

Ministère de l'Enseignement

Supérieur et de la Recherche
Scientifique



U.S.T.T-B

UNIVERSITÉ DES SCIENCES, DES TECHNIQUES ET DES TECHNOLOGIES DE BAMAKO

Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomatologie

République du Mali

Un peuple Un But Une Foi



(FMOS)

Année universitaire : 2021-2022N°/...../

THESE

**COMPARAISON DES DOSES D'EXPOSITION EN
TOMODENSITOMETRIE PEDIATRIQUE DE
L'HOPITAL DU MALI DE JANVIER - DECEMBRE 2020
PAR RAPPORT AU NIVEAU DE REFERENCE
DIAGNOSTIC**

Présentée et soutenue publiquement le / / 2022 devant la Faculté de
Médecine et d'Odontostomatologie Par :

LASSANA KONATE

Pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

(DIPLOME D'ÉTAT)

JURY

Président : Pr Mahamadou DIALLO

Directeur : Pr Adama Diaman KEITA

Co-directeur : Dr Mody Abdoulaye CAMARA

Membre : Pr Bourama KANE

Membre : Dr Mohamed Maba TRAORE

Dédicaces

Je dédie ce travail :

A ALLAH Tout Puissant : je te rends grâce pour les merveilles que tu accomplis chaque jour dans ma vie et celle de mes proches.

Merci pour le souffle de vie sans cesse renouvelé. Pardonne-moi mes manquements. Fais de moi la personne que tu désires que je sois. Au nom précieux du prophète Mohamed paix et salue sur lui. Amen.

A mon père Feu Issa Tomègue (Paix à son âme).

A ma merveilleuse mère, Mariam DEMBELE c'est en pleurant que j'écris ces mots. Tu m'as mis au monde, éduqué et entretenu. Ainsi j'ai appris de toi l'honneur, la dignité, la modestie, l'humilité, la générosité, surtout le respect de soi-même et l'amour du prochain ; qualités dont j'ai bénéficié tout au long de mes études.

En m'inclinant devant toi en signe de reconnaissance, de dévouement et d'entière soumission ; je te présente mes excuses pour tout le mal lié à mon âge et à mon orgueil et demande ta bénédiction qui ne m'a d'ailleurs manqué.

Que ce modeste travail, fruit de votre engagement, me rende digne de vous et que DIEU LE TOUT PUISSANT vous donne joie et encore longue vie

A mon grand frère aîné Mr Issouf : Grand frère sache que c'est peu de te dire merci, je remercie chaque jour que Dieu fait de m'avoir donné un frère exemplaire car tout le monde n'a pas cette chance. Tu as toujours été là pour moi dans la joie, la tristesse, tu ne m'as jamais laissé tomber. Les mots me manquent pour te dire toute l'affection que je ressens pour toi. Merci pour tous les sacrifices consentis pour moi. Que DIEU te bénisse. Amen.

A mon frère Dr Daouda : votre affection et votre accompagnement et vos sages conseils ne m'ont pas fait défaut.

A ma grande sœur Assétou depuis la Côte d'Ivoire : merci pour votre soutien.

A mes autres sœurs et frères : sincèrement je n'aurais espéré meilleur. Le lien de sang est sacré, qu'il dure autant que notre vie. Trouvez ici l'expression de mes sentiments dévoués. Que DIEU bénisse vos projets, vous accorde la santé, et vous couvre de ses bienfaits.

A mon coussin Mr Fatokoma Dembélé et sa famille, je vous remercie pour m'avoir accueilli et pour m'avoir soutenue tout au long de ce cursus universitaire.

A mon Oncle Feu Sékou TRAORE (paix à son âme)

Au Professeur Mamadou Lamine DIAKITE : merci pour votre soutien, vos conseils et pour m'avoir permis de faire le bon choix !

REMERCIEMENTS

Mes remerciements vont à l'endroit de :

❖ A mes chers maîtres et encadreurs :

- Pr. AdamaDiaman Keita pour votre soutien moral et votre disponibilité pour mon encadrement.
- Pr. Mahamadou Diallo pour l'enseignement reçu et pour l'intérêt que vous avez immédiatement porté à ce travail..
- Dr. Mody Abdoulaye CAMARA je ne vous remercierai jamais assez pour m'avoir accepté dans votre service de me guider tout au long de ce travail.
- Dr. Mohamed Maba TRAORE pour vos encouragements et votre disponibilité pour mon encadrement. Merci beaucoup cher maître.
- Dr. Bourema TOURE pour l'encadrement reçu et pour vos sages conseils.
- Dr. Dr Hawa DIARRA pour l'enseignement reçu.
- DrXia Mi DENG pour l'enseignement reçu vous avez été un ami durant votre séjour.
- Dr Wu JUAN pour l'enseignement reçu.
- Les D.E.S en radiologie : Dr Zakaria KONATE, Dr Seydou COULIBALY, Dr Modibo DOUMBIA, Dr Breima B KAMIA Merci de m'avoir fait partager votre expérience dans la bonne humeur.

❖ A ma famille et à mes parents :

- La famille KONATE à ; Banéso (Koutiala), Ségou et Kayes, la Famille Berthé à Sougoumba, la famille Traoré à Koutiala, la famille Dembélé et Diakité à Bamako pour votre hospitalité.
- Mes sœurs et frères pour votre soutien inconditionnel. Ce travail est le vôtre.

❖ A mes amis et collègues :

- Mr Adama NONI, Ibrahima SANOGO, Dr Bakary SAMAKE, Dr Mariam DOUMBIA, Seydou SANOU, Aly MAIGA, Lucien Souleymane TOGOLA, Mme COULIBALY Nana D TRAORE, Aboubacar KIDA, Souleymane DEMBELE, Moussa KONATE, Amara DOUMBIA merci pour ces moments de complicité et de bonheur que vous m'avez apporté tout au long de ces études pour me rendre la vie plus belle !
- Tout le personnel du service de l'imagerie médical de l'hôpital du Mali pour leur collaboration pendant toute la durée de mon séjour.

HOMMAGES AUX MEMBRES DE JURY

A notre maître et président du jury

Prof Mahamadou DIALLO

- **Professeur de radiologie à la Faculté de médecine et d'Odontostomatologie (FMOS)**
- **Chef 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 de l'imagerie médicale.**
- **Membre de la société française de radiologie.**

Chère Maître,

C'est un grand honneur que vous nous faites en acceptant de présider ce Jury de thèse malgré vos multiples et importantes occupations.

Nous avons bénéficié de vos enseignements de qualité théorique et pratique au cours de notre formation.

Tout cela fait de vous un Maître respecté et admiré.

Soyez rassurés de notre profonde gratitude. Nous vous remercions pour l'intérêt que vous avez immédiatement porté à ce travail.

Que Dieu vous comble de grâces abondantes.

A notre Maître et Juge,

Dr Mohamed Maba TRAORE

- **Spécialiste en radiologie et imagerie médical**
- **Praticien hospitalier à l'hôpital du Mali chargé de recherche**
- **Membre de la société malienne d'imagerie médicale**
- **Membre de la société française de radiologie (SFR)**
- **Membre de la société de radiologie d'Afrique noir francophone (SRANF)**

Cher Maître,

Permettez-nous de vous remercier pour la spontanéité avec laquelle vous aviez accepté de siéger dans ce jury de thèse,

Vous nous avez impressionnés tout au long de ces années d'apprentissage

Merci de nous avoir fait partager votre expérience dans la bonne humeur et de nous avoir permis de faire le bon choix.

Nous avons toujours admiré vos qualités scientifiques et sociales,

Recevez ici cher maître toute notre reconnaissance et nos sincères remerciements,

Soyez rassurés de notre entière disponibilité.

A notre Maître et Juge,

Pr Bourama KANE

- **Chef de service de la pédiatrie de l'Hôpital du Mali**
- **Diplômé en néonatalogie et en réanimation néonatale**
- **Diplômé en nutrition a l'université de Boston**
- **Diplômé en pneumologie et en allergologie pédiatriques**
- **Maitre de recherche à la FMOS**
- **Membre de la société pédiatrique de pneumologie et allergologie de France**

Cher maitre

C'est une chance pour nous de vous compter parmi les membres de ce jury malgré vos multiples occupations.

Nous avons été impressionnés par votre qualité d'humanisme, votre disponibilité et votre simplicité.

Retrouvez ici cher maître l'expression de nos sincères remerciements.

A notre Maître et Co-directeur de thèse,

Dr Mody Abdoulaye CAMARA

- **Médecin radiologue chercheur.**
- **Chef de Service d'Imagerie Médicale à 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,

Nous ne cesserons jamais de vous remercier pour la confiance que vous aviez placée en nous, pour effectuer ce travail.

Votre rigueur scientifique, votre assiduité, votre ponctualité, votre amour du travail bien fait, votre courage et vivacité font de vous un grand homme de science dont la haute culture scientifique forge le respect et l'admiration de tous.

Vous nous avez impressionnés tout au long de ces années d'apprentissage, par la pédagogie, l'humanité, l'accessibilité et la simplicité dont vous faites preuves.

C'est un grand honneur et une fierté pour nous de compter parmi vos élèves.

Nous vous prions cher maître, d'accepter nos sincères remerciements et l'expression de notre infinie gratitude.

Que le bon Dieu vous donne longue et heureuse vie.

A notre Maître et Directeur de thèse,

Pr Adama Diaman KEITA

- **Professeur titulaire en radiologie,**
- **Spécialiste en imagerie médico-légale et parasitaire,**
- **Chef de service de radiologie et l'imagerie médicale du CHU du Point-G,**
- **Ancien chef du DER Médecine et spécialités médicales à la FMPOS**
- **Ancien recteur de l'université des sciences, des techniques et des technologies de Bamako**

Cher Maître,

C'est un grand honneur que vous nous faites en acceptant de diriger ce travail malgré vos multiples occupations.

Votre engagement sans faille dans la formation des étudiants, l'immensité de vos connaissances scientifiques, votre rigueur et votre amour pour le travail bien fait, font de vous un Maître apprécié et très respecté.

Que ce travail puisse être à la hauteur de vos attentes et que Dieu vous comble de grâces abondantes.

PLAN

INTRODUCTION

I GENERALITE

II OBJECTIFS

III METHODOLOGIE

IV RESULTATS

V DISCUSSION

CONCLUSION

RECOMMANDATIONS

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES ET ANNEXES

Table des matières

INTRODUCTION.....	12
I.OBJECTIFS.....	13
1. Objectif général	
2. Objectifs spécifiques	
II.GENERALITES.....	14-41
3. La tomодensitométrie	
4. Dosimétrie	
5. Radioprotection	
6. Niveaux de Références Diagnostiques	
III. MATERIELS ET METHODES	42-48
7. Matériels	
8. méthode d'étude	
9. Aspect d'éthique	
IV.RESULTATS.....	49-61
V. DISCUSSION.....	62-68
CONCLUSION.....	69
RECOMMANDATIONS.....	70
RESUME.....	71-72
REFERENCES	73-79
IX. ANNEXES.....	80-82
1. Questionnaire ou fiche d'enquête	
2. Serment d'Hippocrate	

Abréviations :

IDSV : Indice de dose scanographique volumique

KV : kilovolt

NRD : Niveau de Référence Diagnostic

mAs : milliampère-seconde

mSv : millisievert

mGy : milligray

mGy.cm : milligray centimètre

PDL : Produit dose longueur

TDM : Tomodensitométrie

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

CHU : Centre Hospitalier Universitaire

CIPR 103 : rapport n°103 de la Commission Internationale de Protection Radiologique

Epdl : facteur de conversion permettant le calcul de la dose efficace à partir du produit dose longueur

SFIPP : Société Francophone d'Imagerie Pédiatrique et Périnatale

SFR : Société Française de Radiologie

Sv : Sievert

INTRODUCTION

La radioprotection est l'ensemble des moyens techniques, administratifs, législatifs et réglementaires mis en œuvre pour protéger l'homme et son environnement contre les effets néfastes des rayonnements ionisants. La radioprotection se repose sur trois principes : La justification de la pratique, l'optimisation de la protection et de la sûreté, et la limitation de dose.[25]

Dans les pays médicalisés, le concept ALARA donne une priorité à l'utilisation de l'échographie et de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) dans l'exploration des pathologies de l'enfant. Ce qui n'est pas le cas en Afrique subsaharienne où en l'absence de l'IRM, la tomodensitométrie constitue la seule méthode de pointe en imagerie [30].

Les niveaux de référence diagnostiques (NRD), introduits par la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) au début des années 1990, sont destinés à aider les professionnels de l'imagerie médicale à évaluer leurs pratiques et à optimiser les doses délivrées aux patients.[34]

Les normes et standards internationaux et les cadres réglementaires européen et français exigent que les équipements, les accessoires et les procédures soient adaptés à la pratique de l'imagerie pédiatrique : c'est-à-dire conforme au principe ALARA, et les doses délivrées doivent être régulièrement évaluées pour confrontation aux niveaux de référence diagnostiques, ceux-ci ne doivent pas être dépassés sans justification.[31]

La radioprotection des patients fait partie des obligations légales depuis le décret N° 06-488/P-RM du 23 Novembre 2006 relative à la protection contre les rayonnements ionisants, la sûreté et la sécurité des sources de rayonnement ionisant. Ce texte rend désormais obligatoire pour les praticiens demandant ou réalisant des examens d'imagerie, utilisant les rayonnements ionisants l'application des principes fondamentaux de justification et d'optimisation [24].

L'enfant est particulièrement exposé du fait de la radiosensibilité importante de ses organes : la Commission Internationale de Protection Radiologique considère que le risque de cancer radio-induit par rapport à l'adulte est 3 fois plus élevé chez l'enfant de sa naissance jusqu'à l'âge de 10 ans [11]

En vue d'une optimisation des protocoles d'examen l'évaluation de la dose reçue devient une nécessité pour servir de référence. Ce qui nous a motivé à faire un état des lieux sur les doses d'expositions chez les enfants au service d'imagerie médicale de l'Hôpital du Mali.

I. OBJECTIFS :

1. OBJECTIF GENERAL :

- Evaluer les doses d'exposition reçues par les enfants lors des examens TDM.

2. OBJECTIFS SPECIFIQUES :

- Déterminer la fréquence et les facteurs sociodémographiques.
- Analyser les indications des examens tomodensitométriques ainsi que leurs justifications sur la base du guide de bon usage de la Société Française de Radiologie.
- Déterminer la dose d'exposition délivrée par examen chez les enfants de 0 à 15 ans.
- Comparer ces résultats aux NRD.

II. GENERALITES [25, 24, 11, 2, 12, 32]

3. La tomодensitométrie :

La tomодensitométrie est un système d'exploration morphologique du corps humain utilisant des rayons X pour avoir les informations précises de la partie à examiner à travers l'analyse des atténuations des faisceaux de rayons X sur une section volumique mince. Les éléments de base d'un appareil de tomодensitométrie sont le tube à rayons X et les détecteurs. Le tube à rayons X tourne autour du patient, produisant des faisceaux de rayons X étroitement collimatés. Une fois atténué par le patient, le faisceau de rayons X frappe le détecteur qui transforme l'intensité du photon en signaux numériques.

