



كلية الطب  
والصيدلة - مراكش  
FACULTÉ DE MÉDECINE  
ET DE PHARMACIE - MARRAKECH

Année 2024

Thèse N° 479

# Établissement de niveau de référence diagnostique au service de radiologie des urgences Arrazi

THÈSE

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 26/11/2024

PAR

**Mr. Aksoum El Mehdi**

Né Le 03 Avril 1999 à Essaouira

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MÉDECINE

MOTS-CLÉS

Dosimétrie - NRD - TDM - DLP - CTDIvol - Radioprotection - Rayonnement ionisant

JURY

**Mme. M.OUALI IDRISSI**

Professeur de Radiologie

PRESIDENTE

**Mme. N.CHERIF IDRISSI EL GANOUNI**

Professeur de Radiologie

RAPPORTEUR

**M. B.BOUTAKIOUTE**

Professeur de Radiologie

**M. A.MOUHSINE**

Professeur de Radiologie

**M. A.EL OMRANI**

Professeur d'Oncologie-Radiothérapie

JUGES



# بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

{ رَبِّ أَوْزِعْنِي أَنْ أَشْكُرَ نِعْمَتَكَ  
الَّتِي أَنْعَمْتَ عَلَيَّ وَعَلَى وَالِدَيَّ  
وَأَنْ أَعْمَلَ صَالِحًا تَرْضَاهُ وَأَصْلِحْ  
لِي فِي ذُرِّيَّتِي إِنِّي تُبْتُ إِلَيْكَ  
وَإِنِّي مِنَ الْمُسْلِمِينَ }

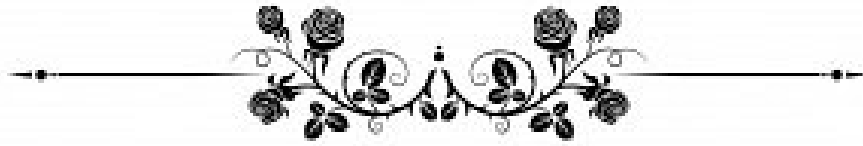


بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

قَالُوا سُبْحَانَكَ لَا عِلْمَ لَنَا إِلَّا مَا عَلَّمْتَنَا إِنَّكَ أَنْتَ الْعَلِيمُ

الْحَكِيمُ ٣٢

صَدِّقَ وَاللَّهُ الْعَظِيمِ



## Serment d'Hippocrate

*Au moment d'être admis à devenir membre de la profession médicale, je m'engage solennellement à consacrer ma vie au service de l'humanité.*

*Je traiterai mes maîtres avec le respect et la reconnaissance qui leur sont dus.*

*Je pratiquerai ma profession avec conscience et dignité. La santé de mes malades sera mon premier but.*

*Je ne trahirai pas les secrets qui me seront confiés.*

*Je maintiendrai par tous les moyens en mon pouvoir l'honneur et les nobles traditions de la profession médicale.*

*Les médecins seront mes frères.*

*Aucune considération de religion, de nationalité, de race, aucune Considération politique et sociale, ne s'interposera entre mon devoir et mon patient.*

*Je maintiendrai strictement le respect de la vie humaine dès sa conception.*

*Même sous la menace, je n'userai pas mes connaissances médicales d'une façon contraire aux lois de l'humanité.*

*Je m'y engage librement et sur mon honneur.*

**Déclaration Genève, 1948**

# LISTE DES PROFESSEURS



UNIVERSITE CADI AYYAD  
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE  
MARRAKECH

Doyens Honoraires : Pr. Badie Azzaman MEHADJI  
: Pr. Abdelhaq ALAOUI YAZIDI  
: Pr. Mohammed BOUSKRAOUI

**ADMINISTRATION**

Doyen : Pr. Said ZOUHAIR  
Vice doyen de la Recherche et la Coopération : Pr. Mohamed AMINE  
Vice doyen des Affaires Pédagogiques : Pr. Redouane EL FEZZAZI  
Vice doyen Chargé de la Pharmacie : Pr. Oualid ZIRAOU  
Secrétaire Générale : Mr. Azzeddine EL HOUDAIGUI

LISTE NOMINATIVE DU PERSONNEL ENSEIGNANTS CHERCHEURS PERMANANT

N°	Nom et Prénom	Cadre	Spécialité
01	ZOUHAIR Said (Doyen)	P.E.S	Microbiologie
02	BOUSKRAOUI Mohammed	P.E.S	Pédiatrie
03	CHOULLI Mohamed Khaled	P.E.S	Neuro pharmacologie
04	KHATOURI Ali	P.E.S	Cardiologie
05	NIAMANE Radouane	P.E.S	Rhumatologie
06	AIT BENALI Said	P.E.S	Neurochirurgie
07	KRATI Khadija	P.E.S	Gastro-entérologie
08	SOUMMANI Abderraouf	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
09	RAJI Abdelaziz	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
10	SARF Ismail	P.E.S	Urologie
11	MOUTAOUAKIL Abdeljalil	P.E.S	Ophtalmologie
12	AMAL Said	P.E.S	Dermatologie
13	ESSAADOUNI Lamiaa	P.E.S	Médecine interne
14	MANSOURI Nadia	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
15	MOUTAJ Redouane	P.E.S	Parasitologie

16	AMMAR Haddou	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
17	CHAKOUR Mohammed	P.E.S	Hématologie biologique
18	EL FEZZAZI Redouane	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
19	YOUNOUS Said	P.E.S	Anesthésie-réanimation
20	BENELKHAIAT BENOMAR Ridouan	P.E.S	Chirurgie générale
21	ASMOUKI Hamid	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
22	BOUMZEBRA Drissi	P.E.S	Chirurgie Cardio-vasculaire
23	CHELLAK Saliha	P.E.S	Biochimie-chimie
24	LOUZI Abdelouahed	P.E.S	Chirurgie-générale
25	AIT-SAB Imane	P.E.S	Pédiatrie
26	GHANNANE Houssine	P.E.S	Neurochirurgie
27	ABOULFALAH Abderrahim	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
28	OULAD SAIAD Mohamed	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
29	DAHAMI Zakaria	P.E.S	Urologie
30	EL HATTAOUI Mustapha	P.E.S	Cardiologie
31	ELFIKRI Abdelghani	P.E.S	Radiologie
32	KAMILI El Ouafi El Aouni	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
33	MAOULAININE Fadl mrabih rabou	P.E.S	Pédiatrie (Néonatalogie)
34	MATRANE Aboubakr	P.E.S	Médecine nucléaire
35	AIT AMEUR Mustapha	P.E.S	Hématologie biologique
36	AMINE Mohamed	P.E.S	Epidémiologie clinique
37	EL ADIB Ahmed Rhassane	P.E.S	Anesthésie-réanimation
38	ADMOU Brahim	P.E.S	Immunologie
39	CHERIF IDRISSE EL GANOUNI Najat	P.E.S	Radiologie
40	TASSI Noura	P.E.S	Maladies infectieuses
41	MANOUDI Fatiha	P.E.S	Psychiatrie
42	BOURROUS Monir	P.E.S	Pédiatrie

43	NEJMI Hicham	P.E.S	Anesthésie-réanimation
44	LAOUAD Inass	P.E.S	Néphrologie
45	EL HOUDZI Jamila	P.E.S	Pédiatrie
46	FOURAJI Karima	P.E.S	Chirurgie pédiatrique

47	ARSALANE Lamiae	P.E.S	Microbiologie-virologie
48	BOUKHIRA Abderrahman	P.E.S	Biochimie-chimie
49	KHALLOUKI Mohammed	P.E.S	Anesthésie-réanimation
50	BSISS Mohammed Aziz	P.E.S	Biophysique
51	EL OMRANI Abdelhamid	P.E.S	Radiothérapie
52	SORAA Nabila	P.E.S	Microbiologie-virologie
53	KHOUCHANI Mouna	P.E.S	Radiothérapie
54	JALAL Hicham	P.E.S	Radiologie
55	OUALI IDRISSE Mariem	P.E.S	Radiologie
56	ZAHLANE Mouna	P.E.S	Médecine interne
57	BENJILALI Laila	P.E.S	Médecine interne
58	NARJIS Youssef	P.E.S	Chirurgie générale
59	RABBANI Khalid	P.E.S	Chirurgie générale
60	HAJJI Ibtissam	P.E.S	Ophtalmologie
61	EL ANSARI Nawal	P.E.S	Endocrinologie et maladies métaboliques
62	ABOU EL HASSAN Taoufik	P.E.S	Anesthésie-réanimation
63	SAMLANI Zouhour	P.E.S	Gastro-entérologie
64	LAGHMARI Mehdi	P.E.S	Neurochirurgie
65	ABOUSSAIR Nisrine	P.E.S	Génétique
66	BENCHAMKHA Yassine	P.E.S	Chirurgie réparatrice et plastique
67	CHAFIK Rachid	P.E.S	Traumato-orthopédie
68	MADHAR Si Mohamed	P.E.S	Traumato-orthopédie
69	EL HAOURY Hanane	P.E.S	Traumato-orthopédie



70	ABKARI Imad	P.E.S	Traumato-orthopédie
71	EL BOUIHI Mohamed	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
72	LAKMACHI Mohamed Amine	P.E.S	Urologie
73	AGHOUTANE El Mouhtadi	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
74	HOCAR Ouafa	P.E.S	Dermatologie
75	EL KARIMI Saloua	P.E.S	Cardiologie
76	EL BOUCHTI Imane	P.E.S	Rhumatologie
77	AMRO Lamyae	P.E.S	Pneumo-phtisiologie

78	ZYANI Mohammad	P.E.S	Médecine interne
79	QACIF Hassan	P.E.S	Médecine interne
80	BEN DRISS Laila	P.E.S	Cardiologie
81	MOUFID Kamal	P.E.S	Urologie
82	QAMOUSS Youssef	P.E.S	Anesthésie réanimation
83	EL BARNI Rachid	P.E.S	Chirurgie générale
84	KRIET Mohamed	P.E.S	Ophtalmologie
85	BOUCHENTOUF Rachid	P.E.S	Pneumo-phtisiologie
86	ABOUCHADI Abdeljalil	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
87	BASRAOUI Dounia	P.E.S	Radiologie
88	RAIS Hanane	P.E.S	Anatomie Pathologique
89	BELKHOUS Ahlam	P.E.S	Rhumatologie
90	ZAOUI Sanaa	P.E.S	Pharmacologie
91	MSOUGAR Yassine	P.E.S	Chirurgie thoracique
92	EL MGHARI TABIB Ghizlane	P.E.S	Endocrinologie et maladies métaboliques
93	DRAISS Ghizlane	P.E.S	Pédiatrie
94	EL IDRISSE SLITINE Nadia	P.E.S	Pédiatrie
95	RADA Noureddine	P.E.S	Pédiatrie

96	BOURRAHOUEAT Aicha	P.E.S	Pédiatrie
97	MOUAFFAK Youssef	P.E.S	Anesthésie-réanimation
98	ZIADI Amra	P.E.S	Anesthésie-réanimation
99	ANIBA Khalid	P.E.S	Neurochirurgie
100	TAZI Mohamed Illias	P.E.S	Hématologie clinique
101	ROCHDI Youssef	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
102	FADILI Wafaa	P.E.S	Néphrologie
103	ADALI Imane	P.E.S	Psychiatrie
104	ZAHLANE Kawtar	P.E.S	Microbiologie- virologie
105	LOUHAB Nisrine	P.E.S	Neurologie
106	HAROU Karam	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
107	BASSIR Ahlam	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
108	BOUKHANNI Lahcen	P.E.S	Gynécologie-obstétrique

109	FAKHIR Bouchra	P.E.S	Gynécologie-obstétrique
110	BENHIMA Mohamed Amine	P.E.S	Traumatologie-orthopédie
111	HACHIMI Abdelhamid	P.E.S	Réanimation médicale
112	EL KHAYARI Mina	P.E.S	Réanimation médicale
113	AISSAOUI Younes	P.E.S	Anesthésie-réanimation
114	BAIZRI Hicham	P.E.S	Endocrinologie et maladies métaboliques
115	ATMANE El Mehdi	P.E.S	Radiologie
116	EL AMRANI Moulay Driss	P.E.S	Anatomie
117	BELBARAKA Rhizlane	P.E.S	Oncologie médicale
118	ALJ Soumaya	P.E.S	Radiologie
119	OUBAHA Sofia	P.E.S	Physiologie
120	EL HAOUATI Rachid	P.E.S	Chirurgie Cardio-vasculaire
121	BENALI Abdeslam	P.E.S	Psychiatrie
122	MLIHA TOUATI Mohammed	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie

123	MARGAD Omar	P.E.S	Traumatologie-orthopédie
124	KADDOURI Said	P.E.S	Médecine interne
125	ZEMRAOUI Nadir	P.E.S	Néphrologie
126	EL KHADER Ahmed	P.E.S	Chirurgie générale
127	LAKOUICHMI Mohammed	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
128	DAROUASSI Youssef	P.E.S	Oto-rhino-laryngologie
129	BENJELLOUN HARZIMI Amine	P.E.S	Pneumo-phtisiologie
130	FAKHRI Anass	P.E.S	Histologie-embryologie cytogénétique
131	SALAMA Tarik	P.E.S	Chirurgie pédiatrique
132	CHRAA Mohamed	P.E.S	Physiologie
133	ZARROUKI Youssef	P.E.S	Anesthésie-réanimation
134	AIT BATAHAR Salma	P.E.S	Pneumo-phtisiologie
135	ADARMOUCH Latifa	P.E.S	Médecine communautaire (médecine préventive, santé publique et hygiène)
136	BELBACHIR Anass	P.E.S	Anatomie pathologique
137	HAZMIRI Fatima Ezzahra	P.E.S	Histologie-embryologie cytogénétique
138	EL KAMOUNI Youssef	P.E.S	Microbiologie-virologie

139	SERGHINI Issam	P.E.S	Anesthésie-réanimation
140	EL MEZOUARI El Mostafa	P.E.S	Parasitologie mycologie
141	ABIR Badreddine	P.E.S	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
142	GHAZI Mirieme	P.E.S	Rhumatologie
143	ZIDANE Moulay Abdelfettah	P.E.S	Chirurgie thoracique
144	LAHKIM Mohammed	P.E.S	Chirurgie générale
145	MOUHSINE Abdelilah	P.E.S	Radiologie
146	TOURABI Khalid	P.E.S	Chirurgie réparatrice et plastique
147	BELHADJ Ayoub	P.E.S	Anesthésie-réanimation

148	BOUZERDA Abdelmajid	P.E.S	Cardiologie
149	ARABI Hafid	P.E.S	Médecine physique et réadaptation fonctionnelle
150	ARSALANE Adil	P.E.S	Chirurgie thoracique
151	ABDELFETTAH Youness	P.E.S	Rééducation et réhabilitation fonctionnelle
152	REBAHI Houssam	P.E.S	Anesthésie-réanimation
153	BENNAOUI Fatiha	P.E.S	Pédiatrie
154	ZOUIZRA Zahira	P.E.S	Chirurgie Cardio-vasculaire
155	SEDDIKI Rachid	Pr Ag	Anesthésie-réanimation
156	SEBBANI Majda	Pr Ag	Médecine Communautaire (Médecine préventive, santé publique et hygiène)
157	ABDOU Abdessamad	Pr Ag	Chirurgie Cardio-vasculaire
158	HAMMOUNE Nabil	Pr Ag	Radiologie
159	ESSADI Ismail	Pr Ag	Oncologie médicale
160	MESSAOUDI Redouane	Pr Ag	Ophtalmologie
161	ALJALIL Abdelfattah	Pr Ag	Oto-rhino-laryngologie
162	LAFFINTI Mahmoud Amine	Pr Ag	Psychiatrie
163	RHARRASSI Issam	Pr Ag	Anatomie-pathologique
164	ASSERRAJI Mohammed	Pr Ag	Néphrologie
165	JANAH Hicham	Pr Ag	Pneumo-phtisiologie
166	NASSIM SABAH Taoufik	Pr Ag	Chirurgie réparatrice et plastique
167	ELBAZ Meriem	Pr Ag	Pédiatrie
168	BELGHMAIDI Sarah	Pr Ag	Ophtalmologie

