrique qui permet l'obtention du contraste entre les tissus. Il peut aussi être absorbé avec la production d'un rayon X diffracté de forte énergie, c'est l'effet Compton à l'origine du rayonnement diffusé.

Cette interaction avec l'objet produit une image de rayonnement aussi appelée latente. C'est cette image qui sera enregistrée sur un support matériel visible pour permettre son interprétation.

En radiographie conventionnelle, ce support est un film radiographique placé dans le couple écran-film. Le film contient une image latente qui sera ensuite développée pour enfin obtenir l'image finale.

2-2-1- Le développement du film : [2, 10,11, 25]

Le développement des films radiographiques conventionnels se réalise à des étapes suivantes : la révélation, le fixage, le lavage et le séchage.

a. La révélation : Lors de la révélation, le film est plongé dans un révélateur pour révéler l'image latente. Le révélateur est un réducteur qui transforme les ions argent en atome d'argent métallique, noir et visible sur le film. Cette étape est cruciale et doit se dérouler à température constante et temps de développement constant. Les réactions chimiques de révélation diminuent la concentration du révélateur en produits actifs. Le révélateur s'use à l'usage et doit donc être régénéré, soit en fonction du délai depuis la préparation, soit de la surface traitée.

L'oxygène de l'air agit aussi sur le révélateur en l'oxydant ; un révélateur qui n'est pas suffisamment utilisé (débit insuffisant d'une machine) perd une partie de ses qualités et les films seront ensuite sous-développés.

b. Le fixage de l'image : Après l'exposition du film aux rayons X, les cristaux de bromure d'argent (Br Ag) sont transformés en argent métallique au cours de

la révélation. Les cristaux qui n'ont pas été atteints par un photon ne sont pas modifiés par le révélateur et doivent être éliminés.

L'étape de fixation permet la dissolution du bromure d'argent non sensibilisé afin d'empêcher un noircissement ultérieur et permet également le rendurcissement du film ramolli au cours du développement.

Le film peut être lu mouiller au bout de 1 à 2 minutes de trempage mais doit ensuite être replacé dans le bain de fixation pendant une durée totale de 10 minutes à 20°C.

c. Le lavage : Le lavage se fait à l'eau courante pendant une durée comprise entre 10 et 20 minutes. Cette étape est indispensable : elle permet d'éliminer complètement l'hyposulfite et les complexes d'argents qui imprègnent la gélatine et prévient ainsi la formation d'un voile jaune de sulfure en se décomposant. La gélatine contient encore après fixage des molécules de bromures qui sont éliminées par un lavage prolongé final. Seul l'argent noirci non soluble persiste dans la gélatine.

Le traitement manuel des films photographiques ou radiographiques prévoit en plus un lavage intermédiaire entre révélation et fixage pour économiser le fixateur (le révélateur basique restant pourrait neutraliser en partie l'acidité du fixateur et en réduire l'action).

Dans les machines à développeuse automatique un essorage entre les rouleaux remplace le lavage intermédiaire.

d. Le séchage : Le film doit alors être séché, car l'émulsion humide est fragile. Le séchage peut se faire à l'air libre ou dans un courant d'air sec tiédi (30 à 40°C) ou même par un rayonnement infrarouge et dépourvu de poussière pendant une durée comprise entre 10 et 30 minutes.

Une fois le développement terminé, nous obtenons une image radiographique visible et interprétable sur le film qui peut être conservé pendant plusieurs années.

2-2-2- Les types de développement : [2, 11]

Nous avons le développement manuel et automatique.

a. Le développement manuel : Dans une chambre noire le film est sorti de la cassette, fixe aux quatre coins sur un cadre qui le tend et le rigidifie. Ce cadre est plonge successivement, pendant des durées déterminées dans des bains : révélateur (5minutes), lavage intermédiaire (très bref), fixateur (10 minutes), lavage final (20 minutes), puis séchage a l'air libre ou dans un courant d'air chaud. Les accessoires essentiels sont un bain thermostatique, maintenant la température des bains (20° avec 1 à 2 degrés de latitude au maximum) et la pendule guidant le temps de traitement. Chaque matin, une régénération est assurée en complétant les niveaux dans les cuves ; lorsque l'on n'utilise pas les bains il est conseillé de placer un couvercle flottant empêchant l'oxydation du révélateur.

Il est possible de surveiller la révélation sur le film en l'inspectant à la lumière inactinique.

b. Le développement automatique du film : Toutes les développeuses automatiques utilisent la même méthode. Le film sorti de la cassette dans le noir relatif (lumière inactinique) placé à l'entrée de la développeuse, est entraîné par une cascade de rouleaux successivement dans les trois cuves (révélateurs, fixage, lavage), puis à travers une sécheuse (air chaud ou infrarouge).

Le traitement complet dure 90 ou 120 secondes à une température voisine de 35°. Un palpeur détecte la présence du film et ses dimensions ; ce qui déclenche l'injection de révélateur et fixateur pour régénération (soit forfaitairement à raison d'un volume constant pour un film quel que soit la dimension, soit selon la surface traitée).

La thermostation est équilibrée entre une circulation dans un serpentin de refroidissement par eau froide et par action d'une résistance, toutes deux guidées par un thermostat.

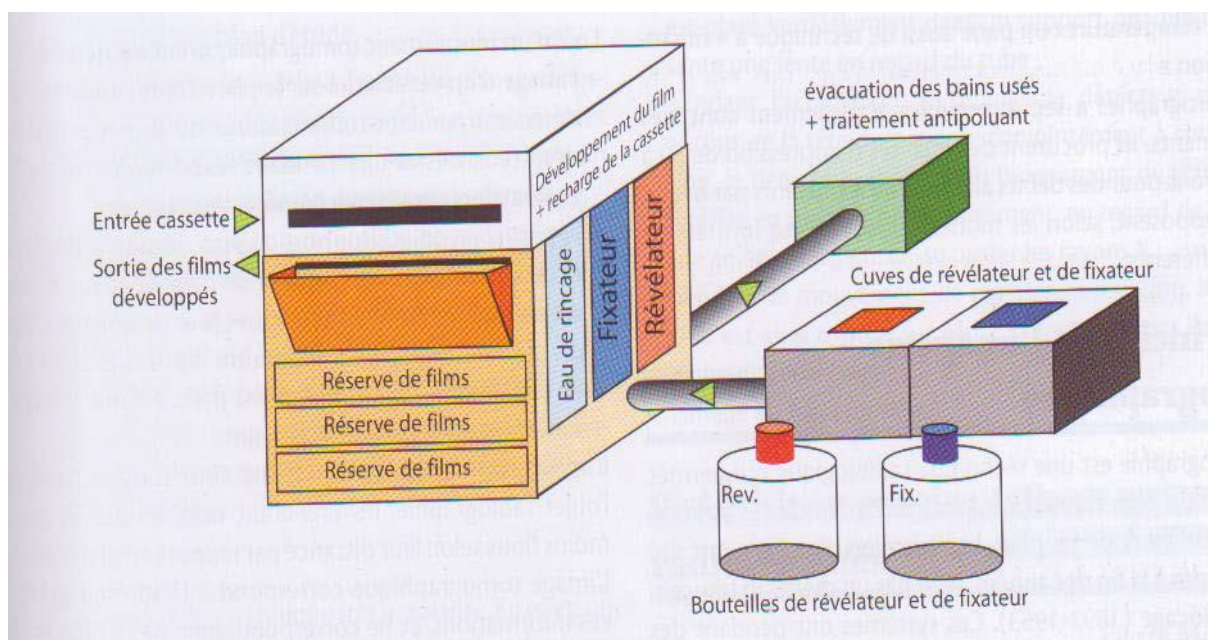


Figure 8 : Schéma d'une développeuse de radiographie argentique [11]

3- LES DETECTEURS :

3-1- LES DÉTECTEURS ANALOGIQUES :

3-1-1 - La cassette radiographique : [11, 21, 33]

Elle peut être en plastique ou en aluminium et transparente aux rayons X. Dans un angle ou le long d'un bord de la cassette existe une zone protégée des rayons X par une lamelle de plomb. Cette zone est destinée à l'identification du film à l'aide d'un dispositif lumineux en chambre noire. Les cassettes modernes comportent une fenêtre permettant l'identification du film à l'aide d'une caméra. A l'intérieur de la cassette se trouve des écrans renforçateurs permettant la transformation des rayons X auxquels les films sont sensibles en rayonnements lumineux. A l'heure actuelle, ces écrans sont composés de terres rares qui absorbent les rayons X et émettent une lumière verte. Il existe également des écrans composés de tungstate de calcium.

Le dos de la cassette est habituellement plombé afin de supprimer le rayonnement rétro diffusé au sein du statif en arrière de la cassette.

3-1-2-Le film radiographique : [11, 13, 25, 33]

Le film est constitué de deux entités distinctes : l'émulsion et son support.

-Le support de l'émulsion (ou base) : Il est caractérisé par sa flexibilité, sa résistance aux solutions de développement et sa translucidité. Il est fait en polyester d'une épaisseur de 180 μ m. Il est enduit sur ses deux faces d'une fine couche adhésive composée de gélatine sur laquelle est déposée l'émulsion photosensible.

-L'émulsion : Elle est composée de très petits cristaux (grains) de bromure d'argent de taille variable entre 0,3 à 03 μ m incorporés à de la gélatine. Elle est protégée par une couche de protection mécanique en gélatine extrêmement mince.

Cette émulsion est comparable à celle des films photographiques habituels, elle est plus sensible aux photons lumineux (nés des écrans renforçateurs) qu'aux rayons X eux-mêmes. Une énergie transmise par la lumière sur les cristaux de l'émulsion provoque la libération d'un électron par les ions de bromure et la formation d'un atome d'argent. Ces réactions mènent à la formation de l'image latente sur le film.

3-1-3-Les écrans renforçateurs : [2, 10, 21]

Les écrans renforçateurs sous l'action des photons X dans l'émulsion photographique interviennent pour environ 10 % du noircissement. Les écrans sont responsables d'environ 90 % du noircissement du film. L'écran renforçateur est composé d'une substance qui, sous l'effet des photons X émet un rayonnement lumineux qui va directement impressionner le film.

En pratique le radiologue a le choix entre plusieurs grands groupes d'écran : l'écran fin utilisé en particulier au niveau des extrémités en radiologie osseuse pour la finesse des images. Il nécessite une grande quantité de rayons X d'où un temps de pose plus long ; les écrans en « terres rares » qui ont une efficacité nettement supérieure permettant de diminuer les doses de rayons X, d'où l'irradiation moindre du patient et diminution de l'usure du tube. Ce type

d'écran a tendance à remplacer peu à peu les écrans habituels. L'idéal serait de pouvoir adapter les caractéristiques du couple-écran film à l'examen réalisé.

3-2-LES DETECTEURS NUMERIQUES :

La technologie numérique repose sur le même système d'obtention de l'image. Le matériel pour créer le faisceau de rayons X est le même que pour une radiographie conventionnelle. Après passage du faisceau au travers de l'objet à radiographier, l'image de rayonnement créée sera détectée par un récepteur qui transformera ce signal analogique en un signal numérique.

Il existe deux types de système permettant cette numérisation :

- La radiographie computerisée, CR ou « computed radiography ».
- La radiographie numérisée, DR ou « digital radiography ».

3-2-1. La radiographie computerisée ou le système CR : [5,11,34, 35]

Ce système a été développé au Japon au début des années 1980. Il nécessite de posséder un générateur de rayons X, qui peut être le même que celui utilisé en radiographie conventionnelle, des cassettes (ou plaques stimulables) contenant un écran à scintillateur photo stimuable à mémoire, un lecteur pour ces écrans, une station informatique avec des moniteurs de visualisation des images ainsi qu'un logiciel de traitement des images. Il est aussi possible d'imprimer les radiographies obtenues à l'aide d'un reprographe.

C'est une méthode indirecte d'obtention de l'image. C'est dans un premier temps, une image latente (virtuelle) qui est enregistrée sur la plaque photo-stimulable avant d'être lue par un laser dans le lecteur dans un second temps et enregistrée sur l'ordinateur. Par ce procédé, nous passons donc d'un signal analogique (l'image de rayonnement) à un signal numérique.

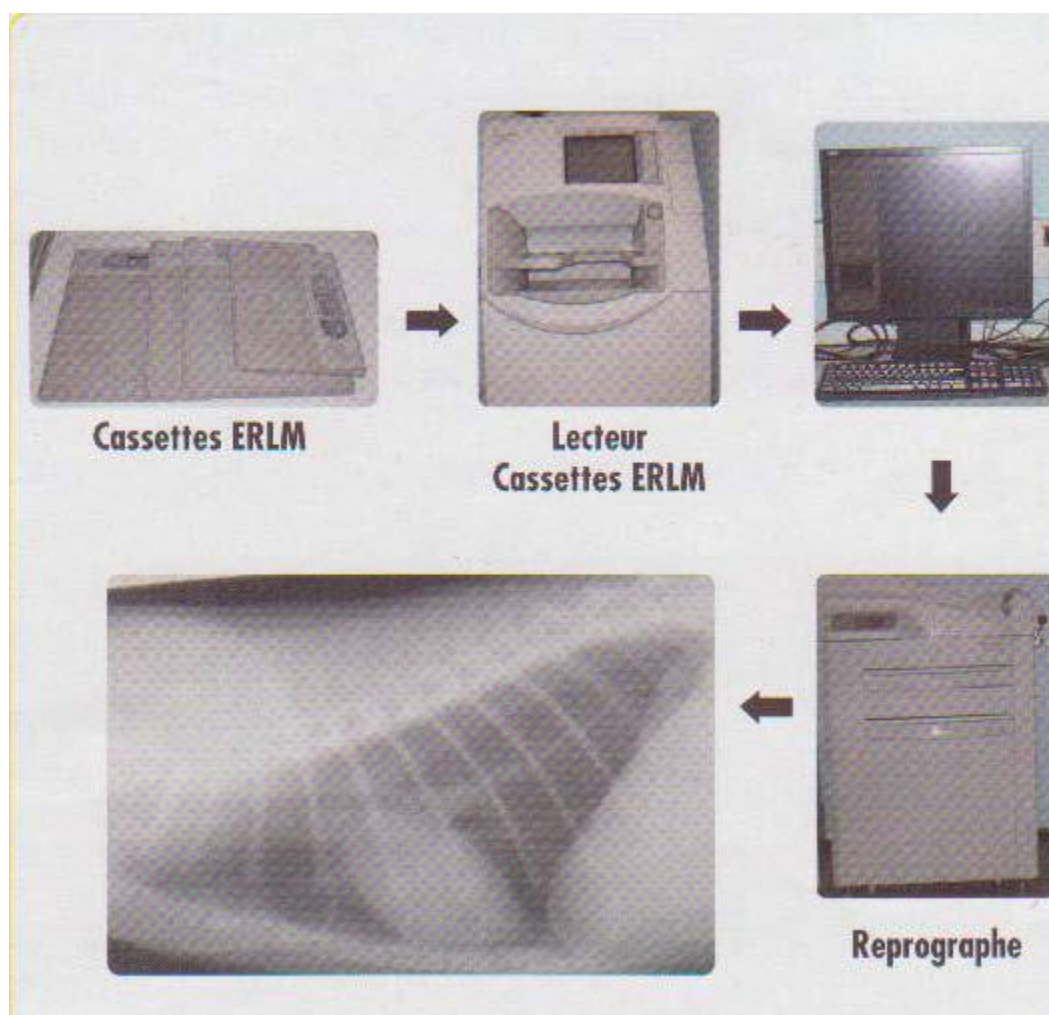


Figure 9 : Matériel nécessaire au système CR [11]

a) La formation de l'image latente :

L'image latente se forme sur l'écran à scintillateur photo-stimulable à mémoire, aussi appelé écran radio-luminescent à mémoire (ERLM) ou plaque photo-stimulable.

Cet ERLM est constitué d'une couche de protection ventrale, une couche sensible, une couche support en polyéthylène noircie au carbone évitant la réflexion du laser et une couche de protection dorsale. Les cassettes contenant ces écrans sont l'équivalent numérique des cassettes radiographiques décrites en radiographie conventionnelle.