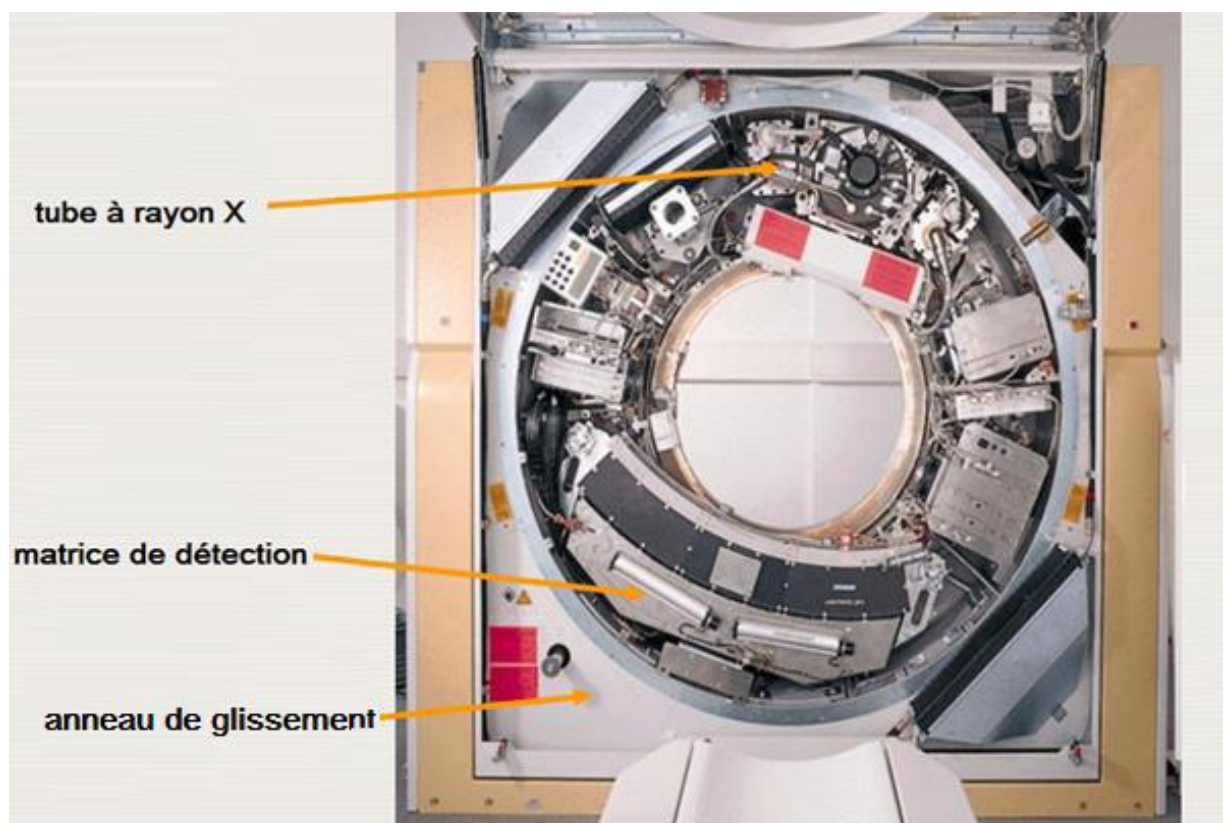
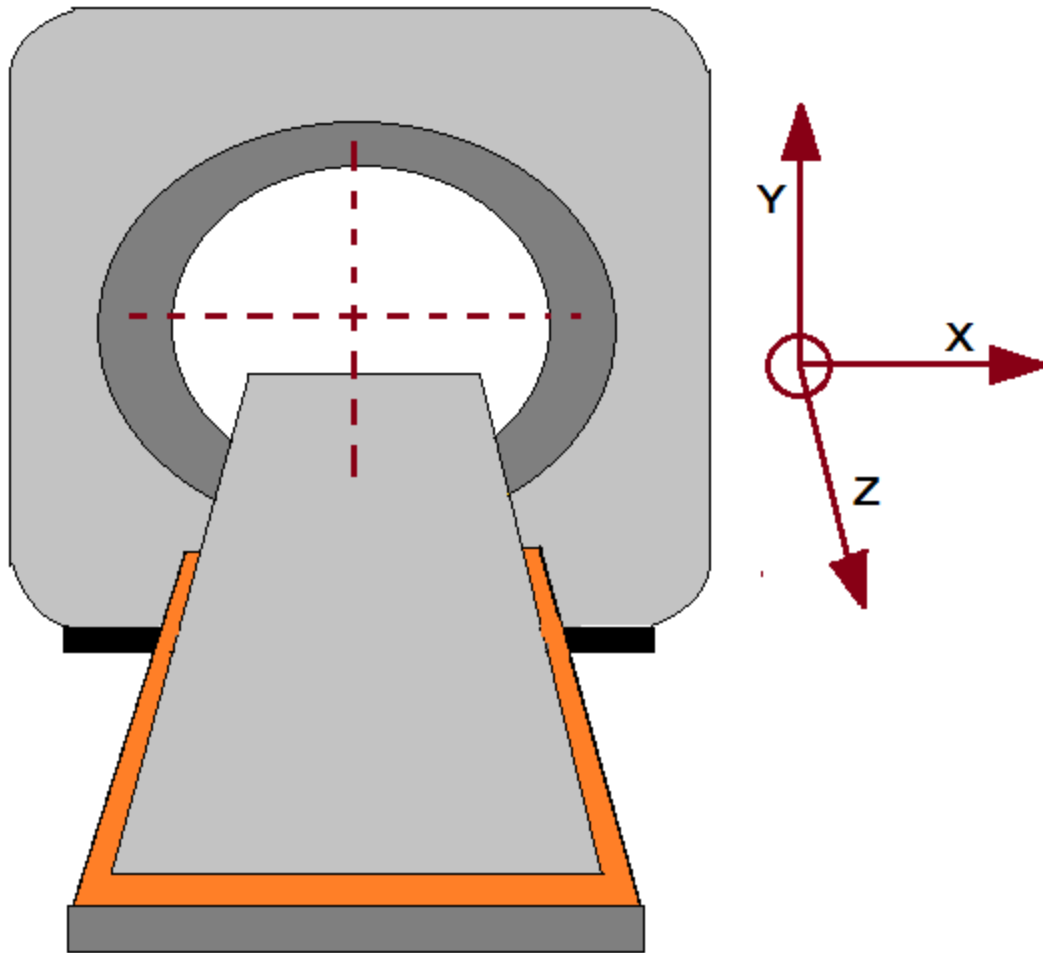


Figure 01 : *Disposition des éléments de base d'un appareil de tomодensitométrie.*



x-y : plan axial
 x-z : plan coronal
 y-z : plan sagittal

Figure 02 : Les trois plans d'un appareil de tomodensitométrie

3.1 Historiques du scanner

Le mot «scanner» vient de l'anglais «scanography». Ce terme vient du mot anglais «to scan» qui signifie «scruter» et du grec «graphein» (écrire). Le scanner est aussi appelé tomodensitométrie, scanographie à rayon X, tomographie axiale couplée avec ordinateur. Son apparition fait suite à de nombreux travaux dont l'initiateur se trouve être Godfrey Newbold HOUNSFIELD ; ingénieur au laboratoire central de recherche de la société Electro-Musical Instruments (EMI).

En 1917 un mathématicien nommé J. H. RADON, a démontré la possibilité de reconstruire des formes bi et tridimensionnelles d'une image à partir d'un nombre infini de projections. Cette loi a été adaptée et a apporté des solutions en astronomie et microscopie électronique. En 1961 OLDENDORF a évalué les possibilités de reproduire un objet en image à partir de plusieurs profils d'atténuation transmis par celui-ci.

En 1963 Mc Cormack de Groote SchurHospital au Cap a montré qu'il était possible de reconstruire les coefficients d'atténuation et de les voir en échelle de gris. Il proposa une théorie de reconstruction des images qui seront traitées par un ordinateur. G. HOUNSFIELD conçut le premier prototype de la firme EMI MARK à translation et à rotation la même année qui était utilisable d'abord pour l'étude du crâne (il distingua la substance grise de la blanche).

En 1971 les premières coupes du cerveau ont été faites avec ce prototype grâce au Dr AMBROISE dans son service dans la ville de Wimbledon.

1973 est l'année de la commercialisation du scanner sous le nom d'ACTA SCANNER. Il a vu ses indications s'élargir dans tout le corps entier grâce aux travaux de LEDLEY. CORMACK et HOUNSFIELD qui reçoivent le prix Nobel de médecine pour leur invention en 1979.

3.2 Principe de la tomодensitométrie

3.2.1 Générations des appareils de tomодensitométrie :

Les éléments de base d'un appareil de tomодensitométrie sont le tube à rayons X et les détecteurs. Chaque changement fondamental lié à ces éléments représente une nouvelle génération de l'appareil de tomодensitométrie. Les générations des appareils tomодensitométriques ont apporté des innovations en termes de qualité d'image mais aussi en termes de protection des patients. On distingue quatre générations d'appareil de tomодensitométrie :

3.2.1.1 Les tomодensitométries de première et deuxième générations.

Les appareils de tomодensitométries de première et deuxième générations sont basés sur des faisceaux parallèles de rayons X en translation et en rotation. On utilise un faisceau simple fortement collimaté (faisceau crayon) avec un ou deux détecteurs de l'autre côté du patient. L'acquisition se fait par une rotation de 180° à travers le patient. Cette première génération de tomодensitométrie nécessite 4,5 à 5,5 minutes pour réaliser un scan complet de la tête. Le problème avec cette génération de tomодensitométrie est la durée trop importante de scan, les artefacts produits par le déplacement du patient et la mauvaise qualité des images produites. La première génération de CT utilise le principe translation-rotation. La seconde génération des appareils de tomодensitométrie utilise le même principe mais au lieu d'un seul détecteur, une bande de détecteurs a été utilisée. Les figures ci-dessous montrent les deux premières générations des appareils de tomодensitométrie.

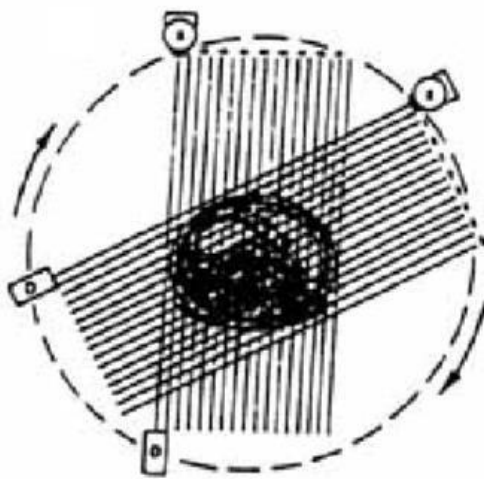


Figure 03 : Appareil de tomодensitométrie de première génération.

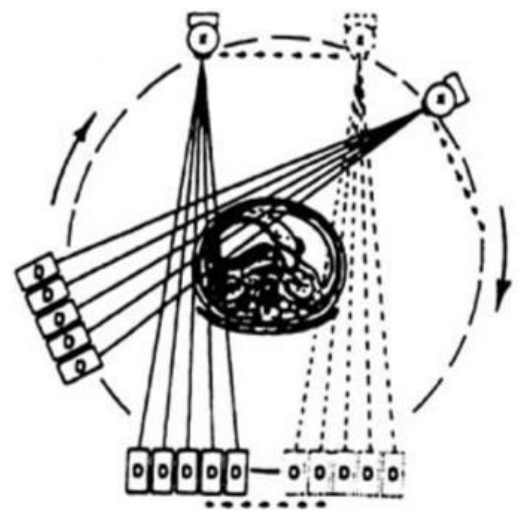


Figure 04 : Appareil de tomодensitométrie de deuxième génération.

3.2.1.2 Les tomodensitométries de troisième et quatrième générations

La troisième génération de tomodensitométrie (CT) utilise le principe rotation /rotation.

Le tube à rayons X tourne en même temps que la bande des détecteurs. La quatrième génération utilise le système rotation-stationnaire : la source de rayons X tourne mais les détecteurs sont fixes. Le nombre de détecteurs pour les appareils de tomodensitométrie de quatrième génération varie de 300 à 4000.

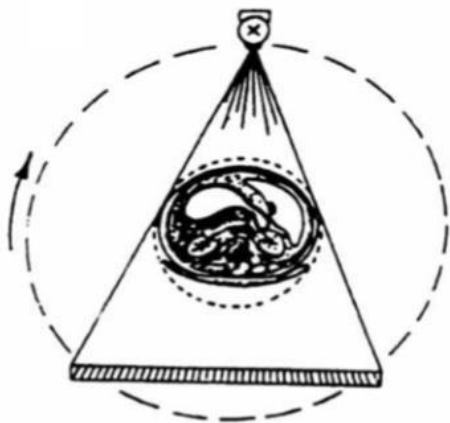


Figure 05 : Appareil de tomodensitométrie de troisième génération.

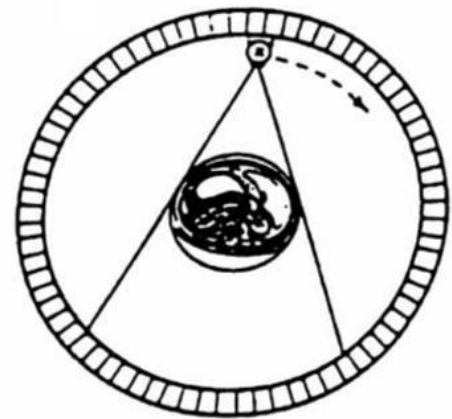


Figure 06 : Appareil de tomodensitométrie de quatrième génération.

3.3 Composants du scanner

3.3.1 Collimation primaire

La collimation primaire, constituée de diaphragmes de plombs, bloquant 99% du faisceau de RX, aura pour objectif la limitation de la taille du faisceau de rayons X fortement collimaté délivrés au patient. Ceci explique l'efficacité relativement faible du tube à rayons-X en scanographie.

En scanographie multi-barrettes la largeur de la collimation permet de couvrir l'ensemble des N détecteurs utilisés et vaudra donc $N \times d$ avec d l'ouverture d'un détecteur. Il ne faut pas confondre la largeur de la collimation avec l'épaisseur de coupe qui est déterminée par la configuration des détecteurs qui peuvent être regroupés. Ainsi, l'épaisseur de coupe sera égale à un multiple pair de l'ouverture individuelle d'un détecteur (1, 2, 4, ...). Ainsi pour une largeur de

collimation donnée, il sera possible de reconstruire plusieurs coupes d'épaisseur donnée. Par exemple, pour une largeur de collimation de 40 mm, il serait possible de reconstruire 64 coupes de 0,625 mm, 32 coupes de 1,25 mm, 16 coupes de 2,5 ..., 4 coupes de 10 mm. Toutes les combinaisons ne sont pas possibles et sont définies en fonction de l'électronique gérant les canaux d'acquisition.

Suite à sa délimitation par la collimation primaire, le faisceau de rayons X est divisé en deux régions distinctes selon l'axe z : la région où le faisceau de rayons-X est homogène et la pénombre, où le faisceau de rayon X n'est pas homogène (Figure 11). En scanographie multibarrettes, la taille de la zone homogène de « plein éclairement » et celle de la pénombre auront un rôle essentiel dans la dose absorbée par le patient. En effet, uniquement la zone homogène de « plein éclairement » est utilisée pour créer des images. La pénombre représentera donc la partie du faisceau de rayons-X inutilement reçue par le patient.

3.3.2 Filtre papillon

Afin de compenser les différences d'atténuation entre le centre et la périphérie de l'objet, les scanners ont été équipés, en plus de la filtration du faisceau destinée à "durcir" le faisceau, d'un filtre en forme de papillon (mince au centre et épais sur les bords) destiné à compenser pour les parcours plus courts des rayons X en périphérie du champ d'acquisition. Sur certains appareils on dispose même de 2 filtres de compensation selon la taille du champ SFOV (diamètre du champ d'acquisition supérieur ou inférieur à 25 cm).

3.4 Scanographie hélicoïdal et volumique

Les scanners ont connu de nombreuses innovations technologiques depuis le premier modèle créé en 1971. L'objectif principal depuis sa création est d'obtenir des images de meilleure qualité avec des durées d'acquisition les plus courtes possibles.

3.4.1 Scanner hélicoïdal mono-barrette

Le scanner hélicoïdal est basé sur le principe du scanner troisième génération (Figure 08). Il marque la fin des scanners incrémentaux puisque la table a un mouvement longitudinal en z continu durant l'acquisition. Un système de détection composé d'une rangée (ou barrette) de détecteurs disposés en arc de cercle et solidaire du tube à rayon-X. L'ensemble va tourner autour du patient pendant que le tube produira un faisceau en éventail d'ouverture variable selon le constructeur. L'acquisition hélicoïdale résultera de la rotation en continue de l'ensemble tube/détecteurs et de l'avancée de la table d'examen (Figure 07). Pour quantifier l'avancée de la table, un nouveau paramètre a alors été introduit : le pitch. D est l'avancée de table pendant une rotation et S , la largeur de collimation. Les pitch utilisés en clinique varient entre 0,5 et 2. Lorsque le pitch est inférieur à 1 on parle de « pitch fermé » et lorsqu'il est supérieur à 1 on parle de « pitch ouvert ».

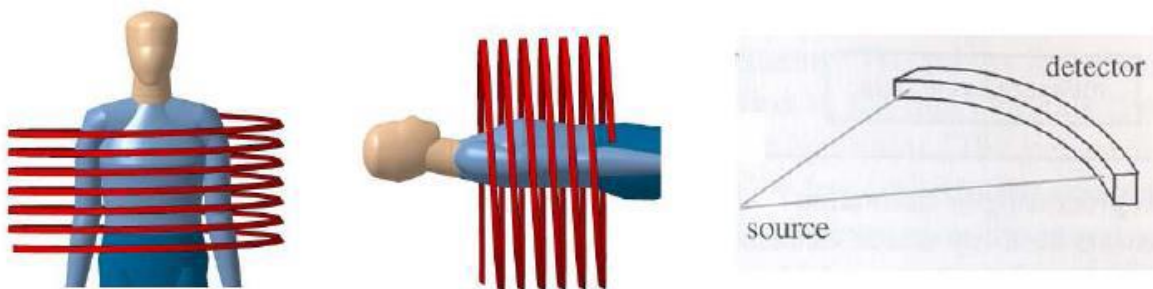


Figure 07 a) Scanner hélicoïdal. L'émission continue des RX et l'avance simultanée de la table d'examen permet d'obtenir une acquisition hélicoïdale. b) les scanners hélicoïdaux monobarrettes reposent sur une géométrie du faisceau dite en éventail (fan beam)

L'acquisition volumique en mode hélicoïdale a permis sur les scanners munis d'une seule rangée de détecteurs (mono-barrette), d'explorer tout un segment anatomique, en moins de 20 secondes. Elle présente un avantage significatif : le choix de l'incrément à la reconstruction (distance séparant le milieu de chaque coupe) est fait sans que cela n'interfère sur la durée de l'acquisition ou l'irradiation du patient. Il est donc possible de réaliser des coupes chevauchées dans le but d'améliorer la résolution spatiale longitudinale et par conséquent la

détection des petites lésions, tout en limitant l'irradiation du patient. Cependant, la réduction de l'incrément aboutira à la reconstruction d'un nombre plus élevé de coupes.