169	FENANE Hicham	Pr Ag	Chirurgie thoracique
170	GEBRATI Lhoucine	MC Hab	Chimie
171	FDIL Naima	MC Hab	Chimie de coordination bio-organique

172	LOQMAN Souad	MC Hab	Microbiologie et toxicologie environnementale
173	BAALLAL Hassan	Pr Ag	Neurochirurgie
174	BELFQUIH Hatim	Pr Ag	Neurochirurgie
175	AKKA Rachid	Pr Ag	Gastro-entérologie
176	BABA Hicham	Pr Ag	Chirurgie générale
177	MAOUJOURD Omar	Pr Ag	Néphrologie
178	SIRBOU Rachid	Pr Ag	Médecine d'urgence et de catastrophe
179	EL FILALI Oualid	Pr Ag	Chirurgie Vasculaire périphérique
180	EL- AKHIRI Mohammed	Pr Ag	Oto-rhino-laryngologie
181	HAJJI Fouad	Pr Ag	Urologie
182	OUMERZOUK Jawad	Pr Ag	Neurologie
183	JALLAL Hamid	Pr Ag	Cardiologie
184	ZBITOU Mohamed Anas	Pr Ag	Cardiologie
185	RAISSI Abderrahim	Pr Ag	Hématologie clinique
186	BELLASRI Salah	Pr Ag	Radiologie
187	DAMI Abdallah	Pr Ag	Médecine Légale
188	AZIZ Zakaria	Pr Ag	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale
189	ELOUARDI Youssef	Pr Ag	Anesthésie-réanimation
190	LAHLIMI Fatima Ezzahra	Pr Ag	Hématologie clinique
191	EL FAKIRI Karima	Pr Ag	Pédiatrie
192	NASSIH Houda	Pr Ag	Pédiatrie
193	LAHMINE Widad	Pr Ag	Pédiatrie
194	BENANTAR Lamia	Pr Ag	Neurochirurgie
195	EL FADLI Mohammed	Pr Ag	Oncologie médicale
196	AIT ERRAMI Adil	Pr Ag	Gastro-entérologie
197	CHETTATI Mariam	Pr Ag	Néphrologie
198	SAYAGH Sanae	Pr Ag	Hématologie

199	BOUTAKIOUTE Badr	Pr Ag	Radiologie
200	CHAHBI Zakaria	Pr Ag	Maladies infectieuses
201	ACHKOUN Abdessalam	Pr Ag	Anatomie
202	DARFAOUI Mouna	Pr Ag	Radiothérapie
203	EL-QADIRY Rabiyy	Pr Ag	Pédiatrie
204	ELJAMILI Mohammed	Pr Ag	Cardiologie
205	HAMRI Asma	Pr Ag	Chirurgie Générale
206	EL HAKKOUNI Awatif	Pr Ag	Parasitologie mycologie
207	ELATIQUI Oumkeltoum	Pr Ag	Chirurgie réparatrice et plastique
208	BENZALIM Meriam	Pr Ag	Radiologie
209	ABOULMAKARIM Siham	Pr Ag	Biochimie
210	LAMRANI HANCHI Asmae	Pr Ag	Microbiologie-virologie
211	HAJHOUI Farouk	Pr Ag	Neurochirurgie
212	EL KHASSOUI Amine	Pr Ag	Chirurgie pédiatrique
213	MEFTAH Azzelarab	Pr Ag	Endocrinologie et maladies métaboliques
214	DOUIREK Fouzia	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
215	BELARBI Marouane	Pr Ass	Néphrologie
216	AMINE Abdellah	Pr Ass	Cardiologie
217	CHETOUI Abdelkhalek	Pr Ass	Cardiologie
218	WARDA Karima	MC	Microbiologie
219	EL AMIRI My Ahmed	MC	Chimie de Coordination bio-organique
220	ROUKHSI Redouane	Pr Ass	Radiologie
221	EL GAMRANI Younes	Pr Ass	Gastro-entérologie
222	ARROB Adil	Pr Ass	Chirurgie réparatrice et plastique
223	SALLAHI Hicham	Pr Ass	Traumatologie-orthopédie
224	SBAAI Mohammed	Pr Ass	Parasitologie-mycologie

225	FASSI FIHRI Mohamed jawad	Pr Ass	Chirurgie générale
226	BENCHAFAI Ilias	Pr Ass	Oto-rhino-laryngologie
227	ELJADI Hamza	Pr Ass	Endocrinologie et maladies métaboliques
228	SLIOUI Badr	Pr Ass	Radiologie
229	AZAMI Mohamed Amine	Pr Ass	Anatomie pathologique
230	YAHYAOUI Hicham	Pr Ass	Hématologie

231	ABALLA Najoua	Pr Ass	Chirurgie pédiatrique
232	MOUGUI Ahmed	Pr Ass	Rhumatologie
233	SAHRAOUI Houssam Eddine	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
234	AABBASSI Bouchra	Pr Ass	Pédopsychiatrie
235	SBAI Asma	MC	Informatique
236	HAZIME Raja	Pr Ass	Immunologie
237	CHEGGOUR Mouna	MC	Biochimie
238	RHEZALI Manal	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
239	ZOUITA Btissam	Pr Ass	Radiologie
240	MOULINE Souhail	Pr Ass	Microbiologie-virologie
241	AZIZI Mounia	Pr Ass	Néphrologie
242	BENYASS Youssef	Pr Ass	Traumato-orthopédie
243	BOUHAMIDI Ahmed	Pr Ass	Dermatologie
244	YANISSE Siham	Pr Ass	Pharmacie galénique
245	DOULHOUSNE Hassan	Pr Ass	Radiologie
246	KHALLIKANE Said	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
247	BENAMEUR Yassir	Pr Ass	Médecine nucléaire
248	ZIRAOUI Oualid	Pr Ass	Chimie thérapeutique
249	IDALENE Malika	Pr Ass	Maladies infectieuses
250	LACHHAB Zineb	Pr Ass	Pharmacognosie
251	ABOUDOURIB Maryem	Pr Ass	Dermatologie

252	AHBALA Tariq	Pr Ass	Chirurgie générale
253	LALAOUI Abdessamad	Pr Ass	Pédiatrie
254	ESSAFTI Meryem	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
255	RACHIDI Hind	Pr Ass	Anatomie pathologique
256	FIKRI Oussama	Pr Ass	Pneumo-phtisiologie
257	EL HAMDAOUI Omar	Pr Ass	Toxicologie
258	EL HAJJAMI Ayoub	Pr Ass	Radiologie
259	BOUMEDIANE El Mehdi	Pr Ass	Traumato-orthopédie
260	RAFI Sana	Pr Ass	Endocrinologie et maladies métaboliques
261	JEBRANE Ilham	Pr Ass	Pharmacologie

262	LAKHDAR Youssef	Pr Ass	Oto-rhino-laryngologie
263	LGHABI Majida	Pr Ass	Médecine du Travail
264	AIT LHAJ El Houssaine	Pr Ass	Ophtalmologie
265	RAMRAOUI Mohammed-Es-said	Pr Ass	Chirurgie générale
266	EL MOUHAFID Faisal	Pr Ass	Chirurgie générale
267	AHMANNA Hussein-choukri	Pr Ass	Radiologie
268	AIT M'BAREK Yassine	Pr Ass	Neurochirurgie
269	ELMASRIOUI Joumana	Pr Ass	Physiologie
270	FOURA Salma	Pr Ass	Chirurgie pédiatrique
271	LASRI Najat	Pr Ass	Hématologie clinique
272	BOUKTIB Youssef	Pr Ass	Radiologie
273	MOUROUTH Hanane	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
274	BOUZID Fatima zahrae	Pr Ass	Génétique
275	MRHAR Soumia	Pr Ass	Pédiatrie
276	QUIDDI Wafa	Pr Ass	Hématologie
277	BEN HOUMICH Taoufik	Pr Ass	Microbiologie-virologie



278	FETOUI Imane	Pr Ass	Pédiatrie
279	FATH EL KHIR Yassine	Pr Ass	Traumato-orthopédie
280	NASSIRI Mohamed	Pr Ass	Traumato-orthopédie
281	AIT-DRISS Wiam	Pr Ass	Maladies infectieuses
282	AIT YAHYA Abdelkarim	Pr Ass	Cardiologie
283	DIANI Abdelwahed	Pr Ass	Radiologie
284	AIT BELAID Wafae	Pr Ass	Chirurgie générale
285	ZTATI Mohamed	Pr Ass	Cardiologie
286	HAMOUCHE Nabil	Pr Ass	Néphrologie
287	ELMARDOULI Mouhcine	Pr Ass	Chirurgie Cardio-vasculaire
288	BENNIS Lamiae	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
289	BENDAOUUD Layla	Pr Ass	Dermatologie
290	HABBAB Adil	Pr Ass	Chirurgie générale
291	CHATAR Achraf	Pr Ass	Urologie
292	OUMGHAR Nezha	Pr Ass	Biophysique

293	HOUMAID Hanane	Pr Ass	Gynécologie-obstétrique
294	YOUSFI Jaouad	Pr Ass	Gériatrie
295	NACIR Oussama	Pr Ass	Gastro-entérologie
296	BABACHEIKH Safia	Pr Ass	Gynécologie-obstétrique
297	ABDOURAFIQ Hasna	Pr Ass	Anatomie
298	TAMOUR Hicham	Pr Ass	Anatomie
299	IRAQI HOUSSAINI Kawtar	Pr Ass	Gynécologie-obstétrique
300	EL FAHIRI Fatima Zahrae	Pr Ass	Psychiatrie
301	BOUKIND Samira	Pr Ass	Anatomie
302	LOUKHNATI Mehdi	Pr Ass	Hématologie clinique
303	ZAHROU Farid	Pr Ass	Neurochirurgie
304	MAAROUFI Fathillah Elkarim	Pr Ass	Chirurgie générale

305	EL MOUSSAOUI Soufiane	Pr Ass	Pédiatrie
306	BARKICHE Samir	Pr Ass	Radiothérapie
307	ABI EL AALA Khalid	Pr Ass	Pédiatrie
308	AFANI Leila	Pr Ass	Oncologie médicale
309	EL MOULOUA Ahmed	Pr Ass	Chirurgie pédiatrique
310	LAGRINE Mariam	Pr Ass	Pédiatrie
311	OULGHOUL Omar	Pr Ass	Oto-rhino-laryngologie
312	AMOCH Abdelaziz	Pr Ass	Urologie
313	ZAHLAN Safaa	Pr Ass	Neurologie
314	EL MAHFOUDI Aziz	Pr Ass	Gynécologie-obstétrique
315	CHEHBOUNI Mohamed	Pr Ass	Oto-rhino-laryngologie
316	LAIRANI Fatima ezzahra	Pr Ass	Gastro-entérologie
317	SAADI Khadija	Pr Ass	Pédiatrie
318	DAFIR Kenza	Pr Ass	Génétique
319	CHERKAOUI RHAZOUANI Oussama	Pr Ass	Neurologie
320	ABAINOU Lahoussaine	Pr Ass	Endocrinologie et maladies métaboliques
321	BENCHANNA Rachid	Pr Ass	Pneumo-phtisiologie
322	TITOU Hicham	Pr Ass	Dermatologie
323	EL GHOUL Naoufal	Pr Ass	Traumato-orthopédie

324	BAHI Mohammed	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
325	RAITEB Mohammed	Pr Ass	Maladies infectieuses
326	DREF Maria	Pr Ass	Anatomie pathologique
327	ENNACIRI Zainab	Pr Ass	Psychiatrie
328	BOUSSAIDANE Mohammed	Pr Ass	Traumato-orthopédie
329	JENDOUI Omar	Pr Ass	Urologie
330	MANSOURI Maria	Pr Ass	Génétique

331	ERRIFAIY Hayate	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
332	BOUKOUB Naila	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
333	OUACHAOU Jamal	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
334	EL FARGANI Rania	Pr Ass	Maladies infectieuses
335	IJIM Mohamed	Pr Ass	Pneumo-phtisiologie
336	AKANOUR Adil	Pr Ass	Psychiatrie
337	ELHANAFI Fatima Ezzohra	Pr Ass	Pédiatrie
338	MERBOUH Manal	Pr Ass	Anesthésie-réanimation
339	BOUROUMANE Mohamed Rida	Pr Ass	Anatomie
340	IJDDA Sara	Pr Ass	Endocrinologie et maladies métaboliques
341	GHARBI Khalid	Pr Ass	Gastro-entérologie
342	ATBIB Yassine	Pr Ass	Pharmacie clinique
343	EL GUAZZAR Ahmed (Militaire)	Pr Ass	Chirurgie générale
344	MOURAFIQ Omar	Pr Ass	Traumato-orthopédie
345	HENDY Iliass	Pr Ass	Cardiologie
346	HATTAB Mohamed Salah Koussay	Pr Ass	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale

**LISTE ARRETEE LE 04/10/2024**



# DÉDICACES



*« Soyons reconnaissants aux personnes qui nous donnent du bonheur ; elles sont les charmants jardiniers par qui nos âmes sont fleuries »*

*Marcel Proust.*



*Je me dois d'avouer pleinement ma reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont soutenue durant mon parcours, qui ont su me hisser vers le haut pour atteindre mon objectif. C'est avec amour, respect et gratitude que*

*Je dédie cette thèse ...* 



*Tout d'abord à Allah,*

اللهم لك الحمد حمداً كثيراً طيباً مباركاً فيه حمد خلقك ورضى نفسك ووزنة عرشك  
ومداد كلماتك اللهم لك الحمد ولك الشكر حتى ترضى ولك الحمد ولك الشكر عند  
الرضى ولك الحمد ولك الشكر دائماً وأبداً على نعمتك

*A mes très chers parents*

*Mr AKSOUM AHMED et Mme KEBIRI JMIAA*

*Tous les mots du monde ne sauraient exprimer la profonde gratitude que je vous porte, chers parents, ni l'immense amour que je ressens pour vous. Votre patience, vos sacrifices et vos encouragements constants m'ont permis de surmonter les obstacles. J'espère que ce travail vous apporte la joie de voir aboutir vos espoirs. Je vous en remercie du fond du cœur. Que Dieu tout-puissant vous préserve, vous accorde santé, bonheur, quiétude de l'esprit et vous protège de tout mal.*

*A mon très cher frère HOUSSAM*

*Je te dédie ce travail en témoignage de ma profonde affection, en te souhaitant une vie pleine de bonheur et de réussite, tant sur le plan professionnel que personnel. Que Dieu te protège.*

*A ma chère sœur DOHA*

*Je te dédie ce travail en témoignage de mon amour, en te souhaitant beaucoup de bonheur, de santé et de réussite. Que Dieu te protège et t'accorde une longue vie.*

*A toute la famille oncles et tantes, cousins et cousines paternels et maternels*

*Je vous dédie ce travail en reconnaissance de la grande affection que vous me témoignez et pour vous exprimer toute la gratitude et l'amour que je vous porte.*