C'est la couche sensible qui permet la mémorisation de l'image latente. Elle est généralement composée de cristaux de fluoro-halogénures de baryum dopés aux

ions europium bivalents choisis pour leur forte luminescence. Son rôle est de mémoriser l'image latente qui sera créée lors de l'émission des rayons X. Les rayons X viennent interagir avec les cristaux et provoquent une perte d'électrons proportionnelle à leur nombre et leur intensité par les ions europium. Ces électrons accèdent à un niveau énergétique supérieur, les cristaux se trouvent alors dans un état instable. Le retour à l'état stable ne s'effectue pas spontanément car les électrons sont piégés par les fluoro-halogènes et les cristaux sont alors dans un état « demi-stable » : l'image latente

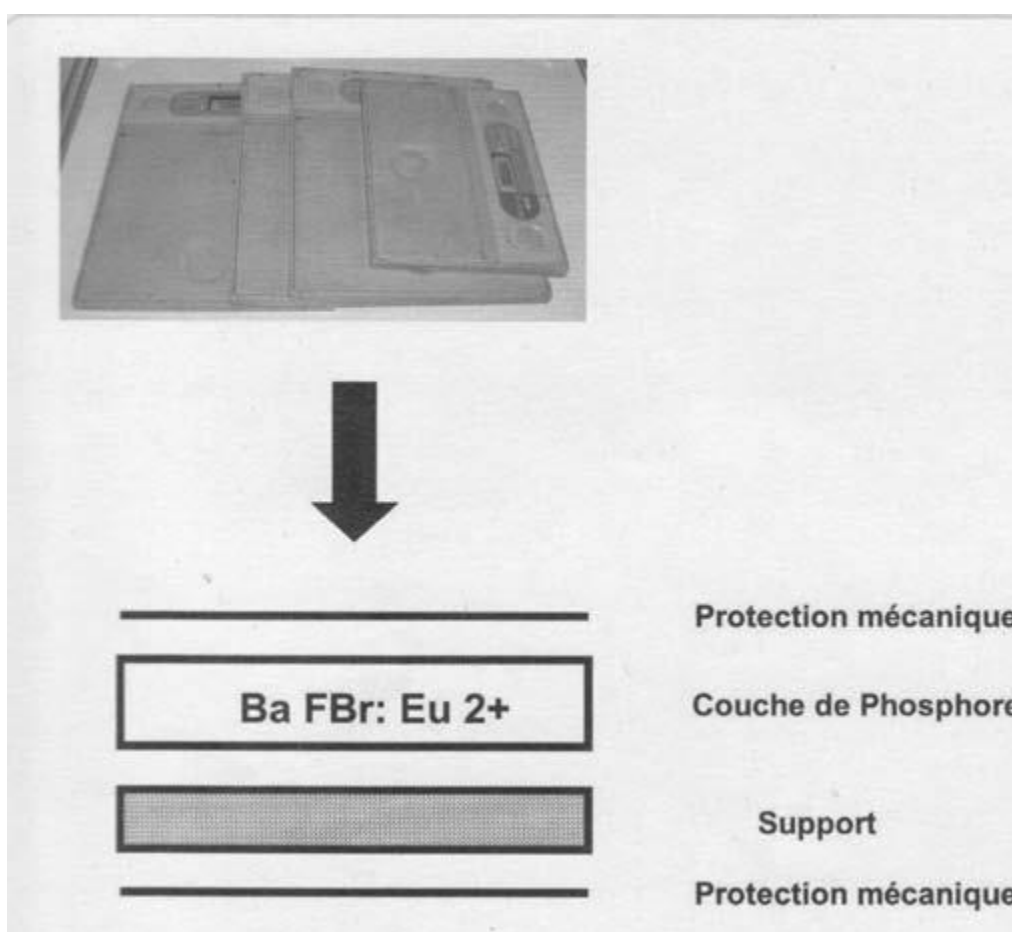


Figure 10 : Schématisation d'un ERLM [11]

b) La lecture de l'image latente :

La cassette est insérée dans le lecteur afin de révéler l'image sous forme de fluorescence, en forçant les cristaux à revenir à leur état de stabilité.

Une fois dans le lecteur, l'ERLM est amené par un moteur de haute précision sous un faisceau laser He-Ne infrarouge (633 nm) oscillant. Ce laser va balayer point par point l'ERLM et provoquer le retour à leur état stable des cristaux accompagné d'une émission proportionnelle de photons de fluorescence (390nm). Ces photons sont ensuite convertis en courant électrique dans un photomultiplicateur. Ce signal électrique est ensuite amplifié et converti en un signal numérique. Le convertisseur attribue à chaque signal électrique une valeur binaire qui correspondra à une nuance de gris pour chaque pixel. Dans les systèmes les plus répandus, ces pixels forment une matrice de 2048 x 2048, avec 4096 degrés de gris possibles. Traité informatiquement, ce signal nous permet de visualiser l'image sur un écran d'ordinateur haute-définition.

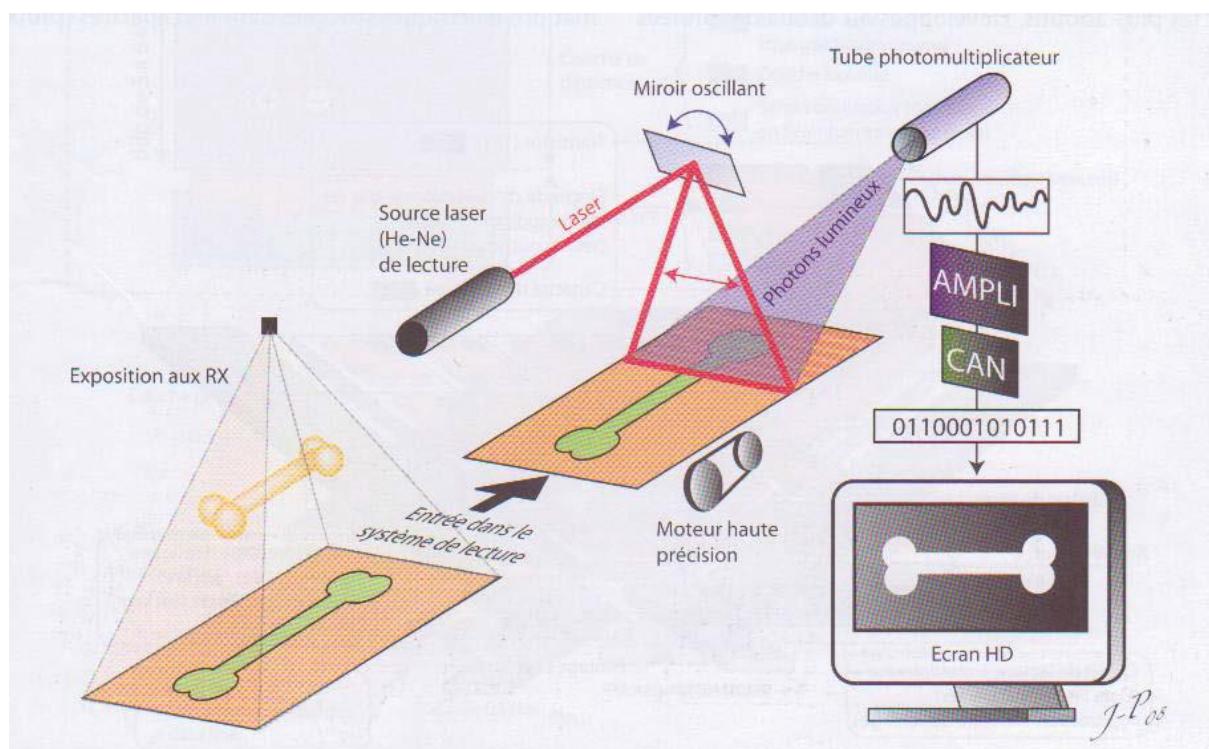


Figure 11 : Schématisation de la lecture d'un ERLM [11]

c) La réinitialisation de l'ERLM :

A la fin de la lecture par le laser, il reste une petite partie de l'énergie contenue dans l'ERLM. Cette énergie rémanente pourrait parasiter les expositions suivantes. L'ERLM est donc réinitialisé par un faisceau de lumière blanche de

haute intensité. L'ERLM vierge est replacé dans la cassette et celle-ci peut être réutilisée. Une étude a montré que cette cassette est réutilisable plus de 10000 fois.

3-2-2. La radiographie digitalisée ou système DR : [5,11, 23, 34, 36, 37]

Ce système a été développé au début des années 1990. Il permet d'obtenir une image numérique directement sur l'écran d'ordinateur sans avoir à manipuler de cassette. Ce système comporte un générateur de rayons X, un détecteur à numérisation directe et une station informatique avec des moniteurs de visualisation des images ainsi qu'un logiciel de traitement des images.

Les détecteurs à numérisation directe, plus connus sous le nom de capteurs plans, ressemblent aux cassettes utilisées en radiographie conventionnelle mais sont directement reliés à l'ordinateur. Il en existe deux types :

-Les capteurs plans à conversion directe qui transforment directement les rayons X en signaux électriques au contact d'une plaque de silicium amorphe.

-Les capteurs plans à conversion indirecte qui transforment dans une première phase les rayons X en photons lumineux puis dans une seconde phase les photons lumineux en signal électrique par l'intermédiaire d'un scintillateur couplé soit à une couche de silicium amorphe, soit à une CCD.

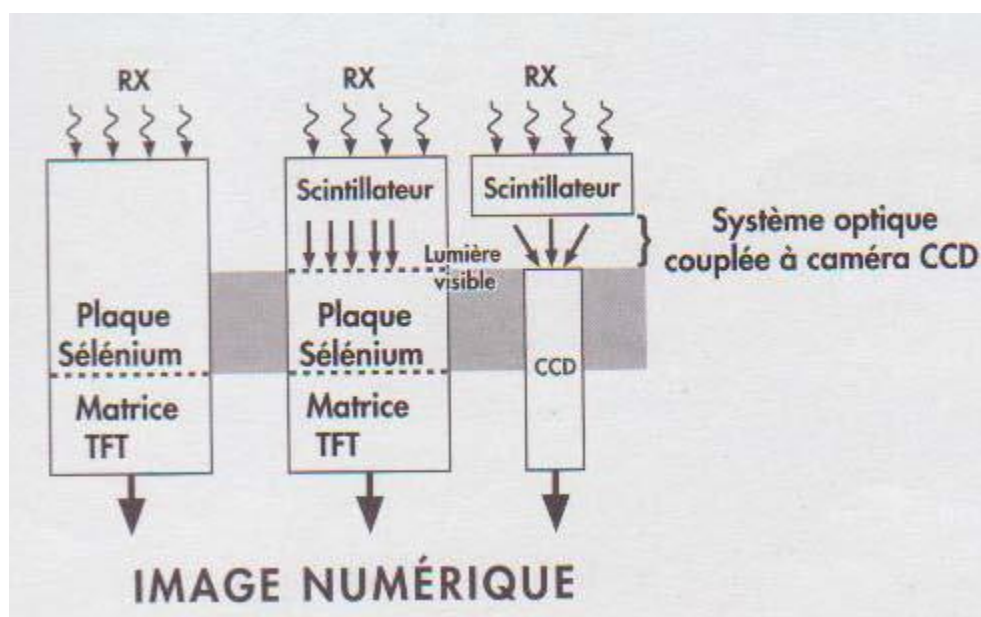


Figure 12 : Les 3 principes de fonctionnement du système DR [5, 11, 36, 37]

a) Les capteurs plans à conversion directe :

On attend par conversion directe, la transformation des photons X issus du patient en signaux électriques.

Ces capteurs sont composés de deux parties : une couche de détection et une matrice TFT (« thin field transistor » ou transistor à effet de champ).

La couche de détection est composée de trois parties. La partie supérieure est une électrode qui sera chargée positivement, la partie intermédiaire est isolante et la partie inférieure constituée de sélénium amorphe (a-Se), est semi-conductrice et assure la conversion des rayons X en charges électriques.

La matrice TFT est composée d'un substrat en verre dans lequel se trouvent 6 à 9 millions d'unités élémentaires de détection (pixels technologiques) formant une matrice. Un pixel contient, dans sa partie supérieure, une électrode collectrice qui sera chargée négativement et qui est accolée à la partie semi-conductrice de la couche de détection. Il contient aussi une capacité de stockage des charges électriques et un transistor.

Le fonctionnement de ces capteurs est divisible en trois étapes. D'abord, le capteur est polarisé grâce à une différence de potentiel (de 5 à 6 kV) appliquée dans la couche de détection entre l'électrode supérieure et l'électrode collectrice. Puis, l'exposition aux rayons X a lieu. Ils interagissent avec la couche de a-Se, ce qui provoque une libération d'électrons. Grâce à la différence de potentiel, les électrons sont attirés vers l'électrode supérieure, neutralisent des charges positives et réduisent donc cette différence de potentiel. Cette réduction est proportionnelle au nombre et à l'intensité des rayons X. Associée à cela, la libération des électrons induit la formation de trous qui sont attirés et regroupés vers l'électrode collectrice de chaque pixel de la matrice TFT. Ce profil de charges récupéré par les électrodes collectrices forme une image latente.

Enfin, les charges collectées dans chaque pixel sont stockées dans la capacité associée. Les signaux sont ensuite récupérés grâce à la fermeture des transistors. Un signal est donc récupéré pour chaque ligne de la matrice. Ces signaux sont

ensuite regroupés, amplifiés et numérisés, par un convertisseur afin d'obtenir l'image sur l'écran d'ordinateur.

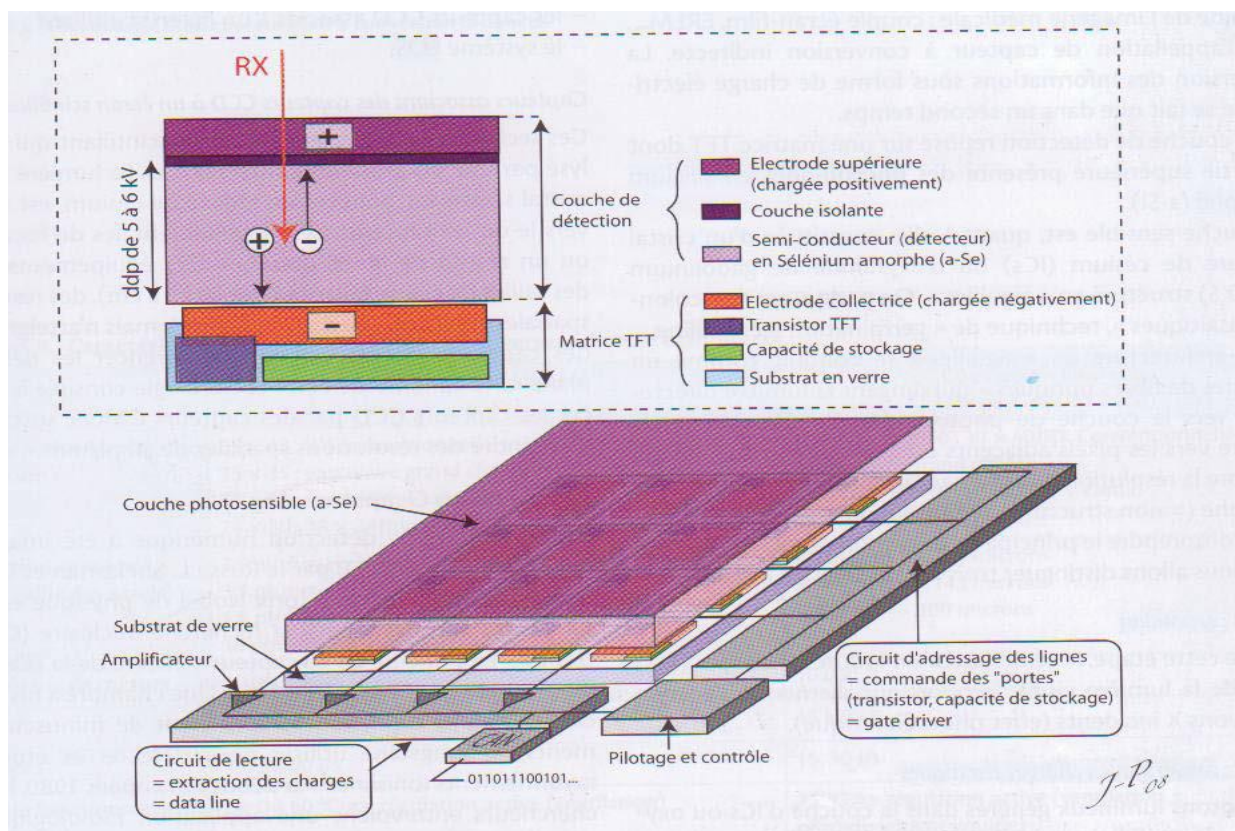


Figure 13 : Schématisation d'un capteur plan à conversion directe [11]

b) Les capteurs à conversion indirecte :

Ces capteurs comme les précédents permettent un transfert direct de l'image vers l'ordinateur. Le terme « conversion indirecte » reflète le fait que ces capteurs convertissent dans un premier temps les rayons X en photons lumineux comme pour les ERLM ou les couples écran-film. La conversion des informations sous forme de signal électrique ne se fait que dans un second temps. Dans ces types de capteurs, sont regroupés les capteurs à base de silicium amorphe et les capteurs associés à des caméras CCD (« charge coupled devices » ou capteur à couplage de charges).

b-1. Les capteurs à Base de silicium amorphe :

Ces capteurs comme les capteurs à conversion directe, sont composés d'une couche de détection et d'une matrice TFT.

La couche de détection, composée généralement d'un cristal d'iodure de césium ICs (ou moins souvent d'oxysulfide de gadolinium), se comporte comme un scintillateur et transforme l'énergie des rayons X en photons lumineux. Afin de limiter le nombre de rayons lumineux diffusés, le cristal est structuré en aiguilles et « dirige », tels des fibres optiques, les rayons vers les pixels de la matrice TFT. Cette structuration en aiguilles, en limitant les rayons diffusés, augmente la résolution spatiale.

La matrice TFT divisée en pixels comme dans les capteurs précédents est ici constituée de photodiodes en silicium amorphe (a-Si) dans sa partie supérieure. Chaque pixel comprend une photodiode et un transistor. Les photodiodes convertissent proportionnellement l'énergie lumineuse reçue en énergie électrique et conduit par les transistors au multiplexeur qui se charge de la lecture de l'image latente.

Les signaux électriques sont récupérés ligne par ligne grâce à la fermeture programmée des transistors regroupés, amplifiés et convertis en signal numérique.