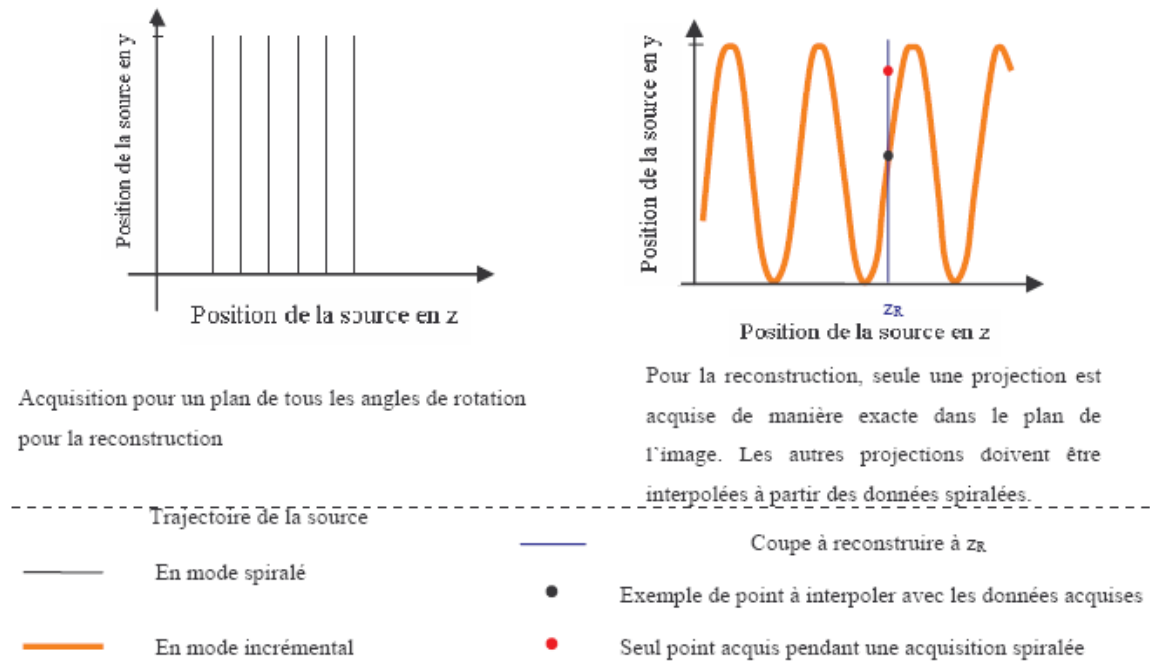


Figure 08 : Illustration des données manquantes en mode spiralé (a) mode incrémental (b) mode spiralé

Le mode hélicoïdal impose une étape de reconstruction supplémentaire. Une seule projection est acquise exactement dans le plan image (Figure 08b, point noir). Les autres projections doivent donc être interpolées afin d'obtenir le sinogramme avant la reconstruction (Figure 08b, trait bleu).

Plusieurs ouvrages traitant de l'évolution technique de la scanographie présentent l'apport du mode hélicoïdal qui a permis :

- d'explorer tout un segment anatomique ou un organe en moins de 20 secondes (contre plus de deux minutes pour le mode incrémental en monocoupe).
- la reconstruction d'images à n'importe quelle abscisse z permettant de réaliser des coupes chevauchées. En effet, l'incrément, distance séparant deux coupes consécutives, n'intervient pas dans la durée de l'acquisition permettent d'améliorer la résolution spatiale longitudinale.

- un choix de l'épaisseur de coupe (toujours supérieur à l'épaisseur de détecteur c'est-à-dire à sa dimension suivant l'axe z). Même s'il n'y a pas de différence significative en termes de résolution spatiale transverse, il y a une réelle amélioration de la résolution longitudinale, tendant alors vers une résolution isotrope. L'épaisseur effective augmente par rapport à l'épaisseur nominale. La valeur exacte de l'épaisseur réelle de coupe ne peut-être alors qu'approchée.
- Le mode hélicoïdal, en permettant de réduire l'incrément, a augmenté le nombre d'images à reconstruire. De plus, l'introduction de l'interpolation pour l'obtention des données manquantes a des conséquences au niveau de la qualité de l'examen. Ainsi, l'épaisseur de coupe dépend de la collimation mais également de deux autres facteurs, le pitch et l'algorithme d'interpolation.

L'augmentation du pitch accroît la largeur réelle de la coupe et dégrade par conséquent la qualité d'image.

3.4.2 Scanner multibarrettes

3.4.2.1 Principe

A partir de 1998, les constructeurs ont ajouté dans leurs gammes de produits des scanners dits

« multibarrettes ». Ils avaient l'avantage d'acquérir en une seule rotation 2 fois plus de données. (Figure09).

La juxtaposition de plusieurs rangées de détecteurs suivant l'axe longitudinal a permis l'acquisition de n projections simultanées. La juxtaposition de rangées a été rendue possible grâce à l'utilisation de détecteurs solides qui, par leur conception, peuvent être logés dans un espace réduit. L'utilisation de système d'acquisition de données (DAS) permet, lors de l'acquisition de combiner les signaux des différents détecteurs.

Le système multibarrettes présente plusieurs avantages par rapport à la monobarrette qui sont :

- Coupes plus fines pour une meilleure résolution en z,
- Même volume exploré en un temps plus court
- ou volumes explorés plus grands dans le même temps (Figure 09)
- Meilleure utilisation du faisceau de RX produit grâce à l'ouverture du faisceau dans l'axe longitudinal en z

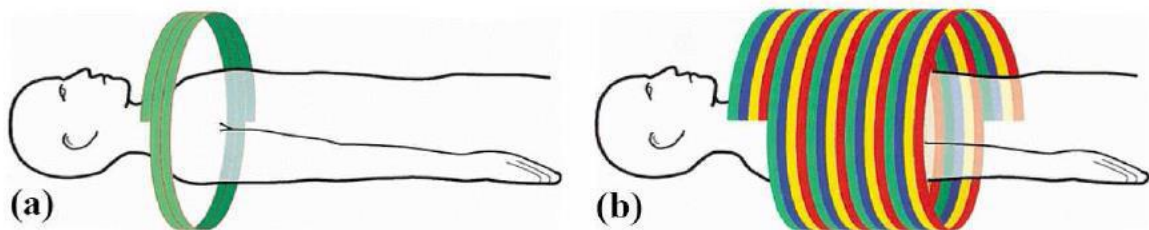


Figure 09 a) scanner hélicoïdal monobarrette. b) scanner hélicoïdal multibarrettes ou scanner volumique. Avec le scanner volumique, plusieurs coupes sont réalisées en une seule rotation

3.4.2.2 Détecteurs

La taille des détecteurs est donnée à l'isocentre du scanner. La taille et la disposition des détecteurs varient d'un constructeur à l'autre. Avec les premiers modèles de scanner multi-barrettes (1^{ère} génération de multicoupe), trois types d'agencement ont été développés :

- Les scanners matriciels ou symétriques où tous les détecteurs ont la même largeur suivant l'axe longitudinal (Figure 10).

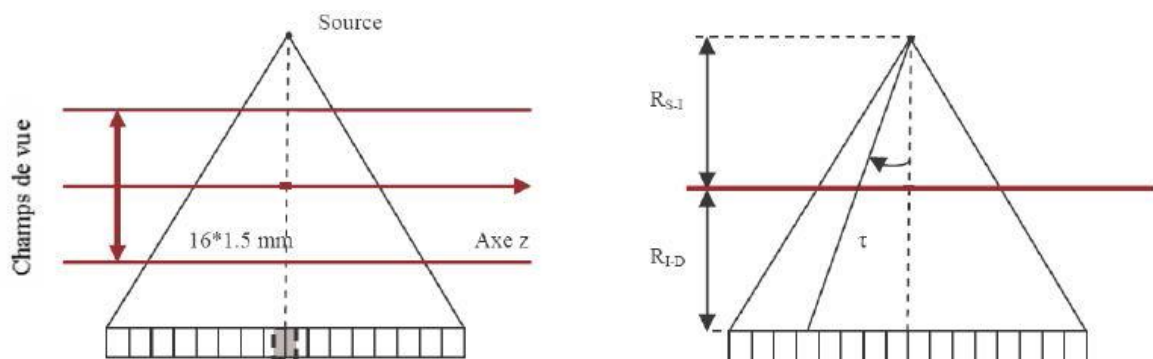


Figure 10 : Détecteur matriciel. Les détecteurs possèdent tous la même largeur, ici 0.75 mm

- Les scanners dits à réseaux de détection modulable (RDM ou adaptive array detector) ou à géométrie asymétrique. La largeur des détecteurs croît au fur et à mesure qu'ils s'écartent de la perpendiculaire à l'axe de rotation (Figure 11). L'utilisation de détecteurs périphériques plus larges permet de compenser les phénomènes liés à l'effet de cône, c'est-à-dire la baisse de l'efficacité de détection due à l'obliquité du faisceau et le fait que la largeur du volume traversé par le faisceau peut être plus importante que la largeur du détecteur, ce qui entraîne une dégradation de la qualité de l'image

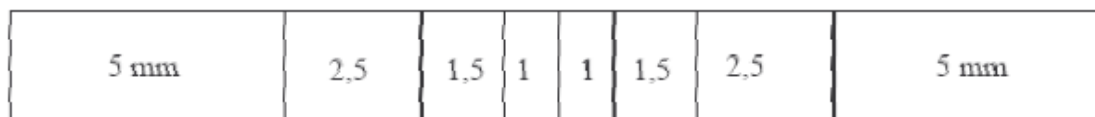


Figure 11 : Réseau de détection modulable ou type asymétrique. Les dimensions affichées sont celles du détecteur à l'isocentre. Les dimensions réelles du détecteur dépendent donc des distances source/ isocentre et isocentre/détecteur

- La troisième option est la géométrie hybride qui est composée de 34 barrettes: 4 de 0,5 et 15 barrettes périphériques de la Figure 12.

Il est nécessaire de bien différencier le nombre de barrettes et le nombre de coupes que l'on peut acquérir simultanément. Le nombre de coupes acquies simultanément est égal au nombre de DAS (Data Acquisition System), systèmes électroniques situés sur la partie tournante du statif. Le nombre de barrettes d'acquisition dépend de l'agencement des détecteurs utilisés.

Suivant les protocoles demandés, ces systèmes vont utiliser les informations sur différentes rangées de barrettes (Figure 12). Les protocoles de 2*0,5 mm et 4* 1 mm sont obtenus grâce à la collimation primaire qui limite la taille du faisceau. Ainsi, le faisceau n'irradie en théorie que la moitié des détecteurs extérieurs. Ces mesures sont ensuite mises en forme, amplifiées et converties en numérique.

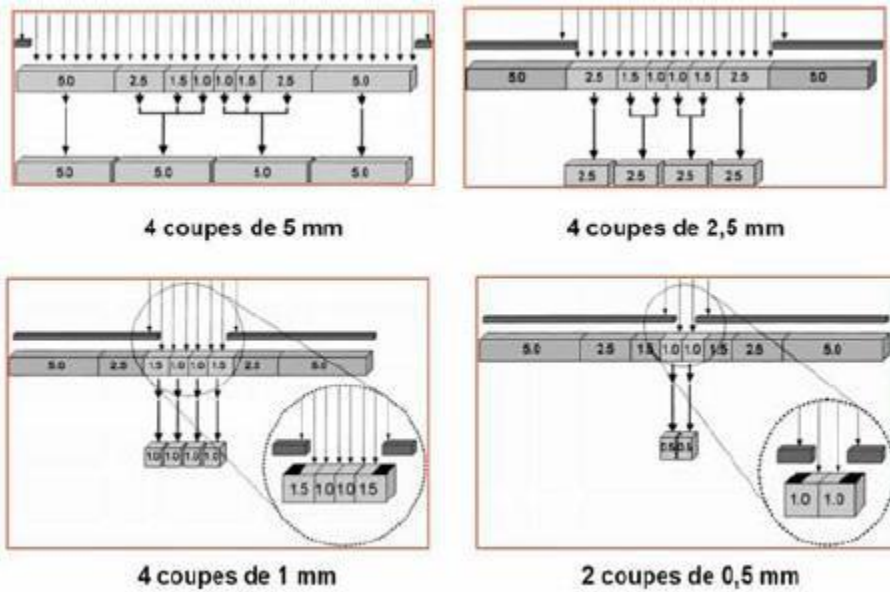


Figure 12 : Combinaison de détecteurs sur une barrette composée de détecteurs de différentes largeurs.

Aujourd'hui, tous les constructeurs ont adopté un système hybride (Figure 13).

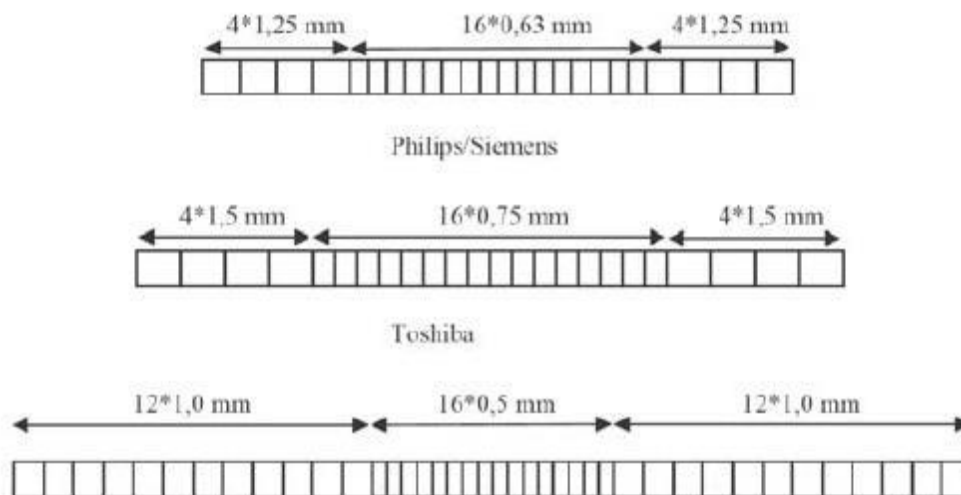


Figure 13 : Disposition des détecteurs suivant l'axe longitudinal pour les principaux constructeurs.

Le passage à la deuxième génération de scanner multibarrettes a été franchi avec l'acquisition simultanée de 16 coupes. Aujourd'hui, le nombre de

coupe simultanément acquises pendant une rotation a graduellement augmenté jusqu'à atteindre 320 en routine clinique.

Pour les scanners 64 coupes, quasiment tous les constructeurs ont opté pour une configuration où le nombre de barrettes est égal au nombre de coupes. Seul Siemens, avec son principe de double échantillonnage en z, utilise encore un système de détection hybride composé au centre de 32 barrettes d'épaisseur de 0,6 mm et à l'extérieur d'un double jeu de barrettes de 4*1,2 mm.

3.4.2.3 Facteurs d'augmentation de la dose

Le premier facteur d'augmentation est lié à la moindre efficacité géométrique des détecteurs. En effet, en mode multibarrettes, il existe des espaces inter-détecteurs qui ne contribuent pas à l'image. D'autre part, les détecteurs les plus périphériques ont une moindre sensibilité.

En monobarrettes, la largeur du détecteur était supérieure à celle du faisceau et l'ensemble du rayonnement était donc détecté. En multibarrettes, une partie du faisceau dépasse les limites (dans l'axe Z) du détecteur, diminuant ainsi l'efficacité de dose par effet de « pénombre » ou « overbeaming ». Cette pénombre est la portion du faisceau contribuant à l'irradiation du patient mais pas à la production de l'image. Cet effet est la principale raison expliquant l'augmentation initiale des doses constatées avec les premiers scanners 4 canaux, ce d'autant que la collimation initiale était étroite (Figure 14).

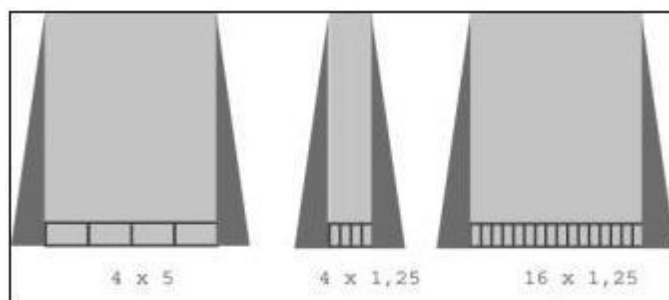


Figure 14 : Influence de la collimation primaire sur la dose

L'overranging ou over scanning correspond à la nécessité d'ajouter l'équivalent de demi-rotations aux extrémités de l'acquisition, afin que l'algorithme de reconstruction puisse interpoler le calcul des projections des images initiales et finales. Cet effet dépend de la largeur de collimation et du pitch employés. Proportionnellement, l'overranging sera d'autant plus important que les longueurs explorées seront faibles. L'effet dosimétrique de l'overranging en pédiatrie est plus important que chez l'adulte en raison des longueurs d'explorations plus faibles.

3.5 PARAMETRES D'ACQUISITION

3.5.1 Tension (KV)

Il s'agit de la tension appliquée entre l'anode et la cathode du tube à rayons-X, elle peut atteindre jusqu'à 140 kilovolts (d'où la constante appelée kV). Elle est corrélée au pouvoir de pénétration du faisceau.