*Merci pour vos encouragements, et votre soutien tout au long de ces années.*

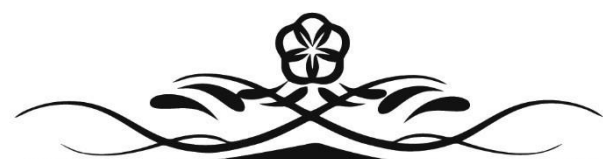
*J'espère que vous soyez aujourd'hui fiers de moi.*

*A mes très chers amis*

*Je vous dédie ce travail en témoignage de ma reconnaissance et de mon respect.*

*Merci pour votre amitié, pour votre soutien et votre encouragement. Je vous souhaite tous le succès et bonheur du monde.*

*A toutes les personnes qui ont participé, de près ou de loin, à la réalisation de ce travail. A tous ceux qui m'ont chers et j'ai omis de citer*



# REMERCIEMENTS





À NOTRE MAÎTRE ET PRÉSIDENTE DE THÈSE : PROFESSEUR  
OUALI IDRISSE MARIEM  
PROFESSEUR DE RADIOLOGIE AU CHU MOHAMMED VI DE  
MARRAKECH

*Nous apprécions énormément l'honneur que vous nous avez accordé en acceptant de présider notre thèse. Nous vous admirons pour votre sérieux, votre rigueur de travail, votre modestie et vos qualités humaines, qui sont un exemple dans l'exercice de votre métier. Nous vous prions d'accepter, chère maître, notre gratitude et notre profonde estime.*

À NOTRE MAÎTRE ET RAPPORTEUR DE THÈSE : PROFESSEUR  
CHERIF IDRISSE EL GANOUNI NAJAT  
PROFESSEUR DE RADIOLOGIE AU CHU MOHAMMED VI DE  
MARRAKECH

*Je tenais à vous exprimer ma profonde gratitude pour avoir accepté de me confier ce travail et j'espère avoir été à la hauteur de vos attentes. Je vous remercie de votre accueil chaleureux, de votre patience, de votre disponibilité et de vos précieux conseils dans la réalisation de ce travail. Votre compétence, votre savoir scientifique, pédagogique, vos qualités humaines et professionnelles sont un modèle à suivre pour chacun d'entre nous dans l'exercice de notre profession. Veuillez accepter, chère maître, l'expression de ma sincère reconnaissance et de mon profond respect.*

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE : PROFESSEUR BOUTAKIOUTE BADR  
PROFESSEUR DE RADIOLOGIE AU CHU MOHAMMED VI DE  
MARRAKECH


*Vous nous avez honorés en acceptant avec grande sympathie de siéger parmi notre jury de thèse. Cet honneur nous touche infiniment, et nous tenons à vous exprimer notre profonde reconnaissance. Veuillez, cher maître, accepter dans ce travail nos vifs remerciements ainsi que notre profond respect*

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE : PROFESSEUR ABDELILAH  
MOUHSINE  
PROFESSEUR DE RADIOLOGIE AU CHU MOHAMMED VI DE  
MARRAKECH


*Vous m'avez fait l'honneur de juger ma thèse. Je vous remercie profondément pour le temps et l'intérêt que vous avez accordé à ce travail. Veuillez accepter, cher Professeur, ma profonde reconnaissance et mes remerciements les plus sincères.*

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE : PROFESSEUR EL OMRANI  
ABDELHAMID  
PROFESSEUR D'ONCOLOGIE ET RADIOTHERAPIE AU CHU  
MOHAMMED VI DE MARRAKECH

*Je vous exprime ma profonde gratitude pour votre engagement à faire partie de notre jury. Permettez-moi, cher maître, de vous exprimer mes très sincères remerciements et mon profond respect.*



**LISTE DES FIGURES & TABLEAUX**



## LISTE DES FIGURES

FIGURE 1 : REPARTITION SELON LE SEXE .....	10
FIGURE 2 : REPARTITION SELON LE TYPE D'EXAMEN RADIOLOGIQUE .....	11
FIGURE 3 : LES NRD ETABLIS DANS NOTRE ETUDE POUR LES TROIS TYPES DE SCANNERS .....	14
FIGURE 4 : ORIGINE DE L'EXPOSITION MOYENNE DE LA POPULATION FRANÇAISE .....	16
FIGURE 5 : POUVOIR DE PENETRATION DES DIFFERENTS RAYONNEMENTS. ....	20
FIGURE 6 : LES COMPOSANTS PRINCIPAUX DE LA TDM .....	22
FIGURE 7 : APPAREIL DE TOMODENSITOMETRIE DE PREMIERE GENERATION. ....	24
FIGURE 8 : APPAREIL DE TOMODENSITOMETRIE DE DEUXIEME GENERATION. ....	25
FIGURE 9 : APPAREIL DE TOMODENSITOMETRIE DE TROISIEME GENERATION .....	25
FIGURE 10 : APPAREIL DE TOMODENSITOMETRIE DE QUATRIEME GENERATION .....	26
FIGURE 11 : A) SCANNER HELICOÏDAL. B) LES SCANNERS HELICOÏDAUX MONOBARRETTES REPOSENT SUR UNE GEOMETRIE DU FAISCEAU DITE EN EVENTAIL (FAN BEAM). ....	27
FIGURE 12 : A) SCANNER HELICOÏDAL MONOBARRETTE. B) SCANNER HELICOÏDAL MULTIBARETTES. .....	28
FIGURE 13 : LES FANTOMES CTDI DE TAILLE STANDARD. ....	31
FIGURE 14 : SCHEMA REPRESENTANT LE CALCUL DE DLP .....	33
FIGURE 15 : REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU 75EME PERCENTILE D'UNE DISTRIBUTION DE DOSES.....	36
FIGURE 16 : COMPARAISON ENTRE LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DE CTDIVOL POUR LES SCANNERS CEREBRAUX ENTRE NOTRE SERIE ET LES AUTRES PAYS. ....	37
FIGURE 17 : COMPARAISON ENTRE LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DE DLP POUR LES SCANNERS CEREBRAUX ENTRE NOTRE SERIE ET LES AUTRES PAYS .....	38
FIGURE 18 : COMPARAISON ENTRE LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DE CTDIVOL POUR LES SCANNERS THORACIQUES ENTRE NOTRE SERIE ET LES AUTRES PAYS.....	40
FIGURE 19 : COMPARAISON ENTRE LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU DLP POUR LES SCANNERS THORACIQUES SELON LES DIFFERENTES SERIES.....	41
FIGURE 20 : COMPARAISON ENTRE LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU CTDIVOL POUR LES SCANNERS ABDOMINAUX ENTRE NOTRE SERIE ET LES AUTRES PAYS.....	42
FIGURE 21 : COMPARAISON ENTRE LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU DLP POUR LES SCANNERS ABDOMINAUX SELON LES DIFFERENTES SERIES.....	43
FIGURE 22 : NRD SELON LES DIFFERENTES SERIES.....	44

# LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1 : LES STATISTIQUES DE L'ANALYSE CTDIVOL POUR LE SCANNER CEREBRAL .....	11
TABLEAU 2 : LES STATISTIQUES DE L'ANALYSE DLP POUR LE SCANNER CEREBRAL .....	12
TABLEAU 3 : LES STATISTIQUES DE L'ANALYSE CTDIVOL POUR LE SCANNER THORACIQUE.....	12
TABLEAU 4 : LES STATISTIQUES DE L'ANALYSE DLP POUR LE SCANNER THORACIQUE.....	13
TABLEAU 5 : LES STATISTIQUES DE L'ANALYSE CTDIVOL POUR LE SCANNER ABDOMINAL.....	13
TABLEAU 6 : LES STATISTIQUES DE L'ANALYSE DLP POUR LE SCANNER ABDOMINAL .....	13
TABLEAU 7 : LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DE CTDIVOL POUR LES SCANNERS CEREBRAUX SELON LES DIFFERENTES SERIES .....	37
TABLEAU 8 : LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU DLP POUR LES SCANNERS CEREBRAUX, SELON LES DIFFERENTES SERIES .....	38
TABLEAU 9 : LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU CTDIVOL POUR LES SCANNERS THORACIQUES SELON LES DIFFERENTES SERIES .....	39
TABLEAU 10 : LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU DLP POUR LES SCANNERS THORACIQUES SELON LES DIFFERENTES SERIES .....	40
TABLEAU 11 : LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU CTDIVOL POUR LES SCANNERS ABDOMINAUX SELON LES DIFFERENTES SERIES .....	42
TABLEAU 12 : LES VALEURS MOYENNES ET 75E PERCENTILE DU DLP POUR LES SCANNERS ABDOMINAUX SELON LES DIFFERENTES SERIES .....	43
TABLEAU 13 : NRD SELON LES DIFFERENTES SERIES.....	44



**LISTE DES ABRÉVIATIONS**



## LISTE DES ABRÉVIATIONS

<b>ALADA</b>	: As Low As Diagnostically Acceptable
<b>ALARA</b>	: As Low As Reasonably Achievable
<b>CHU</b>	: Centre Hospitalier Universitaire
<b>CIPR</b>	: Commission Internationale de Protection Radiologique
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	: Computed Tomography Dose Index weighted
<b>CTDI<sub>vol</sub></b>	: Volume Computed Tomography Dose Index
<b>DLP</b>	: Dose Length–Product
<b>EURATOM</b>	: European Atomic Energy Community
<b>Ev</b>	: Electronvolt
<b>IAEA</b>	: Agence internationale de l'énergie atomique
<b>IDSV</b>	: Indice de dose scanographique volumique
<b>IRSN</b>	: Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire
<b>KeV</b>	: Kiloélectronvolt
<b>KV</b>	: Kilovoltage
<b>Mas</b>	: Milliampère–seconde
<b>MeV</b>	: Mégaélectronvolt
<b>MGy</b>	: Milligray
<b>MGy/cm</b>	: Milligray centimètre
<b>Mm</b>	: Millimètre
<b>MPR</b>	: Multiplanaire
<b>MSv</b>	: Millisievert
<b>NRD</b>	: Niveaux de référence diagnostiques
<b>PDL</b>	: Produit–Dose–Longueur
<b>PMMA</b>	: polyméthacrylate de méthyle acrylique

**RDI** : Rayonnements directement ionisants  
**RII** : Rayonnements indirectement ionisants  
**Sv** : Sievert  
**TDM** : Tomodensitométrie





<b>INTRODUCTION</b>	<b>1</b>
<b>MATERIELS ET METHODES</b>	<b>4</b>
I. Type et période de l'étude	5
II. Lieu de l'étude	5
III. Objectifs de l'étude	5
IV. Population et échantillonnage	5
V. Critère d'inclusion et d'exclusion	5
1. Critère d'inclusion	5
2. Critère d'exclusion	5
VI. Matériels	6
VII. Méthodes	7
1. Paramètres dosimétriques analysés	7
2. Analyse statistique	8
<b>RESULTATS</b>	<b>9</b>
I. Données sociodémographiques	10
1. Age	10
2. Sexe	10
II. Type d'examen	11
III. TDM cérébrale	11
1. CTDIvol	11
2. DLP	12
3. NRD	12
IV. TDM thoracique	12
1. CTDIvol	12
2. DLP	12
3. NRD	13
V. TDM abdominale	13
1. CTDIvol	13
2. DLP	13
3. NRD	14
<b>DISCUSSION</b>	<b>15</b>
<b>Partie 1 : Revue bibliographique</b>	<b>16</b>
I. Rappel sur les rayonnements ionisants	16
1. Définition	16
2. Sources de rayonnements ionisants	16
a. Sources naturelles	17
b. Sources artificielles :	18
3. Types de rayonnements ionisants	18
a. Rayonnements indirectement ionisants	18
b. Rayonnements directement ionisants	19
4. Les effets biologiques des rayonnements ionisants :	20
a. Effets déterministes	21

b. Effets stochastiques	21
II. La tomodensitométrie (TDM)	22
1. Principes	22
2. Historiques du scanner	22
3. Les différentes générations du scanner	23
a. Première génération	24
b. Deuxième génération	24
c. Troisième génération	25
d. Quatrième génération	25
e. Le scanner hélicoïdal monobarrette	26
f. Scanner multibarrettes	27
4. Les paramètres d'acquisition :	28
a. Tension (KV)	28
b. Intensité (mA) et charge du tube (mAs)	28
c. Vitesse de rotation	29
d. Pitch ou pas de l'hélice	29
e. Epaisseur de coupe	29
f. Collimation	29
III. Dosimétrie	30
1. Indice de Dose Scanographique (CTDI)	30
2. CTDI100	30
3. CTDI <sub>w</sub> : Indice de Dose Scanographique Pondérée	31
4. INDICE DE DOSE SCANOGRAPHIQUE VOLUMIQUE CTDI <sub>vol</sub>	32
5. LE PRODUIT DOSE LONGUEUR (PDL) OU DOSE LENGTH PRODUCT (DLP)	32
6. Dose efficace (E)	33
IV. La radioprotection	34
1. La justification	35
2. L'optimisation	35
3. La limitation	35
V. Niveau de référence diagnostique (NRD)	36
<b>Parte 2 : Discussion des résultats</b>	<b>37</b>
I. TDM cérébrale	37
1. CTDI <sub>vol</sub>	37
2. DLP	38
II. TDM thoracique	39
1. CTDI <sub>vol</sub>	39
2. DLP	40
III. TDM abdominale	42
1. CTDI <sub>vol</sub>	42
2. DLP	43
IV. NRD	44
<b>LIMITATIONS</b>	<b>46</b>
<b>RECOMMANDATIONS</b>	<b>47</b>

<b>CONCLUSION</b>	<b>48</b>
<b>ANNEXES</b>	<b>50</b>
<b>RESUMES</b>	<b>52</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>56</b>



# INTRODUCTION



La tomodensitométrie (TDM) joue un rôle important dans le domaine de la santé, apportant une aide précieuse pour le diagnostic de diverses affections médicales [1]. Le scanner est facile à obtenir et simple à réaliser [1]. Au cours des dernières années, le nombre de patients qui subissent des scanners a connu une forte augmentation à travers le monde [2].

Cependant, l'exposition aux rayonnements ionisants a des effets délétères sur la santé des patients, des médecins radiologues et de la population [3]. Les conséquences néfastes des rayons X ont été reconnues en 1928 par le premier comité international de radioprotection (CIPR : commission internationale de protection radiologique) [4]. On peut identifier deux effets néfastes majeurs de l'irradiation : Les effets déterministes sont observés uniquement lorsque les doses dépassent un seuil donné, et leur gravité augmente avec la dose. Les effets stochastiques, qui se produisent à des doses répétitives peu importantes, sont compatibles avec la survie des cellules, mais entraînent des modifications de l'ADN, ce qui entraîne la cancérogenèse pour les cellules somatiques et des altérations génétiques transmissibles pour les cellules germinales [5].

La radioprotection est l'ensemble des mesures prises pour assurer la protection de l'être humain et de son environnement contre les effets nocifs des rayonnements ionisants. Elle repose sur trois principes essentiels : la justification, l'optimisation et la limitation de la dose [6].

Dans ce cadre, la DIRECTIVE 2013/59/EURATOM (European Atomic Energy Community) établit les principes fondamentaux de protection sanitaire contre les risques liés à l'exposition aux rayonnements ionisants [7].

Pour établir le principe de l'optimisation, la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) a mis en place les niveaux de référence diagnostiques (NRD) dans la publication 73 « Protection et sûreté radiologique en médecine » en 1996.

Le but de notre étude est d'établir des niveaux de référence diagnostiques pour les examens TDM les plus couramment pratiqués au service de radiologie des urgences Arrazi, et les comparer aux NRD des autres pays.