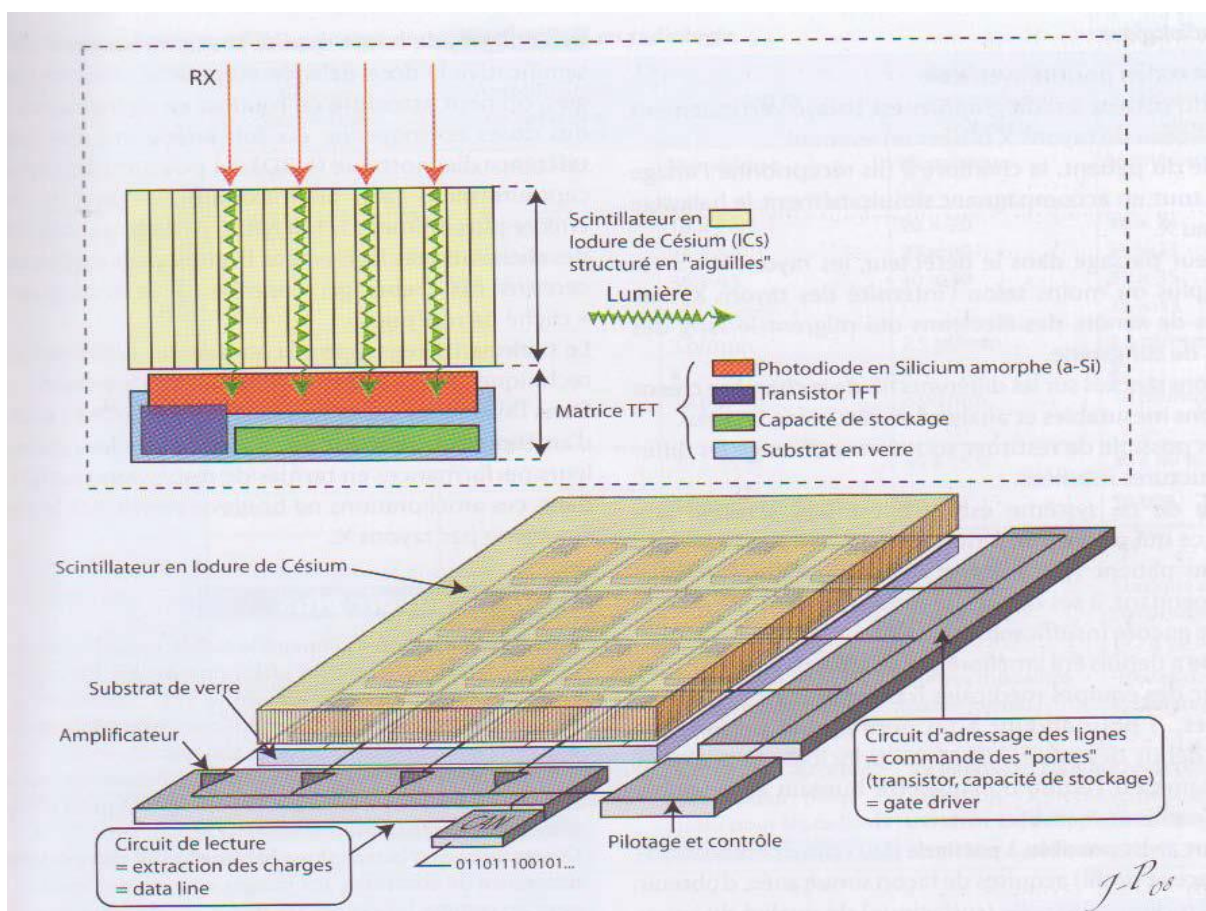


Figure 14 : Schématisation d'un capteur plan à base de silicium amorphe [11]

b-2. Les capteurs associés à des caméras 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 photon lumineux.
- *Le système optique assurant la convergence des sous-images en une seule image.
- *La matrice CCD assurant la conversion des photons lumineux en électrons qui seront ainsi convertis en image numérique.

Un capteur CCD (Charge Coupled Device ou capteur à couplage de Charge en français) est une surface photosensible. Le matériel de base de cette surface est le silicium dopé de manière à acquérir des propriétés photoélectriques, c'est-à-dire qu'un photon incident est susceptible d'y produire une charge électrique. La

surface du capteur CCD est constituée d'un réseau de pixels. Les CCD sont des bons capteurs de lumière émise par les scintillateurs. Cette transmission est améliorée soit par un guide de lumière conique ou soit par un jeu de lentille et de miroirs.

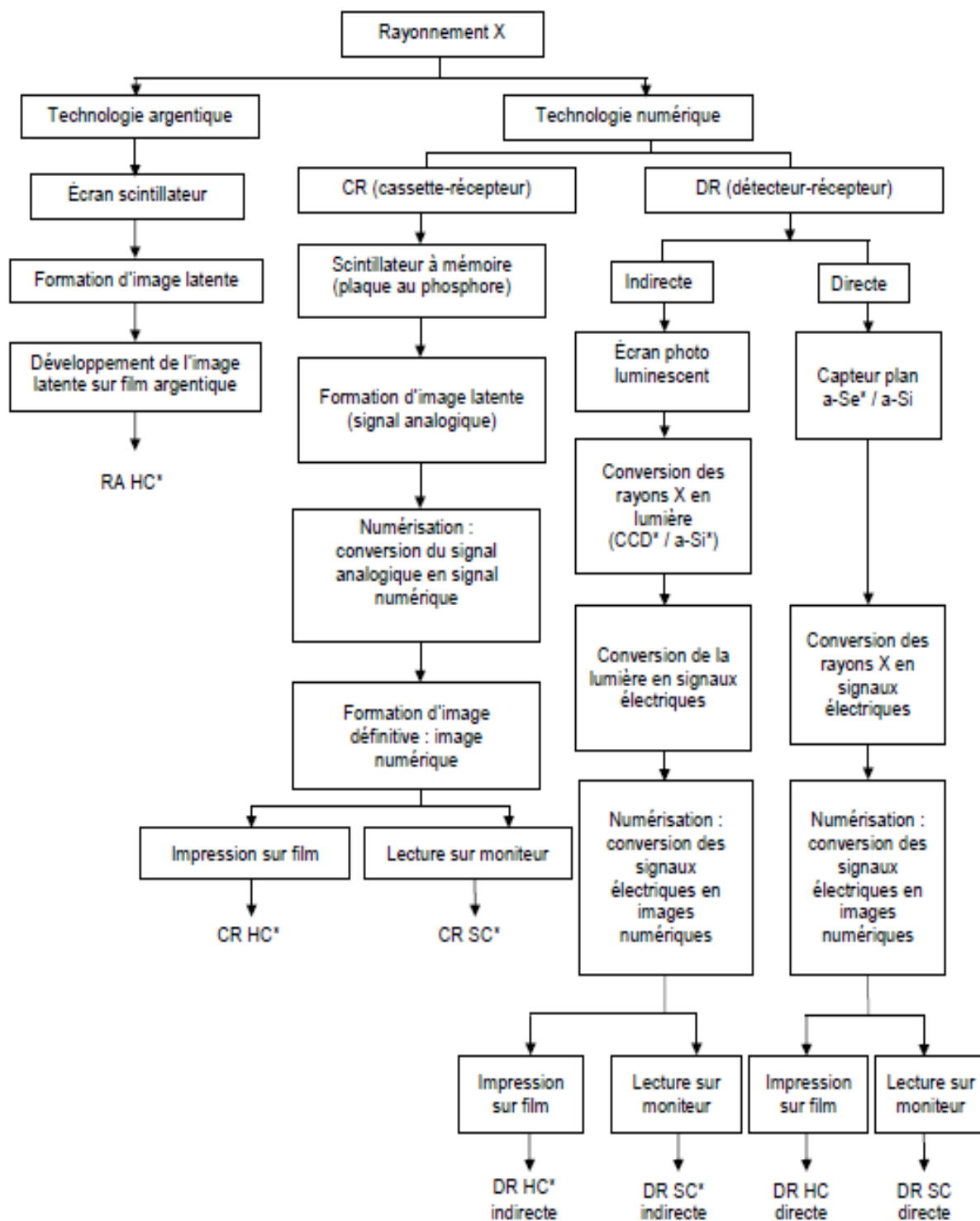


Figure 15 : caractéristiques des radiographies argentiques et numériques [38]

RA HC = radiographie argentique image imprimée ;

CR HC = radiographie cassette récepteur image imprimée

CR SC = radiographie cassette-récepteur image moniteur

CCD = *charge-coupled device*; a-Si = silicium amorphe;

DR HC = radiographie détecteur-récepteur image imprimée

DR SC = radiographie détecteur-récepteur image moniteur, a-Se = sélénium amorphe

3-2-3. Le traitement de l'image numérique : [39]

Une fois produit sur l'écran d'ordinateur l'image pourrait être manipulée, cette manipulation tient compte de plusieurs paramètres à savoir :

- L'identification du patient : Nom et prénoms, âge, sexe.
- La nature de l'examen.
- Le marquage du côté : Droit, gauche, face, profil, 3/4. On peut annoter tout autre renseignement capital pour l'interpréteur.
- Le rehaussement du contraste : Cette fonction permet de varier le contraste en éclaircissant ou en noircissant l'image de manière à distinguer les différentes structures. Ceci nous exclus des problèmes de surexposition ou de sous-exposition.
- La rotation de l'image : L'image peut apparaître sur l'écran dans un bon sens ou en sens inverse, dans le deuxième cas, il existe une fonction qui permet la rotation de l'image dans le bon sens.
- L'agrandissement : Cela permet de zoomer l'image afin de mieux déceler certains détails.
- La division du film : Cela permet de diviser le film sur l'écran en plusieurs parties et de porter une image sur chaque partie.
- La prise de mesures : Elle est représentée par une réglette. Il nous suffit de cliquer sur les extrémités de la zone que nous voulons mesurer et la longueur correspondante apparaît.

3-2-4. L'archivage et le stockage de l'image : [11, 40, 41, 42, 43, 44]

Le développement des nouvelles techniques d'imagerie numérique a induit une forte évolution des systèmes d'acquisition, de stockage et d'archivage des images. Un problème de connectivité entre les différents matériels s'est vite posé. En effet, chaque constructeur utilisait un format particulier pour les données des patients, incompatible avec celui des autres fabricants. Il était alors difficile de communiquer, de transférer, de lire et d'archiver les informations des

images acquises par une modalité vers une autre station de travail, un PC (Personal Computer) ou une autre base d'archivage d'un autre fabricant.

Dans un but d'uniformisation, afin de faciliter la manipulation des images et les échanges entre les équipements, la norme **DICOM** « **Digital Imaging Communication in Medicine** » a été créée.

a. La norme DICOM :

Créée en 1985 par l'American Collège of Radiology (ACR), qui représentait les utilisateurs de technologies numériques, associée à la National Electrical Manufacturers Association (NEMA), qui représentait les fournisseurs de ces équipements.

Elle a été créée pour répondre à plusieurs objectifs :

- promouvoir l'interopérabilité entre différents appareils indépendamment des fabricants,
- faciliter le développement des systèmes d'archivage et de communication d'images s'interfaçant avec d'autres systèmes d'information hospitaliers,
- permettre la création de bases des données de diagnostic pouvant être interrogées à distance,
- mettre en œuvre le (dossier patient) incluant imagerie, comptes rendus, rapports d'interventions, résultats d'analyses, hospitalisation, etc.

Elle comprend un format spécifique d'image et un protocole d'échange. Celui-ci permet une création, un échange, un archivage, un stockage voire une impression des images par des matériels d'origine différente.

L'une des particularités de ce format, par rapport à ceux habituellement utilisés en informatique, c'est qu'il permet de rendre une image unique en lui associant des informations nécessaires.

Ces informations portent essentiellement sur l'état civil du malade, examen, hôpital, type d'acquisition..., auxquelles est associée une UID (unique identifying number). Cette UID est un numéro d'identification unique pour chaque image (ou série d'image) créée dans le monde.

De plus, contrairement aux autres formats qui figent les images (les pixels ne sont plus modifiables), celui-ci conserve les données brutes sans perte d'informations qui peuvent ensuite être retravaillées. Ainsi, même après avoir été stockée, une fonction permet de modifier l'échelle de gris, d'appliquer un fenêtrage, etc..., en vue de l'interprétation.

b-La station de lecture :

La station de lecture joue un rôle important pour optimiser la qualité de travail du radiologue.

L'ACR a formulé quelques recommandations par rapport aux écrans et logiciels de lecture afin d'optimiser et de standardiser la qualité des images interprétées.

❖ L'écran diagnostique :

Les recommandations pour l'écran sont basées sur l'expérience et le témoignage des utilisateurs courants. Elles sont surtout valables pour le matériel utilisé lors de l'interprétation par le radiologue.

Ils évaluent la qualité d'un écran diagnostique en fonction de trois paramètres : la résolution spatiale, le contraste et la luminosité.

La résolution spatiale est intimement liée à la matrice de pixels composant l'écran. En premier lieu, il faut que cette matrice soit de taille assez importante pour la lecture des images qui lui sont destinées. Si un écran est destiné à la lecture d'images provenant de plusieurs modalités (radiographies et IRM par exemple), il doit être adapté à la modalité dont la matrice est la plus élevée (la radiographie en l'occurrence). La résolution s'exprime en mégapixels (MP), l'ACR conseille l'utilisation d'écrans diagnostiques de 2 à 5 MP (dont la matrice est plus grande que les écrans habituels comprise entre 0,75 et 2 MP). Plus la matrice est grande et plus la différenciation des détails de faible contraste est possible.

Le contraste est exprimé par le rapport entre la luminosité de la nuance la plus claire de l'écran et celle de la nuance la plus sombre. Plus ce rapport est élevé et meilleur sera le contraste. Les écrans diagnostiques ont un rapport qui va de

600/1 à 1000/1. Pour optimiser la qualité du contraste de l'image, il est préférable de travailler dans un environnement dont l'éclairage est maîtrisé.

La luminosité est exprimée en foot-lamberts (ft-L). L'ACR recommande une luminosité minimale de 50 ft-L pour les écrans diagnostiques. En effet, l'utilisation d'écrans de plus faible luminosité engendre une interprétation moins précise et plus longue.

A l'heure actuelle, les écrans à cristaux liquides (LCD) ont remplacé les écrans à tube cathodique. En imagerie médicale, ce sont les écrans monochromes qui sont recommandés plutôt que les écrans couleurs. Ils apportent généralement une meilleure luminosité, des pixels plus petits, de meilleures cartes graphiques et sont adaptés à la norme DICOM pour les modifications de l'échelle de gris. Les écrans couleurs peuvent être utilisés mais ils augmentent le temps d'interprétation et le niveau de fatigue de l'opérateur.

❖ **Le logiciel de lecture :**

Il existe beaucoup de logiciels de lecture différents, l'ACR recommande de se procurer un programme comprenant les outils de base de la norme DICOM, c'est-à-dire le fenêtrage, le zoom, la rotation, l'inversion et les outils de mesure de l'image. La plupart des logiciels contiennent ces outils et en proposent d'autres en supplément. C'est l'opérateur qui détermine ceux dont il a besoin pour son utilisation du logiciel. Par exemple, le recadrage automatique de l'image lors de sa formation est un outil intéressant pour limiter les zones blanches en bordure d'image et obtenir une image avec un meilleur contraste plus rapidement.

En parallèle, l'interface du logiciel est un aspect à ne pas négliger. Elle doit être adaptée à l'utilisation et aux habitudes de l'opérateur. Lors d'une interprétation, l'utilisation de cette interface occupe environ 20% du temps de l'opérateur. Afin d'obtenir une productivité satisfaisante, elle doit être le plus ergonomique que possible.

c- L'archivage de l'image :

L'archivage des données consiste à les placer dans un système qui assure leur préservation, mais aussi leur sécurisation.

Avec la technologie argentique, l'archivage n'était pas toujours une chose aisée. Il est en effet difficile d'associer efficacement et définitivement ces images (parfois de grande taille) au dossier (papier ou informatique) du patient, afin de pouvoir les consulter facilement et rapidement au besoin.

L'augmentation des dossiers informatiques et l'arrivée des technologies d'imagerie numérique ont permis de développer de nouveaux moyens d'archivage des images.

Le PACS « Picture Archiving and Communication system » est un logiciel qui permet d'archiver et de manipuler des images numériques. Les fonctions du PACS sont de quatre types : l'acquisition des images, leur archivage, leur distribution vers les utilisateurs et enfin leur traitement.

Le PACS est complètement intégré dans le système d'information de la radiologie, il rentre dans la plupart du temps dans la mise en place des dossiers (du patient lui-même, médicament et administratif).

Sur celui-ci, les images sont archivées grâce à leur UID et peuvent donc facilement être associées au dossier médical du patient, présent dans le système d'information de l'hôpital (HIS, « Hospital Information System »), qui est le logiciel comprenant tous les dossiers médicaux d'un hôpital, ou dans le système d'information radiologique (RIS, « Radiology Information System »), qui est aussi un logiciel, pouvant être indépendant ou associé au HIS.

Il peut être relié à toutes les modalités d'imagerie compatibles présentes dans la structure. Il permet donc l'archivage de toutes les images quelle que soit leur provenance. Celles-ci sont conservées dans le format DICOM, ce qui permet de les manipuler à volonté lors de consultations ultérieures. En étant relié au réseau informatique de la structure, il est accessible de n'importe quel poste relié au réseau. Une recherche simple (par le nom, le numéro de dossier ou le jour de

l'examen) permet de retrouver les images d'un examen sans délai. Ces images sont même disponibles dans une autre structure si le PACS est connecté à internet. Il peut aussi être relié à une imprimante en vue de fournir des images sur film aux clients.

En résumé, les avantages qu'offre un PACS sont :

- un gain de temps important lors de la recherche des examens, leur interprétation et la communication des conclusions,
- une économie financière en diminuant l'utilisation de films radiographiques, la place attribuée au stockage...,
- une simplification de la communication des images, une visualisation simultanée à divers endroits...,
- une manipulation simplifiée,
- la possibilité de les envoyer (les transférer) à une autre structure pour un avis.

d-Le stockage des images :

Une fois que les images sont archivées, il est d'usage de les sauvegarder et de les avoir à disposition pour pouvoir les fournir au client s'il les réclame.

Le stockage des données est l'enregistrement des données sur un support physique tel qu'un disque dur, une clé USB, une bande magnétique, etc.

➤ Le support :

Auparavant, le support incontournable qui pouvait être conservé était le film radiographique. Bien que cela soit toujours possible avec le numérique, cette option est loin d'être la plus pratique et économique. Grâce aux nouvelles formes de sauvegardes, il est possible d'économiser beaucoup de temps et surtout de place. Après archivage sur le PACS, plusieurs supports de sauvegarde sont possibles.