Le choix de ce paramètre varie en fonction :

- du type d'examen à réaliser (un scanner d'os compact type sinus demande une énergie de faisceau, donc des kV, plus élevés qu'un examen de tissus mous type abdomen).
- de la corpulence du patient (IMC, Indice de Masse Corporelle) car, pour obtenir une image, il faut que les rayons X soient détectés en quantité suffisante
- La dose délivrée étant proportionnelle au carré de la tension, la baisse des kV, à charge constante, constitue en théorie le moyen le plus efficace de réduire l'irradiation, définie par la relation :

$$D = \frac{kV^2 \cdot I \cdot t}{d^2} \quad (1)$$

Avec D la dose délivrée par le tube, I l'intensité en mA, t le temps de rotation en s et d la distance patient-tube en m. Par exemple, en travaillant à 120 kV plutôt qu'à 140 kV, on peut réduire la dose d'environ 50%.

3.5.2 Intensité (mA) et charge du tube (mAs).

L'intensité dans le tube à rayons X s'exprime en milliampères (mA). Mais en pratique, la grandeur utilisée est la charge du tube, exprimée en milliampères-seconde (mAs) qui régit la dose délivrée (produit I.t formule (1)).

L'intensité du courant circulant entre l'anode et la cathode (I en mA) ainsi que les mAs sont réglables par le manipulateur. Le temps de rotation correspond à la durée d'émission des ayons-X par le tube, exprimée en s ou en ms.

La réduction de la charge du tube (mAs) va se traduire par une diminution de la dose et une dégradation du rapport signal à bruit (d'un facteur 1,4 pour une réduction de 50% des mAs car le bruit est inversement proportionnel à la racine carrée de la dose (mAs) à kV fixes). La réduction des mAs constituera cependant un compromis acceptable dans l'exploration des régions à fort contraste naturel où l'on va privilégier la résolution spatiale (sinus ou des poumons). En revanche, les mAs doivent être maintenues plus élevés dans les régions à faible contraste naturel (cerveau, foie) où l'on va privilégier la détectabilité à bas contraste limitée par le niveau de bruit. La notion de mAs effectives fait intervenir la valeur du pitch :

$$mAs_{\text{effectives}} = \frac{mA \times \text{temps}}{\text{pitch}} \quad (2)$$

3.5.3 Vitesse de rotation

L'ensemble tube-détecteur effectue une rotation de 360° autour du centre de la section examinée en un temps défini. Le temps exprimé en seconde pour réaliser une rotation est alors appelé vitesse de rotation. Elle peut atteindre sur les générations actuelles de scanners une valeur de 0,33 s/tour.

3.5.4 Pitch ou pas de l'hélice

Pour les trois constructeurs Toshiba, Siemens et GE, le pitch est égal au rapport du déplacement de la table d'examen lors de chaque rotation du tube sur la largeur d'une barrette de détection. Chez Philips, le pitch est déterminé par le

rapport du déplacement de la table d'examen pour chaque rotation du tube sur la largeur du système de détection employé :

$$pitch = \frac{V \times d}{C \times n} \quad (3)$$

- **d** la durée de rotation du tube en s
- **C** l'épaisseur nominale minimale de coupe en mm,
- **n** le nombre de coupes par rotation
- **V** la vitesse d'avancement de table en mouvement de translation en m.s-1

Le pitch correspond au pas de l'hélice, en d'autres termes, il est égal à la distance séparant deux tours d'hélice. Il n'a pas d'unité puisqu'il est le résultat du rapport de deux distances.

Lorsque le pitch est inférieur à 1, le ruban de l'hélice se chevauche avec celui de la rotation précédente alors que lorsque le pitch est supérieur ou égal à 1, le ruban de l'hélice ne se chevauche pas (Figure15). La valeur du pitch est déterminée de telle sorte que des données supplémentaires soient acquises lors des rotations suivantes sans répétition des données.

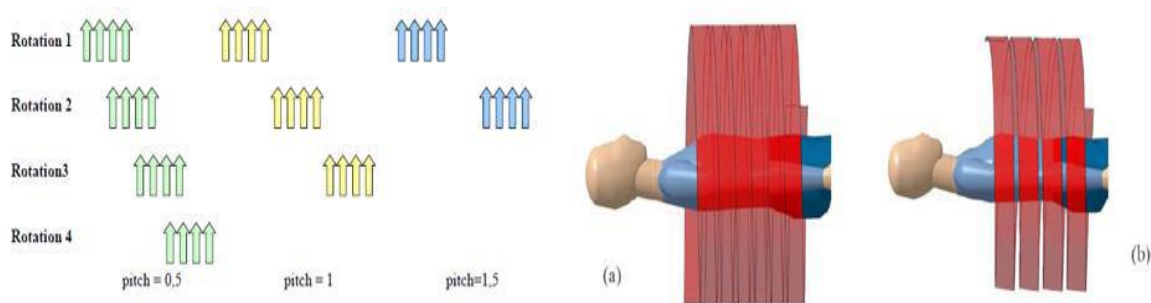


Figure 15 : (a) Même recouvrement des données d'acquisition. (b) l'acquisition avec un pitch plus important permet d'améliorer le temps d'exécution tout en couvrant toute la zone anatomique souhaitée

3.5.5 Epaisseur de coupe

Ce terme n'est plus univoque avec les scanners multibarette. Il faut en effet distinguer la largeur de collimation, largeur du faisceau de rayons X dans l'axe

des Z à l'entrée des détecteurs, qui est l'épaisseur d'acquisition, de l'épaisseur de reconstruction, utilisée soit pour une visualisation directe dans le plan d'acquisition, soit pour une visualisation dans tout autre plan par retraitement de l'image.

3.5.6 Collimation

Elle s'exprime en multiples de l'épaisseur de détection sélectionnée, selon le nombre de détecteurs couplés par exemple une collimation de 20mm correspond à $16 \times 1,25$ ou $8 \times 2,5$. La différence réside alors principalement dans l'épaisseur minimale de coupe qui peut être reconstruite. Un point très important est l'importance relative de la pénombre (overbeaming) selon l'épaisseur de coupe. En effet, afin que les détecteurs situés aux extrémités de la couronne de détecteurs dans l'axe Z soient exposés à la même quantité de rayonnement que les détecteurs centraux, la collimation primaire ne doit pas être strictement limitée à la couverture des détecteurs mais un peu plus large, afin que les bords du faisceau dans l'axe Z, constitués de rayonnement de pénombre, ne soient pas inclus dans la mesure. Comme cette pénombre est indépendante de l'épaisseur de la collimation, plus la collimation est étroite, plus son importance relative (donc l'exposition inutile) augmente. C'est ce que certains constructeurs traduisent par "l'efficacité de dose", affichée avec les informations de dose.

Ce paramètre attire l'attention de l'utilisateur sur la proportion de rayonnement qui contribue réellement à la formation de l'image, et il est d'autant plus faible que l'exposition non contributive à l'image augmente.

4. DOSIMETRIE

Les indices actuels pour la spécification de la dose en scanographie sont :

- IDSV ou CTDI_{vol} déterminé à partir de l'Indice de Dose en Scanographie (IDS) ou CTDI (Computed Tomography Dose Index)
- Le Produit-Dose-Longueur (PDL) ou Dose Length-Product (DLP)

4.1 Indice de Dose Scanographique (CTDI)

Le CTDI est l'intégrale du profil de dose le long de l'axe longitudinal z pour une coupe unique. Il est défini par l'équation suivante :

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (4)$$

Où T est l'épaisseur de coupe nominale et D(z) est le profil de dose le long de l'axe z (axe de rotation du tube).

Le CTDI peut être mesuré dans l'air ou dans un fantôme et sera donc usuellement écrit de la manière suivante : CTDI_{air}.

Le CTDI fournit des informations sur les caractéristiques :

- Du faisceau de rayons X
- La filtration
- La collimation
- La géométrie du scanner

En pratique, le profil de dose est mesuré sur une longueur définie. En Europe, le guide des bonnes procédures en scanographie propose une intégration sur une longueur de 100mm positionnée symétriquement à la coupe réalisée. Elle sera noté CTDI₁₀₀.

L'utilisation du CTDI₁₀₀, a été standardisé par la Commission Internationale en Electrotechnique⁴⁰ et a été utilisé par les constructeurs de scanner depuis sa mise en place.

Pour les mesures de CTDI, deux fantômes PMMA (polyméthacrylate de méthyle) cylindrique de 14 cm de longueur vont être utilisés. Pour les examens

de la tête, un diamètre de 16 cm est utilisé et pour le corps un fantôme de 32 cm. Les fantômes sont appelés respectivement fantômes CTDI tête et CTDI corps. Ils sont conçus pour recevoir des dosimètres (chambre d'ionisation crayon) soit au centre soit à 1cm de la surface aux 4 points cardinaux.

Le CTDI est mesuré en utilisant une chambre d'ionisation de type « crayon » ayant un volume sensible de 100mm de long :

- CTDI100c est le CTDI sur 100mm au centre du fantôme
- CTDI100p est le CTDI sur 100mm à la périphérie du fantôme

4.2 Indice de Dose Scanographique Pondérée - CTDIW

L'Indice de Dose Scanographique Pondéré (IDSP ou CTDIW) est utilisé pour obtenir la dose moyenne délivrée au sein d'une coupe nominale dans le but de connaître les variations de dose entre le centre et la périphérie de la coupe.

Il est défini par l'équation suivante :

(5)

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$$

Où le CTDI_p est une moyenne des valeurs mesurées en périphérie (4 points de mesures) et le CTDI_c est la valeur mesurée au centre du fantôme.

Selon qu'il est mesuré sur fantôme tête ou corps il aura la notation suivante : *CTDI_w(t)* ou *CTDI_w(c)*

4.3 Indice De Dose Scanographique Volumique CTDIVol

L'Indice de Dose Scanographique Volumique IDSV ou CTDI_{vol} était initialement appelé CTDI_p(eff). Il représente la dose moyenne délivrée dans le volume exploré pour les scanners hélicoïdaux.

Cette grandeur va prendre en compte le pitch de l'acquisition.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (6)$$

Depuis 2002, l'affichage du CTDI_{vol} est devenu obligatoire sur tous les scanners sortis après cette date.

Le CTDI_w et le CTDI_{vol} sont mesurés en mGy. On utilise l'indice n quand les mesures de CTDI ont été normalisées avec les mAs. Il s'exprime en mGy/mAs.

Dans quelques cas, comme lorsque le pitch n'est pas égal à 1, l'interprétation des valeurs de dose sur la console doit être faite avec minutie. Beaucoup de recommandations de dose sont exprimées en CTDI_w alors que la console affiche le CTDI_{vol}. Pour permettre des comparaisons, la correction du pitch présente dans le CTDI_{vol} devrait être inversée en multipliant le pitch avec le CTDI_{vol}.

4.4 Le Produit Dose Longueur (PDL) ou Dose Length Product (DLP)

Le DLP est utilisé pour calculer la dose pour une acquisition ou pour un examen complet. Il est défini par l'équation suivante :

$$(7)$$
$$DLP = \sum_i^N CTDI_w T_i$$

Où i représente chacun des N scans de l'examen qui couvre une longueur T de l'anatomie du patient.

Le DLP est exprimé en mGy.cm. C'est un indicateur de la dose totale administrée au patient pendant un examen spécifique ou durant une série d'examen alors que le CTDIvol est par définition un indicateur du niveau de dose « local » dans le volume exposé.

Cela signifie que pour un protocole avec un CTDIvol donné, le DLP de deux régions présentant des longueurs d'étude différentes sera différent. La majorité des scanners actuels permettent de visualiser la valeur du DLP. Le DLP est relié à la probabilité de détriment liée à la procédure réalisée car des coefficients ont été publiés permettant d'évaluer la dose efficace (Deff) à partir du DLP.

4.5 Dose efficace (E)

L'estimation du risque lié à l'exposition aux radiations ionisantes à laquelle est soumis un individu est généralement évaluée en fonction de la dose efficace.

La dose efficace est un indicateur des risques des effets de la radiation qui permet de traduire une irradiation locale en termes d'irradiation au corps entier. Elle fait intervenir des facteurs de pondération associés à la radiosensibilité des divers tissus et organes. Elle est exprimée en sievert (Sv) ou millisievert (mSv):**elle représente l'impact de la dose absorbée en matière de risque pour l'organisme entier.** L'interaction des rayonnements ionisants avec le corps humain se traduit par des dommages au niveau cellulaire des tissus traversés par ces rayonnements. Ces dommages sont induits par des lésions de l'ADN cellulaire qui dépendent de la quantité d'énergie déposée dans les cellules, de la nature du rayonnement, des modalités d'exposition et de l'organe atteint. Le risque principal de l'irradiation par scanner est l'apparition de cancer à long terme. C'est la grandeur **recommandée au niveau international** pour estimer l'exposition de la population aux rayonnements ionisants. Contrairement au PDL, il s'agit d'une grandeur non mesurable directement. Pour évaluer la dose efficace en tomographie, il faut multiplier le DLP par un facteur de conversion (k). Les facteurs de conversion sont exprimés en fonction de la région irradiée et de l'âge du patient afin de calculer la dose efficace la plus

juste possible. Les facteurs de conversion de référence retenus pour chaque classe d'âge et chaque région anatomique, basés sur des calculs selon la méthode Monte Carlo sont présentés dans le tableau ci- dessous[11]

Tableau I: quelques facteurs de conversion de référence selon l'âge du patient et la région anatomique explorée

Epdl (mSv.mGy-1cm-1)						
Selon la région anato- mologique explorée	Selon l'âge du patient (âge de référence)					
	0-6 mois (nouveau-né)	7-30 mois (1an)	31 mois- 7 ans et 6 mois (5ans)	7 ans et 7 mois-12 ans et 6 mois (10 ans)	12 ans et 7 mois- 17 ans et 6 mois (15 ans)	à partir de 17 ans et 6 mois (adulte)
Tête	0,011	0,0067	0,004	0,0032	0,00265	0,0021
Cou	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0068	0,0058
Tête + Cou	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,00365	0,0031
Thorax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014	0,0148
Abdomen +/- pelvis	0,049	0,03	0,02	0,015	0,0152	0,0154
Thoraco-abdomino-pelvien	0,044	0,028	0,019	0,014	0,0145	0,015

5. Radioprotection

5.1 Notion de dose maximale admissible (DMA) :

Elle est à l'origine «la dose de rayonnement ionisant qui ne doit causer aucune lésion corporelle appréciable chez une personne exposée à aucun moment de sa vie». Selon la CIPR, la dose maximale admissible (DMA) est la dose, cumulée sur une longue période ou résultant d'une exposition unique qui, à la lumière des connaissances actuelles comporte une probabilité négligeable de lésions somatiques ou génétiques graves de plus ses effets les plus fréquents se limitent à des réactions légères que le sujet ou des autorités compétentes ne considéraient pas comme inacceptables. La première dose maximale était née, elle s'exprimait à l'époque en Roentgen ® et valait 55R, soit environ 550 mSv par an. A la création de la CIPR en 1928, il fut décidé de fixer une limite journalière

d'exposition correspondant à cette dose annuelle rapportée au nombre de jour. On obtient ainsi un chiffre correspondant à 2,5 mSv par jour, qui toujours dans le même souci « d'arrondir vers la sécurité » fut ramené à 2mSv par jour.

Enfin les dernières recommandations de la CIPR, qui seront reprises dans les législations internationales ramenant cette limite de dose à 100 mSv sur 5 ans soient 20 mSv/an.

5.2 Les limites de dose lors d'une exposition professionnelle :

L'exposition professionnelle de tout travailleur est maîtrisée de façon que les limites ci-après ne soient pas dépassées.

- La dose effective de 20 mSv par an en moyenne sur cinq années consécutives ;
- La dose effective de 50 mSv en une seule année ;
- La dose équivalente au cristallin de 150 mSv en un an ;
- La dose équivalente aux extrémités (mains et pieds) ou à la peau de 500 mSv en un an.

Pour les apprentis âgés de 16 à 18 ans qui suivent une formation à un emploi comportant une exposition aux rayonnements et pour les étudiants âgés de 16 à 18 ans qui doivent utiliser des sources au cours de leurs études, l'exposition professionnelle est maîtrisée de façon que les limites ci-après ne soient pas dépassées..

- Dose effective de 6 mSv en un an ;
- Dose équivalente au cristallin de 50 mSv en un an ;
- Dose équivalente aux extrémités ou à la peau de 150 mSv en un an.

5.3 Limites de dose d'exposition du public :

Les doses moyennes estimées aux groupes critiques pertinents de personnes du public qui sont imputables à des pratiques ne dépassent pas les limites suivantes :

- Dose effective de 1 mSv en un an ;

- Dans les circonstances particulières, la dose effective peut aller jusqu'à 5 mSv en une seule année à condition que la dose moyenne sur cinq années consécutives ne dépasse pas 1 mSv par an ;
- Dose équivalente au cristallin de 15 mSv en un an ;
- Dose équivalente à la peau de 50 mSv en un an.