**MATERIELS ET METHODES**





## **I. Type et période de l'étude**

Il s'agit d'une étude prospective descriptive, réalisée sur une période de 30 jours. Pendant cette période, nous avons reçus 785 TDM, parmi lesquelles nous avons sélectionné uniquement les scanners cérébraux, thoraciques et abdominaux.

## **II. Lieu de l'étude**

Le service de radiologie unité des urgences Arrazi du département d'imagerie médicale du CHU Mohammed VI.

## **III. Objectifs de l'étude**

L'objectif de notre étude est de proposer des niveaux de référence diagnostiques de la TDM au service de radiologie des urgences à l'hôpital Arrazi, en recueillant des doses de rayonnement pour les examens TDM les plus fréquents : le scanner cérébral, le scanner thoracique et le scanner abdominal.

## **IV. Population et échantillonnage**

300 patients répartis proportionnellement entre les trois modalités d'imagerie les plus pratiquées dans le service de radiologie : TDM cérébrale, TDM thoracique, et TDM abdominale.

## **V. Critère d'inclusion et d'exclusion**

### **1. Critère d'inclusion**

- Les doses de rayonnement enregistrées et accessibles dans la console du scanner.
- Les patients ayant été soumis à un scanner cérébral, thoracique ou abdominal dans la période de l'étude.

### **2. Critère d'exclusion**

- Les examens pour lesquels les données dosimétriques automatisées n'ont pas été enregistrées.
- La population pédiatrique.

## VI. Matériels

La tomodensitométrie a été effectuée chez nos patients à l'aide d'une machine HITACHI SUPRIA 16 barrettes.

– **Position du patient :**

- Bras levés au-dessus de la tête pour le scanner abdominal et thoracique.
- Les bras le long du corps pour le scanner cérébral.

– **Préparation du patient :**

- Retirer tous les objets métalliques.
- Immobilisation pour minimiser les mouvements.

– **Phase respiratoire :**

- Apnée inspiratoire pour minimiser les artefacts de mouvement pour le scanner thoracique et abdominal.

– **Mode d'acquisition :**

- Hélicoïdal/Spiralé

– **Reconstructions :**

- Reconstructions multiplanaires (MPR) : axiales, coronales, sagittales

**Protocole d'acquisition standard pour chaque TDM :**

Pour la TDM cérébrale, la phase sans injection (C-) est majoritairement utilisée, représentant 85% des acquisitions. Concernant la TDM thoracique, les acquisitions sont réparties également, avec 50% en phase sans injection (C-) et 50% en phase injectée. En TDM abdominale, la phase portale est privilégiée pour 90% des acquisitions, tandis que la phase sans injection (C-) est utilisée dans 10% des cas.

➤ **Scanner cérébral**

- Kilovoltage (kV) : 140 kV
- Milliampère-seconde (mAs) : 200 mAs.

- Collimation : 16 x 1,25 mm.
- Epaisseur de coupe : 1,25 mm
- Intervalle de reconstruction : 5 mm
- **Scanner thoracique**
  - Kilovoltage (kV) : 120 kV
  - Milliampère–seconde (mAs) : 120 mAs.
  - Collimation : 16 x 1,25 mm.
  - Epaisseur de coupe : 1,25 mm.
  - Intervalle de reconstruction : 5 mm.
- **Scanner abdominal**
  - Kilovoltage (kV) : 120 kV
  - Milliampère–seconde (mAs) : 275 mAs.
  - Collimation : 20 x 1,25 mm.
  - Epaisseur de coupe : 1,25 mm.
  - Intervalle de reconstruction : 5 mm.

## VII. Méthodes

### 1. Paramètres dosimétriques analysés

Le recueil des données était réalisé sur une fiche d'exploitation préalablement établie « Annexes », directement à partir des données de la console.

Les paramètres TDM pour chaque patient ont été notés :

CTDIvol (Volume Computed Tomography Dose Index), ou IDSV (l'indice de dose scanographique volumique).

Le Produit–Dose–Longueur (PDL), ou Dose Length–Product (DLP).

## 2. Analyse statistique

Les études statistiques ont été effectuées en utilisant le logiciel SPSS et Microsoft Excel 2021, puis saisies sur Microsoft Word 2021.

Les paramètres suivants ont été calculés pour chaque examen : la moyenne, l'écart type, ainsi que le 75ème percentile pour le CTDIvol et le DLP.



# RESULTATS



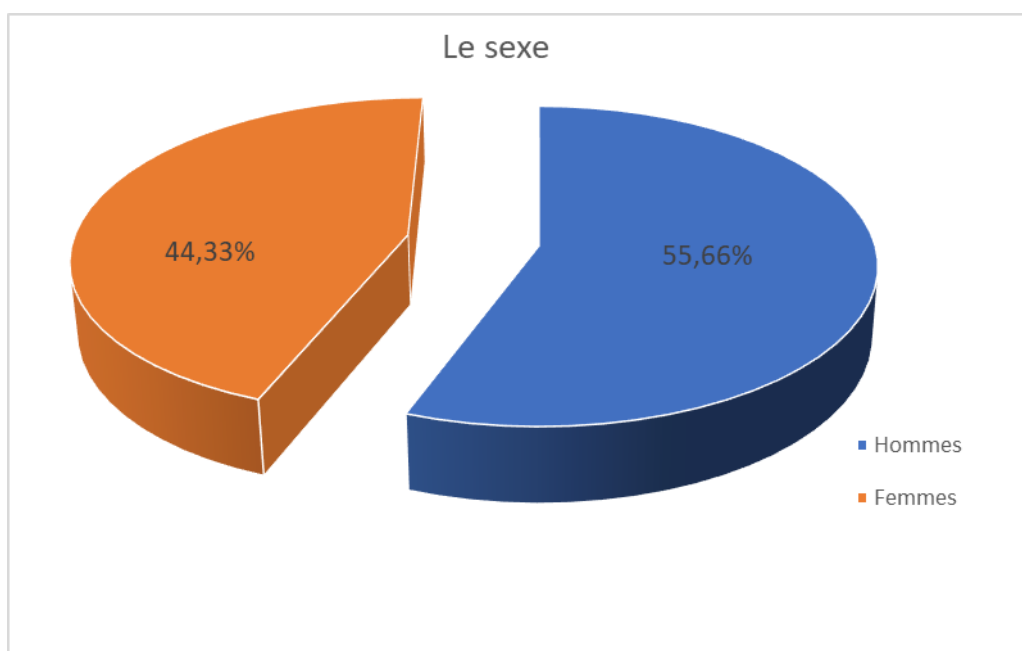
## I. Données sociodémographiques

### 1. Age

L'âge moyen était de 48 ans.

### 2. Sexe

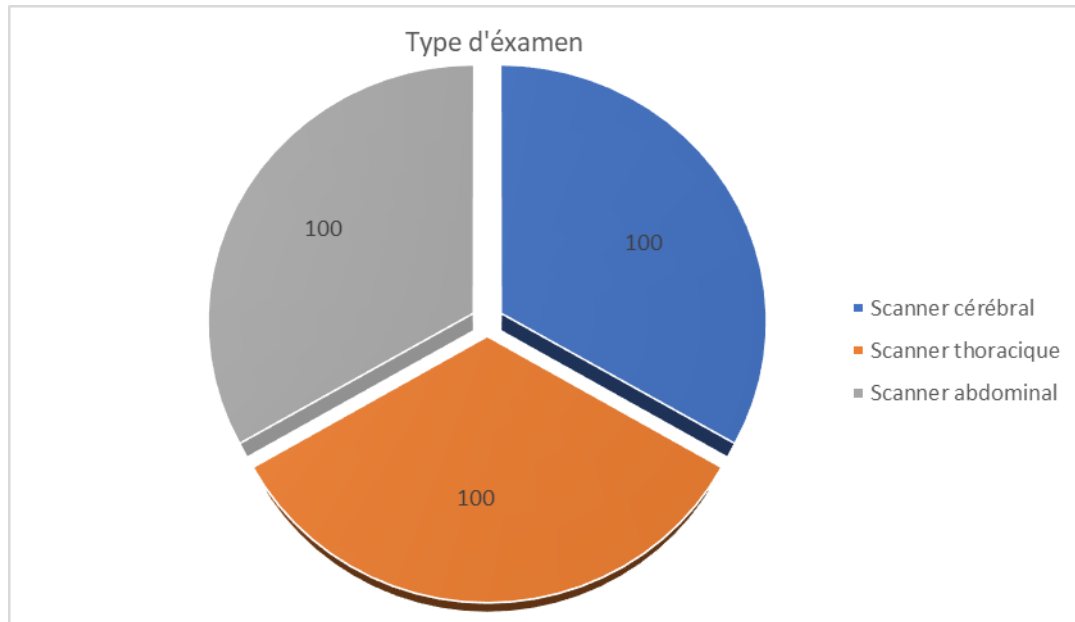
Sur les 300 patients bénéficiant de scanner durant la période de l'étude, nous avons retrouvé 167 patients de sexe masculin, soit 55,66% des cas, et 133 patients de sexe féminin, soit 44,33% des cas, avec un sexe ratio M/F de 1,25. (Figure 1)



**Figure 1 : Répartition selon le sexe**

## II. Type d'examen:

300 scanners répartis de manière proportionnelle entre les trois types d'imagerie : scanner cérébral, scanner thoracique, scanner abdominal.



**Figure 2 : Répartition selon le type d'examen radiologique**

## III. TDM cérébrale

### 1. CTDIvol

Pour le scanner cérébral, la valeur moyenne de CTDIvol était de 32,33 mGy avec un écart type de 10,61 et une valeur de 75ème percentile de 39,44 mGy.

**Tableau 1 : Les statistiques de l'analyse CTDIvol pour le scanner cérébral**

Moyenne (mGy)	Ecart type	75ème percentile (mGy)	Valeur min (mGy)	Valeur max (mGy)
32,33	10,61	39,44	21,71	42,94

## 2. DLP

La valeur de DLP moyenne du scanner cérébral était de 656,87 mGy/cm avec un écart type de 247,74 et une valeur de 75ème percentile de 822,86 mGy/cm.

**Tableau 2 : Les statistiques de l'analyse DLP pour le scanner cérébral**

Moyenne (mGy/cm)	Ecart type	75ème percentile (mGy/cm)	Valeur min (mGy/cm)	Valeur max (mGy/cm)
656,87	247,74	822,86	409,13	904,62

## 3. NRD

Le niveau de référence diagnostique pour notre série de scanner cérébral calculé était 822,86 mGy/cm.

## IV. TDM thoracique

### 1. CTDIvol

Pour le scanner thoracique, la valeur moyenne de CTDIvol était de 15,92 mGy avec un écart type de 5,55 et une valeur de 75ème percentile de 19,64 mGy.

**Tableau 3 : Les statistiques de l'analyse CTDIvol pour le scanner thoracique**

Moyenne (mGy)	Ecart type	75ème percentile (mGy)	Valeur min (mGy)	Valeur max (mGy)
15,92	5,55	19,64	10,37	21,48

### 2. DLP

La valeur de DLP moyenne du scanner thoracique était de 526,40 mGy/cm avec un écart type de 206,41 et une valeur de 75ème percentile de 664,70 mGy/cm.



**Tableau 4 : Les statistiques de l'analyse DLP pour le scanner thoracique**

Moyenne (mGy/cm)	Ecart type	75ème percentile (mGy/cm)	Valeur min (mGy/cm)	Valeur max (mGy/cm)
526,40	206,41	664,70	319,99	732,82

### 3. NRD

Le niveau de référence diagnostique pour notre série de scanner thoracique calculé était 664,70 mGy/cm.

## V. TDM abdominale

### 1. CTDIvol

Pour le scanner abdominal, la valeur moyenne de CTDIvol était de 22,55 mGy avec un écart type de 11,70 et une valeur de 75ème percentile de 30,39 mGy.

**Tableau 5 : Les statistiques de l'analyse CTDIvol pour le scanner abdominal**

Moyenne (mGy)	Ecart type	75ème percentile (mGy)	Valeur min (mGy)	Valeur max (mGy)
22,55	11,70	30,39	10,84	34,25

### 2. DLP

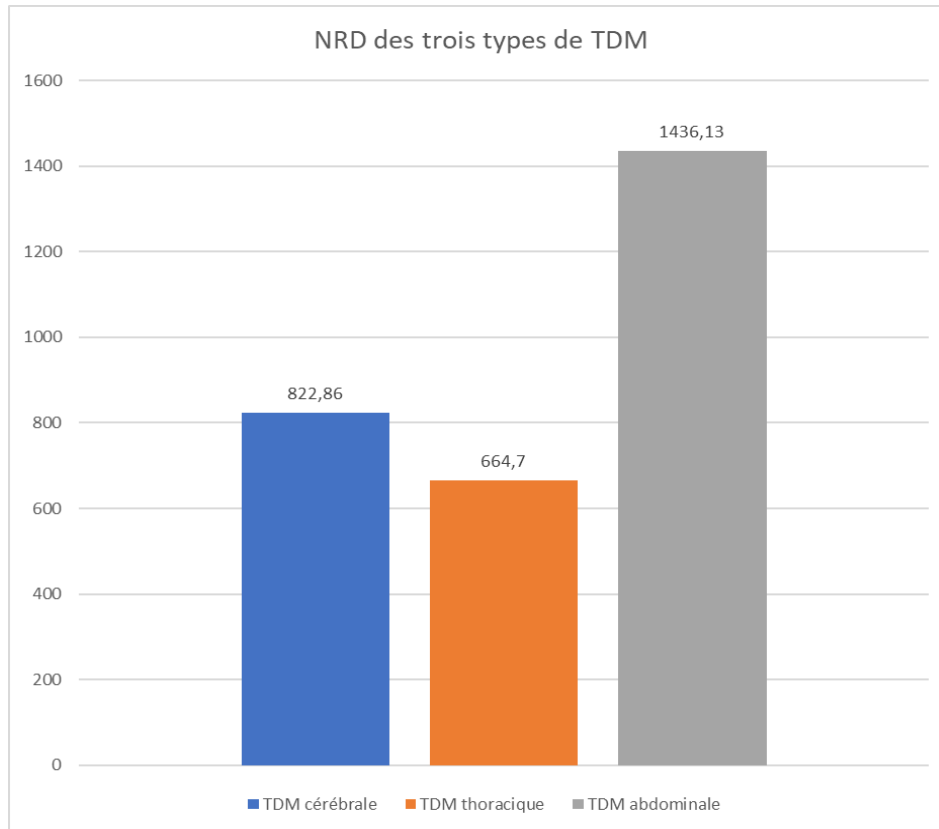
La valeur de DLP moyenne du scanner abdominal était de 1056,47 mGy/cm avec un écart type de 566,65 et une valeur de 75ème percentile de 1436,13 mGy/cm.

**Tableau 6 : Les statistiques de l'analyse DLP pour le scanner abdominal**

Moyenne (mGy/cm)	Ecart type	75ème percentile (mGy/cm)	Valeur min (mGy/cm)	Valeur max (mGy/cm)
1056,47	566,65	1436,13	489,82	1623,12

### 3. NRD

Le niveau de référence diagnostique pour notre série de scanner abdominal calculé était 1436,13 mGy/cm.