Les disques optiques CD, DVD, Blu ray disc sont très répandus. Le DVD est plus intéressant que le CD car peut contenir en moyenne 7 fois plus d'informations. Le Blu ray disc, support le plus récent, a une capacité de stockage plus importante mais son prix reste moins abordable.

Le disque dur externe (DDE) a l'avantage de pouvoir contenir un grand nombre d'images (25 à 50000 pour un DDE de 500 GB).

Les supports USB (clés...) sont intéressants pour des sauvegardes d'appoint. En effet leur capacité est insuffisante pour en faire le seul moyen de sauvegarde.

Les serveurs RAID (Redundant Array of Independent Disks), qui signifie « regroupement redondant de disques indépendants » sont des serveurs qui répartissent les données sur plusieurs disques durs afin d'améliorer la tolérance aux pannes. En effet, si un disque ne fonctionne plus, il peut être remplacé sans perte d'informations. Les disques sont reliés entre eux mais restent indépendants. Ce système peut être on site ou off site. Il est très fiable mais est assez onéreux.

D'autres supports existent, tels que les bandes magnétiques ou les disques MO, mais ils sont moins utilisés en France.

➤ **La localisation et l'accessibilité des sauvegardes :**

En général, toutes les sauvegardes sont conservées dans la structure où les images ont été créées : c'est le stockage on-site. Mais il est aussi possible, et conseillé, de conserver ces sauvegardes, ou une copie de celles-ci, dans un autre endroit : c'est le stockage off-site. Ce dernier est accessible via une connexion internet. Il a l'avantage de protéger les données importantes des vols ou autres destructions.

Pour l'accessibilité des images, il existe deux types de stockage : le stockage on line et le stockage off line. Le premier consiste à avoir les données toujours connectées au réseau et donc accessibles très rapidement. Dans le second, les données ne sont plus accessibles par le réseau. Elles nécessitent d'être reconnectées pour être accessibles. Ce type de stockage peut être utile pour les images moins récentes.

3-2-5. Les avantages et les inconvénients de la radiographie numérique : [5, 11, 44, 45]

La radiographie numérique, comme toute innovation, apporte un certain nombre d'avantages et d'améliorations dans l'obtention et le travail des images. Associées à cela, de nouvelles contraintes ont aussi fait leur apparition. Ces avantages et inconvénients sont à étudier et à prendre en compte par tout praticien avant de s'équiper.

a) Les avantages :

✓ La qualité de l'image :

Les images obtenues en radiographie numérique sont d'aussi bonne, voire meilleure, qualité qu'en radiographie conventionnelle. La radiographie numérique propose une échelle de niveaux de gris beaucoup plus importante et ce pour chaque pixel du capteur. Cela permet de détecter des différences minimales entre les rayons X arrivant sur le capteur, le contraste s'en trouve augmenté et une légère sous ou surexposition peut ne pas gêner l'interprétation de l'image qui peut être retravaillée par le logiciel. Cette particularité a deux avantages. Il est beaucoup plus rare, qu'en radiographie conventionnelle, de devoir reprendre le cliché. De plus, sur un même cliché, il devient possible d'étudier des tissus très différents (tels les tissus mous et les os par exemple).

Associé à ce gain de contraste, le nombre de pixels limite théoriquement la résolution spatiale, qui devient donc moins bonne que sur des films de grande qualité. Mais celle-ci reste supérieure à ce que l'œil humain est capable de détecter.

Le numérique offre aussi l'avantage de pouvoir annoter les images, d'y effectuer des mesures tout en conservant une copie de l'image originelle.

✓ Les manipulations :

Les systèmes numériques permettent d'obtenir l'image sans développement plus rapidement (surtout le système DR, le système CR nécessite un temps équivalent à la radiographie conventionnelle). Associé au fait qu'il devient de plus en plus

rare de devoir reprendre un cliché, cela représente un réel gain de temps pour l'utilisateur. De plus, l'exposé aux rayons X est moindre, ce qui améliore la radioprotection du patient (avantages en pédiatrie) et du technicien, et rallonge la durée de vie de l'appareil à rayons X. Le technicien n'a plus le désagrément de devoir travailler dans une chambre noire.

Sans tenir compte du coût d'installation, l'utilisation de ce matériel est économiquement intéressante. Il y a proportionnellement moins de clichés qui sont pris et l'achat de petits matériaux tels que les films et les produits chimiques de la développeuse ne sont plus nécessaires (pour les structures de taille importante, l'entretien des capteurs numériques est plus rentable que l'achat de ces matériaux). Cela évite aussi d'avoir à manipuler ces produits chimiques.

✓ **Le format des clichés :**

Le format numérique des clichés est un réel avantage pour leur utilisation. Il est très aisé de les copier et d'en fournir un exemplaire au propriétaire (imprimé, sur CD ou DVD...) et d'en garder une copie. L'archivage de ces copies est aussi plus simple car il ne nécessite plus d'avoir une armoire voire une pièce entière consacrée à cela. Elles peuvent être conservées sur disque dur, DVD, internet... Les images peuvent facilement être visualisées sur différents moniteurs, voire envoyées instantanément à une autre structure pour interprétation.

Cela facilite aussi le suivi des cas, les clichés peuvent être vite retrouvés et comparés à de nouveaux clichés sur le même écran.

✓ **Le respect de l'environnement :**

La radiographie numérique est une technologie propre, car les déchets chimiques qui proviennent du développement des films et qui peuvent causer de sérieux dommages à l'environnement sont totalement supprimés.

b) Les inconvénients :

Bien que l'utilisation quotidienne puisse devenir économiquement intéressante, l'installation d'un système numérique est un investissement non négligeable. De

plus, il demande une formation spécifique aux manipulateurs et peut engendrer une certaine perte de temps au départ.

Certains manipulateurs peuvent aussi voir leur jugement faussé par de trop nombreuses manipulations de l'image avec le logiciel. Les manipulations de l'image engendrent l'apparition de nouveaux artéfacts, parfois mal connus, qui peuvent être mal interprétés.

La nécessité d'un grand investissement, aussi bien pour l'acquisition que pour la maintenance des appareils ; la durée de vie des capteurs plans étant encore mal définie, leur entretien et leur utilisation adéquate exigeraient de la part des ingénieurs un peu plus d'attention et d'effort que d'habitude ; la nécessité de l'utilisation de matériels informatiques (ordinateur, logiciel...) ; la nécessité d'une bonne formation du personnel en outil informatique avec recrutement de personnels qualifiés en science informatique.

4-LE CHU -PR BSS DE KATI :

4-1. LA PRESENTATION DU CHU Pr BOCAR SIDY SALL DE KATI :

a. La Situation géographique :

Le CHU. Pr BOCAR SIDY SALL de Kati est situé à 12 km au Nord de Bamako, dans le camp militaire Soundjata KEITA de la ville de Kati et à 100m de la place d'armes. C'est un hôpital de 3^{ème} référence dans le domaine de la traumatologie orthopédique et 2^{ème} référence en médecine générale.

b. Le cadre institutionnel du C.H.U Pr BOCAR SIDY SALL de Kati :

Ancienne infirmerie de la garnison militaire, devenue hôpital le 22 août 1967 et Hôpital National de Kati en 1968, il sera spécialisé en traumatologie orthopédie en 1976. Ensuite il deviendra Etablissement Public à caractère Administratif (E.P.A.) par la loi N°92-025 et enfin Etablissement Public Hospitalier (E.P.H.) en 2003. L'hôpital a évolué avec le temps partant des missions qui lui sont assignées conformément au contexte socio sanitaire du Mali.

Dans la pyramide sanitaire du Mali, il est considéré comme un hôpital de 3^{ème} référence en traumatologie orthopédique et à cet effet le décret N°03-345/ P-RM du 7 août 2003 fixe son organisation et les modalités de son fonctionnement. Le Centre Hospitalier de Kati est devenu un Centre Hospitalier Universitaire (CHU.) depuis le 12 Décembre 2006 suite à la signature d'une convention qui le lie au rectorat de l'Université de Bamako.

Il fut baptisé le 17 Novembre 2016 en CHU Pr BOCAR SIDY SALL de Kati ; à la mémoire de feu Prof. Bocar Sidy SALL qui fut l'un des brillants spécialistes en traumatologie-orthopédie de cet hôpital. Il fut aussi un Professeur à l'Ecole Nationale de Médecine et de Pharmacie (ENMP) de Bamako. Il est décédé le 24 juillet 2015 au Point G à l'âge de 87 ans.

c. Les missions :

Le CHU Pr BOCAR SIDY SALL de Kati a pour missions : de participer à la mise en œuvre de la politique nationale de santé. A cet effet, il est chargé de :

- Assurer le diagnostic, le traitement des patients.
- Prendre en charge les urgences et les cas référés.
- Assurer la formation initiale et continue des professionnels socio- sanitaires.
- Conduire des travaux de recherche dans le domaine médical.

d. Les services :

Le CHU Pr BOCAR SIDY SALL de Kati est constitué des services suivants :

- l'administration,
- le service des urgences,
- le service d'anesthésie réanimation,
- le service de médecine générale,
- la pharmacie,
- le laboratoire,
- le service de cardiologie,
- le service de neurologie médicale,
- le service de dermatologie,

- le service de chirurgie générale,
- le service de traumatologie orthopédie,
- le service de neurochirurgie,
- le service d'ophtalmologie,
- le service d'urologie,
- le service de gynéco-obstétricale,
- le service de pédiatrie,
- le service d'imagerie médicale,
- le service d'odontostomatologie,
- le service de kinésithérapie,
- la morgue.

4-2. LE SERVICE D'IMAGERIE MEDICALE :

4-2-1. Le local : Il est de deux niveaux et comprend :

a. Au Rez-de-chaussée :

- Une salle d'accueil,
- Une salle d'attente de l'échographie,
- Deux salles d'échographie,
- Deux salles de radiographie os poumon,
- Une salle d'examens spécialisés avec toilette,
- Une salle de traitement et impression des images,
- Une salle de préparation pour le scanner et l'IRM,
- Une salle d'IRM avec salles d'acquisition et de machine,
- Une salle de scanner avec salles d'acquisition et de machine,
- Une toilette publique,
- La salle de lecture,
- le bureau du surveillant de service avec toilette,
- Une salle de garde avec toilette,
- La salle des manœuvres.

b. A l'étage :

- La salle d'attente du chef de service,
- le secrétariat du chef de service,
- le bureau du chef de service avec toilette interne,
- Deux toilettes publiques,
- la salle de cours,
- la salle de conférence
- Trois bureaux pour radiologue avec leur toilette chacun,
- la salle des étudiants,
- le magasin,
- la salle des techniciens ou vestiaire des techniciens,
- Deux balcons,
- Une terrasse,

4-2-2. Le personnel du service : Il est composé de :

- Quatre radiologues, dont deux maîtres assistants de la FMOS,
- Quatre assistants médicaux en imagerie médicale,
- Deux techniciens supérieurs qualifiés en imagerie médicale,
- Un technicien supérieur de santé,
- Deux manœuvres,
- Une secrétaire.

NB : Il y a aussi les étudiants (INFSS, FMOS et DES) en stage.

4-2-3. L'équipement : Il est composé de :

- Deux appareils de radiographie os poumon dont un en panne. L'appareil fonctionnel est de 2009 de marque ITALRAY et celui en panne de marque SIEMENS.
- Deux appareils d'échographie dont un en panne. L'appareil fonctionnel est de 2012 de marque MINDRAY et celui en panne est de 1998 de marque TOSHIBA.
- Un appareil de radiographie télécommandé d'installation en cours,

- un appareil de scanner de 16 barrettes de marque SIEMENS installé en 2016,
- Trois (03) postes de traitement d'images (un en panne),
- deux (02) numériseurs (un en panne),
- trois (03) reprographes (un en panne).

Les postes de traitement d'images, les numériseurs et les reprographes sont de marque AGFA. Ceux qui sont en pannes ont été installés en 2009 et ceux qui sont fonctionnels sont de 2012

4-2-4. Les activités au service d'imagerie :

a. L'accueil : Les matins, les patients sont accueillis dans la salle d'attente après leur enregistrement à l'accueil. Sur appel les patients sont admis par ordre d'arrivée dans les salles d'examens. Cependant les urgences et les personnes âgées sont prioritaires.

b. Les examens de radiographie standard : Le service d'imagerie médicale effectue tous les examens radiographiques des os, de l'abdomen et du thorax.

c. Les examens spécialisés : Ce sont essentiellement : l'urographie intraveineuse (U.I.V.), l'Hystérosalpingographie (H.S.G.), l'urétéro-cystographie rétrograde (U.C.R.), le Lavement baryté (L.B.), le Transit œso-gastro- duodéal (T.O.G.D.). Ils sont réalisés sur rendez-vous après une préparation du malade.

d. Les examens d'échographie : Ce sont les échographies : Abdominale, pelvienne, obstétricale, urinaire, thyroïdienne, mammaire et des tissus mous.

e. Les examens de scanner : Il s'agit essentiellement des examens sans et après injection du produit de contraste (en intra veineuse ou en intra thécale).

METHODOLOGIE

1) Le cadre et le lieu d'étude :

Notre étude a été réalisée dans le service d'Imagerie Médicale du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati.

2) Le type et la période d'étude :

Il s'agit d'une étude prospective descriptive et analytique.

Elle a concerné les clichés mis au rebut pendant la période allant du 1^{er} juin 2019 au 31 mai 2020 soit une période de 12 mois (1an).

3) Le matériel et la méthode d'étude :

a) La collecte des données :

Nous avons adopté la collection journalière des clichés mis au rebut sur une fiche d'enquête préalablement établie.

b) Les critères d'inclusion :

Ont été inclus dans notre étude, tous les clichés qui ont :

- perdu leur caractère diagnostique (lié aux facteurs humains « contraste insuffisant, marquage incomplet, absence totale de marquage, image trop zoomée » ou au reprographe « artefact, bourrage de film, autotest du reprographe »),
- été imprimé à plusieurs reprises (facteurs humains),
- suite au dysfonctionnement du reprographe (artefact, bourrage de film, autotest du reprographe « lors de la réparation du reprographe »).

c) Les critères de non inclusion :

N'ont pas été inclus dans notre étude, tous les clichés repris :

- dont les initiaux (premiers clichés) n'ont pas été retrouvés,
- pour intérêt scientifique (étude scientifique).

4) Les variables étudiées :

Les variables étudiées sont de deux ordres :

- celles relatives aux données techniques (les causes de rebut des clichés : contraste insuffisant, marquage incomplet, absence totale de marque, mauvaise

positionnement du film dans le reprographe, image trop zoomée, artefact, bourrage de film, autotest du reprographe) ;

-celles relatives aux pertes financières.

5) La saisie et l'analyse des données :

Les données ont été saisies avec le logiciel Microsoft Word 2019 et analysées par les logiciels SPSS version 25 et Excel 2019.

Les références ont été ordonnées par le logiciel Zotero.

6) L'équipement d'imagerie :

Tous les examens ont été réalisés par un appareil de radiographie os poumon. Les cassettes radiographiques à écran phosphore ont servi à l'enregistrement de l'image de rayonnement.

Le lecteur du système CR a permis la numérisation de l'image radiante.

Deux postes de traitement d'image ont permis de traiter les images qui ont été imprimés par le reprographe sur les films.

L'appareil de radiographie est de marque ITALRAY installé en 2009.

Le lecteur, les cassettes radiographiques, le reprographe et les postes de traitement sont de marque AGFA qui ont été installés en 2012.

Ces appareils ont subi plusieurs pannes de leurs dates d'installation à nos jours dont ces pannes ont été réparées à l'immédiat ou tardivement.

Certaines pannes sont liées au manque de maintenance des équipements et au mauvais état de l'onduleur exposant les appareils aux coupures d'électricité.

Les cassettes radiographiques ont été réparées et ou remplacées après chaque panne. Les formats utilisés sont : 18/24cm, 24/30cm, 35/35cm et 43/35cm.

Les films utilisés sont de bonne qualité, de marque AGFA. Les formats utilisés sont : 08/10inch, 10/12inch, 11/14inch et 14/17inch.

Certains appareils sont en pannes et n'ont pas été réparés, ce sont : un numériseur, un reprographe et un poste de traitement d'image. Ils sont de marque AGFA installés en 2009. Ils n'ont pas été utilisés pendant notre période d'étude.

RESULTATS

Les activités du service :

Nous avons effectué une étude prospective dans le service d'imagerie médicale du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati du 1^{er} Juin 2019 au 31 Mai 2020. Durant cette période les activités du service se sont regroupés essentiellement en examen de radiographie, de scanner et d'échographie.

a) Les examens :

Tableaux I : Répartition des examens selon leur type.

Type d'examen	Effectifs	Pourcentage
Radiographie	10316	60,92
Echographie	4188	24,73
Tomodensitométrie	2429	14,35
Total	16933	100

Les examens radiographiques ont représenté 60,92% des activités du service.

b) Les examens radiographiques :

Tableau II : Répartition des examens radiographiques selon leur type.

Type de radiographie	Effectifs	Pourcentage
Radiographie standard	10176	98,64
Examen spécialisé	140	1,36
Total	10316	100

La radiographie standard a représenté 98,64% des cas.

I- LES DONNÉES TECHNIQUES :

1-Les films utilisés :

Tableau III : Répartition des films utilisés.

Formats (Inch)	Film utilisé		Clichés réussi		Rebut	
	Effectifs	%	Effectifs	%	Effectifs	%
08/10	359	3,57	340	3,38	19	0,19
10/12	4518	44,92	4279	42,55	239	2,38
11/14	3724	37,03	3527	35,07	197	1,96
14/14	00	00	00	00	00	00
14/17	1456	14,48	1379	13,71	77	0,76
Total	10057	100	9525	94,71	532	5,29

Le rebut a représenté 532 films soit 5,29% des films utilisés.