5.4 Les populations à risque sont :

- ✓ La femme enceinte au premier trimestre
- ✓ Les personnes ayant été traitées par radiologie interventionnelle : La radiologie interventionnelle est un domaine en plein développement qui conduit à délivrer des niveaux et débits de doses élevés.
- ✓ Les enfants et les adultes jeunes ayant reçu une radiothérapie
- ✓ Les enfants prématurés cette population, particulièrement sensible aux rayonnements ionisants serait en constante augmentation.
- ✓ Les sujets ayant manifesté un syndrome d'intolérance ou d'hypersensibilité aux radiations ionisantes

5.5 Effets biologiques des rayonnements ionisants sur l'organisme humain

L'exposition du corps humain à des rayonnements ionisants tels que les rayons X peut provoquer des dommages cliniques sur le corps humain. Ces effets peuvent être divisés en deux catégories : les effets déterministes et les effets stochastiques.

5.5.1 Effets déterministes :

Les effets déterministes ou effets certains sont des effets qui se manifestent chez la personne exposée peu de temps après l'exposition. Ces effets sont appelés ainsi car il est certain qu'ils se produiront si la personne est exposée à des doses dépassant les seuils d'apparition de tels effets. Il est toutefois à noter que la probabilité d'apparition des effets déterministes relative à l'utilisation des rayons X en tomodensitométrie est très faible.

5.5.2 Effets stochastiques

Les effets stochastiques ou effets probabilistes sont des conséquences tardives et aléatoires associées à des expositions aux rayonnements ionisants. Ces effets peuvent apparaître chez un individu ou même sur sa descendance en cas de mutation génétique. L'apparition des effets stochastiques n'a pas de seuil, elle peut être due à des très faibles doses mais souvent répétitives. C'est ce type d'effet qui est le plus probable pour le cas de la tomodensitométrie.

5.5.3 Les facteurs influençant la dose délivrée aux patients en scanographie sont les suivants :

- Les caractéristiques techniques propres à chaque type de scanner (spectre et géométrie du faisceau de rayons X, collimation, nature, géométrie et propriétés des détecteurs...).
- Les paramètres liés à la procédure : la tension (kV) et le courant (mA) du tube, le temps de rotation et d'acquisition(s), la charge (mAs) par rotation et la charge totale par acquisition, la largeur de la collimation primaire dépendant du mode d'acquisition choisi, le pas d'acquisition, le volume exploré, et bien entendu le nombre d'acquisitions sur un même volume exploré.
- Certains paramètres comme la largeur et le niveau de fenêtre, ou l'algorithme de reconstruction n'ont pas d'influence directe sur la dose. Par contre le choix de la largeur de coupe reconstruite ainsi que celui du champ de visualisation (FOV) peut, chez certains constructeurs, influencer la dose et/ou sa répartition
- Les facteurs liés à chaque patient : la nature de l'information diagnostique recherchée, l'épaisseur et la longueur de la région à examiner, la qualité de la coopération lors de la réalisation de l'examen.

- Les facteurs liés aux opérateurs eux-mêmes : qualification et capacités d'adaptation aux évolutions techniques.

5.6 La radioprotection

La radioprotection est l'ensemble des moyens techniques, administratifs, législatifs et réglementaires mis en œuvre pour protéger l'homme et son environnement contre les effets néfastes des rayonnements ionisants. La radioprotection se repose sur trois principes : La justification de la pratique, l'optimisation de la protection et de la sûreté, et la limitation de dose.

5.6.1 La justification de la pratique :

L'exposition à des rayonnements ionisants doit être justifiée par la prédominance des avantages nets que la technique procure par rapport aux détriments associés à la pratique. Si deux techniques offrent le même résultat, celle qui présente le moindre risque doit être Partie théorique choisie. Pour le cas de la tomodensitométrie et la radiologie conventionnelle, en général c'est le médecin prescrivant l'examen qui est le premier responsable de la justification. C'est lui qui doit affirmer que l'utilisation d'une telle technique est nécessaire et qu'aucune autre technique n'utilisant pas des rayonnements ionisants ne peut offrir un résultat similaire.

5.6.2 Optimisation de la protection et de la sûreté

D'une manière générale, l'optimisation de la protection et de la sûreté repose sur le principe d'ALARA (As Low As Reasonably Achievable). **Ce principe stipule que toute exposition à des rayonnements ionisants doit être optimisée de telle sorte que la valeur des doses individuelles, le nombre de personnes exposées et la probabilité de subir des expositions sont maintenus aussi bas que raisonnablement possible d'atteindre.** L'application du principe d'optimisation en radiologie conventionnelle est surtout liée à la qualité des appareils et au choix faits par les manipulateurs sur les paramètres d'examen à utiliser.

5.6.3 Limitation de dose

Le principe de limitation de dose n'est pas directement applicable pour les expositions médicales car il est supposé que, le bénéfice procuré par l'exposition aux rayonnements ionisants dépasse largement les détriments associés. Néanmoins, des niveaux indicatifs de dose doivent être fixés pour baliser les manipulateurs sur le choix des paramètres d'examen. Contrairement à la limite de dose, les Niveaux de Référence Diagnostic (NRD) sont des valeurs de dose pouvant être dépassées mais avec justification pertinente. Le dépassement répété des NRD signifie une anomalie au niveau de l'appareil émetteur de rayons X ou d'un paramétrage non optimisé des examens.

5.6.4 Réglementation en matière de radioprotection

Au Mali, la radioprotection est basée sur l'ordonnance n° 02-059/P-RM du 5 juin 2002, relative à l'exposition ou un risque d'exposition aux rayonnements ionisants à toute intervention en cas de situation d'urgence radiologique ou d'exposition chronique. Le décret n°2014-0931/P-RM du 31 décembre 2014 fixant les règles relatives à la protection contre les rayonnements ionisants, à la sûreté et à la sécurité des sources de rayonnements ionisants.

Les médecins praticiens sont responsables :

- lors des expositions médicales : de la justification des expositions médicales, de l'optimisation de la protection (par exemple : utilisation des niveaux indicatifs) ; de la protection générale du patient ;
- dans la surveillance médicale des travailleurs : de la vérification de l'aptitude d'embauche et permanente des travailleurs pour les tâches qu'ils exécutent ; de l'évaluation des conséquences d'une éventuelle surexposition et de donner un avis sur la continuité du travail ; du suivi du traitement des personnes ayant reçu de fortes doses

6. Niveaux de Référence Diagnostiques (NRD)

L'objectif principal des NRD est d'éliminer les expositions élevées et ainsi d'améliorer la pratique clinique que cela soit au niveau national, régional ou local. En scanographie, ils vont être le reflet de la pratique mais ne garantissent pas pour autant une pratique scanographique bien optimisée. Les valeurs de doses trop élevées associées à certains examens vont pouvoir être identifiées ce qui favorisera la mise en place d'actions correctrices.

Les niveaux de référence diagnostiques de dose ont pour but d'homogénéiser les pratiques et de servir de guide pour que chaque radiologue puisse se situer par rapport à des recommandations nationales. Il ne s'agit en aucun cas de limites réglementaires de dose (aucune limite n'est opposable si l'acte est médicalement justifié), mais d'indicateurs pour la mise en œuvre du principe d'optimisation. Pour les examens exposant aux rayonnements ionisants les plus courants, et pour les examens les plus irradiants, ces NRD sont fixés par arrêté du ministre chargé de la Santé, pour des examens types, sur des groupes de patients types ou des matériaux simulant le corps humain (article R. 1333-68 du code de la santé publique), et sur la base d'enquêtes de pratique (le NRD correspondant au 75e centile des doses observées dans ces enquêtes).

6.1 Les NRD en France

Relative aux modalités d'évaluation des doses de rayonnements ionisants délivrées aux patients lors d'un acte de radiologie, de pratiques interventionnelles radioguidées ou de médecine nucléaire et à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques associés. L'Autorité de sûreté nucléaire, publie des niveaux de référence diagnostiques et valeurs guides diagnostiques en scanographie.

III. MATERIELS ET METHODE

6.2 Matériels

6.3 Cadre d'étude

Notre étude a été réalisée dans le service d'imagerie médicale de l'hôpital du Mali. L'hôpital du Mali est situé à Bamako capitale du Mali (Quartier Missabougou en Commune VI). Le service d'imagerie médicale comporte :

- Une salle de TDM équipée d'un appareil de marque Siemens Somatom Emotion16 coupes mise en service en 2012 ;
- Une salle d'IRM de marque Neusoft 0,35 Tesla (bas champ) mise en service en 2016 ;
- Deux tables de radiographie os-poumon de marque WDM mise en service en 2010 ;
- Une salle de contraste avec table télécommandée de marque WDM mise en service en 2010 ;
- Une salle d'échographie avec un appareil de marque Esse3 mise en service en 2019 ;
- Une salle de mammographie avec un appareil de marque Esse3 mise en service en 2019 ;
- Trois numériseurs Agfa CR 85-X, 35-X et mise en service en 2011, 2013 et 2016 ;
- Deux salles d'interprétation, un secrétariat et des bureaux pour les radiologues.

Le personnel est composé de :

- Cinq médecins radiologues dont un radiologue Chinois,
- Un échographiste Chinois,
- Huit assistants médicaux en radiologie,
- Un technicien supérieur de radiologie,
- Deux secrétaires,

- Six thésards.

A ceux-ci, il faut ajouter les DES et les étudiants en médecine faisant leur stage.

6.4 Type et période d'étude

Il s'agissait d'une étude prospective comparative réalisée de janvier à décembre 2020 [soit une année].

6.5 Population d'étude

6.5.1 Critères d'inclusion

Tous les enfants âgés de 0 à 15 ans ayant passé un examen Tomodensitométrie dans le Service d'Imagerie Médicale de l'Hôpital du Mali de janvier à décembre 2020.

6.5.2 Critères de non inclusion :

N'étaient pas inclus dans l'étude les examens dont les données dosimétriques automatisées n'ont pas été enregistrées, ce qui rendait impossible le calcul de la dose d'exposition par scanner et les examens dont on n'a pas eu l'assentiment des parents.

6.6 Variables examinés :

Pour chaque acte scanographique réalisé, les variables d'étude portaient sur :

- Le patient (âge, sexe, et région anatomique explorée) ;
- la demande de l'examen (demandeur, indication, justification de l'examen sur la base du guide de bon usage de la Société Française de Radiologie) ;
- le déroulement de l'examen (conditions, tension aux bornes du générateur en kV, l'intensité du courant en mAs) ;
- le protocole d'examen avec injection de produit de contraste iodé ou sans injection.
- Les rapports de dose affichés par l'appareil notamment le (CTDIvol) en mGy, et le PDL en mGy.cm.

- La moyenne de la distribution des données a ensuite été calculés pour chaque type d'examen par tranche d'âge.

7. Méthode d'étude :

7.1 Les paramètres utilisés en dosimétrie TDM :

Les indices pour la spécification de la dose en scanographie portaient sur :

- L'indice de dose scanographique volumique IDSV ou CTDI_{vol} (Volume Computed Tomography Dose Index)
- Le Produit-Dose-Longueur (PDL) ou Dose Length-Product (DLP)

Nous avons gardé tout au long de notre étude les abréviations anglo-saxonnes car elles s'affichent de cette façon sur la console du scanner.

7.1.1 Définitions Opérationnelles des Termes

7.1.1.1 La CTDI volumique (CTDI_{vol} : volume Computed Tomography Dose Index)

La CTDI volumique a été défini afin de tenir compte des acquisitions effectuées en mode hélicoïdal lesquelles comportent un pas d'acquisition (pitch) différent de l'unité. Il se calcule de la façon suivante :

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch}$$

7.1.1.2 Le Produit Dose Longueur (PDL) ou Dose Length Product (DLP)

Le PDL est un indicateur de la dose totale que reçoit le patient pendant un examen. Il représente l'intégration, sur la région corporelle couverte par l'examen, du CTDI_{vol}.

Le PDL se définit plus simplement comme le produit de la distance balayée par le faisceau et la valeur moyenne de CTDI_{vol} sur cette distance. La distance est exprimée en centimètre ; la CTDI est exprimé en mGy et les unités du DLP sont exprimées en mGy.cm.

Il faut noter que l'appareil que nous avons utilisé pour notre étude était de marque SIEMENS SOMATOM 16, qui affiche pour chaque examen les données du PDL et la $CTDI_{vol}$.

7.1.1.3 Niveaux de référence diagnostiques en TDM

Dans le diagnostic médical, les niveaux de référence diagnostiques (NRD) permettent de reconnaître les situations dans lesquelles la charge du rayonnement se situe au-delà de la pratique courante d'examen pour le patient. Le concept des NRD est reconnu au niveau international comme un moyen important d'optimiser la dose reçue par le patient.

Tableau II: NRD en scanographie pédiatrique selon l'IRSN dans son rapport de 2019[2].

Actes	0 à <10 kg (0 à 1 an)		10 à <20 kg (1 à 5 ans)		20 à <30 kg (5 à 10 ans)		30 à <50 kg (10 à 18 ans)	
	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)
Encéphale	20	320	22	360	26	470	*	*
Rochers	*	*	43	240	51	330	*	*
Thorax	1,1	20	1,3	26	1,4	40	*	*
Abdomen- pelvis	*	*	2	65	2,5	95	4	180

En général, le NRD est déduit du 75e percentile de la distribution de la dose pour les patients standards. En d'autres termes, 75 % de toutes les grandeurs dosimétriques des protocoles tomodensitométriques utilisés dans les services de

radiologie se situent en-deçà du NRD. Si celui-ci est régulièrement dépassé, cette dose élevée doit être justifiée ou réduite par le biais de mesures d'optimisation appropriées. En ce sens, les NRD ne constituent pas des valeurs limites, mais définissent une grandeur de référence pour l'utilisateur, lui permettant de maintenir l'exposition des patients aux radiations à un niveau « aussi bas qu'il est raisonnablement possible d'atteindre » (principe ALARA, As Low As Reasonably Achievable), tout en tenant compte des impératifs médicaux et sociaux économiques.

Le respect des trois principes, la justification, l'optimisation et la limitation de l'exposition aux radiations garantit une protection appropriée des patients. Les NRD servent à évaluer des applications particulières de rayonnements du point de vue de leur potentiel d'optimisation.

Si les valeurs moyennes de la CTDI ou du PDL pour l'examen CT dépassent, systématiquement le NRD correspondant sur une certaine période, il est nécessaire de procéder à une analyse approfondie en examinant le processus et l'installation afin d'optimiser le déroulement de l'examen et de réduire la dose reçue.

L'objectif d'un processus d'optimisation des doses est de déterminer et d'éliminer ou de corriger les causes des quantités de rayonnements ionisants reçus inutilement par les patients.

Les NRD permettent :

- d'apprécier la qualité des équipements du point de vue de la radioprotection
- d'apprécier les procédures du point de vue de la radioprotection
- d'engager, en cas de dépassement injustifié, des actions de contrôle et de correction.

Les NRD ne sont pas :

- des limites de dose réglementaires
- applicables aux expositions individuelles

- des indicateurs de risque radiologique
- des seuils entre bonnes et mauvaises pratiques [24].

7.2 Collecte des données

Une fiche d'enquête (voir les annexes) a été utilisée pour collecter les données dans la salle de scanner du service de l'imagerie médicale de l'hôpital du Mali.

7.3 Saisie et analyse des données

Les données ont été saisies et analysées sur le logiciel Epi info 7. Le traitement du texte a été effectué avec le logiciel Microsoft Word 2010.

7.3.1 Variables mesurées

Pour chaque acte scanographique réalisé, les variables d'étude portaient sur :

- Le patient (âge, sexe, et région anatomique explorée) ;
- la demande de l'examen (demandeur, indication, justification de l'examen sur la base du guide de bon usage de la Société Française de Radiologie) ;
- le déroulement de l'examen (conditions, tension aux bornes du générateur en kV, l'intensité du courant en mAs) ;
- le protocole d'examen avec injection de produit de contraste iodé ou sans injection.
- Les rapports de dose affichés par l'appareil notamment le (CTDIvol) en mGy, et le PDL en mGy.cm.
- La moyenne de la distribution des données a ensuite été calculée pour chaque type d'examen par tranche d'âge.

7.4 Technique :

Les techniques d'examens de scanner ont été réalisées selon les protocoles du service avec respect des normes de la radioprotection.

- **La sédation :**

Les enfants agités et non coopérants ont été sédatés avant le début de l'examen.

Nous avons utilisé comme produits anesthésiques le Propofol en raison de 2,5mg/kg en IV, le kétamine en raison de 2mg/kg en IV et le midazolam en raison de 0,025 à 0,1mg/kg.

- **L'installation** : patient en décubitus dorsal, immobilisé par contention, centré en fonction de la région à explorer. La surveillance visuelle était permanente avec la présence d'un parent portant un tablier plombé à proximité de l'enfant.

- **L'injection d'un produit de contraste iodé**

Le Telebrix et l'Omnipaque ont été utilisés comme produits de contraste.

Les examens qui nécessitaient une injection de produit de contraste, selon leurs indications ou aux constatations faites sur les coupes sans injection ont été injectés. L'injection était faite manuellement en raison de 1 à 2cc/Kg de poids de l'enfant, en l'absence d'indication à une opacification vasculaire par bolus. Il n'y avait pas de précaution particulière à prendre en l'absence d'insuffisance rénale ou d'intolérance connue aux produits iodés.