**Figure 3 : Les NRD établis dans notre étude pour les trois types de scanners**



**DISCUSSION**



## Partie 1 : Revue bibliographique

### I. Rappel sur les rayonnements ionisants

#### 1. Définition

On définit un rayonnement ionisant comme un rayonnement capable d'arracher un électron de la matière, c'est-à-dire de provoquer une ionisation. En général, les atomes de la matière sont stables. Certains, toutefois, sont naturellement instables et se décomposent spontanément jusqu'à ce qu'ils atteignent un état stable. Chacune de ces modifications est accompagnée d'une émission de rayonnements ionisants, qui est liée à une production d'énergie.[8]

#### 2. Sources de rayonnements ionisants

L'être humain est exposé à deux sources principales de rayonnements ionisants : les rayonnements naturels dans lesquels il est constamment immergé et les rayonnements artificiels qui sont d'origine humaine. La principale source d'irradiation dans presque tous les pays demeure l'irradiation naturelle, suivie de celle médicale et enfin des irradiations causées par l'industrie nucléaire.[9]

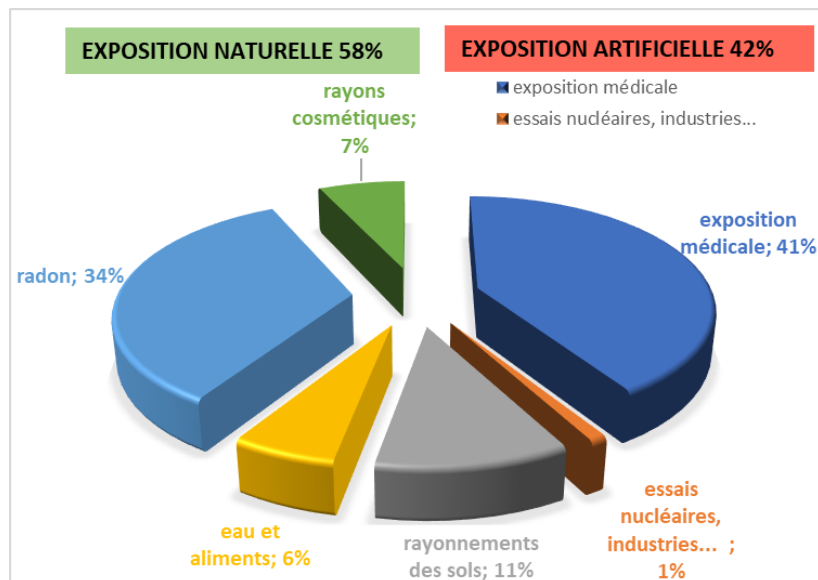


Figure 4 : Origine de l'exposition moyenne de la population française [10]

a) Sources naturelles

L'irradiation d'origine naturelle se caractérise par une exposition continue à faible débit de dose. Cette forme d'irradiation provient de plusieurs sources principales :

- ✓ Les rayonnements cosmiques, émis par le soleil (notamment les noyaux d'hydrogène, noyaux d'hélium et divers éléments plus lourds) et par les galaxies, contribuent à cette irradiation. L'intensité des rayonnements cosmiques augmente légèrement au niveau des pôles et de manière plus marquée avec l'altitude ; il est estimé que l'irradiation double tous les 1500 mètres d'altitude.[11]
- ✓ Les rayonnements telluriques sont issus des composants de l'écorce terrestre, en particulier des éléments radioactifs présents dans la terre, l'eau et l'air, ainsi que des matériaux utilisés dans les habitations. La nature du sol influence l'irradiation tellurique et fluctue selon les pays et les régions spécifiques.[12]
  - **Terre** : La croûte terrestre contient principalement des éléments radioactifs tels que l'uranium 238, le thorium 232 et le potassium 40. La désintégration naturelle de ces éléments entraîne l'émission de rayonnements alpha, beta et gamma.[12]
  - **Eau** : La présence d'isotopes radioactifs dans les eaux souterraines peut être due à la dissolution des roches.[13]
  - **Air** : Le radon, une substance radioactive issue de la désintégration de l'uranium, peut se former dans les structures, en particulier dans les zones peu ventilées.[14]
- ✓ Les rayonnements provenant du corps humain sont une source naturelle de radioactivité. De nombreux éléments radioactifs présents dans notre environnement et notre alimentation sont responsables de cette irradiation interne, par exemple : inhalation de radon, ingestion de potassium dans la viande, le lait, la pomme de terre, etc.[15]

**b) Sources artificielles :**

Les sources de ces irradiations sont fabriquées par l'être humain. Les rayonnements ionisants sont utilisés en médecine comme la première source artificielle d'exposition de la population.[16]

Ils sont employés en médecine nucléaire, en radiodiagnostic et en radiothérapie : les rayons X en radiodiagnostic, les faisceaux d'électrons produits par les accélérateurs linéaires de particules en radiothérapie, et les rayonnements gamma émis par certains radionucléides en radiothérapie externe (comme le Cobalt-60), en curiethérapie (Iridium-192, Iode-125, Césium-137), et en médecine nucléaire (Iode-131).[9]

Deux catégories de rayonnements ionisants existent : les rayonnements indirectement ionisants (R.I.I) comprennent : rayon X, rayon gamma, neutron, et les rayonnements directement ionisants (R.D.I) comprennent : les particules  $\alpha$ ,  $\beta$ , les protons et les fragments de fission.

### **3. Types de rayonnements ionisants**

**a) Rayonnements indirectement ionisants**

Les rayonnements indirectement ionisants incluent les neutrons ainsi que les rayonnements électromagnétiques (photons X et GAMMA) qui émettent de l'énergie dans le milieu en deux temps. Une particule chargée est libérée dans le milieu absorbant à une première étape (le photon libère un électron ou une paire électron/positron, tandis que le neutron libère un proton ou un noyau de recul). Dans la phase suivante, les particules libérées émettent de l'énergie dans l'environnement absorbant grâce à des interactions coulombiennes avec les électrons entourant.[17]

➤ **Les rayonnements X**

La lumière visible, l'ultraviolet, l'infrarouge, les micro-ondes, les ondes radio ou les rayons gamma sont des rayonnements électromagnétiques tels que les rayons X. Les énergies qu'ils possèdent varient (de quelques KeV à quelques MeV). Ils ont une grande capacité de pénétration en fonction de l'énergie du rayonnement. Ils sont générés grâce à un flux

d'électrons dirigé vers une cible métallique. En interaction avec les électrons des atomes métalliques, ces électrons modifient leur niveau d'énergie et émettent des rayons X. Ils pénètrent aisément dans l'organisme.[18]

➤ **Les rayonnements gamma**

La désintégration gamma ou d'autres processus nucléaires ou subatomiques, tels que l'annihilation d'une paire électron-positron, génèrent des rayons gamma de haute énergie. Ils ont une très courte longueur d'onde, inférieure à 5 nanomètres. Les rayons gamma ont une pénétration plus élevée que les rayonnements alpha et bêta, mais leur ionisation est moins forte. Leur nature est similaire à celle des rayons X, mais leur origine est différente. Les rayons gamma sont générés par des transitions nucléaires.[19]

La protection contre les rayons gamma nécessite une quantité considérable de matière. Ils sont utilisés en radiographie et en radiothérapie. Les dégâts qu'ils causent sont similaires à ceux causés par les rayons X, tels que des brûlures, des cancers et des mutations génétiques.[20]

➤ **Les rayonnements neutroniques**

La production de rayonnement neutronique est due à l'éjection de neutrons du noyau par fission nucléaire et par d'autres mécanismes. Un exemple de fission nucléaire est la réaction nucléaire en chaîne, où un neutron éjecté d'un atome en fission entraîne la fission d'un autre atome, qui éjecte encore plus de neutrons.[21]

**b) Rayonnements directement ionisants**

Ils comprennent les particules chargées, telles que les électrons, les protons, les particules alpha et les ions lourds, qui sont responsables de la déposition d'énergie dans le milieu en une seule étape, grâce à l'interaction coulombienne entre la particule incidente et les électrons périphériques.[21]

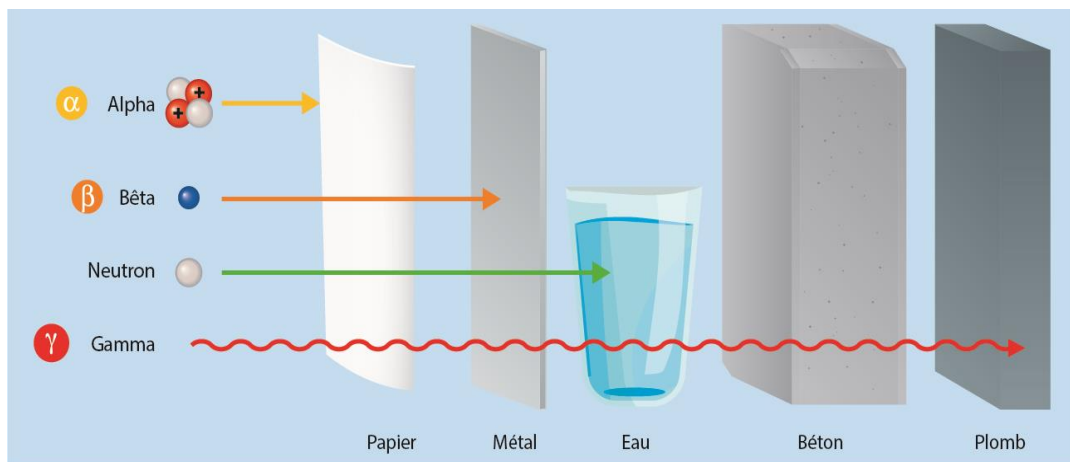
➤ **Les rayonnements alpha**

Les rayonnements alpha, qui sont émis par des particules chargées positivement, sont des émetteurs énergétiques, mais ayant un pouvoir de pénétration limité. En raison de leur

forte charge, ils sont très ionisants, mais ne peuvent s'étendre que sur quelques centimètres dans l'air. Elles peuvent être bloquées par une feuille de papier ou par la partie externe de la peau [19,22]. Lorsqu'ils sont inhalés ou ingérés, leur influence biologique est importante, car ils peuvent entraîner des dommages considérables aux tissus internes.[23]

➤ **Les rayonnements bêta**

Les particules bêta ( $\beta$ ) sont de petites particules se déplaçant rapidement et dotées d'une charge électrique négative qui sont émises par le noyau d'un atome lors de la désintégration radioactive. Ces particules sont émises par certains atomes instables comme l'hydrogène 3 (tritium), le carbone 14 et le strontium 90. Elles ont un pouvoir ionisant intermédiaire et un pouvoir de pénétration très faible. Elles peuvent être arrêtées par une couche de vêtement ou par une fine couche d'une substance telle que l'aluminium. Certaines particules bêta sont capables de pénétrer dans la peau et de provoquer des dommages tels que des brûlures cutanées.[24]



**Figure 5 : pouvoir de pénétration des différents rayonnements. [25]**

#### **4. Les effets biologiques des rayonnements ionisants :**

L'exposition aux rayonnements ionisants engendre des dommages cliniques sur les êtres vivants. L'ensemble des effets biologiques des rayonnements ionisants : Effets physiques, chimiques, moléculaires, cellulaires et tissulaires [26]. On peut diviser les effets



biologiques des rayonnements ionisants en deux types : effets déterministes (obligatoires) et effets stochastiques (aléatoires) [27].

a) **Effets déterministes**

Les effets déterministes sont des effets qui se manifestent chez les personnes après une exposition de quelques heures jusqu'à un mois après l'irradiation. Leurs gravités augmentent avec l'importance des doses. Ils résultent de la destruction massive des cellules et engendrent diverses manifestations pathologiques allant d'un simple érythème jusqu'au décès. Il faut noter qu'il est très peu probable que des effets déterministes surviennent avec l'utilisation des rayons X en tomodensitométrie.[28]

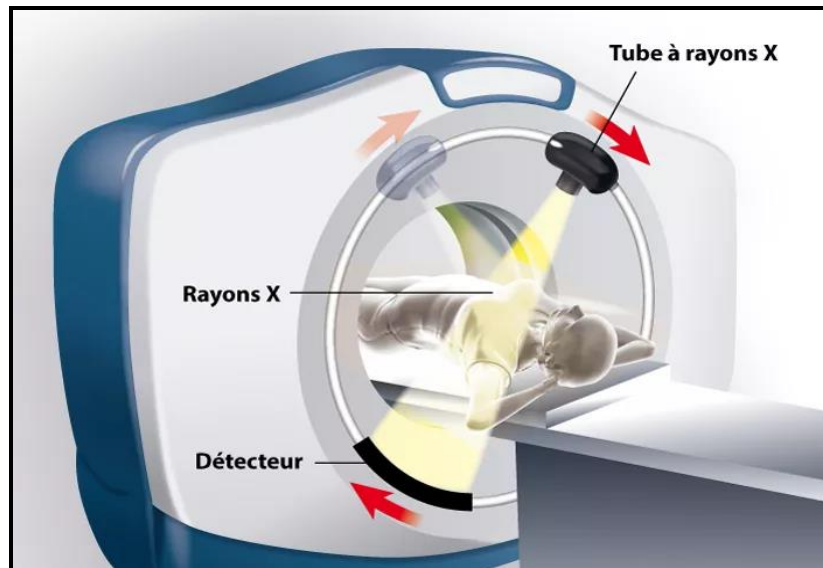
b) **Effets stochastiques**

Les effets stochastiques sont les conséquences probabilistes à long terme d'une mutation des cellules somatiques ou germinales. Ils résultent de lésions mal réparées des molécules d'ADN [29,30]. Ils n'apparaissent que chez quelques-uns des individus après plusieurs années, voire plusieurs dizaines d'années après l'exposition. Au contraire des effets déterministes, l'apparition des effets stochastiques n'a pas de seuil : elle peut être due à des très faibles doses, mais souvent répétitives. Ils peuvent donc être de deux types, soit cancérogènes, soit héréditaires.[31]

## II. La tomodensitométrie (TDM)

### 1. Principes

La tomodensitométrie, ou connue sous le nom de scanographie, est une technique de diagnostic radiologique utilisant les rayons X pour obtenir des images détaillées du corps humain. L'appareil de tomodensitométrie se compose de deux éléments principaux : le tube à rayons X et les détecteurs. Le tube à rayons X génère des faisceaux de rayons X étroitement collimatés qui traversent la section mince du corps du patient. À mesure que ces rayons X pénètrent dans les tissus, leur intensité est modifiée en fonction de l'absorption par les différentes structures corporelles. Cette atténuation du faisceau est détectée par des capteurs spécialement conçus, qui convertissent les variations d'intensité des rayons X en signaux numériques.[32,33]



**Figure 6 : Les composants principaux de la TDM [34]**

### 2. Historiques du scanner

Le terme « scanner » dérive de l'anglais « scanography », lui-même formé à partir du mot « scan », signifiant « examiner » en anglais, et du grec « graphein », qui signifie « écrire ». Également connu sous le nom de tomodensitométrie ou de scanographie à rayons X, le scanner a été développé à partir d'une série de découvertes clés. Godfrey Newbold Hounsfield,

ingénieur au laboratoire central de recherche de la société Electro–Musical Instruments (EMI), est reconnu comme l'un des pionniers dans ce domaine.[35]

L'idée fondamentale du scanner repose sur des concepts mathématiques datant de 1917. À cette époque, le mathématicien Johann Radon a montré qu'il était possible de reconstruire des images en deux et trois dimensions à partir d'un ensemble infini de projections [36]. Cette découverte a eu des applications importantes en astronomie et en microscopie électronique. Plus tard, en 1961, Oldendorf a exploré les possibilités de reproduction d'objets en images en utilisant des profils d'atténuation transmis à travers eux, ouvrant la voie à des développements dans la tomographie [37,38]. En 1963, le Dr Allan Cormack, travaillant au Groote Schuur Hospital du Cap, a démontré qu'il était possible de reconstruire des images à partir des coefficients d'atténuation mesurés et de les afficher en échelle de gris, établissant les bases de la reconstruction par ordinateur [39,40]. Cette même année, Hounsfield a développé le premier prototype de scanner EMI MARK, capable de réaliser des images en rotation et en translation, et d'analyser les différences entre la substance grise et blanche du cerveau.[35]

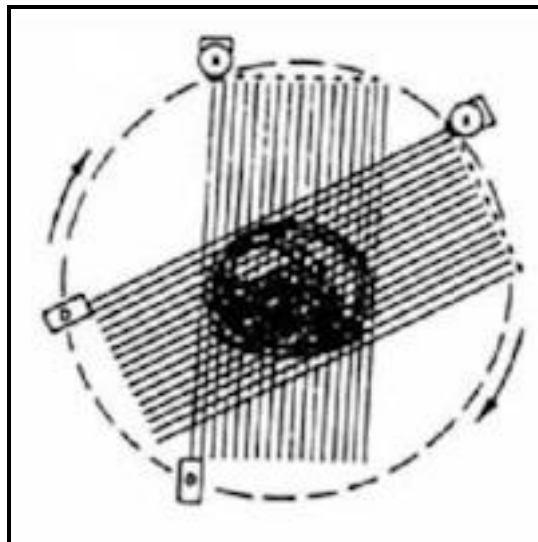
Les premières coupes cérébrales avec ce prototype ont été obtenues en 1971 grâce au Dr Ambrose dans son service à Wimbledon [41]. Les travaux de Ledley, ainsi que les contributions de Cormack et Hounsfield, ont permis d'étendre les applications de la tomodensitométrie à l'ensemble du corps [42]. En reconnaissance de leur contribution, Cormack et Hounsfield ont reçu le Prix Nobel de médecine en 1979 [43].