2-Les formats des clichés mis au rebut :

Tableau IV : Répartition des clichés mis au rebut selon leur format.

Formats (inch)	Effectifs	Pourcentage
08/10	19	3,57
10/12	239	44,92
11/14	197	37,03
14/17	77	14,47
Total	532	100

Le format 10/12 a représenté 44,93% des clichés mis au rebut.

3-Les moments de rebut :

Tableau V : Répartition des clichés mis au rebut en fonction du moment de rebut.

Moment	Effectifs	Pourcentage
Avant la lecture	480	90
A la lecture	52	10
Total	532	100

Les clichés mis au rebut avant la lecture par les réalisateurs ont représenté 90% des rebuts.

4- Le mois de la mise au rebut :

Tableau VI : Répartition des clichés mis au rebut selon le mois de la période d'étude.

Mois	Nombre de rebut	Pourcentage
Juin	44	8,27
Juillet	46	8,65
Août	44	8,27
Septembre	29	5,45
Octobre	42	7,89
Novembre	50	9,40
Décembre	60	11,28
Janvier	61	11,47
Février	63	11,84
Mars	36	6,77
Avril	20	3,76
Mai	37	6,95
Total	532	100

Les mois de décembre, janvier et février ont noté les fréquences de rebut les plus élevées et ont représenté respectivement 11,28 %, 11,47% et 11,84%. Il s'agit ici des périodes de grandes activités dans le service.

5-Les clichés avec et sans examens.

Tableau VII : Répartition des clichés avec examen et des clichés sans examen.

Type de cliché	Effectifs	Pourcentage
Cliché avec examen	429	80,64
Cliché sans examen	103	19,36
Total	532	100

Les clichés avec examen ont représenté 80,64% des clichés mis au rebut.

NB : Les clichés sans examens sont les clichés rejetés pour autotest du reprographe (test effectué lors de la réparation du reprographe) et pour mauvaise positionnement du film dans le reprographe.

6-Le type de radiographie :

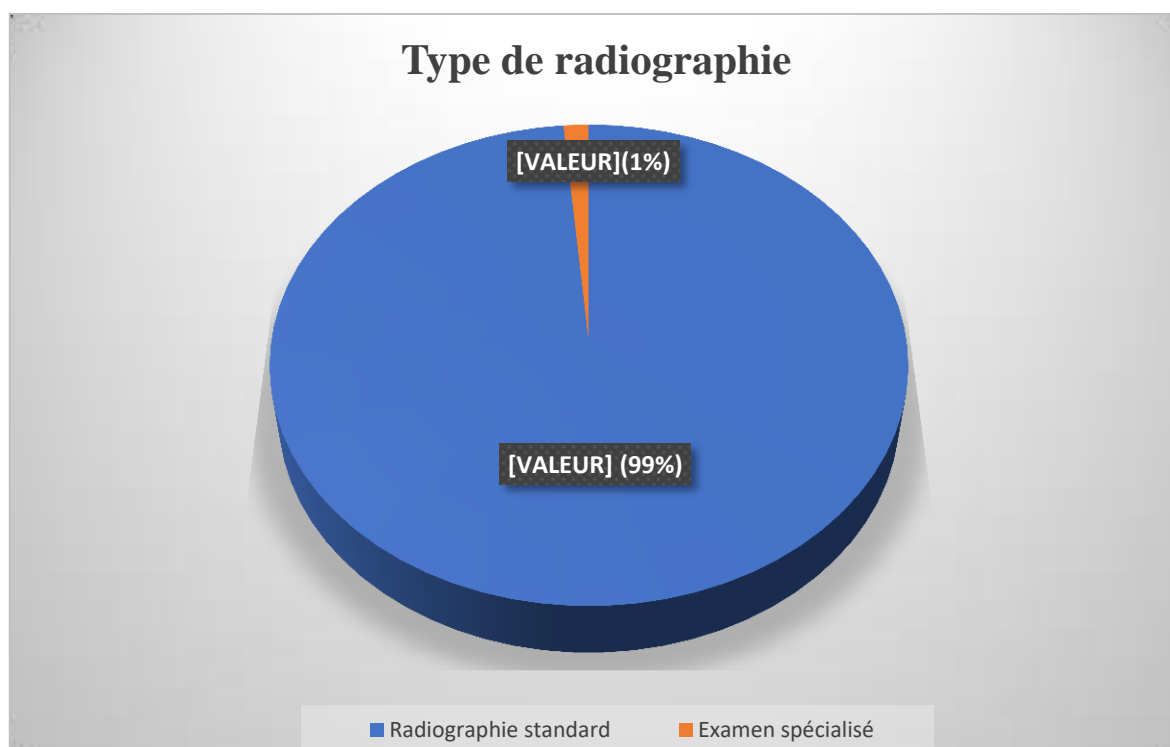


Figure 16 : Répartition des clichés selon la nature de la radiographie.

Les clichés de la radiographie standard ont représenté 423 clichés soit 99% des clichés mis au rebut.

7-Les radiographiés standards :

a- Les régions anatomiques du corps radiographiées :

Tableau VIII : Répartition des clichés en fonction de la région anatomique radiographiée.

Segments	Effectifs	Pourcentage
Tête	16	4,36
Thorax	125	34,06
Rachis	28	7,63
Abdomen	3	0,82
Membres supérieurs	72	19,62
Membres inférieurs	123	33,51
Total	367	100

Parmi les rebuts des clichés de la radiographie standard, les clichés du thorax ont noté une fréquence plus élevée avec 34,06% des cas suivis des membres inférieurs avec 33,51% des cas.

NB : L'ASP a été le seul examen réalisé dans les incidences de l'abdomen avec trois clichés mis au rebut soit 0,82% des cas selon les régions radiographiées.

b-La tête :

Tableau IX : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des incidences de la tête.

Tête	Effectifs	Pourcentage
Crâne face/profil	6	37,50
Blondeau	10	62,50
Total	16	100

Les clichés du Blondeau ont été les plus élevés avec 62,50% des cas parmi les rebuts des clichés de radiographie de la tête.

c- Le thorax :

Tableau X : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des incidences du thorax.

Thorax	Effectifs	Pourcentage
Face	106	84,80
Face/Profil	19	15,20
Total	125	100

Les clichés du thorax de face ont représenté 84,80% des cas.

d-Le rachis :

Tableau XI : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des régions du rachis radiographiées.

Rachis	Effectifs	Pourcentage
Cervical F/P	8	28,57
Thoracique F/P	4	14,29
Lombaire F/P	16	57,14
Total	28	100

Les clichés du rachis lombaire mis au rebut ont représenté 57,14% des cas.

e-Les membres supérieurs :

Tableau XII : Répartition des clichés mis au rebut en fonction de la région du membre supérieur radiographiée :

Membre supérieur	Effectifs	Pourcentage
Epaulé F/P	14	19,44
Humérus F/P	12	16,67
Coude F/P	10	13,89
Avant-bras F/P	10	13,89
Poignet F/P	12	16,67
Main F/P	14	19,44
Total	72	100

Les clichés de l'épaule et de la main ont été les plus fréquemment mis au rebut avec chacun 19,44% des cas.

f-Les membres inférieurs :

Tableau XIII : Répartition des clichés mis au rebut en fonction de la région du membre inférieur radiographiée.

Membre inférieur	Effectifs	Pourcentage
Bassin de face	10	8,13
Hanche F/P	4	3,25
Fémur F/P	24	19,51
Genou F/P	35	28,46
Jambe F/P	28	22,76
Cheville F/P	10	8,13
Pied F/P	12	9,76
Total	123	100

Les clichés du genou F/P ont été les plus fréquents avec 28,46% des cas.

g- L'association des radiographies :

Tableau XIV : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des régions associées.

Radiographies associées	Effectifs	Pourcentage
Bassin F+Hanche profil	14	25,00
Humérus+Epaule F/P	2	3,57
Bassin F+Fémur F/P	1	1,79
Deux hanches F/P	4	7,14
Deux genoux F/P	6	10,72
Deux pieds F/P	4	7,14
Rachis total F/P	1	1,79
Cervical+thoraciqueF/P	2	3,57
Lombaire+Epaule F/P	2	3,57
Pied+Genou F/P	4	7,14
Fémur+Genou F/P	3	5,36
Pied+Cheville F/P	3	5,36
Avant-bras+Coude F/P	2	3,57
Main+Poignet F/P	4	7,14
ASP+Bassin+Thorax F	2	3,57
Thorax F+Epaule F/P	2	3,57
Total	56	100

Le bassin de face et la hanche profil ont été les incidences les plus associées et ces clichés ont représenté 25% des cas.

8-Les examens spécialisés : Les examens spécialisés ont représenté un total de six clichés mis au rebut.

Tableau XV : Répartition des clichés mis au rebut en fonction des examens spécialisés.

Examen	Effectifs	Pourcentage
HSG	4	66,66
UCR	1	16,67
LB	1	16,67
Total	6	100

Le rebut a représenté 66,66% pour l'hystérosalpingographie.

9- Le réalisateur et le reprographe :

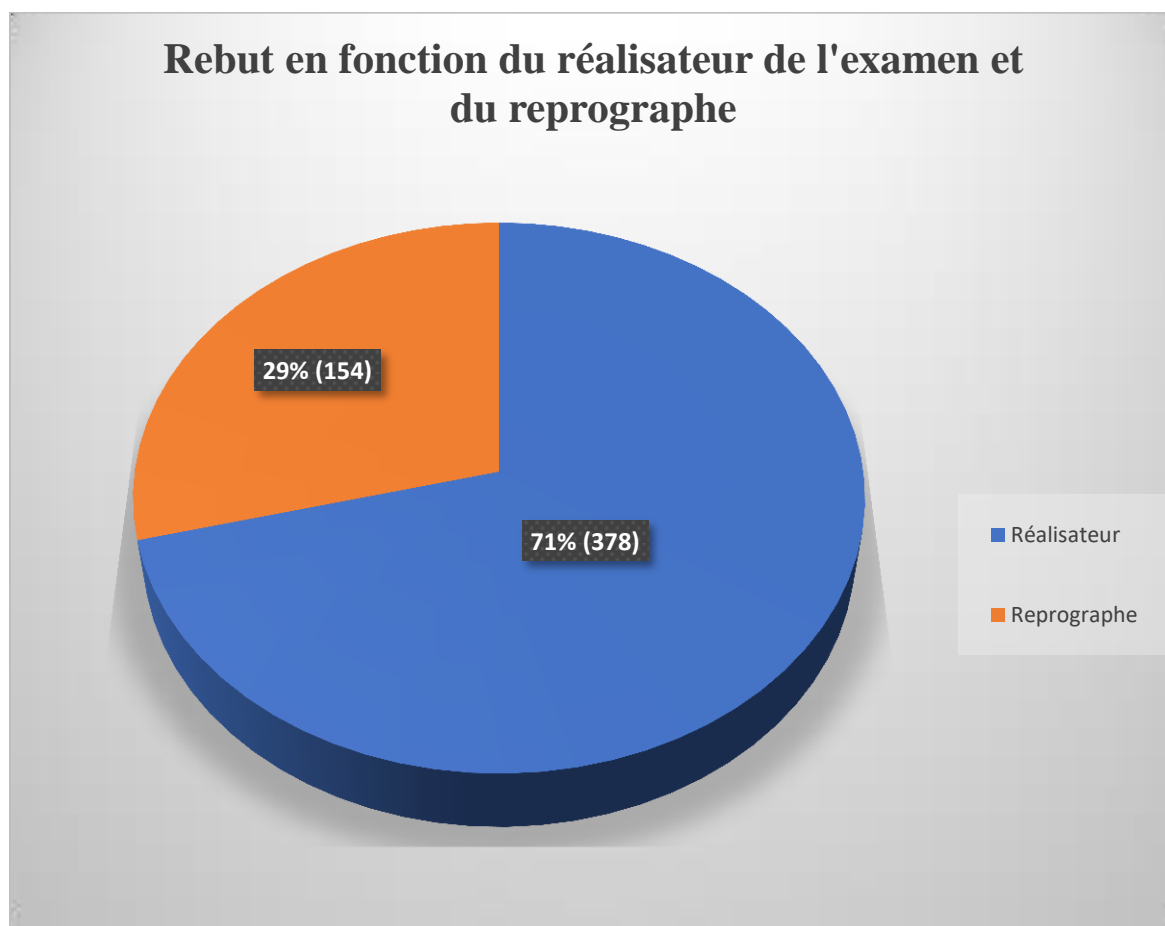


Figure 17 : Répartition des clichés mis au rebut en fonction du réalisateur et du reprographe.

Le rebut lié aux réalisateurs de l'examen a été le plus élevé avec 71% des cas.

NB : Les réalisateurs de l'examen sont les techniciens en imagerie médicale (assistant médical, technicien supérieur qualifié, technicien supérieur de santé) et les étudiants (INFSS, FMOS, DES) en stages.

10-Le statut du réalisateur de l'examen :

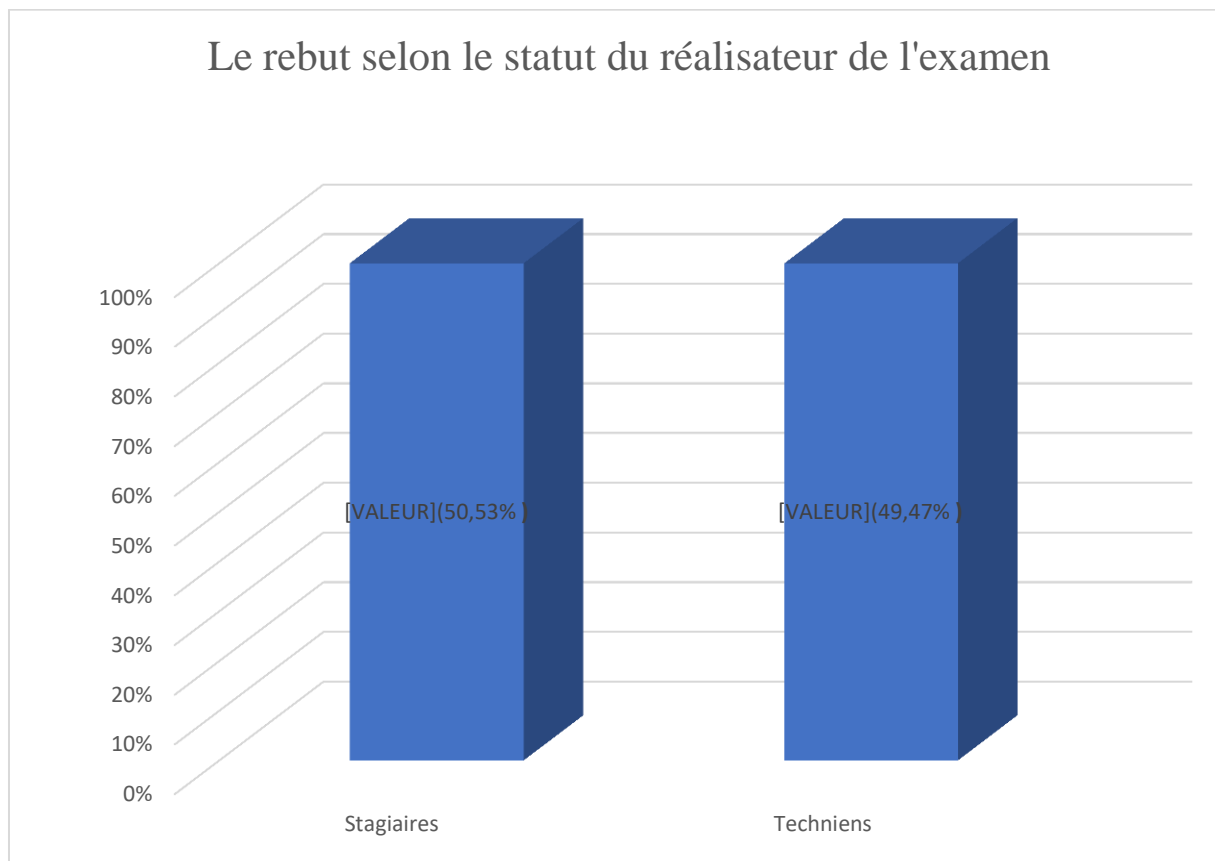


Figure 18 : Répartition des clichés mis au rebut selon le statut du réalisateur de l'examen.

Les étudiants ont produit le plus de rebut avec 191 cas, soit 50,53% des rebus.

11-Les causes de rebut liées aux réalisateurs de l'examen :

Tableau XVI : Répartition des clichés selon les causes liées aux réalisateurs.

Causes	Effectifs	Pourcentage
Contraste insuffisant	13	3,44
Image trop zoomée	06	1,59
Marquage incomplet	125	33,07
Absence totale de marquage	29	7,67
Double impression	199	52,64
Mauvaise position du film dans le reprographe	06	1,59
Total	378	100

Plus de la moitié des rebuts est due à une double impression avec 52,64% des cas.

12-Les causes de rebut liées au reprographe :

Tableau XVII : Répartition des clichés selon les causes liées au reprographe.

Causes	Effectifs	Pourcentage
Artefact	37	24,02
Bourrage de film	26	16,89
Autotest reprographe	91	59,09
Total	154	100

L'autotest du reprographe a été la plus fréquente des causes de rebut liées au reprographe avec 59,09% des cas.

NB : L'autotest du reprographe est le test effectué lors de la réparation du reprographe.