8. Aspect d'éthique

- Une autorisation de l'administration de l'Hôpital du Mali obtenue, comme pour toutes les activités de recherche, de mémoires et de thèses.
- Notre étude a eu l'assentiment des parents de chaque enfant avant d'être inclus. Nous leur avons expliqué les objectifs de notre étude.
- Les données sociodémographiques ont été recueillies dans la salle d'examen de manière anonyme avec un numéro d'identifiant.

IV. RESULTATS

Nous avons colligé 205 enfants de 0 à 15 ans pendant la période d'étude. Le tableau I montre la répartition des enfants en tranche d'âge.

Tableau III : Répartition des patients en fonction du sexe et de l'âge.

Sexe Age (année)	Masculin	Féminin	Nombre	%
<1 an	22	25	47	22,93
1à < 5 ans	57	28	85	41,46
5 à < 10 ans	30	16	46	22,44
10 à 15 ans	13	14	27	13,17
TOTAL	122	83	205	100

Les garçons étaient majoritaires dans 60% des cas avec une tranche d'âge de 1-<5ans prédominante.

Tableau IV : Répartition des patients en fonction des régions et segments du corps explorés.

Région explorée	Nombre	%
Cérébral	149	72,68
Thoracique	14	6,83
Crânio-facial	13	6,34
Abdomino-pelvien	11	5,37
Massif facial	4	1,95
TAP	4	1,95
Rachis	9	4,39
Membres inférieurs	1	0,49
TOTAL	205	100,00

L'examen crânio-encéphalique a été la plus exploré dans 149 cas soit 72,68%

Tableau V : Répartition des patients en fonction des indications

Indication	Nombre	Pourcentage(%)
Retard psychomoteur	43	21
Malformation cérébrale	21	10,24
Trouble de l'équilibre	20	9,76
Traumatisme crânien	18	8,78
Comitialité	12	5,85
Pneumopathie	12	5,85
convulsion apyrétique	11	5,37
Masse abdominale	9	4,39
Tumeur	8	3,90
Céphalée	4	1,95
Hémi-parésie/Hémiplégie	4	1,95
Rachialgie	2	0,98
Autres*	41	20
TOTAL	205	100,00

Autres :* il s'agissait des autres indications de demande d'examen TDM dont le nombre ne dépassait pas un examen.

Le retard psychomoteur était la cause de demande de TDM dans 21% des cas.

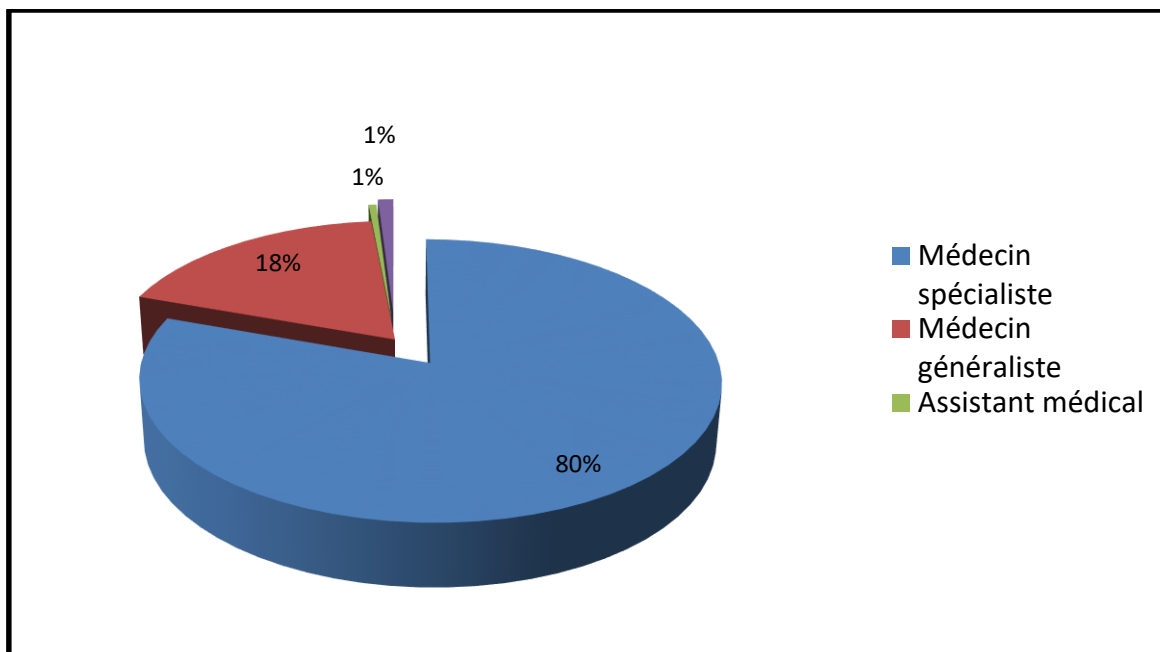


Figure1 : Répartition des prescripteurs

Les médecins spécialistes étaient les plus grands prescripteurs de TDM avec 165 demandes, soit 80%

L'analyse de la justification des explorations TDM révèle que 80 % des examens étaient justifiés et 20% non justifiés. La répartition des examens selon le grade des prescripteurs et le caractère justifié ou non de l'examen est illustrée sur la figure3.

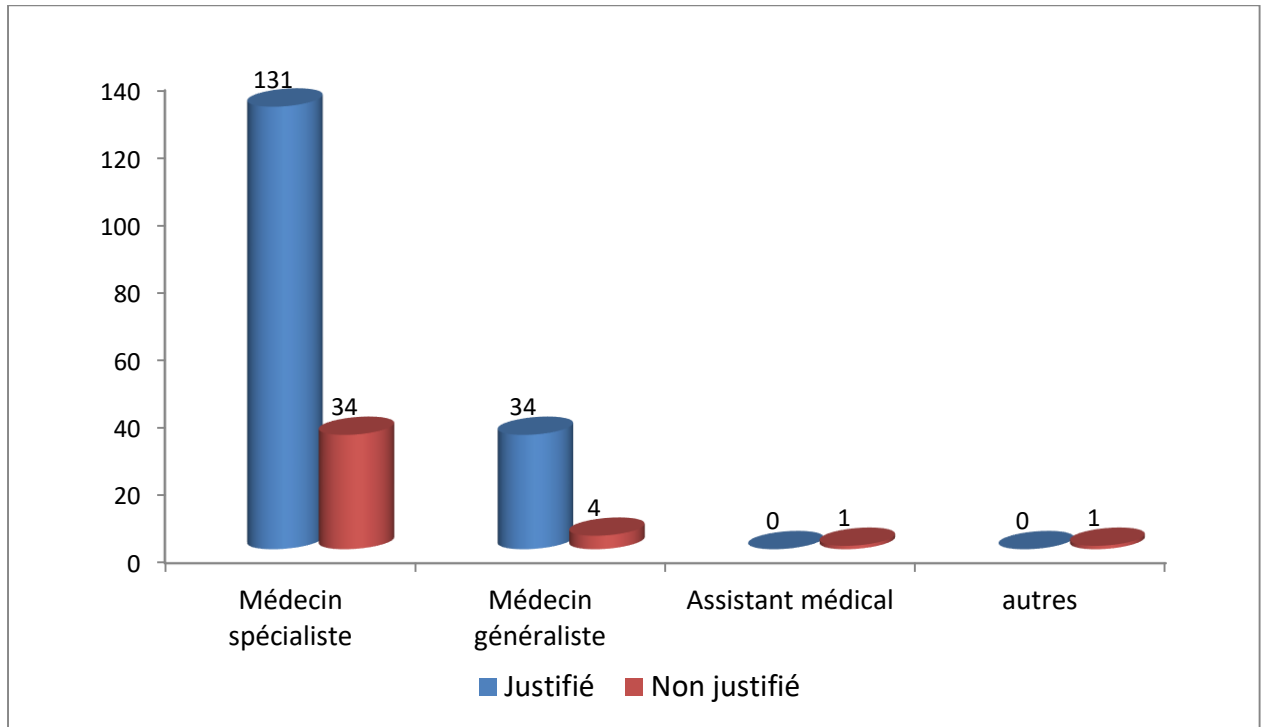


Figure 2 : Répartition des examens selon la qualification des prescripteurs et le caractère justifié ou non de l'examen.

Cette figure montre que la justification des demandes est liée à la qualification du prescripteur.

Tableau VI: Répartition des patients en fonction des résultats des examens réalisés.

Résultat des examens	Nombre	%
Pathologie encéphalique	64	31,22
Pathologie abdomino-pelvienne	10	4,88
Pneumopathie	13	6,34
Pathologie rachidienne	5	2,44
Normal	97	47,32
Autres*	16	7,80
Total	205	100,00

Autres* pathologies dont le nombre de patient ne dépassait pas une personne

Ce tableau montre que les résultats des TDM étaient normaux dans 47,32% et dans 31,22% des examens, nous avons une pathologie encéphalique.

Tableau VII : Moyenne des paramètres du protocole scanographique cérébrale des patients par tranche d'âge.

Paramètres Age (année)	KV Moyenne	mAs Moyenne	Pitch Moyenne	Longueur Topo(cm) Moyenne	Nombre
< 1	110	82	0,55	19	36
1 à <5	110	90	0,55	18	64
5 à <10	110	103	0,55	20	31
10 à15	110	99	0,55	21	18

Au cours de l'exploration crânio-encéphalique :

La KV était à 110 pour toutes les tranches d'âge ;

La charge moyenne était à 82 chez les <1 ans, 90 chez les 1-<5 ans, 103 chez les 5-<10 ans et 99 chez les 10-15 ans ;

Le Pitch était à 0,55 ;

La longueur moyenne du topo était à 19cm chez les < 1 ans, 18cm chez les 1-<5 ans, 21cm chez les 5-<10 ans et 22cm chez les 10-15 ans.

Tableau VIII : Moyenne des paramètres du protocole scanographique abdomino-pelvienne des patients par tranche d'âge.

Paramètres Age (année)	KV Moyenne	mAs Moyenne	Pitch Moyenne	Longueur Topo(cm) Moyenne	Nombre
< 1	110	26	1,5	130	1
1 à <5	112	188	1,5	387	7
5 à <10	120	160	1,5	363	2
10 à 15	110	308	1,5	476	1

La KV moyen par tranche d'âge était à 110 ;

La charge (mAs) moyenne était à 26 chez les < 1 ans, 188 chez les 1 à < 5 ans, 160 chez les 5 à < 10 ans et 303 chez les 10 à 15ans ;

Le Pitch était à 0,55

La longueur moyenne du topogramme était à 13 cm chez les < 1 ans, 39cm chez les 1 à < 5 ans, 36cm chez les 5 à < 10 ans et 48cm chez les 10 à 15ans.

Tableau IX : Moyenne des paramètres du protocole du scanner Thoracique par tranche d'âge.

Paramètres Age (année)	KV Moyenne	mAs Moyenne	Pitch Moyenne	Longueur Topo(mm) Moyenne	Nombre
< 1	110	302	1,5	264	6
1 à <5	110	322	1,5	225	6
5 à <10	110	340	1,5	277	2
10 à 15	-	-	-	-	-

La KV moyen par tranche d'âge était à 110 ;

La charge (mAs) moyenne était à 302 chez les < 1 ans, 322 chez les 1 à <5 ans et 340 chez les 5 à <10 ans ;

Le Pitch était à 0,55 ;

La longueur moyenne du topo était à 26 cm chez les < 1 ans, 22cm chez les 1 à <5 ans et 28cm chez les 5 à <10 ans.

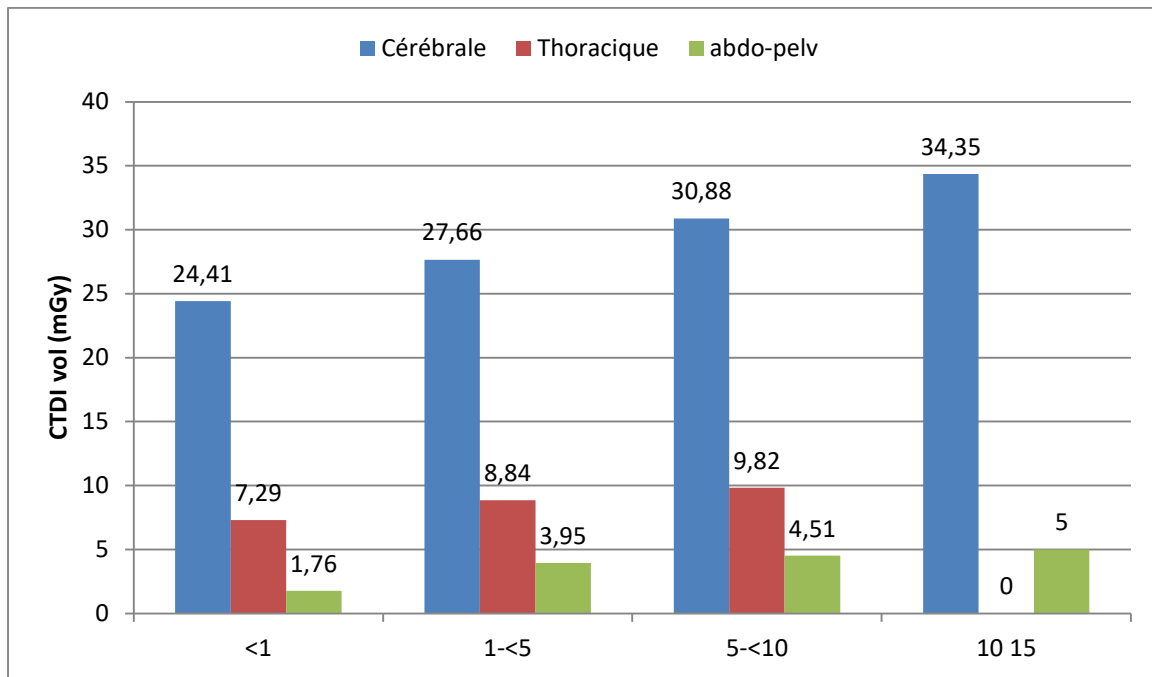


Figure 3 : CTDIvol moyenne par acquisition, par topographie anatomique, par tranche d'âge.

L'IDSV moyenne par topographie anatomique étaient de :

- 24,41mGy pour le cérébral, 7,29mGy pour le thorax et 1,76mm pour l'abdomino-pelvienne chez les patients de <1ans
- 27,66mGy pour le cérébral, 8,84mGy pour le thorax et 3,95mm pour l'abdomino-pelvien chez les enfants de 1 à < 5ans
- 30,88mGy pour le cérébral, 9,82mGy pour le thorax et 4,51mm pour l'abdomino-pelvien 5 à < 10ans.
- 34,35mGy pour le cérébral et 3,95mm pour l'abdomino-pelvienne chez les enfants de 10 à 15ans.

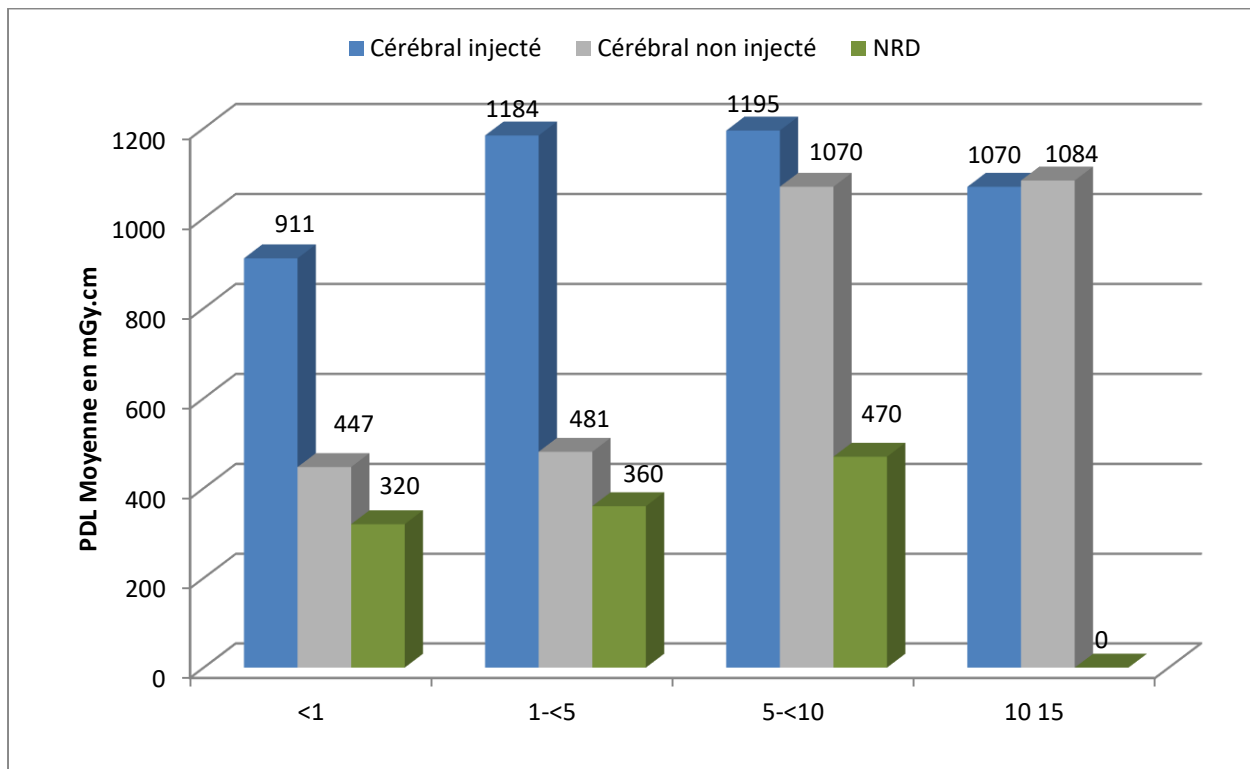


Figure 4 : Comparaison de la PDL moyenne des TDM cérébrales avec ou sans injection de PDC aux normes de référence diagnostique

Les doses moyennes délivrées étaient de :

- 911mGy.cm pour les injectés et 447mGy.cm pour les non injectés chez les patients de <1ans
- 1184mGy.cm pour les injectés et 481mGy.cm pour les non injectés chez les enfants de 1 à < 5 ans.
- 1195mGy.cm pour les injectés et 1070mGy.cm pour les non injectés chez les enfants de 5 à < 10ans.
- 1070mGy.cm pour les injectés et 1084mGy.cm pour les non injectés chez les enfants de 10 à 15ans.