### **3. Les différentes générations du scanner**

Les tomodensitomètres ont connu une série d'améliorations depuis l'introduction du premier scanner sur le marché, et chaque étape du développement de l'appareil de tomodensitométrie est appelée « génération ». Le premier scanner a été produit en 1970 par Sir Godfrey Hounsfield et mis sur le marché en 1972. Depuis son introduction, le scanner a fait l'objet d'améliorations remarquables d'une génération à l'autre.

a) Première génération

La première génération de scanners, développée par Godfrey Hounsfield en 1970, repose sur une technologie de translation-rotation utilisant un détecteur unique. Ce scanner initial est caractérisé par deux mouvements successifs : une translation de l'ensemble tube-détecteur, composé de deux détecteurs placés l'un à côté de l'autre dans l'axe Z, de part et d'autre du patient, permettant ainsi de produire 160 lectures. Ce mouvement de translation est suivi d'une rotation de  $1^\circ$  de l'ensemble tube-détecteur, après quoi une nouvelle translation est effectuée, et ce processus se répète. Le faisceau de rayons X utilisé avait la forme d'un fin pinceau. L'acquisition d'images se terminait après une demi-révolution du tube. Les temps d'acquisition étaient relativement longs, il fallait 3 à 5 minutes pour produire une coupe [44]. Ce modèle était principalement destiné à l'exploration du crâne.[45]

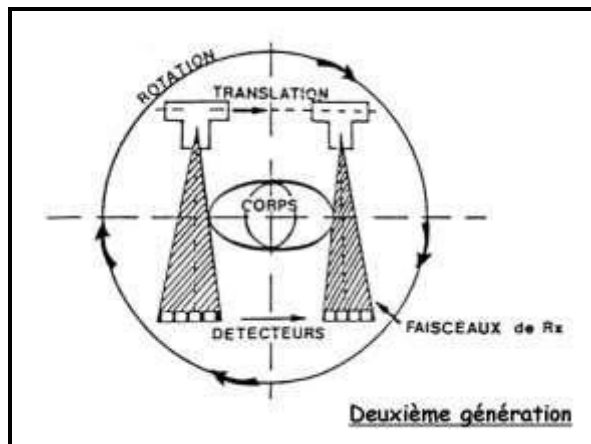


**Figure 7 : Appareil de tomodynamométrie de première génération. [46]**

b) Deuxième génération

Cette génération, introduite en 1973, utilise le même principe de la première génération, elle se diffère de la génération précédente par l'augmentation du nombre de détecteurs allant de huit à trente, fournissant ainsi un angle d'ouverture du faisceau de  $10^\circ$  environ. Cette amélioration a permis de réduire le temps d'acquisition à moins de vingt secondes, par conséquent, il est devenu possible de réaliser des coupes du thorax ou de

l'abdomen en apnée. Les deux premières générations disposent d'une géométrie parallèle du faisceau de rayons X [47].

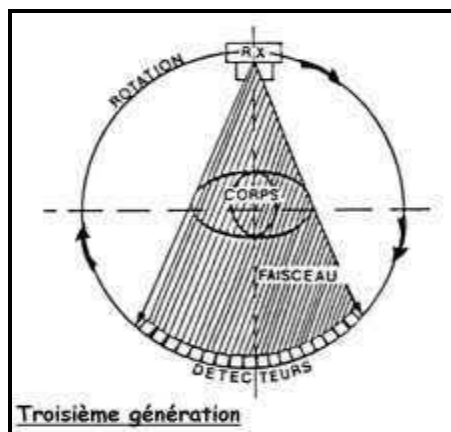


**Figure 8 : Appareil de tomodensitométrie de deuxième génération. [48]**

c) Troisième génération

En 1976, l'introduction de scanners ne nécessita plus l'étape de translation. La troisième génération de tomodensitométrie utilise le principe rotation/rotation.

Le faisceau de rayons X est dirigé vers une rangée de détecteurs en forme d'arc. Le tube à rayons X et le réseau de détecteurs tournent autour du patient et des projections sont obtenues lors de cette rotation[49]. Le temps nécessaire pour effectuer une rotation complète pouvait être réduit à seulement deux secondes.

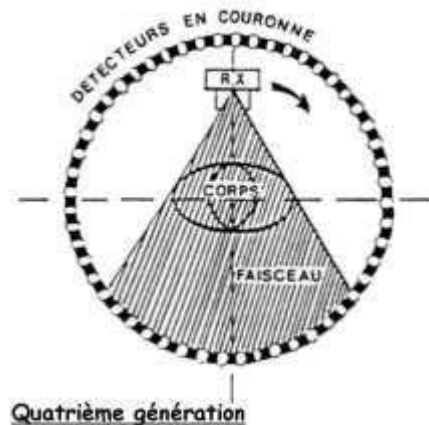


**Figure 9 : Appareil de tomodensitométrie de troisième génération [48]**

d) Quatrième génération

La quatrième génération de scanners se diffère des générations précédentes par l'utilisation de système de rotation stationnaire, où seule la source de rayons X tourne autour

d'un anneau de détecteurs stationnaires. Les détecteurs sont fixés en cercle à 360° autour du patient ou d'une partie de son corps. Seule la source de rayon X tourne, permettant à un ou plusieurs détecteurs de capturer les rayons X après avoir traversé la partie du corps du patient. Le nombre de détecteurs pour les appareils de tomodensitométrie de quatrième génération varie de 600 à 1000.[49]

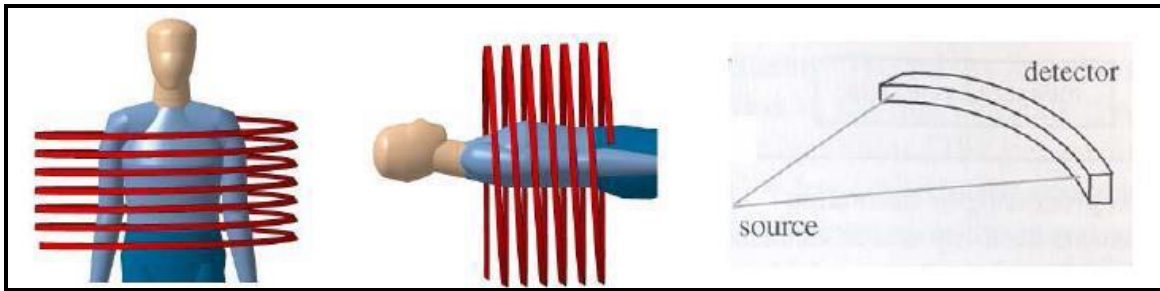


**Figure 10 : Appareil de tomodensitométrie de quatrième génération [48].**

e) Le scanner hélicoïdal monobarrette

Il repose sur le même principe que le scanner de troisième génération. Il utilise une table qui se déplace de façon permanente durant l'acquisition, ce qui permet d'éliminer les pauses entre les acquisitions. Il utilise aussi un système de détection composé d'une rangée (ou barrette) de détecteurs en arc fixés au tube à rayons X. Durant l'examen, le tube et les détecteurs tournent autour du patient, et la table avance lentement en même temps. L'acquisition hélicoïdale résultera de la rotation en continu de l'ensemble des tubes détecteurs et de l'avancée de la table d'examen [50]. Afin de mesurer l'avancement de la table par rotation du tube, un nouveau paramètre a été ajouté : le pitch qui varie entre 0,5 et 2. Un pitch inférieur à 1 est appelé : pitch fermé, et le pitch supérieur à 1 est un : pitch ouvert. L'acquisition volumique en mode hélicoïdal a permis aux scanners monobarrettes d'explorer l'intégralité d'un segment anatomique en moins de 20 secondes [51,52]. L'acquisition hélicoïdale permet de modifier la reconstruction des images sans modifier la durée de l'examen ni l'exposition du patient. Cela offre la possibilité de faire des coupes chevauchées

afin d'améliorer la résolution longitudinale et de détecter plus précisément les petites lésions, tout en diminuant l'exposition à l'irradiation. [51,52]



**Figure 11 : a) Scanner hélicoïdal. b) Les scanners hélicoïdaux monobarrettes reposent sur une géométrie du faisceau dite en éventail (fan beam). [46,52]**

f) Scanner multibarrettes

Les scanners multibarrettes ont été introduits en 1998, avec des capacités supérieures par rapport aux monobarrettes. Il est devenu possible d'acquérir jusqu'à deux fois plus de données en une seule rotation, grâce à la juxtaposition de plusieurs rangées de détecteurs suivant l'axe longitudinal[53]. Les détecteurs solides qui peuvent être disposés sans occuper beaucoup d'espace ont rendu la juxtaposition possible. L'utilisation du système d'acquisition de données (DAS) permet de combiner les signaux des différents détecteurs lors de l'acquisition [54,55]. Le système multibarrettes a beaucoup d'avantages par rapport à la monobarette qui sont : [46,52]

- Des coupes plus fines pour une résolution meilleure dans la direction longitudinale (z).
- Un temps plus court pour le même volume exploré.
- Exploration de volumes plus grands dans le même temps.
- Meilleure utilisation du faisceau de RX produite grâce à l'élargissement du faisceau dans l'axe longitudinal.

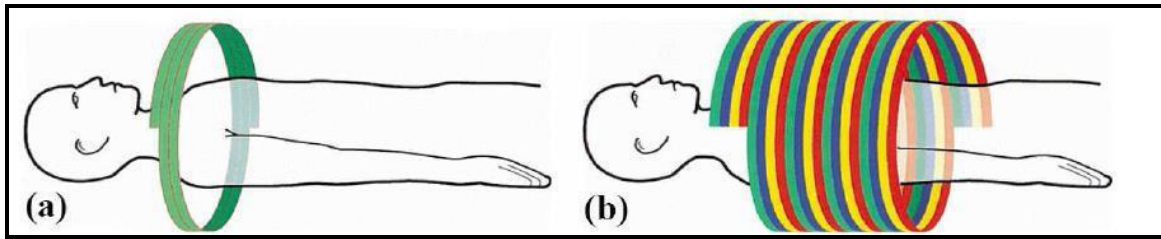


Figure 12 : a) scanner hélicoïdal monobarrette. b) scanner hélicoïdal multibarrettes. [46,52]

#### 4. Les paramètres d'acquisition :

##### a) Tension (KV)

C'est la tension au tube à rayon X entre l'anode et la cathode. Elle peut arriver jusqu'à 140 kilovolts [56]. Une augmentation de la tension permet au rayon X de traverser les tissus plus denses, à titre d'exemple : les os et les sinus qui demandent une tension plus élevée par rapport aux autres tissus mous. Ainsi, l'autre paramètre qui influence le choix de tension, c'est la taille du patient.

Étant donné que la quantité de dose fournie est proportionnelle au carré de la tension, la diminution des kV, à charge constante, est théoriquement le moyen le plus efficace de diminuer l'irradiation, défini par la relation suivante : [46,52]

$$D = \frac{kV^2 \cdot I \cdot t}{d^2}$$

- D = Dose délivrée
- I = Intensité en milliampères (mA)
- t = Temps de rotation en secondes (s)
- d = Distance patient-tube en mètres (m)

##### b) Intensité (mA) et charge du tube (mAs) :

L'intensité du courant dans un tube à rayons X est exprimée en milliampères (mA). Mais en pratique, la charge du tube, mesurée en milliampères-seconde (mAs), est le paramètre prédominant pour réguler la dose de radiation délivrée. L'intensité (mA) et la charge du tube (mAs) sont réglables par le manipulateur. Une diminution des mAs se traduit par une



réduction de la dose de radiation [57]. Dans les régions anatomiques à fort contraste naturel, telles que les sinus ou les poumons, il est souvent acceptable de réduire les mAs pour améliorer la résolution spatiale tout en maintenant une qualité d'image diagnostique adéquate. D'un autre côté, il est essentiel de maintenir des mAs plus élevés pour les régions à faible contraste naturel, telles que le cerveau ou le foie, afin d'assurer une bonne détection des détails à faible contraste et de minimiser le bruit.[46,52]

**c) Vitesse de rotation :**

La vitesse de rotation est exprimée en s/tour et se définit par le temps nécessaire en seconde pour effectuer une rotation. Une vitesse plus rapide de rotation permet de réduire les artefacts et alors une qualité de l'image meilleure. Pour les scanners de nouvelles générations, ils peuvent atteindre une valeur de 0,33s/tour.[58]

**d) Pitch ou pas de l'hélice**

Pitch ou pas de l'hélice c'est la distance parcourue par la table de scanner pendant une rotation complète du tube, divisée par l'épaisseur de coupe. Un pitch plus élevé permet une acquisition plus rapide et une couverture plus large, mais peut réduire la résolution spatiale et la qualité de l'image. Le ruban de l'hélice se chevauche avec celui de la rotation précédente lorsque le pitch est inférieur à 1, tandis que lorsque le pitch est supérieur ou égal à 1, le ruban de l'hélice ne se chevauche pas. [58,59]

**e) Épaisseur de coupe**

Pour l'épaisseur de coupe, il faut différencier entre l'épaisseur d'acquisition qui se définit par la largeur de collimation du faisceau de rayon X dans l'axe de Z à l'entrée du détecteur et 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. [60]

**f) Collimation**

La collimation primaire est située en aval de la filtration entre le tube et le patient. Elle détermine la largeur du faisceau de rayons X et donc l'épaisseur des coupes. La collimation secondaire entre le patient et les détecteurs a pour but de diminuer le rayonnement diffusé.