13-Les facteurs en causes :

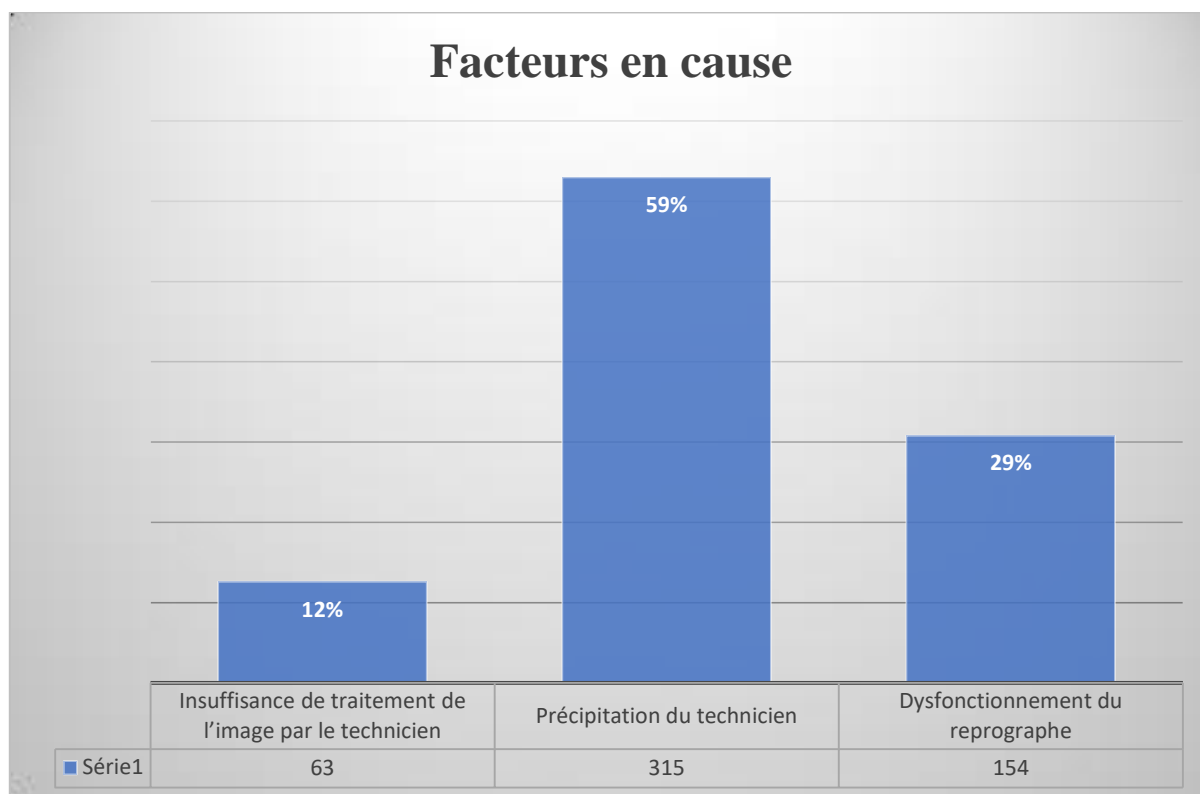


Figure 19 : Répartition des rebuts selon les facteurs en cause.

La précipitation du réalisateur a représenté 59% des cas de rebuts.

II-L'IMPACT FINANCIER :

1- Les recettes générées lors des examens réalisés :

Tableau XVIII : Répartition des recettes en fonction du coût par examen.

Examens	Effectifs	CU(CFA)	Montant(FCFA)	Pourcentage
Radiographie standard	10 176	7 000	71 232 000	97,14
Examens spécialisés	140	15 000	2 100 000	2,86
Total	10316	-	73 332 000	100

Les recettes totales générées par les examens réalisés ont été de 73 332 000 FCFA.

Ce montant a été celui enregistré dans le service d'imagerie médicale à partir des reçus de caisse.

2-Les recettes enregistrées et encaissées :

Tableau XIX : Répartition des recettes en fonction de l'encaissement.

Recettes	Montant (FCFA)	Pourcentage
Enregistrées	73 332 000	100
Encaissées	38 136 060	52,00
Différence	35 195 940	48,00

La différence entre les recettes a été de 48,00%.

L'encaissement a été effectué par la comptabilité de l'hôpital.

NB : Les recettes enregistrées dans le service ont été calculées sur la base du tarif normal des examens réalisés sans tenir compte de la part de l'AMO ni des examens gratuits.

3-Les pertes enregistrées :

a) Les pertes financières en fonctions des radiographies standards :

Tableau XX : Répartition de la perte selon la région anatomique radiographiée.

Radiographies	Effectifs	Coût du cliché	Montant(FCFA)
Tête	16	7 000	112 000
Thorax	125	7 000	1 008 000
Rachis	28	7 000	196 000
Abdomen	3	7 000	21 000
Membres supérieurs	72	7 000	504 000
Membres inférieurs	123	7 000	861 000
Total	367	-	2 702 000

La perte financière des régions radiographiées a été de 2 702 000 FCFA.

L'incidence de face ou de face/profil de chaque radiographie a coûté 7 000Fcfa
sauf le thorax de face/profil qui a coûté 14 000Fcfa.

Parmi les 125 cas de thorax 19 ont été de face/profil.

b) L'association des régions anatomiques sur un seul cliché :

Tableau XXI : Répartition de la perte financière selon les régions associées.

Radiographies associées	Effectifs	Coût du cliché	Montant/CFA
Bassin F+Hanche profil	14	14 000	196 000
Humérus+Epaule F/P	2	14 000	28 000
Bassin F+Fémur F/P	1	14 000	14 000
Deux hanches F/P	4	14 000	56 000
Deux genoux F/P	6	14 000	84 000
Deux pieds F/P	4	14 000	56 000
Rachis total F/P	1	21 000	21 000
Cervical+thoraciqueF/P	2	14 000	28 000
Lombaire+Epaule F/P	2	14 000	28 000
Pied+Genou F/P	4	14 000	56 000
Fémur+Genou F/P	3	14 000	42 000
Pied+Cheville F/P	3	14 000	42 000
Avant-bras+Coude F/P	2	14 000	28 000
Main+Poignet F/P	4	14 000	56 000
ASP+Bassin+Thorax F	2	21 000	42 000
Thorax F+Epaule F/P	2	14 000	28 000
Total	56	-	805 000

Le montant de perte des régions associées a été de 805 000 FCFA.

Deux radiographies associées sur un cliché ont coûté 14 000Fcfa et trois radiographies associées ont coûté 21 000Fcfa.

c- Les examens spécialisés :

Tableau XXII : Répartition des examens spécialisés selon la perte financière.

Examen	Effectifs	Coût de l'examen	Total
HSG	4	15 000	60 000
UCR	1	15 000	15 000
LB	1	15 000	15 000
Total	6	100	90 000

La perte financière liée aux examens spécialisés a été de 90 000 FCFA.

Un seul examen spécialisé a coûté 15 000Fcfa.

d- La perte financière totale enregistrée :

Tableau XXIII : Répartition de la perte selon la nature de la radiographie.

Radiographies	Effectifs	Montant CFA
Standards	367	2 702 000
Associées	56	805 000
Spécialisées	6	90 000
Total	429	3 597 000

La perte économique totale enregistrée en fonction de la nature des radiographies a été de 3 597 000 FCFA.

e-Le taux de perte économique :

Tableau XXIV : Répartition financière en fonction du pourcentage de perte.

Radiographie	Montant	Pourcentage
Réussie	69 735 000	95,09
Rebut	3 597 000	4,91
Total	73 332 000	100

Le taux de perte économique des rebuts a été de 4,91% des recettes enregistrées soit 3 597 000FCFA.

4- La régularisation des examens :

Parmi les examens mis au rebut, certains ont été réalisés à plein tarif, les autres à acte gratuit ou gratuité totale.

a- La régularisation des rebuts :

Tableau XXV : Répartition des rebuts en fonction de la régularisation.

Régularisation	Effectifs	Montant encaissé	Montant non encaissé
Plein tarif	371	3 065 000	00
Acte gratuit	34	192 000	144 000
Gratuité totale	24	00	196 000
Total	429	3 257 000	340 000

La perte financière liée aux actes gratuits et gratuités totales a été de 340 000Fcf.

Pour les 34 examens d'acte gratuit 20 ont coûté 7000F/examen et 14 ont coûté 14 000F/examen.

Parmi les 24 examens réalisés gratuitement 20 ont coûté 7000F/examen et 4 ont coûté 14 000F/examen.

L'acte a été de 3000F pour les examens qui ont coûté 7000F, et 6000F pour les examens de 14 000F.

b- Le taux de perte en fonction de la régularisation :

Tableau XXVI : Répartition des pertes en fonction du type de régularisation.

Régularisation	Montant	Pourcentage
Plein tarif et films d'acte gratuit (montant encaissé)	3 257 000	90,55
Acte gratuit (montant non encaissé)	144 000	4,00
Gratuité totale (montant non encaissé)	196 000	5,45
Total	3 597 000	100

Le plein tarif et les films d'acte gratuit ont représenté 90,55% des pertes liées au rebut soit 3 257 000FCFA.

5-La perte économique liée aux clichés mis au rebut :

Tableau XXVII : Répartition de la perte en fonction des clichés mis au rebut.

Formats (inch)	PU (Fcfa)	Clichés réussis		Rebuts		Total	
		Effectifs	Montant	Effectifs	Montant	Effectifs	Montant
08/10	750	340	255000	19	14250	359	269250
10/12	750	4279	3209250	239	179250	4518	3388500
11/14	950	3527	3350650	197	187150	3724	3537800
14/17	1470	1379	2027130	77	113190	1456	2140320
Total	-	9525	8842030	532	493840	10057	9335870
%	-	94,71	94,71	5,29	5,29	100	100

La perte économique liée au rebut a été de 493 840FCFA soit 5,29% du coût total de films utilisés.

6- Les pertes économiques liées aux réalisateurs et au reprographe :

Tableau XXVIII : Répartition de la perte liée aux réalisateurs et au reprographe.

Formats (inch)	PU (Fcfa)	Réalisateur		Reprographe		Total	
		Effectifs	Montant	Effectifs	Montant	Effectifs	Montant
08/10	750	11	8250	8	6000	19	14250
10/12	750	151	113250	88	66000	239	179250
11/14	950	148	140600	49	46550	197	187150
14/17	1470	68	99960	9	13230	77	113190
Total	-	378	362060	154	131780	532	493840
%	-	71	73	29	27	100	100

La perte économique liée aux réalisateurs a été de 362 060FCFA soit 73% du coût total des clichés mis au rebut.

III- ICONOGRAPHIE :

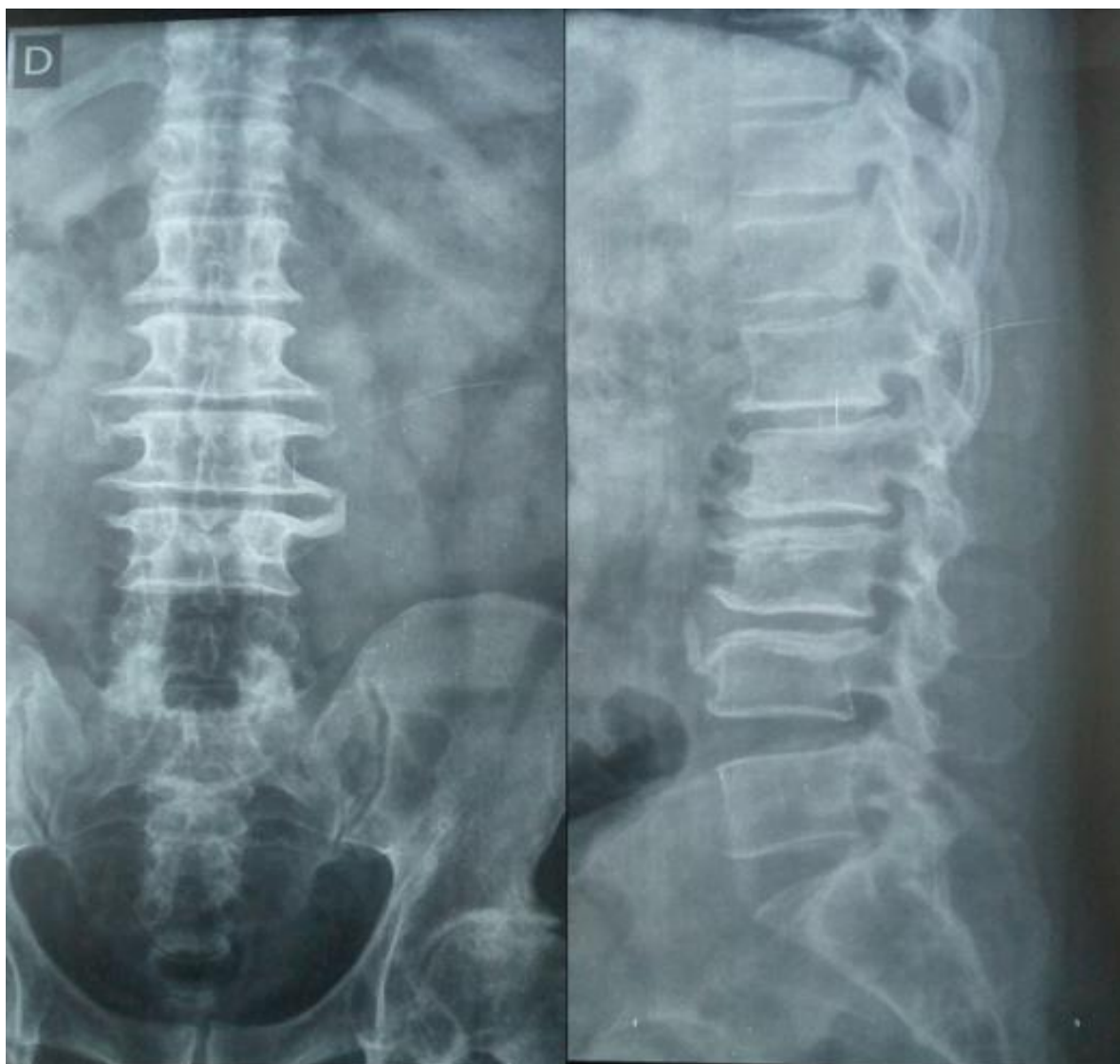


Figure 20 : Cliché mis au rebut pour double impression (facteur humain).



Figure 21 : Cliché mis au rebut pour marquage incomplet (facteur humain).



Figure 22 : Cliché mis au rebut pour absence totale de marquage (facteur humain).

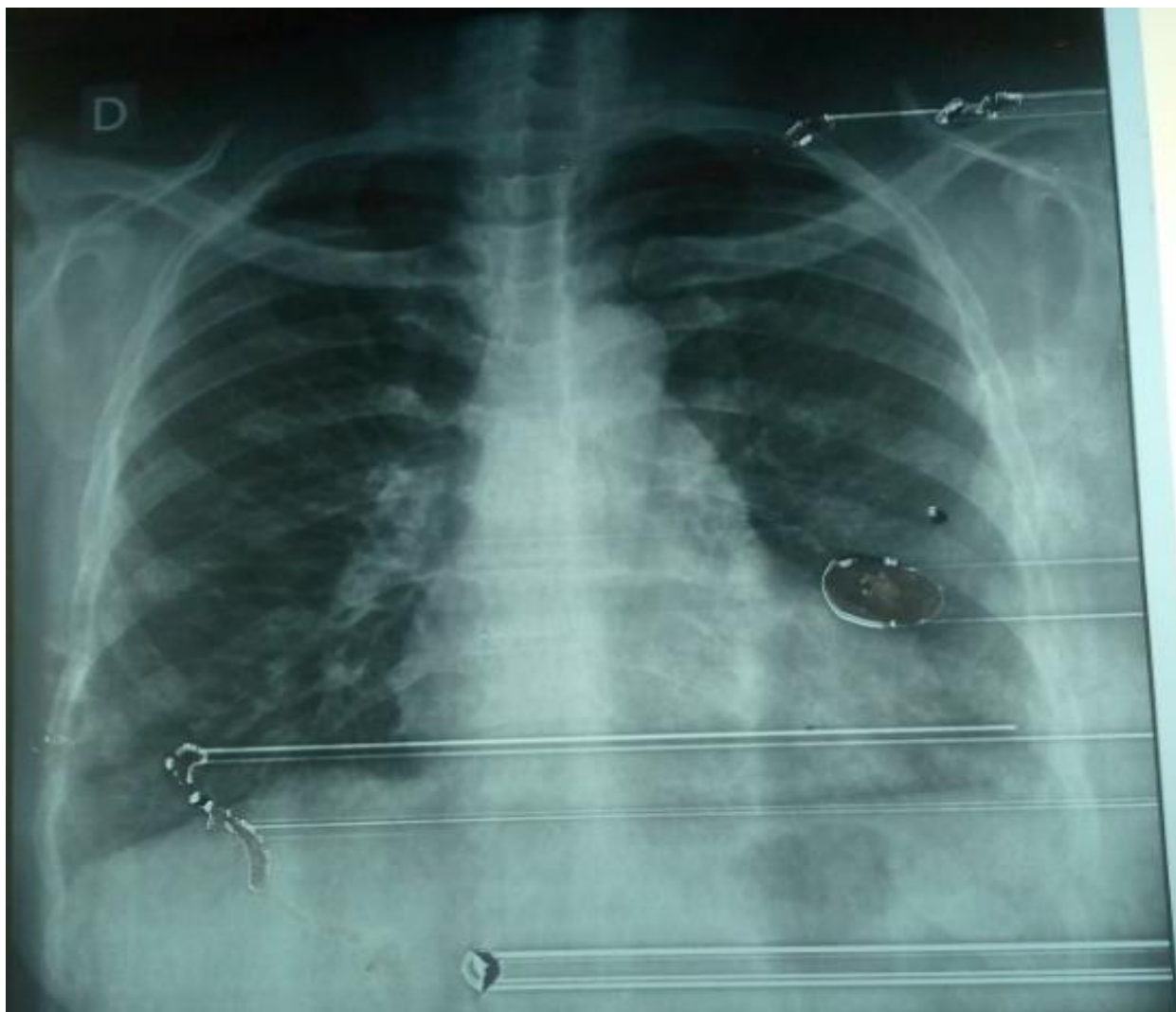


Figure 23 : Cliché mis au rebut pour présence d'artefact (facteur lié au reprographie).