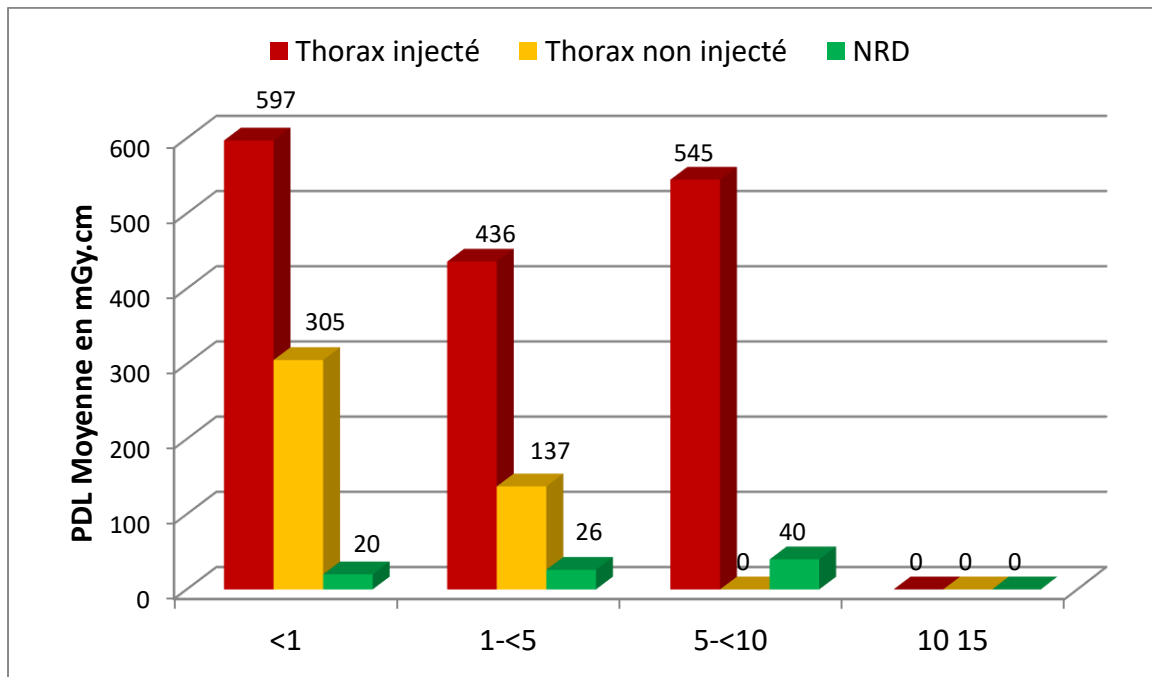


Figure 5 : Comparaison de la PDL moyenne des TDM thoraciques avec et ou sans injection de PDC aux normes de référence diagnostique

Les doses moyennes délivrées étaient de :

- 597mGy.cm pour les injectés et 305mGy.cm pour les non injectés chez les enfants de <1ans
- 436mGy.cm pour les injectés et 137mGy.cm pour les non injectés chez les enfants de 1à <5 ans.
- 545mGy.cm pour les injectés chez les enfants de 5 à <10ans.

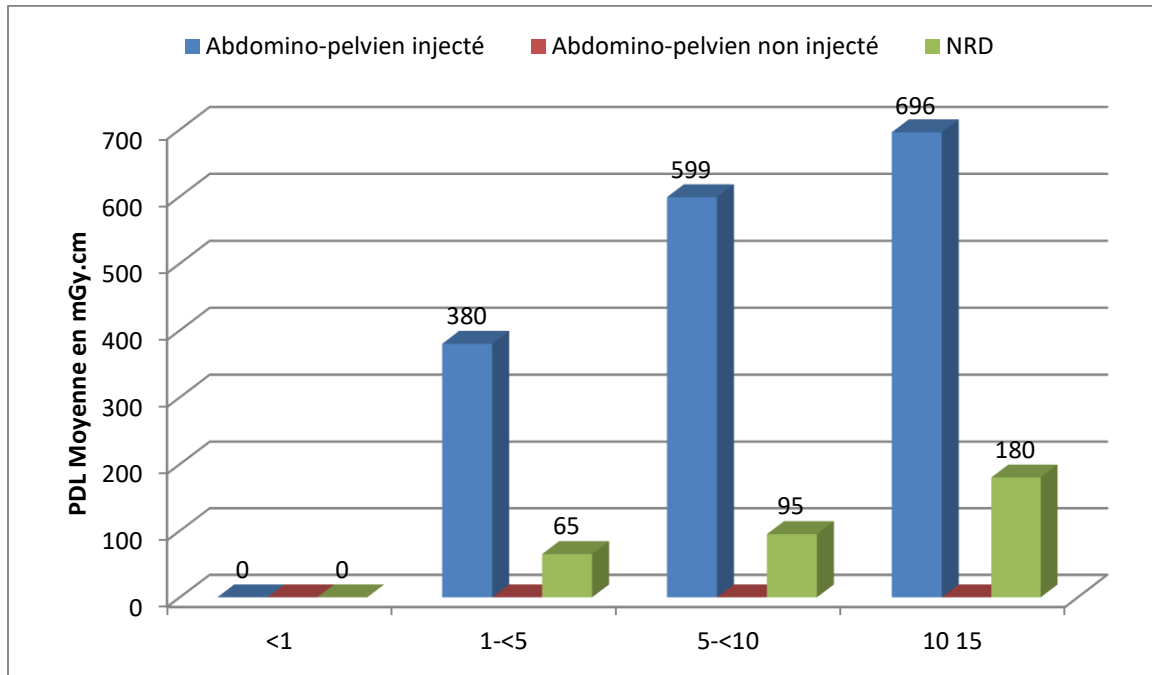


Figure 6 : Comparaison de la moyenne de PDL des TDM abdomino-pelviennes avec injection de PDC aux normes de référence diagnostique

La dose moyenne délivrée lors des examens abdomino-pelviens avec injection de PDC:

- 380mGy.cm chez les patients de 1 à <5 ans
- 599mGy.cm chez les enfants de 5 à <10ans
- 696mGy.cm chez les enfants de 10 à 15 ans.

V. COMMENTAIRES ET DISCUSSION

9. Données sociodémographiques

9.1 Fréquence

Pendant notre période d'étude, la prévalence des examens de tomodensitométrie pédiatrique à l'Hôpital du Mali était de 4%. Prévalence largement inférieure du 11,7% rapportée par N'Goan-Domoua et al. en Côte d'Ivoire [30]. Ongolo-Zogo P et al. ont trouvé 14% au Cameroun [31], Tchaou M et al 15,45% au Togo [40]. Cette grande différence pourrait s'expliquer en partie par la période d'étude, qui s'est coïncidée avec l'avènement de la maladie à corona virus (Covid 19), dont l'Hôpital du Mali est l'un des centres de la prise en charge, ainsi que par le profil de l'hôpital non pédiatrique par rapport aux CHU Gabriel TOURE et le Centre Hospitalier Mère-Enfant le Luxembourg.

9.2 Age

Dans notre série, la tranche d'âge de 0 à <5 ans était la plus exposée (64,39%), ce résultat est comparable à celui de Tankoano A et al (60%) au Burkina [3].

9.3 Sexe

Les garçons étaient majoritaires avec 122 garçons (60%) pour 83 filles (40%), ce qui donne un sex-ratio garçons/filles de 1,5.

10. Indications des examens

Les explorations cérébrales sans et avec injection de PDC étaient de l'ordre de 72% des examens TDM étudiés. Cette prédominance des examens céphaliques était en concordance avec le résultat d'autres études africaines, notamment celles de Tchaou M et al (64,42%), de N'Goan-Domoua et al. (89%), de Tankoano A et al (91%) [30, 40, 3]. Ces examens étaient demandés dans le cadre de la prise en charge du retard psychomoteur, des malformations cérébrales, du traumatisme crânien. La prédominance du scanner céphalique pourrait s'expliquer par la provenance des malades qui étaient issues dans la majorité des

cas des services de neurologie médicale et chirurgicale après le service de pédiatrie.

Le scanner abdomino-pelvien avec injection de produit de contraste était réalisé dans 5% des cas, ce résultat se rapproche à celui de Tankoano Aet al. au Burkina (7%), mais largement inférieur à celui de Tchaou M et al (21,16%) au Togo [3, 30].

Les principales indications pour ce type de scanner étaient la tumeur abdominale et la lithiase urinaire.

Le thorax avec et sans PDC était enregistré le plus souvent pour des raisons de pneumopathies, de pleurésies enkystés. Il a représenté 7% des prescriptions TDM de notre étude, fréquence supérieure au 2% de l'étude de Tankoano Aet al. au Burkina [3]. Cette fréquence pourrait s'expliquer par la présence du service de chirurgie thoracique.

11. Prescripteur

Les services de pédiatrie ont représenté 45%, suivi de la neurochirurgie (18%).

Les médecins spécialistes étaient les plus grands prescripteurs de TDM (80%) suivis des médecins généralistes (18%). Au Togo selon Tchaou M et al [40] les généralistes étaient les plus grands prescripteurs de TDM (29,81%). Cette différence pourrait s'expliquer par la provenance de nos patients qui étaient issues majoritairement des services spécialisés.

12. Justification

La justification des actes scanographiques reste aujourd'hui l'outil le plus pertinent lorsque l'on veut expliquer la radioprotection. En effet, le premier des principes de réduction de dose est la justification de l'examen proposé, c'est à dire la confirmation argumentée non seulement de l'indication clinique, mais aussi de la TDM comme technique d'imagerie la plus appropriée (SFR et IRSN,

2005). Cependant les alternatives à l'imagerie scanographique restent difficilement applicables en routine clinique car l'IRM demeure une technique très coûteuse avec une disponibilité limitée du fait du manque de machine et l'échographie est opérateur dépendant.

De nombreux guides de bonnes pratiques ont été élaborés lors des 20 dernières années comme le guide de bon usage des examens d'imagerie médicale de la Société Française de Radiologie SFR qui servent de référence en France et en Europe [32]

L'analyse de la justification de nos examens TDM sur la base du Guide de bon usage de la Société Française de Radiologie, révèle que 80 % de nos examens étaient justifiés, ce qui est un taux satisfaisant. Ce résultat était presque égal au 77% obtenu par Tchaou M et al [40].

13. Données dosimétriques

L'un des objectifs de notre étude était de comparer les doses délivrées au cours de ces différents examens par rapport aux doses de références diagnostiques internationaux, de préférence au NRD français.

Dans le diagnostic médical, les niveaux de référence diagnostiques (NRD) permettent de reconnaître les situations dans lesquelles la charge du rayonnement se situe au-delà de la pratique courante d'examen pour le patient. Les grandeurs dosimétriques retenues sont l'indice de dose scanographique du volume (IDSV ou CTDI_{vol}) et le produit dose longueur (PDL ou DLP).

Si le CTDI rend compte des paramètres d'acquisition utilisées pour réaliser les actes de scanographie (haute tension, charge, pas...), le PDL est le reflet des pratiques en termes de longueur explorée. Pour un examen dont le CTDI est inférieur au NRD, un PDL supérieur au NRD traduira une longueur d'acquisition supérieure aux pratiques courantes [24].

La qualité des images n'a pas été étudiée dans cette étude ; il a été considéré qu'elle apportait satisfaction aux professionnels.

Ces dix dernières années dans un soucis grandissant de radioprotection, de nombreuses publications ont fait état de recommandations de bonnes pratiques concernant la substitution des TDM par des examens non ionisants tel que l'IRM et l'échographie et lorsque cela n'était pas possible, l'adaptation des protocoles pédiatriques en limitant le nombre d'acquisition et adaptant les paramètres d'acquisition [7].

Pour tous les types d'actes réalisés dans notre étude, l'analyse des PDL et CTDI a été restreinte aux examens cérébraux, thoraciques et abdomino-pelviens de l'âge compris entre 0 et 15ans. Cette méthode permet de disposer d'un ensemble de données plus homogène et est analogue à celle retenue pour le recueil des données relatives aux NRD.

Nos résultats ont été comparés aux NRD Française de l'arrêté du 23 mai 2019 portant homologation de la décision n° 2019-DC-0667 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 18 avril 2019 relative aux modalités d'évaluation des doses de rayonnements ionisants délivrées aux patients lors d'un acte de radiologie, de pratiques interventionnelles radioguidées ou de médecine nucléaire et à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques associés. [2]

Tableau X : comparaison des PDL de examens crânio-encéphalique au NRD et au résultat d'autres études africaines.

PDL moyenne en mGy.cm					
Etude Age (année)	Notre étude		NRD (France)	Etude Tchaou (Togo) Non injecter	Etude Tankoano (Burkina Faso) Non injecter
	Injecter	Non injecter			
<1	911	447	320	546	1290
1 à <5	1184	481	360	800	2314
5 à <10	1195	1070	470	813	2350
10 à 15	1070	1084	-	1072	1533

En comparant nos résultats de PDL calculés aux NRD, 96% des TDM cérébrales avaient des valeurs de PDL supérieures aux NRD définies en fonction des tranches d'âge. En considérant les moyennes des PDL, les nôtres dépassaient largement les NRD pour tous les examens. Nos résultats étaient proches à celui de Tchaou M. et al au Togo [40], mais légèrement inférieurs à celui de Tankoano A et al au Burkina[3]. Ces résultats pourraient s'expliquer par le balayage systématique des sinus de la face et souvent même des mâchoires ou du mauvais fenêtrage du topogramme au cours de ces acquisitions cérébrales.

Tableau XI : comparaison des PDL des examens Thoraciques au NRD et aux resultats d'autres études africaines.

PDL moyenne en mGy.cm				
Etude Age (année)	Notre étude		NRD (France)	Etude Tankoano (Burkina Faso) Non injecter
	Injecter	Non injecter		
<1	597	303	20	128
1 à <5	436	137	26	192
5 à <10	545	-	40	-
10 à 15	-	-	-	-

La totalité de nos acquisitions thoraciques avaient des valeurs de PDL ainsi que les moyennes calculées largement au-dessus des NRD. Ce résultat dépassait largement celui de Tankoano A et al[3]. Un mauvais paramétrage et un excès de hauteur des champs d'explorations pourraient expliquer cette grande différence.

Tableau XII: comparaison des PDL des examens abdomino-pelviens au NRD et aux resultats d'autres études africaines.

PDL moyenne en mGy.cm				
Etude Age (année)	Notre étude (injecté)	NRD (France)	Etude Tchaou (Togo) Non injecter	Etude Tankoano (Burkina Faso) Non injecter
<1	-	-	-	-
1 <5	380	65	64	-
5 <10	599	95	-	1,74
10 - 15	696	180	284	472

Nos résultats dépassaient largement les NRD ainsi qu'à d'autres études africaine notamment ceux de Tchaou M. et al au Togo [40] et de Tankoano A et al au Burkina[3]. Un mauvais paramétrage et un excès de hauteur des champs d'explorations pourraient expliquer cette grande marge.

14. Les paramètres :

Tous nos examens ont été réalisés avec la même tension (KV= 110). Par contre la charge du tube (mAs) utilisée avait des valeurs très différentes. Le pas de l'hélice ou pitch était uniforme avec une valeur moyenne de 0,55 pour les TDM cérébrales et 1,5 pour les TDM thoraciques et abdomino-pelviennes.

Certains paramètres du protocole pouvaient être modifiés directement par l'utilisateur avant l'acquisition (mode d'acquisition, KV, mAs, nombre de pas) et d'autres après acquisition (intervalle inter coupe, algorithme de reconstruction) pour optimiser la dose et la qualité d'image. Une étude a montré que réduire le KV de 120 à 80 réduit la dose délivrée d'un facteur de 2,2, de même une réduction de mAs par deux permet de réduire la dose par deux mais avec augmentation du bruit de l'image d'un facteur de 1,4[20].