Plus la collimation est trop large, plus le risque d'exposition excessive augmente. Une collimation trop étroite peut limiter le champ de vision et la qualité diagnostique. Il est nécessaire d'ajuster le paramètre de collimation en fonction du type d'examen scanographique ainsi que de la taille du patient. [61]

### **III. Dosimétrie :**

La dosimétrie est un concept important, elle permet aux radiologues de comparer les doses reçues par leurs patients avec les valeurs nationales pour savoir si leurs doses sont augmentées ou non [62]. Les indices utilisés actuellement pour la spécification des doses en scanner sont : [63,64]

- L'indice de dose scanographique volumique (IDSV) ou CTDIvol (Volume Computed Tomography Dose Index)
- Dose Produit–Dose–Longueur (PDL) ou Dose Length–Product (DLP)

Les deux paramètres sont importants pour l'établissement de niveau de référence diagnostique, ainsi que leurs disponibilités dans les unités d'affichages des TDM. [65,66]

Nous allons utiliser l'abréviation anglo-saxonne dans notre étude, car c'est l'abréviation la plus fréquente.

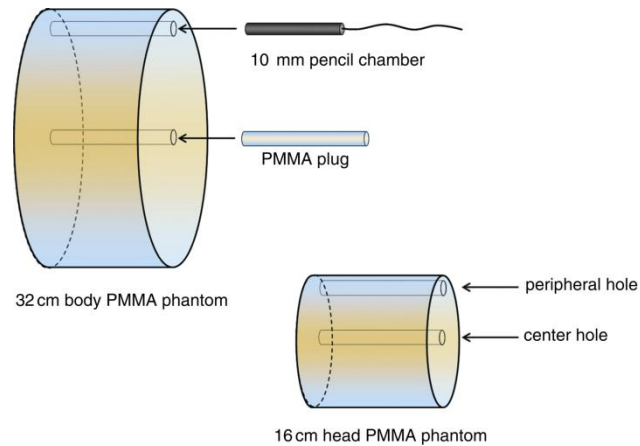
#### **1. Indice de Dose Scanographique (CTDI)**

Le CTDI est un paramètre important qui permet de connaître la dose de rayonnement provenant d'une seule tranche d'irradiation, afin de l'optimiser lors d'un examen tomodensitométrique [67,68]. Le CTDI est l'intégrale du profil de dose de rayonnement dans l'axe Z d'un scanner pour une coupe unique [69,70]. Le CTDI est mesuré à l'aide d'une chambre d'ionisation ou de dosimètres à thermoluminescence [71]. Cette mesure demande beaucoup de travail, donc elle est rarement utilisée [70]. L'unité de mesure est le Gray.

#### **2. CTDI100**

Le CTDI100 est un paramètre plus pratiquement utilisé. Il est mesuré par l'exposition aux rayonnements et obtenu grâce à une chambre d'ionisation qui intègre l'exposition au

rayonnement d'un seul balayage axial sur une longueur de 100 mm [72-74]. L'exposition mesurée peut être convertie en dose. Le courant produit par les événements d'ionisation dans la chambre est proportionnel au nombre d'événements d'ionisation. La chambre d'ionisation est placée dans un fantôme rond en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) d'un diamètre de 16 cm ou 32 cm. Le CTDI100 est mesuré au centre du fantôme ainsi qu'en périphérie. CTDI100c est le CTDI sur 100 mm au centre du fantôme et le CTDI100p est le CTDI sur 100 mm à la périphérie du fantôme. L'unité de mesure est le coulomb/kg (C/kg).[70]



**Figure 13 : Les fantômes CTDI de taille standard.[75]**

### **3. CTDI<sub>w</sub> : Indice de Dose Scanographique Pondérée**

L'Indice de Dose Scanographique Pondéré (IDSP ou CTDI<sub>w</sub>) est la moyenne pondérée des mesures CTDI100 au centre et à la périphérie du fantôme. Il est défini par l'équation suivante :

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

Où le CTDI<sub>c</sub> est la valeur mesurée au centre du fantôme et le CTDI<sub>p</sub> est une moyenne des valeurs mesurées en périphérie.[70,76]

#### 4. INDICE DE DOSE SCANOGRAPHIQUE VOLUMIQUE CTDI<sub>vol</sub>

L'Indice de Dose Scanographique Volumique IDSV ou CTDI<sub>vol</sub> représente la dose moyenne délivrée au volume de la coupe pour un examen spécifique. Il est actuellement considéré comme un nouveau paramètre de dose de rayonnement approuvé par la Commission électrotechnique internationale.[77,78]

Le CTDI<sub>vol</sub> pour les scanners à coupe unique est défini comme suit : [70]

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_w$$

Avec N le nombre de coupes, T est la largeur nominale de la coupe en mm, et I est la distance entre les coupes en mm. Le CTDI<sub>vol</sub> pour les scanners multi coupes prend en compte le CTDI<sub>w</sub> et le pitch de la séquence d'acquisition. Il est défini par l'équation suivante : [70]

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}$$

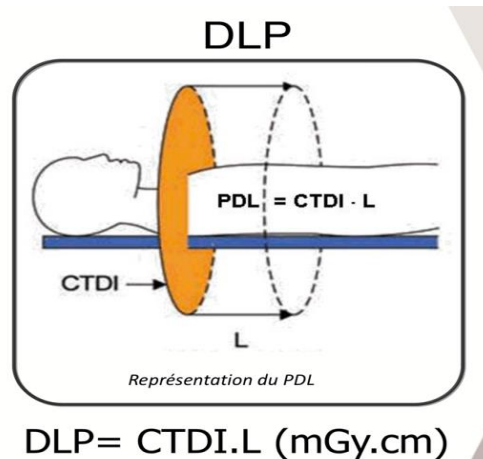
Le CTDI<sub>vol</sub> est exprimé en mGy, il est devenu un paramètre important pour la comparaison des doses de rayonnement reçues par les patients dans le cadre de différents protocoles d'imagerie scanographique.[70,78]

#### 5. LE PRODUIT DOSE LONGUEUR (PDL) OU DOSE LENGTH PRODUCT (DLP)

Le produit dose-longueur permet de calculer la dose de rayonnement pour une acquisition ou pour un examen complet [79]. Il est égal au CTDI<sub>vol</sub> multiplié par la longueur explorée : DLP=CTDI<sub>vol</sub>×L avec L (longueur de l'hélice) [70]. Par conséquent, le DLP augmente avec l'augmentation de la longueur totale de coupe ou avec les variables qui affectent le CTDI<sub>w</sub> ou le CTDI<sub>vol</sub>, telles que la tension du tube, le courant du tube ou le pas.[70]

La DLP est l'indicateur le plus précis de la dose de rayonnement pour un examen tomodensitométrique spécifique, et sa valeur numérique est affectée par les variations de l'anatomie du patient : par exemple, la valeur de la DLP est plus élevée pour les patients de

grande taille [70,78]. Le DLP est un paramètre important utilisé pour établir les niveaux de référence diagnostiques [80]. Il est exprimé en mGy.cm et se trouve sur la console.[81]



**Figure 14 : Schéma représentant le calcul de DLP [82]**

## 6. Dose efficace (E)

La dose efficace permet de quantifier le risque lié à l'exposition aux radiations ionisantes à laquelle est soumis un individu. Elle est exprimée en sievert (Sv) ou millisievert (mSv) [70].

La dose efficace est calculée à partir des informations sur la dose reçue par les organes et le risque relatif d'irradiation attribué à chaque organe [83,84]. Une technique appelée simulation de Monte Carlo est utilisée pour déterminer les doses spécifiques aux organes en simulant l'absorption et la diffusion des photons de rayons X dans différents tissus à l'aide d'un modèle mathématique du corps humain [85]. Pour obtenir la dose efficace en tomodensitométrie, il faut multiplier le DLP par un facteur de conversion (k), ce facteur varie en fonction de la région du corps et de l'âge.[79]

#### IV. La radioprotection

La radioprotection est l'ensemble des mesures qui permettent la protection de l'homme et de l'environnement contre les effets néfastes des rayonnements ionisants, qui causent des dommages à ces deux derniers [86]. Les règles et les recommandations d'utilisation et de gestion des rayonnements ionisants se basent sur le concept du « ALARA », As Low As Reasonably Achievable, signifiant en français, aussi bas que raisonnablement possible [86,87]. Un nouveau concept a fait son apparition depuis 2015, ALADA « As Low As Diagnostically Acceptable » en français « Aussi bas qu'acceptable à des fins diagnostiques » [88]. Dans ce cadre, la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) a émis des recommandations concernant la mesure de l'exposition aux rayonnements ionisants et les mesures de sécurité à prendre. Pour les travailleurs exposés aux rayonnements, la CIPR recommande une limite de dose effective de 20 mSv par an en moyenne sur cinq ans, avec une dose maximale de 50 mSv pour une seule année. Pour le grand public, la dose annuelle recommandée est de 1 mSv. Dans des circonstances particulières, une dose efficace plus élevée pourrait être autorisée en une seule année, à condition que la dose efficace moyenne sur cinq années consécutives ne dépasse pas 1 mSv par an [89-91]. La radioprotection repose sur trois principes : La justification, l'optimisation et la limitation.[92]

Dans l'article 95 du Dahir n° 1-14-149 du 25 chaoual 1435 : « **Toute exposition aux sources de rayonnements ionisants doit être réalisée selon les principes de justification, d'optimisation et de limitation de dose. Le principe de justification exige qu'aucune activité impliquant des rayonnements ionisants ne puisse être autorisée si son application ne produit pas un avantage net positif économique, social ou autre par rapport au détriment sanitaire d'être provoqué.**

**Le principe d'optimisation exige que l'exposition des personnes aux rayonnements ionisants soit maintenue aussi faible que possible.**

Le principe de limitation de dose exige que la somme des doses imputables à toutes les activités ne dépasse pas les limites de doses telles que fixées par voie réglementaire ».[93]

### **1. La justification**

La justification des actes est l'un des principes fondamentaux de la radioprotection [94]. Elle repose sur la constatation que les bénéfices d'un examen radiologique utilisant les rayons X sont prédominants que les effets nocifs des rayonnements ionisants. Selon la directive EURATOM de la Communauté européenne de l'énergie atomique, il est strictement nécessaire que le prescripteur fournisse une indication clinique formelle et qu'un examen non justifié soit interdit. La responsabilité de la justification des examens incombe à la fois au médecin prescrivant l'acte et au radiologue qui le réalise. [87]

### **2. L'optimisation**

Elle constitue le deuxième principe fondamental de la radioprotection. Elle se base sur l'effet de limiter les doses des rayonnements au minimum tout en gardant la qualité d'images nécessaire à l'obtention de l'information diagnostique désirée [95]. Plusieurs moyens de réduction sont à la portée du manipulateur, notamment la diminution de la tension, le temps d'exposition ainsi que la collimation du faisceau et l'augmentation de pitch [96]. Pour appliquer ce principe de l'optimisation, il faut bien former les praticiens en radiologie aux paramètres d'acquisition [97]. Plusieurs études ont été réalisées dans ce cadre pour évaluer les connaissances des praticiens toutes ont conclu que leurs connaissances étaient insuffisantes.[98,99]

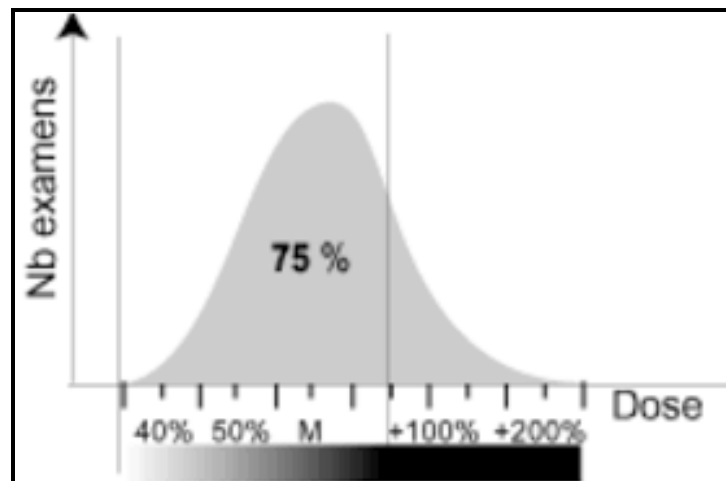
### **3. La limitation :**

La limitation des doses est le troisième principe fondamental de radioprotection. La CIPR recommande que l'exposition des individus doit faire l'objet d'une limitation des doses. Ce principe concerne surtout les travailleurs et non les patients. La limitation des doses n'est pas une recommandation dans le domaine médical, car elle peut réduire l'efficacité du diagnostic et donc être plus nuisible que bénéfique [100]. Ce principe peut être remplacé par celui de la substitution qui permet de remplacer un examen radiologique par un autre si les

avantages sont équivalents, par exemple, le remplacement d'un scanner par une échographie ou une imagerie par résonance magnétique.[101]

## V. Niveau de référence diagnostique (NRD)

Le premier pays qui a établi les NRD nationaux, c'est la Norvège en 1987 [10]. Les NRD ont comme objectif l'élimination des expositions élevées et ainsi améliorer la pratique clinique, soit au niveau local, national ou régional. On peut définir les NRD comme des niveaux de dose utilisés dans le domaine du diagnostic clinique pour des examens fréquents d'un groupe d'individus [102]. Il est vivement conseillé d'utiliser les NRD afin d'éviter que le patient ne reçoive une dose supplémentaire de manière inutile et de servir de guide pour l'exposition médicale lors de divers examens [103]. Pour établir les NRD, la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) a proposé d'utiliser les mesures de dose CTDIvol et DLP plutôt que CTDIw et DLP.[104]



**Figure 15 : Représentation schématique du 75ème percentile d'une distribution de doses [105-107]**



## Partie 2 : Discussion des résultats

### I. TDM cérébrale

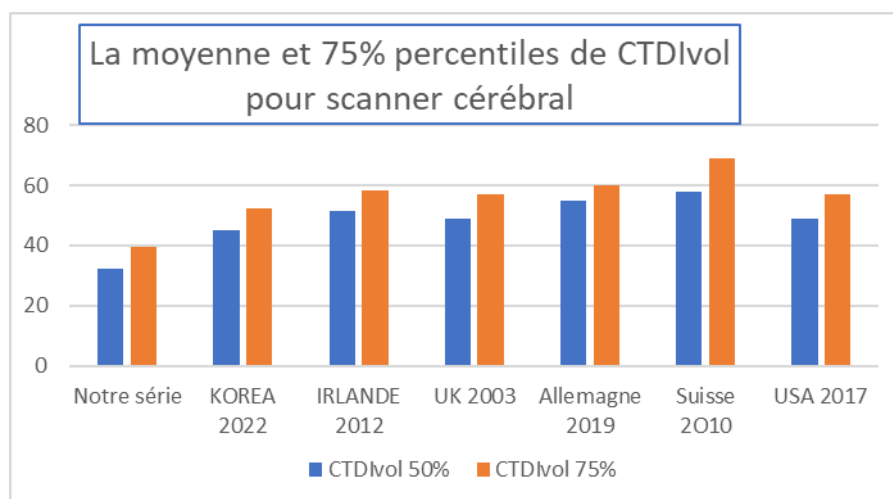
#### 1. CTDIvol

Dans notre série, la valeur moyenne de CTDIvol était de **32,3 mGy**. Cette valeur a été inférieure à la valeur de **45,2 mGy** en Corée du Sud 2022 [108], **51,3 mGy** en Irlande 2012 [109], **49 mGy** au Royaume-Uni 2003 [110], **55 mGy** en Allemagne 2019 [111], **58 mGy** en Suisse 2010 [112] et **49 mGy** aux États-Unis 2017 [113].

Pour le 75e percentile, c'est **39,44 mGy** dans notre série, inférieur à celui de Corée du Sud 2022 : **52,2 mGy** [108], en Irlande 2012 : **58,4 mGy** [109], au Royaume-Uni 2003 : **57 mGy** [110], en Allemagne 2019 : **60 mGy** [111], en Suisse 2010 : **69 mGy** [112] et aux États-Unis 2017 : **57 mGy** [113].