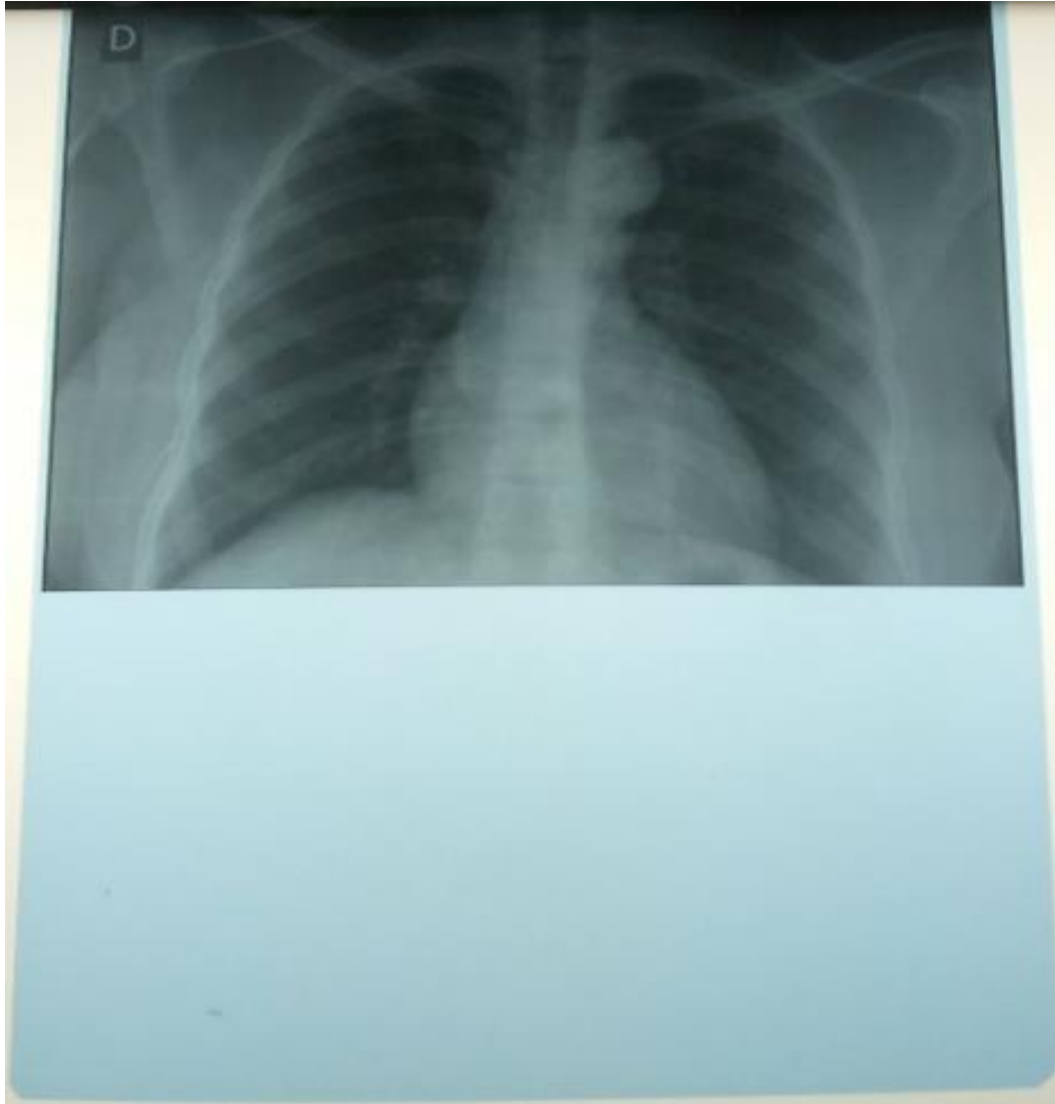


Figure 24 : Cliché mis au rebut à la suite du bourrage du reprographe (facteur lié au reprographe).



Figure 25 : Cliché mise au rebut pour autotest du reprographe (lors de la réparation du reprographe « facteur lié au reprographe).

COMMENTAIRES ET DISCUSSION

Notre étude a colligé 532 clichés mis au rebut sur 10057 films utilisés, pendant la période d'étude allant du 1^{er} juin 2019 au 31 mai 2020 dans le service d'imagerie médicale du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati.

La méthodologie adaptée a été avantageuse car c'est nous même qui avons collecté les clichés, ce qui nous a permis d'avoir des résultats exploitables.

Il s'agit d'une étude prospective analytique et descriptive ayant pour but de déterminer le niveau de perte de films et ses répercussions économiques.

Au cours de cette étude nous avons rencontré certaines difficultés qui sont entre autres :

- La négligence des techniciens et des stagiaires lors du traitement et d'impression des images.
- Les pannes du numériseur (lecteur) et du reprographe.
- Le mauvais état de l'onduleur exposant les appareils aux coupures d'électricité.
- Le manque de maintenance des équipements.
- Les demandes d'examen mal rédigées par les prescripteurs qui n'ont pas impacté sur nos résultats mais qui ont impacté financièrement aux malades.

LES ASPECTS TECHNIQUES :

Durant notre période d'étude, nous avons collecté 532 clichés mis au rebut, tout format confondu. Ce qui a représenté 5,29% de l'ensemble des films utilisés dans le service d'imagerie médicale de Kati.

BINGCHAO [8] a trouvé 7,2% de rebut en 1997 dans ce même service au temps du développement manuel pendant une période de 12 mois.

Au temps du développement automatique :

-Au Mali : KEITA [2] a trouvé au CHU du Point G un résultat identique (7,2%) à celui de BINGCHAO [8], sur une période de 24 mois.

DIALLO [9] quant à lui a trouvé 5,52% de rebut au centre CELY I et CELY II de Bamako en 2011 pendant une période de 06 mois.

-Au Bénin : AOUKE [5] et ZOUNON [6] ont trouvé respectivement 14,85% et 63,0% de rebut.

-Au Togo : GBANDE et coll [3, 4] ont trouvé 12,5% de rebut avec le système numérique et le système de développement automatique.

-Par contre TRAORE [10] a trouvé en 2014 au CHU Gabriel TOURE avec le système numérique 9,94% de rebut sur une période de 06 mois.

Nous avons constaté un pic élevé de rebut en fin et début d'année. Il y a eu 11,28% en décembre, 11,47% en janvier et 11,84% en février. Ce qui correspond à des périodes de grandes activités.

Par contre BINGCHAO [8] a trouvé une réduction des clichés mis au rebut en début et fin d'année avec 6,4% en décembre et 4,3% en janvier contre 10,1% en août dans le même service au temps du développement manuel.

TRAORE [10] dans son étude a trouvé également une augmentation du taux de rebut en fin d'année avec 20,4% en octobre et 17,8% en novembre, de même que KEITA [2] qui a trouvé 12,10% en décembre 2003.

Nous avons constaté une réduction des clichés mis au rebut au mois d'avril soit 3,75% des cas de rebut. Cette réduction serait liée à la réduction de la fréquence des examens, en rapport avec la maladie à coronavirus (COVID-19).

Cependant TRAORE [10] dans son travail a trouvé une réduction de rebut en juin avec 12,4% et KEITA [2] dans son étude a trouvé une baisse de rebut en juin 2003 et en février 2004 avec respectivement 6,32% et 6,29%.

L'ensemble des clichés mis au rebut ont représenté 5,32 boîtes sur 100,57 boîtes de films utilisés pendant notre période d'étude. Cette perte de film équivaut à 5,29% des boîtes de films utilisés.

Ce résultat est similaire à celui de TRAORE [10] qui dans son travail a trouvé 5% des boîtes de films perdus au CHU Gabriel TOURÉ avec le système numérique et à celui de DIALLO [9] qui a trouvé 5,56% des boîtes de films perdus en 2011 au centre CELY I et CELY II de Bamako avec le système de développement automatique.

Les formats 10/12 inch (24/30cm) et 11/14 inch (30/40 cm) ont représenté respectivement 44,92% et 37,03% des rebuts de clichés et ont été les formats les plus utilisés dans le service. Cela s'explique par le fait que ces formats sont des formats moyens, ils sont facile à manipuler et coûtent moins cher.

Avec le développement manuel le format le plus utilisé dans l'étude de BINGCHAO [8] a été le format 18/24 inch (8/10 cm) avec 14,5% des cas de rebuts.

Par contre avec le développement automatique : KEITA [2] dans son étude a trouvé les résultats suivants : Les formats 10/12 inch (24/30 cm) et 14/14 inch (35/35 cm) ont représenté respectivement 39,4% et 24% et le format 14/14 inch (35/35 cm) a été le format le plus utilisé. Dans l'étude de DIALLO [9] les formats 35x43 cm, 24x30 cm et 35x35 cm ont représenté respectivement 34,98 %, 27,55 % et 17,03 % du taux de perte de films utilisés. Le format 35/43 cm a été le format le plus utilisé. ZOUNON [6] au Benin, a trouvé le format 35x35 cm le plus utilisé avec 66,7% des cas, suivi du format 30x40 cm avec 64,4% des cas.

Concernant le type d'examen dans notre étude, le taux de rebut est élevé pour l'incidence de radiographie du thorax avec 34,06% des cas soit 125 cas.

Cela est lié à la fréquence élevée des demandes de radiographie de thorax.

Ce même constat est fait chez KEITA [2], TRAORE [10], GBANDE et coll [3, 4] qui ont trouvé respectivement 24,9%, 25% et 33,9% des cas de clichés du thorax mis au rebut. Ce classement en tête de la radiographie du thorax est lié a priori à la fréquence plus élevée de demande des radiographies du thorax dans le monde que par une complexité technique de sa réalisation.

C'étaient les clichés du rachis qui ont été les plus rejetés dans l'étude de DIALLO [9] avec 34,60% des cas de rebuts.

La mise au rebut de l'ASP a été minoritaire avec 0,82% des cas de rebuts.

Cela s'explique par le fait que l'ASP est moins demandé par rapport aux autres examens. Ce résultat est conforme à ceux de GBANDE [3, 4] et DIALLO [9],

qui ont trouvé respectivement 4% et 4,02% d'ASP. Par contre notre résultat est différent de ceux de KEITA [2] et TRAORE [10] qui ont trouvé 6,3% et 6,4% de cas d'ASP. Cela s'explique par le fait que les demandes d'ASP sont élevées dans leurs études par rapport à la nôtre.

L'hystérosalpingographie (HSG) a été l'examen spécialisé le plus mis au rebut et le plus demandé également avec 66,66% de rebuts des clichés des examens spécialisés. L'UCR et le LB sont moins demandés par rapport à l'HSG et ont représenté chacun 16,67% de rebuts des clichés des examens spécialisés.

Les études de KEITA [2], TRAORE [10] et GBANDE [3, 4] ont trouvé respectivement 1,7%, 2% et 4% des cas de clichés d'HSG mis au rebut.

Par ailleurs KEITA [2] a trouvé 1,1% des clichés d'UCR mis au rebut et 0,9% des clichés de LB mis au rebut. TRAORE [10] a trouvé 1,6% des clichés d'UCR mis au rebut.

Nous avons constaté que certains examens ont été associés sur un seul cliché. Ainsi 56 clichés mis au rebut ont porté une association d'examen. Cela a permis d'économiser les films.

La majorité des rebuts a été effectuée juste après impression par les techniciens (90%), et 10% au moment de la lecture par les radiologues. Ce résultat est identique à celui de TRAORE [10] qui a aussi trouvé 90% de rebut avant la lecture et 10% au moment de la lecture.

Dans les études de GBANDE et coll [3, 4] au Togo, et de KEITA [2] au Mali, les clichés rejetés par les réalisateurs avant la lecture ont représenté respectivement 96,9% et 86,7% des cas de rebuts.

Cette différence de perception entre techniciens de radiologie et médecins radiologues prouve la maîtrise de la technique de réalisation et des critères de réussite des examens ; ainsi que l'appréciation de la qualité photographique des clichés par les techniciens.

Les facteurs humains de rebuts ont été de 71% des cas ; alors que les rebuts liés aux appareils d'impression des clichés ont été de 29% des cas.

Notre résultat est conforme à celui de TRAORE [10] qui a trouvé 70% des cas de facteurs humains.

Les rebuts pour facteurs humains sont dû aux personnels qualifiés dans 49,47% des cas et les autres 50,53% sont liés aux stagiaires (DES, étudiants FMOS et INFSS). ZOUNON [6] dans son étude au Benin a trouvé 85% de rebuts liés aux stagiaires. Quant à GBANDE [3, 4] dans son étude au Togo, les rebuts sont à 67,2% dû aux stagiaires.

La plupart des rebuts des stagiaires sont effectués par des nouveaux étudiants n'ayant pas la maîtrise des appareils et surtout ceux de l'impression.

Concernant les rebuts pour facteurs humains, 52,64% des cas sont liés à la double impression suivie du marquage incomplet avec 33,07% des cas et d'absence totale de marquage avec 7,67% des cas. Cela est lié à la précipitation, la non vigilance et la négligence du réalisateur au moment de l'impression.

Nous avons constaté qu'avec le système numérique, les erreurs de contraste sont minimales par rapport à l'analogie. Ainsi dans notre étude l'erreur de contraste numérique a été de 3,44%, alors que DIALLO [9], BINGCHAO [8], ZOUNON [6] et KEITA [2] ont trouvé respectivement 58,82%, 47,1%, 45% et 37,7% d'erreur de contraste analogique. Cela s'explique par le fait que l'image numérique à l'avantage d'être traitée sur console. Donc le contraste est ajusté par le réalisateur avant l'impression.

Parmi les rebuts liés au reprographe : L'autotest du reprographe a représenté 59,09% des cas, les artefacts et le bourrage de film ont représenté respectivement 17,53% et 16,89% des cas.

Les causes de la défaillance du reprographe sont en général dû à l'absence ou l'irrégularité de la maintenance de celui-ci.

L'ASPECT FINANCIER :

Les recettes totales enregistrées dans le service d'imagerie ont été de 73 332 000FCFA. La comptabilité de l'hôpital a encaissé 38 136 060FCFA. Il y'a une différence de 35 195 950FCFA (48,00%) entre les deux recettes. Cette différence s'explique d'une part par le non encaissement de la totalité de la part de l'AMO (Assurance Maladie Obligatoire) ; d'autre part par la gratuité totale et l'acte gratuit des examens.

Le taux de perte lié au rebut est évalué à 3 597 000 Fcfa soit 4,91% du montant total des recettes enregistrées.

Les clichés du bassin de face et du rachis lombaire ont coûté respectivement 70 000Fcfa et 112 000Fcfa avec un total de 182 000Fcfa. Dans l'étude de ZOUNON [6] au Benin, les clichés du bassin de face et du rachis lombaire ont coûté 412 000Fcfa.

Les examens gratuits et à acte gratuit ont représenté respectivement 5,45% et 4,00% des pertes financières. Les bénéficiaires de ces examens sont les personnels de santé, leurs parents et proches ainsi que certaines personnalités.

Le coût financier total de films utilisés est de 9 335 870 FACFA et la perte liée au rebut est de 493 840 FCFA soit 5,29% du coût financier total de films utilisés.

BINGCHAO [8] a trouvé une perte financière de 356 900 Fcfa dans le même service au moment du développement manuel, soit 7,2% du coût financier total de films utilisés.

En comparant ces deux résultats nous trouvons une différence de 1,91% de rebut et de perte financière.

Cette différence nous a permis de dire que le système numérique n'a pas apporté de bénéfice significatif sur le rebut des clichés radiographiques et sa répercussion financière.

Notre étude a concerné tous les clichés radiographiques mis au rebut quel que soit la cause. Dans l'étude de BINGCHAO [8] tous les clichés mis au rebut

n'ont pas été pris en compte. Il s'agit de certains films voilés, les examens repris par le manipulateur avant l'interprétation du cliché et les films perdus lors de la panne de l'appareil.

-Au Mali : KEITA [2] a trouvé une perte financière de 3 158 500Fcfa représentant 5% du coût financier total de films utilisés (63 035 000FCFA).

Cette étude a porté sur les clichés radiographiques, scanographiques et mammographiques mis au rebut.

DIALLO [9] a trouvé une perte de 376 100Fcfa et a représenté 5,7% du coût financier total de films utilisés (6 552 000 FCFA).

-Au Bénin : AOUKE [5] a trouvé une perte financière de 198 350Fcfa soit 19,15% du coût financier total de films utilisés (1 035 650FCFA) et MONDE [7] a trouvé une perte financière de 31 010Fcfa.

-Au Togo : GBANDE et coll [3, 4] ont trouvé une perte de 418 800Fcfa avec le système numérique et le développement automatique.

Avec le système numérique : Au Mali, TRAORE [10] a trouvé une perte financière de 2 000 000 Fcfa au CHU Gabriel TOURE. Ce qui a représenté 9,95% du coût financier total de films utilisés (20 108 000 FCFA). Cette étude a porté sur les clichés radiographiques et scanographiques mis au rebut.

Notre taux de rebut et de perte financière sont similaires à leurs taux. Néanmoins des efforts doivent être fournis pour réduire les facteurs humains de rebuts en vue de réduire ces pertes économiques supportées par nos services de radiologie et d'imagerie médicale.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

1- Conclusion :

Notre étude s'est déroulée dans le service d'imagerie médicale du CHU Pr BSS de Kati. Elle a concerné les clichés mis au rebut pendant une période de 12 mois. Elle a fait ressortir 532 clichés mis au rebut soit 5,29% de l'ensemble des films utilisés avec une perte financière de 493 840Fcfca soit 5,29% du coût financier total de films utilisés.