D'après une étude menée par l'université de Newcastle (Pearce MS, 2012), l'utilisation du scanner chez l'enfant, entraînant des doses cumulatives d'environ 50 mGy triple presque le risque de leucémie et des doses d'environ 60 mGy triplent le risque de cancer du cerveau. Au vu de ces constatations qui seraient dues au fait que les protocoles d'examens utilisés ne s'adaptent pas toujours aux enfants, comme rapporté par Brisse H, [5] des mesures de réduction de doses doivent être adoptées concernant ces examens. En plus, une action de sensibilisation à l'optimisation des doses et des protocoles d'acquisition du scanner auprès du personnel est également primordiale et efficace puisque selon une étude réalisée par Etard C. et al[14] a permis une diminution significative des valeurs moyennes du PDL (-50%) et le respect systématique des recommandations dosimétriques.

CONCLUSION

Les doses d'irradiation délivrées aux cours des examens TDM étaient élevées, non conformes aux NRD français dans 100% et environ plus de trois fois supérieures aux niveaux de référence dans les explorations thoraciques et abdomino-pelviennes.

Les indications étaient préférentiellement neurologiques.

Du point de vue de la justification la conformité des indications avec le guide de bon usage des examens d'imagerie médicale n'est pas totale, mais satisfaisante.

L'analyse des différentes procédures montre qu'une amélioration des pratiques notamment par rapport aux paramètres techniques et aux protocoles, associée à un renforcement des compétences en radioprotection des manipulateurs en radiodiagnostic contribuera à une meilleure radioprotection des enfants. Faire publier les paramètres selon NRD.

Ce travail initial a permis la conception d'une intervention comportant l'arrêt et la modification du protocole préprogrammé, la sensibilisation de l'ensemble des personnels du service, notamment les manipulateurs pour une meilleure radioprotection des enfants, l'affichage des protocoles modifiés pour les enfants.

RECOMMANDATION

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

➤ **Aux autorités administratives**

- D'œuvrer pour la promotion d'autres techniques d'imagerie plus performantes en radioprotection et adaptées aux enfants tels que l'IRM pour les CHU du Mali,
- La création d'un cadre réglementaire en radioprotection s'avère également nécessaire.

➤ **Aux radiologues et aux manipulateurs en radiologie**

- D'adopter des stratégies d'optimisation en pédiatrie tout en fournissant une qualité d'image diagnostic.
- Augmenter la prise de conscience et la compréhension des questions relatives au rayonnement parmi les manipulateurs.
- L'évaluation périodique des doses délivrées devraient devenir une activité routinière.

➤ **Aux médecins et agents prescripteurs d'examens TDM**

- De demander judicieusement l'examen scanographique du fait de son risque d'irradiation.
- De fournir aux radiologues des renseignements cliniques précis pour faciliter l'interprétation et contextualiser le résultat TDM.

RESUME

Objectifs : Evaluer les doses d'exposition reçues par les enfants lors des examens TDM

Méthodologie : Il s'est agi d'une étude prospective de janvier à décembre 2020 portant sur 205 TDM pédiatriques réalisés au service d'imagerie médicale de l'Hôpital du Mali ; sur une même machine SIEMENS Emotion16 coupes. La saisie et l'analyse des données ont été effectuées par EPI info version 7.

Résultats : Une prédominance masculine se dégageait avec un sex-ratio garçons/filles de 1,5. La tranche d'âge comprise entre 0-< 5 ans était la plus représentée (64%). La majorité des examens étaient prescrits par les médecins spécialistes (80%). Le scanner cérébrale était l'examen le plus prescrit (72,68 %) avec des atteintes neurologiques. L'analyse des indications selon les recommandations du Guide de Bon Usage de la Société Française de Radiologie (SFR) révèle que 80% des TDM étaient justifiées. Les doses d'irradiation délivrées aux cours des examens TDM étaient élevées, non conformes aux normes dans 100% et environ plus de trois fois supérieures aux niveaux de référence dans les explorations thoraciques et abdomino-pelviennes. La tension était uniforme (KV= 110) pour les examens, la charge du tube (mAs) était très différentes selon les examens et les tranche d'âge. Le pas ou pitch était uniforme avec une valeur moyenne de 0,55 pour les TDM cérébrales et 1,5 pour les TDM thoraciques et abdomino-pelviennes.

Conclusion : les doses délivrées aux enfants lors des TDM sont aux dessus des NRD. Ce travail a permis la conception d'une intervention comportant l'arrêt et la modification du protocole préprogrammé, la sensibilisation de l'ensemble des personnels du service, notamment les manipulateurs, l'affichage des protocoles modifiés pour les enfants.

Mots clés :

- Pédiatrie
- Tomodensitométrie (TDM)
- Radioprotection
- Niveau de Référence Diagnostic (NRD)

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the exposure doses received by children during CT examinations

Methodology: This was a prospective study from January to December 2020 on 205 pediatric CT scans performed in the medical imaging department of the Mali Hospital; on the same machine SIEMENS Emotion 16 cuts. Data entry and analysis were performed by EPI info version 7.

Results: A male predominance emerged with a male/female sex ratio of 1.5. The age group between 0-<5 years was the most represented (64%). The majority of examinations were prescribed by medical specialists (80%). The cerebral scanner was the most prescribed examination (72.68%) with neurological damage. The analysis of the indications according to the recommendations of the Good Usage Guide of the French Society of Radiology (SFR) reveals that 80% of the CT scans were justified. The doses of irradiation delivered during the CT examinations were high, sub standard in 100% and approximately more than three times higher than the reference levels in the thoracic and abdomino-pelvic explorations. The voltage was uniform (KV= 110) for the examinations, the tube charge (mAs) was very different according to the examinations and the age group. The step or pitch was uniform with an average value of 0.55 for the cerebral CT scans and 1.5 for the thoracic and abdomino-pelvic CT scans.

Conclusion: the doses delivered to children during CT scans are above the DRLs. This work made it possible to design an intervention involving the stopping and modification of the pre-programmed protocol, the awareness of all the personnel of the service, in particular the manipulators, the display of the modified protocols for the children.

Keywords :

- Pediatric
- Computed tomography
- Radiation protection
- Diagnostic Level Reference (DRL)

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Adambounou. K. et al.

Analyse de la justification de l'irradiation médicale pédiatrique liée à la Tomodensitométrie (TDM) à Lomé (Togo). Journal of Medical Imaging Radiation ; Sciences Année : 2021. Vol :52(2); p. 277-285

2. Arrêté du 23. mai 2019 portant homologation de la décision n° 2019-DC0667 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 18 avril 2019 relative aux modalités d'évaluation des doses de rayonnements ionisants délivrées aux patients lors d'un acte de radiologie, de pratiques interventionnelles radioguidées ou de médecine nucléaire et à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques associés. NOR: SSAP1915191A.

3. Aïda. I.T et al.

Évaluation des Doses d'Exposition et Concordance Radio-Clinique des Examens Tomodensitométriques Pédiatriques au CHUSS de Bobo-Dioulasso. Health Sci. Dis: Vol 21 (9) September 2020 pp 39-42

4. Baysson. H. et al.

Suivi d'enfants exposés aux rayonnements ionisants dans le cadre de procédures radiologiques à visée diagnostique. EDP Sciences 2013. 48(1).

5. Brisse H. et al,

Niveaux d'exposition en tomodensitométrie multicoups pédiatrique: résultats de l'enquête dosimétrique SFIPP/IRSN 2007-2008. Journal de Radiologie 2009. 90(2): p. 207-215.

6. Charlotte. Anne J.

Dose efficace cumulée imputable au scanner en oncopédiatrie bilan multicentrique au sein de l'interrégion Grand Ouest. 2015; Université François-Rabelais. Thèse de médecine

7. Chateil. J. et al

Ordre de grandeur des doses reçues lors des expositions diagnostiques en pratique médicale ;

Journal de Radiologie 2008. 89(10): p.1278

8. Chateil J.-F et al.

Brisse, Ordre de grandeur des doses délivrées en radiodiagnostic. Journal de Radiologie 2010. 91(11): p. 1192-1200.

9. Coulibaly Y.

Apport de la tomodensitométrie dans le diagnostic des pathologies pédiatriques au CHU du Point G étude rétrospective sur 3 ans (janvier 2010 à décembre 2012). Thèse de médecine 2016

10. Delchambre. M.

Calcul de la dose efficace cumulée reçue par nos patients en tomodensitométrie diagnostique: création d'un outil informatique pour le médecin généraliste ;

Thèse de médecine faculté de médecine de Grenoble

2012.<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00745007>.

11. Doumbia K.F

Profil des examens tomodensitométriques dans le Service de Radiologie et d'imagerie médicale du Centre Hospitalier Universitaire Gabriel Toure. Thèse de médecine 2016.<https://www.kenya.net>

12. DREUIL et Serge

Calcul de dose aux organes en scanographie. Journées SFRP / 5ièmes journées scientifiques francophones – 25 & 26 mars 2014

13. Etard C. et al.

Optimisation en scanographie pédiatrique. 2010. 45(1): p. 31-42.EDP Sciences and available at <http://www.radioprotection.org>

14. Gao.Y et al.

Patient-specific organ and effective dose estimates in pediatric oncology computed tomography; journal Phys Med, 2018. 45: p. 146-155.

15. Genilloud.J. and M. Zahno.

CTDI corrigé et modulation de courant. 2014;Haute Ecole de Santé Vaud. Memoire

16. Guegang. G. et al.

Evaluation des doses d'irradiation délivrées aux patients au cours de l'uroscanner réalisé pour le bilan de la lithiase des voies urinaires hautes ;Yaoundé - Cameroun 2014. J Afr Imag Méd 2014; (6), 1: 31-37.

17. Gonsu et al.

Résumés des conférences Africain d'Imagerie Médicale ; JRAF 2018.2018. 10(1)

18. Hayatghaibi S.E.et al.

Prospective cost implications with a clinical decision support system for pediatric emergency head computed tomography; Pédiate Radiol, 2021: p. 1-7.

19. Kamdemet al.

Optimization of pediatric CT scans in a developing countr; BMC Pediatrics 2021. 21(1): p. 1-7

20. Kim J-E. and al.

Evaluation of a Radiation Dose Reduction Strategy for Pediatric Chest CT;American Journal of Roentgenology, 2010. 194(5): p. 1188-1193.

21. Krille.L et al.

Computed tomographies and cancer risk in children: a literature overview of CT practices, risk estimations and an epidemiologic cohort study proposal. Radiat Environ Biophys, 2012. 51(2): p. 103-11.

22. Leclét. H..

La métrologie des niveaux de doses dans les pratiques radiodiagnostiques ; European Journal of Radiology journal 2016.

23. M. A. Camara et al.

Etude comparative de la dose patient par rapport à la dose de référence au scanner de l'Hôpital du Mali/ ; Jaccr Africa 2020; 4(1): 276-281.

24. M. RALAIVELO Mbolatiana Anjarasoa Luc

Dosimetrie des patients en tomодensitometrie par la determination des doses aux organes ;Thèse de médecine 2016, Université d'Antananarivo.

25. Mabile. M. et al.

Évaluation des doses d'irradiation aux organes en scanographie pédiatrique ;Journal de Radiologie 2005. 86(5): p. 487-491

26. Miksys. N et al.

Estimating Effective Dose to Pediatric Patients Undergoing Interventional Radiology Procedures Using Anthropomorphic Phantoms and MOSFET Dosimeters; American Journal of Roentgenology, 2010. 194(5): p. 1315-1322.

27. Mozziconacci.J et al.

La dosimétrie patient: exemple d'une démarche d'évaluation des pratiques en imagerie médicale ; Journal de Radiologie 2009. 90(11): p. 1725-1729

28. Muhammad N.A. et al.

Diagnostic Reference Level of Radiation Dose and Image Quality among Paediatric CT Examinations in A Tertiary Hospital in Malaysia; Journal Diagnostics 2020, 10, 591.

29. N'GOAN-DOMOUA. A et al.

La tomodensitométrie dans la prise en charge des pathologies infantiles au CHU de Yopougon (Abidjan-Côte d'Ivoire ;Rev Int Sc Méd 2013;15,1:20-24.

30. Ongolo-Zogo et al

*Évaluation de la dose patient en scanographie pédiatrique dans deux hôpitaux universitaires à Yaoundé Cameroun ;
Radioprotection 2012. 47(4): p. 533-542.*

31. Rani. K

*Stratégies d'optimisation des protocoles en scanographie pédiatrique
Thèse Doctorat Université de Lorraine 2015 <https://hal.archives-ouvertes.fr/tel-01571534>*

32. R. Ideguchi et al.

*The present state of radiation exposure from pediatric CT examinations in Japan 2018,
Journal of Radiation Research. 59(2): p. ii130-ii136.*

33. Roch. P et al .

Les niveaux de référence diagnostiques en France une perception contrastée face à un dispositif perfectible mais efficace ;Radioprotection 2018, 53(1), 13–19 (16 Jul 2020)

34. Samba. O.N et al.

Estimation en vue d'optimisation de la dose d'irradiation en radiographie standard du thorax et de l'abdomen dans quatre hôpitaux de Yaoundé ;Afrique SCIENCE 2016. 12(5): p. 166-174.

35. Sleiman et al .

*Etude des doses de radiation cumulees chez les enfants hospitalises en unite de soins intensifs ;
Journal de Radiologie 2009. 90(10): p. 1427-1428.*

36. Sodhi. K.S. et al.

Clinical application of 'Justification' and 'Optimization' principle of ALARA in pediatric CT imaging; *Eur J Radiol*, 2015. **84**(9): p.1752-7

37. Solomon D.Z. et al.

Justification and Optimization Principles of ALARA in Pediatric CT at a Teaching Hospital in Ethiopia. *Ethiop J Health Sci*, 2020. **30**(5): p. 761-766.

38. Talbot et al.

*Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire.*2004 ;Saisine ASN/DIS/n°0059/2007

39. Tchaou. M et al..

Revue des Doses d'Exposition et des Methode d'Optimisation en Tomodensitometrie (TDM) de l'Enfant au Togo ;
European Scientific ;Journal February 2016 DOI:
10.19044/esj.2016.v12n6p73

40. Theodorakou. C. et al

Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms;
Br J Radiol, 2012. **85**(1010): p. 153-60

41. Udayasankar .U et al

Low-dose nonenhanced head CT protocol for follow-up evaluation of children with ventriculoperitoneal shunt: reduction of radiation and effect on image quality;*American Journal of Neuroradiology* 2008. **29**(4): p. 802-806.

42. Van der Merwe C.M. and N. Mahomed .

*An audit of radiation doses received by paediatric patients undergoing computed tomography investigations at academic hospitals in South Africa;*SA J Radiol, 2020. **24**(1): p. 1823.

43. Vassileva. J et al.

IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols; Eur Radiol, 2013. **23**(3): p. 623-31.

44. Zacharias. C.et al

Pediatric CT: strategies to lower radiation dose;
American Journal Roentgenology 2013. **200**(5): p. 950-956..

45. Zhao et al.

Image quality and lesion detectability in low-dose pediatric 18 F-FDG scans using total-body PET/CT; *European journal of Nuclear Medicine Molecular Imaging*. 2021:

ANNEXES

Fiche de recueil de données

N°

Sujet : Evaluation des Doses d'Exposition En Tomodensitométrie Pédiatrique au Service d'Imagerie médicale de l'Hôpital du Mali.

I- Renseignements généraux :

Q1 Age :..... ans

Q2 Taille :..... m

Q3 Poids :.....Kg

Q4 Sexe : Masculin Féminin

Q5 Antécédents :

- Médicaux : Oui :..... NON
- Chirurgicaux: Oui :..... NON
- Autres:.....

II La demande de l'examen

Q6 Service demandeur :.....

Q7 Grade de demandeur :

Médecin Spécialiste Médecin Généraliste Assistant Médical

Infirmier/ère Autre :.....

Q8 Examen demandé :

- 1. Cérébral 2. Massif facial 3. Crânio-facial 4. Rochers
- 5. Thorax 6. Abdomen- pelvis 7. T.A.P 8. Bassin
- 9. Rachis : cervicale Dorsale Lombar Dorso-lombar
- 10. Autres :.....

Q9 Indication :.....

Q10 Justification :

Justifié Non justifié

III Le déroulement de l'examen :

Q11 Type d'examen réalisé :

- Cérébral sans PC
- Cérébral avec PC
- Massif facial sans PC
- Massif facial avec PC
- Crânio-facial sans PC
- Crânio-facial avec PC
- Rochers
- Thorax sans PC
- Thorax avec PC
- Abdomen- pelvis sans PC
- Abdomen- pelvis avec PC
- T.A.P avec PC
- Rachis: /.../ Cervicale ; /.../ Dorsale ; /.../ Lominaire ; /.../ Dorso-lomb
- Bassin
- Autres :

A. PARAMETRES D'EXAMEN ET DOSES DELIVREES

Q12 Longueur du topo gramme :

Q13 Nombre d'acquisition :

Q14 Tension aux bornes du générateur :KV

Q15 Intensité du courant :mAs

Q16 Vitesse de rotation :s

Q17 Epaisseur de coupe :

Q18 Nombre de coupes :

Q19 Pitch :

Q20 Index de Dose Scanographique par Volume (CTDIvol) :mGy

Q21 Produit Dose Longueur (PDL) :mGy.cm

Q22 Ailleurs :

Q23 Résultat de l'examen :

.....

.....

.....

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'Être 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 des 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 couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

JE LE JURE