Dans les séries statistiques, le taux de rebut et de perte financière global étant autour de 5% à 19%. Nous avons constaté que notre taux de rebut et de perte financière tourne autour de ces normes. Cela nous a permis de dire que le système numérique n'a pas apporté de bénéfice significatif sur le rebut et sa répercussion financière. Néanmoins des efforts doivent être fournis pour réduire les facteurs humains de rebuts en vue de réduire cette perte économique supportée par nos services de radiologie et d'imagerie médicale.

2- Les recommandations :

Au terme de notre étude, nous formulons les recommandations suivantes :

Aux techniciens :

- L'application correcte des techniques de réalisation des différents examens radiographiques.
- Le traitement correct de l'image avant l'impression du cliché.
- La vérification de la réussite du cliché avant de l'imprimer.

Aux stagiaires :

- Être sous contrôle d'un personnel qualifié lors de la réalisation de l'examen, du traitement et de l'impression de l'image.
- Respecter les consignes données par le personnel qualifié.

Aux médecins radiologues :

- Assurer la formation continue des techniciens en imagerie médicale par des séminaires, des staffs et des congrès.

Aux médecins prescripteurs :

- Etablir une demande d'examen radiographique claire et précise en fonction de la clinique.

Aux autorités sanitaires et administratives :

- Assurer une politique de maintenance préventive et curative des équipements.
- Doter le service d'un onduleur central.

BIBLIOGRAPHIES

1. **BA A A, NADEGE G P, VERBEKE F.** La numérisation en imagerie médicale, Etat des lieux au Sénégal, HELINA, Dakar, 2017, 4,1,19-22.
2. **KEITA R.** Etude de la mise au rebut des films radiographiques dans le service de radiologie et de médecine nucléaire de l'hôpital du Point G de janvier 2003 à décembre 2004, thèse méd, FMPOS, Bamako, 2006, 64P.
3. **GBANDE P, SONHAYE L, ADAMBOUNOU K, LAMBON K, N'TIMON B, DAGBE M et coll.** Analyse du rebut des clichés radiographiques dans le service de radiologie et imagerie médicale du CHU de Lomé au Togo, European Scientific Journal, Ponta Delgada, 2017, 13, 33, 245-251.
4. **GBANDE P, SONHAYE L, ADAMBOUNOU K, LAMBON K, N'TIMON B, DAGBE M et coll.** Analyse du rebut des clichés radiographiques dans le service de radiologie et imagerie médicale du CHU de Lomé au Togo, JAIM, DOUALA, 2018, 10, 1, 38.
5. **AOUKE M V G C.** Contribution à l'amélioration de la qualité des examens et au rendement du service de radiologie du CNHU-HKM de Cotonou, rapport stage, UAC, Cotonou, 2009, 60P.
6. **ZOUNON K O E S.** Contribution à la réduction du taux de films radiographiques mis au rebut dans le service de radiologie du centre hospitalier universitaire départemental-Borgou/Alibori : Cas de l'examen du rachis lombaire et du bassin, rapport stage, UAC, Cotonou, 2016, 54P.
7. **MONDE V G.** Difficultés liées au développement des clichés radiographiques au centre autonome de radiologie, rapport stage, UAC, Cotonou, 2014, 32P.
8. **BINGCHAO Z, SOUMARÉ A.** Etude de la mise au rebut des clichés radiographiques à l'hôpital national de Kati, médecine d'Afrique noire, Paris, 1999, 46, 10, 479-481.
9. **DIALLO L.** Analyse du rejet des films radiologiques dans le centre médical CELY de Bamako avant la mise en œuvre de la numérisation de la radiologie conventionnelle, thèse méd, FMPOS, Bamako, 2011, 77P.

10. **TRAORÉ I.** Etude de la mise au rebut des clichés radiographiques dans le service d'imagerie et de radiodiagnostic du CHU Gabriel Touré, mémoire méd, INFSS, Bamako, 2014, 51P.
11. **DECOUPIGNY A B H.** Le développement des technologies numériques d'imagerie médicale en France, étude bibliographique et résultats d'une enquête auprès d'un échantillon de cliniques vétérinaires, thèse méd vétérinaire, école nationale vétérinaire d'Alfort, Paris, 2011, 134P.
12. **MARGERIE M C.** Imagerie médicale pratique, Estem, 2^{ème} édition, Paris, 2015, 4-7.
13. **JEAN F S, TRUDEAU S.** Introduction au rayonnement, CCSN, Ottawa, 2012, 1-36.
14. **HOLLAND F, CABIBEL N.** Les générateurs de rayons X, cas particuliers liés à la sécurité publique, mémoire méd, ENSOSP, Paris, 2008, 36 P.
15. **DUTREIX J, DESGREZ A, BOK B, VINOT J M.** Biophysique des radiations et imagerie médicale, Masson, 4^{ème} édition, Paris, 1997, 10-71.
16. **FRANCO L, REY S, GREMOIN I.** Radio-physique : Radiodiagnostic, IRA/HESAV, Vol III, Lausanne, 2008, 7-21.
17. **GRAVEREAU P.** Introduction à la pratique de la diffraction des rayons X par les poudres, univ Bordeaux I, CNRS, Paris, 2011, 29.
18. **KUBAN N.** Les ondes électromagnétiques : Innocuité ou réel danger pour la santé ? Thèse de pharmacie, univ Lorraine, Paris, 2013, 120 P.
19. **FRENEAU A.** Etude comparative des effets moléculaires et cellulaires induits par les rayonnements X de différentes énergies, thèse méd, univ Saclay, Paris, 2018, 199 P.
20. **MEHERCHI L.** Système de double calcul dosimétrique, mémoire méd, univ Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, 2011, 99P.
21. **MONNIER J P, DUPERRAY B, DUPUCH K, LEROUX CH, PORCEL A, TABOURY J et coll.** Pratique des techniques du radiodiagnostic, Masson, 3^{ème} édition, Paris, 1984, 8-34.

22. **SERREAU C.** Mise en ligne d'un atlas d'images radiographiques lésionnelles du thorax chez les carnivores domestiques, thèse méd vétérinaire, univ Toulouse Paul Sabatier, Paris, 2018, 75P.
23. **ZARATE J.** Avènement et évolution de la radiologie en odontologie de la fin du XIX^{ème} siècle à aujourd'hui, thèse de médecine, univ Lorraine, Nancy, 2015, 212P.
24. **SOW A T.** Evaluation de la fiabilité d'un générateur à rayons X pour application médicale, mémoire d'ingénieur, université de Bordeaux, Paris, 2014, 194P.
25. **GUYOT M.** Choix du récepteur en radiologie dentaire intra orale, enquête réalisée auprès d'une population de chirurgiens-dentistes de l'EST de la France, thèse méd, univ HPC Nancy, Nancy, 2011, 132P.
26. **GARGOURI I.** Méthodes automatiques pour la pangonométrie, la morphométrie et la reconstitution 3D des os du membre inférieur, thèse méd, univ Québec, Montréal, 2009, 271P.
27. **POTOP A L.** Imagerie par rayons X résolue en énergie, méthode de décomposition en base de matériaux adaptées à des détecteurs spectrométriques, thèse méd, INSA Lyon, Lyon, 2014, 202P.
28. **BAUDET A.** Bonne pratique en radiologie conventionnelle intra-orale, enquête réalisée au service d'odontologie du CHRU de Nancy, thèse méd, univ Lorraine, Lorraine, 2015, 204P.
29. **DARKAWI A.** Transformateur monophasé, UPEC, IUT, Paris, 2019, 3.
30. **RACHEDI M.** Optimisation du développement d'une alimentation de puissance pour les tubes à rayons X, mémoire méd, USTOMB, Oran, 2013, 187P.
31. **AMIR A, NASSIM S.** Application de la logique floue pour le diagnostic des transformateurs de puissance par analyse des gaz dissous, mémoire méd, univ M'Hamed Bougara, Boumerdès, 2017, 87P.

- 32. REGNET D, MANDRY D, CROISE L V, OLIVER A, JAUSSET F, LOMBARD V.** Production des rayons X en imagerie par projection et en scanographie, EMC, Elsevier Masson, Paris, 2013, 8, 1, 2-3.
- 33. ASSOUMA R.** Gestion de l'appareil de radiographie conventionnelle et du matériel accessoire (cassettes, films, et solutions de développement) dans une unité de radiologie : cas du CHUD-OP, rapport stage, UAC, Cotonou, 2015, 61P.
- 34. FORO L S D.** Evaluation de la qualité image des différents systèmes de radiologie numérique avec contrôle qualité et optimisation de la radioprotection au centre hospitalier universitaire d'Amiens, mémoire méd, Univ UTC, Compiègne, 2004, 70P.
- 35. PACHOUD M.** Comparaison objective de systèmes d'imagerie conventionnelle et numérique en mammographie, thèse méd, univ Lausanne, Lausanne, 2003, 158 P.
- 36. TIBUANA J M, KALIFA G, ARRIVÉ L, AZIZI L, BELKACEM A, CORUMBARAS M et coll.** Radiodiagnostic, Masson, 2^{ème} édition, Paris, 2004, 6-10.
- 37. COULOMB M, FERRETTI G, GUILLEMAUD R, THONY F.** Lexique de radiographie numérique, feuillet radiologie, Masson, Paris, 2000, 40, 2, 84-101.
- 38. SPÉRO A, DE GUIRE L.** Virage de la radiographie argentique vers la radiographie numérique pour le dépistage des pneumoconioses à l'institut national de santé publique du Québec, IN, Québec, 2014, 8.
- 39. HUMBERT G.** Comparaison de différents systèmes radiographiques dentaires appliqués à la pratique quotidienne (argentique - numérique), thèse méd, univ Lorraine, Nancy, 2000, 138 P.
- 40. DIARRA B.** Bilan d'activité du projet de téléradiologie IKON, thèse méd, FMPOS, Bamako, 2007, 98P.
- 41. NOUROY J.** Traitements interactifs d'images radiologiques et leurs applications cliniques, thèse méd, faculté sciences Orsay, Orsay, 2010, 269P.

42. DEBARRE E. Application du prototypage rapide à l'aide au diagnostic en chirurgie traumatologique et orthopédique, mémoire méd, univ Artois, Paris, 2011, 104P.

43. CARTAUC, DEVISE S, HERNIOU Y M. Imagerie, biologie et logistique, informatique de santé, éditions Eyrolles, Paris, 2015, 10.

44. FADILI A. Approche 3D quantifiant le volume de l'os alvéolaire et des racines dentaires par l'imagerie cbct, thèse méd, faculté médecine et pharmacie, Rabat, 2018, 120P.

45. HOUNBEDJI A E. Contribution de la numérisation à l'amélioration de la qualité des examens et au rendement du service de radiologie du CNHU-HKM, rapport stage, UAC, Cotonou, 2014, 51P.

Etude de la mise au rebut des clichés radiographiques dans le service d'imagerie médicale du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati après 10 ans de traitement numérique des images

Fiche d'enquête

QUESTIONNAIRE

I : NATURE DE L'EXAMEN :

A : RADIOGRAPHIE STANDARD :

1- Tête : Crâne

Face profil , Blondeau

Autres (à préciser) :

2- Thorax : Face profil , gril costal (thorax osseux) autres (à préciser)

3- Rachis : Cervical thoracique lombaire sacré coccygien

Face profil oblique (3/4) , autres (à préciser) :

4- ASP : Face debout face couché . Autres à préciser :

5- Membres supérieurs :

a- Epaule : Face (à préciser) Profil (à préciser)....., autres (à préciser)...

b- Humérus : face profil

c- Coude : face profil , autres (à préciser) :

d- Avant-bras : face profil

e- Poignet : face profil oblique (3/4) , autres (à préciser) :

f- Main : face profil oblique , autres (à préciser) : ...

6- Membres inférieurs :

a- Bassin : face autres (à préciser) :

b- Hanche : face profil (à préciser).....

c- Fémur : face profil

d- Genou : face profil autres (à préciser) :

e- Jambe : face profil

f- Cheville : face profil oblique autres (à préciser) : ...

g- Pied : face profil autres (à préciser) :

B- EXAMENS SPECIALISES :

- 1- HSG
- 2- UCR
- 3- UIV
- 4- LB
- 5- TOGD

II : REALISATEUR DE L'EXAMEN :

- 1- Assistant médical spécialisé
- 2- Technicien supérieur spécialisé
- 3- Technicien supérieur de santé
- 4- D.E.S. en imagerie
- 5- Etudiant
- a-Etudiant FMOS
- b-Etudiant INFSS
- 6- Autres :.....

VI : FORMAT DU FILM UTILISE :

- 1- 08/10 (18/24)
- 2- 10/12 (24/30)
- 3- 11/14 (30/40)
- 4- 14/14 (35/35)
- 5- 14/17 (35/43)

III : CAUSES DE LA MISE AU REBUT :

A- LIEE AU REALISATEUR DE L'EXAMEN :

- 1- Contraste insuffisant
 - a- Trop clair
 - b- Trop sombre
- 2- Image trop zoomée
- 3- Marquage incomplet :

- a- Nom et ou prénoms du patient
- b- Age
- c- Sexe
- d- Nature de l'examen
- e- Coté
- 4- Absence totale de marquage
- 5- Double impression
- 6- Mauvaise positionnement du film dans le reprographe
- 7- Autres à préciser :

B- LIEE AU REPROGRAPHE :

- 1- Artefact
- 2- Bourrage de film
- 3- Autotest du reprographe
- 4- Autres à préciser :

IV- MOMENT DU REBUT :

- 1- Avant la lecture (par le réalisateur)
- 2- Au moment de la lecture (par le médecin radiologue)

V : IMPACT FINANCIER :

- 1- Coût de l'examen :
- a- Régularisé
- b- Acte gratuit
- c- Gratuité totale
- d- Autres à préciser :
- 2- Prix du film :

VI : FACTEURS EN CAUSE DU REBUT :

- 1- Insuffisance de traitement de l'image par le technicien
- 2- Précipitation du technicien
- 3- Dysfonctionnement du reprographe
- 4- Autres à préciser :

FICHE SIGNALETIQUE :

Nom : GOÏTA

Prénom : Yousseuf

Contact : (00223) 72 16 74 44 / 69 30 17 63

Titre de thèse : Etude de la mise au rebut des clichés radiographiques dans le service d'imagerie médicale du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati après dix ans de pratique numérique.

Année de soutenance : 2022

Pays : Mali.

Lieu de soutenance : FMOS Bamako.

Lieu de naissance : Dorosso, cercle de Yorosso.

Lieu de dépôt : Bibliothèque de la Faculté de Médecine et d'Odontostomatologie (FMOS).

Secteur d'intérêt : Radiologie publique et privée.

RÉSUMÉ : Notre étude a été réalisée dans le service d'imagerie médicale du CHU Pr Bocar Sidy SALL de Kati. Il s'agit d'une étude prospective descriptive et analytique. Elle a concerné les clichés mis au rebut pendant la période allant du 1^{er} juin 2019 au 31 mai 2020.

Le but de cette étude a été de déterminer le taux de mise au rebut des clichés radiographiques.

Durant la période d'étude nous avons utilisé 10 057 films tout format confondu parmi lesquels 532 clichés ont été mis au rebut soient 5,29% de l'ensemble des films utilisés.

Les causes de rebut de films sont diverses : 71% des clichés mis au rebut sont liés aux réalisateurs de l'examen et 29% sont liés au reprographe.

La cause fréquemment liée aux réalisateurs de l'examen a été la double impression avec 52,64% des cas et celle fréquemment liée au reprographe a été l'autotest du reprographe avec 59,09% des cas.

La perte économique liée aux examens a été de 3 597 000Fcfa. La perte économique liée aux clichés a été de 493 840Fcfa. Dans les séries statistiques, le taux de rebut et de perte financière global étant autour de 5% à 19%. Nous avons constaté que notre taux de rebut et de perte financière tourne autour de ces normes. Cela nous a permis de dire que le système numérique n'a pas apporté de bénéfice significatif sur le rebut et sa répercussion financière. Néanmoins des efforts doivent être fournis pour réduire les facteurs humains de rebuts en vue de réduire cette perte économique supportée par nos services de radiologie et d'imagerie médicale.

Les mots clés : films, rebuts, radiographie, numérique, analogie.

ABSTRACT: Our study was carried out in the medical imaging department of the CHU Pr Bocar Sidy SALL of Kati. This is a descriptive and analytical prospective study. It concerned negatives discarded during the period from June 1, 2019 to May 31, 2020.

The purpose of this study was to determine the discard rate of radiographs.

During the study period, we used 10,057 films of all formats, of which 532 shots were discarded, i.e. 5.29% of all the films used.

The causes of discarded films are diverse: 71% of discarded negatives are linked to the directors of the examination and 29% are linked to the reprographer.

The cause frequently linked to the directors of the examination was the double printing with 52.64% of the cases and that frequently linked to the reprographer was the self-test of the reprographer with 59.09% of the cases.

The economic loss related to the examinations was 3,597,000 CFA francs. The economic loss related to the shots was 493,840 FCFA. In the static series, the rate of scrap and overall financial loss being around 5% to 19%. We find that our scrap and financial loss rate is around these standards. This allows us to say that digital has not brought any significant benefit on scrap and its financial impact. Nevertheless, efforts must be made to reduce the human factors of waste in order to reduce this economic loss borne by our radiology and medical imaging departments.

Key words: films, scrap, radiography, digital, analogy.

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des maîtres de cette faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure au nom de l'Etre Suprême, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine. Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime. Je ne permettrai pas que les considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient. Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès la conception. Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité. Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères. Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couverte d'opprobre et méprisée de mes confrères si j'y manque. Je le jure.