**Tableau 7 : les valeurs moyennes et 75e percentile de CTDIvol pour les scanners cérébraux selon les différentes séries**

	Notre série	KOREA 2022	IRLANDE 2012	UK 2003	Allemagne 2019	Suisse 2010	USA 2017
50%	<b>32,33</b>	<b>45,2</b>	<b>51,3</b>	<b>49</b>	<b>55</b>	<b>58</b>	<b>49</b>
75%	<b>39,441</b>	<b>52,2</b>	<b>58,4</b>	<b>57</b>	<b>60</b>	<b>69</b>	<b>57</b>



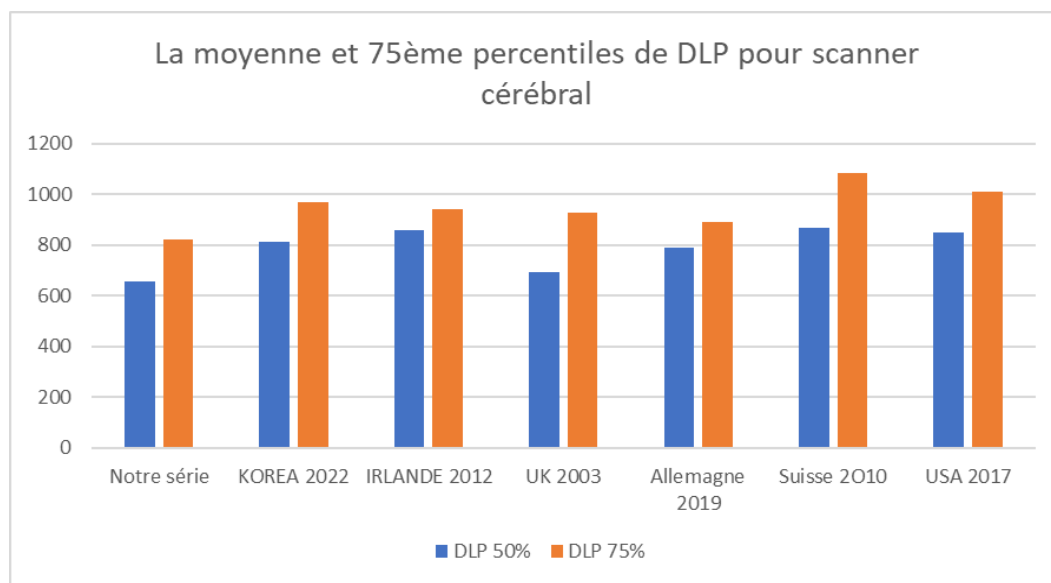
**Figure 16 : comparaison entre les valeurs moyennes et 75e percentile de CTDIvol pour les scanners cérébraux entre notre série et les autres pays.**

## 2. DLP

La même tendance se retrouve pour le DLP cérébral avec une moyenne de **656,87 mGy·cm** dans notre série contre **811 mGy·cm** en Corée du Sud 2022 [108], **857 mGy·cm** en Irlande 2012 [109], **694 mGy·cm** au Royaume-Uni 2003 [110], **790 mGy·cm** en Allemagne 2019 [111], **867 mGy·cm** en Suisse 2010 [112] et **849 mGy·cm** aux États-Unis 2017 [113]. Pour le 75e percentile, c'est **822,86 mGy·cm** dans notre série contre **969 mGy·cm** en Corée du Sud 2022 [108], **940 mGy·cm** en Irlande 2012 [109], **930 mGy·cm** au Royaume-Uni 2003 [110], **890 mGy·cm** en Allemagne 2019 [111], **1083 mGy·cm** en Suisse 2010 [112] et **1011 mGy·cm** aux États-Unis 2017 [113].

**Tableau 8 : les valeurs moyennes et 75e percentile du DLP pour les scanners cérébraux, selon les différentes séries**

	Notre série	KOREA 2022	IRLANDE 2012	UK 2003	Allemagne 2019	Suisse 2010	USA 2017
50%	<b>656,87</b>	<b>811</b>	<b>857</b>	<b>694</b>	<b>790</b>	<b>867</b>	<b>849</b>
75%	<b>822,86</b>	<b>969</b>	<b>940</b>	<b>930</b>	<b>890</b>	<b>1083</b>	<b>1011</b>



**Figure 17 : comparaison entre les valeurs moyennes et 75e percentile de DLP pour les scanners cérébraux entre notre série et les autres pays**

Les résultats de notre étude sont inférieurs à ceux observés dans d'autres pays, mettant en évidence une réduction de la dose de radiation lors des scanners cérébraux. Cette différence peut être attribuée aux protocoles de radioprotection utilisés dans chaque pays. Les données montrent des variations significatives selon les pays et les années, reflétant les pratiques locales et l'évolution des standards de radioprotection. Par exemple, la Suisse en 2010 présente des valeurs de dose relativement élevées, tandis que le Royaume-Uni en 2003 affiche des valeurs plus faibles. Ces écarts soulignent l'importance d'une adaptation des pratiques en fonction des avancées technologiques et des recommandations internationales pour assurer une exposition minimale aux rayonnements sans compromettre la qualité diagnostique.

## II. TDM thoracique

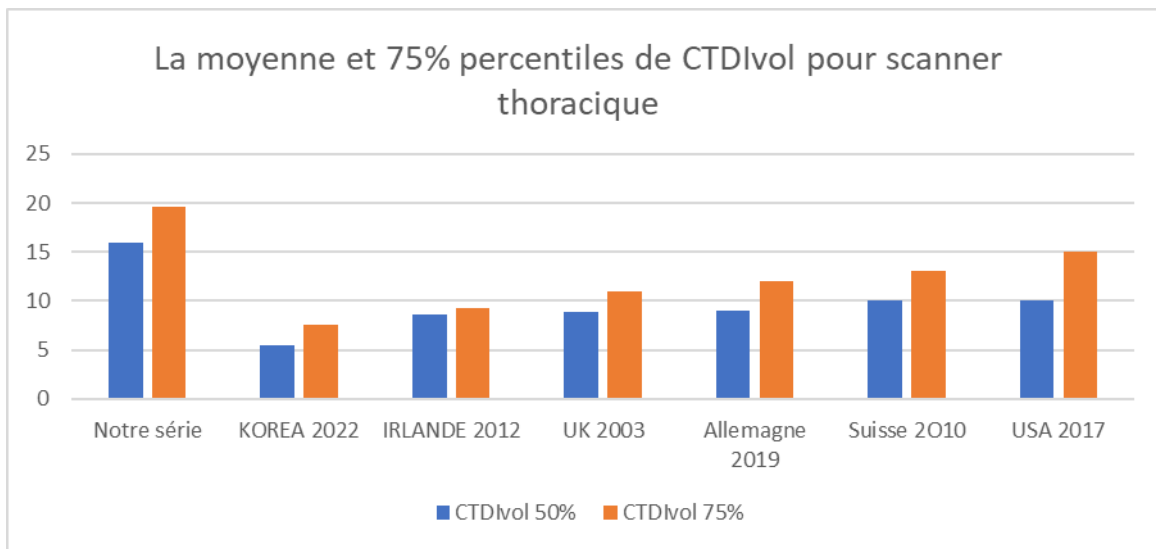
### 1. CTDIvol

Pour le scanner thoracique, la moyenne du CTDIvol dans notre série est de **15,92 mGy**. Cette valeur a été supérieure à la valeur **5,5 mGy** en Corée du Sud 2022 [108], **8,6 mGy** en Irlande 2012 [109], **8,9 mGy** au Royaume-Uni 2003 [110], **9 mGy** en Allemagne 2019 [111], **10 mGy** en Suisse 2010 [112] et **10 mGy** aux États-Unis 2017 [113].

De même, pour le 75e percentile, c'est **19,64 mGy** dans notre série, supérieur à **7,6 mGy** en Corée du Sud 2022 [108], **9,3 mGy** en Irlande 2012 [109], **11 mGy** au Royaume-Uni 2003 [110], **12 mGy** en Allemagne 2019 [111], **13 mGy** en Suisse 2010 [112] et **15 mGy** aux États-Unis 2017 [113].

**Tableau 9 : les valeurs moyennes et 75e percentile du CTDIvol pour les scanners thoraciques selon les différentes séries**

	Notre série	KOREA 2022	IRLANDE 2012	UK 2003	Allemagne 2019	Suisse 2010	USA 2017
50%	<b>15,92</b>	<b>5,5</b>	<b>8,6</b>	<b>8,9</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
75%	<b>19,64</b>	<b>7,6</b>	<b>9,3</b>	<b>11</b>	<b>12</b>	<b>13</b>	<b>15</b>



**Figure 18 : comparaison entre les valeurs moyennes et 75e percentile de CTDIvol pour les scanners thoraciques entre notre série et les autres pays**

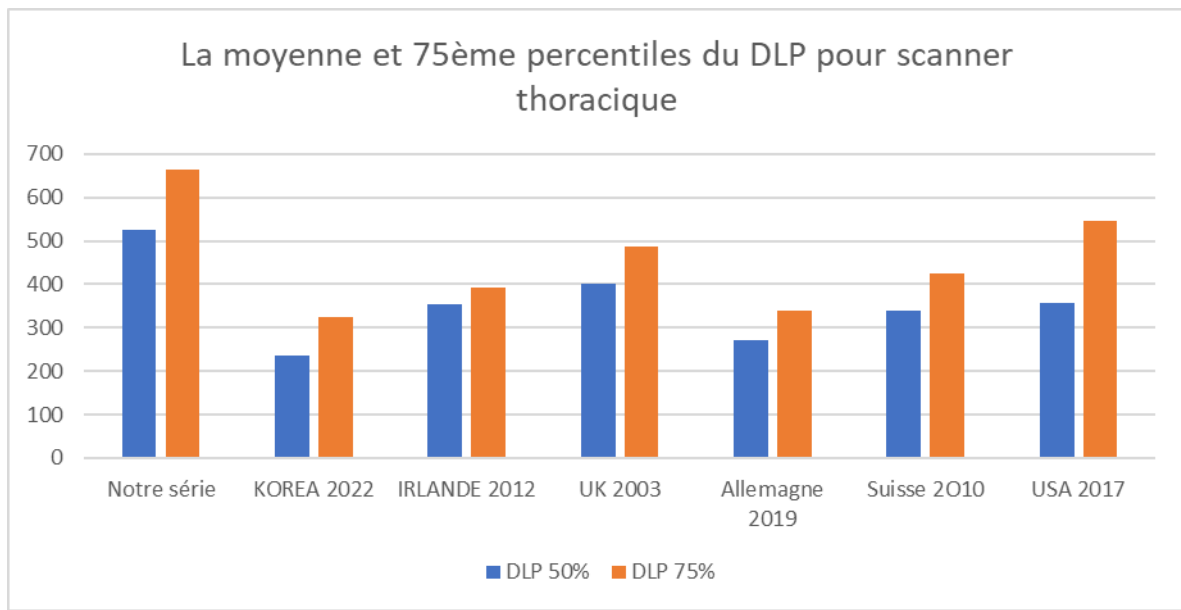
## 2. DLP

La même tendance se retrouve pour le DLP thoracique avec une moyenne de **526,4 mGy·cm** dans notre série contre **236 mGy·cm** en Corée du Sud 2022 [108], **354 mGy·cm** en Irlande 2012 [109], **402 mGy·cm** au Royaume-Uni 2003 [110], **270 mGy·cm** en Allemagne 2019 [111], **338 mGy·cm** en Suisse 2010 [112] et **357 mGy·cm** aux États-Unis 2017 [113].

Pour le 75e percentile, c'est **664,7 mGy·cm** dans notre série contre **324,2 mGy·cm** en Corée du Sud 2022 [108], **393 mGy·cm** en Irlande 2012 [109], **488 mGy·cm** au Royaume-Uni 2003 [110], **340 mGy·cm** en Allemagne 2019 [111], **424 mGy·cm** en Suisse 2010 [112] et **545 mGy·cm** aux États-Unis 2017 [113].

**Tableau 10 : les valeurs moyennes et 75e percentile du DLP pour les scanners thoraciques selon les différentes séries**

	Notre série	KOREA 2022	IRLANDE 2012	UK 2003	Allemagne 2019	Suisse 2010	USA 2017
50%	526,4	236	354	402	270	338	357
75%	664,7	324,2	393	488	340	424	545



**Figure 19 : Comparaison entre les valeurs moyennes et 75e percentile du DLP pour les scanners thoraciques selon les différentes séries**

Pour les scanners thoraciques les résultats de notre étude montrent des valeurs très élevées par rapport à celles observées dans d'autres pays. Cette différence peut être liée à des protocoles de scanner spécifiques, peut-être orientés vers une qualité d'image plus élevée, ou à des paramètres d'examen qui augmentent la dose de radiation. Les données révèlent également des variations importantes entre les pays et les périodes étudiées : par exemple, la Corée en 2022 et l'Allemagne en 2019 affichent des valeurs plus basses, ce qui pourrait refléter des approches de radioprotection plus rigoureuses ou l'utilisation de technologies de réduction de dose. En revanche, les États-Unis en 2017 et la Suisse en 2010 présentent des doses plus élevées. Ces écarts soulignent l'importance d'une harmonisation des protocoles internationaux pour minimiser l'exposition aux rayonnements tout en maintenant une qualité diagnostique optimale.

### III. TDM abdominale

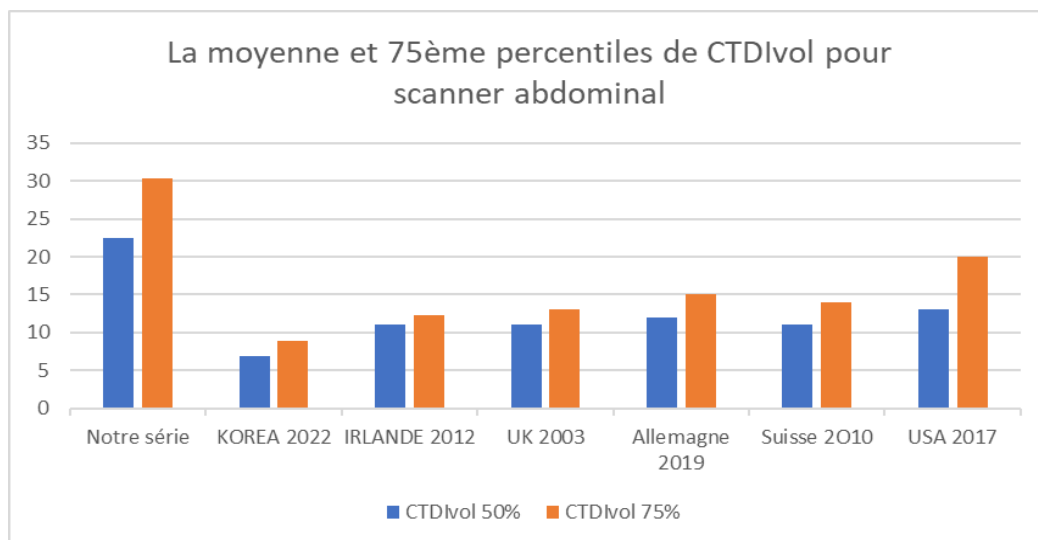
#### 1. CTDIvol

Pour le scanner abdominal, la moyenne du CTDIvol dans notre série est de **22,55 mGy** supérieure à la moyenne en Corée du Sud 2022 qui était de **6,9 mGy** [108], **11,1 mGy** en Irlande 2012 [109], **11 mGy** au Royaume-Uni 2003 [110], **12 mGy** en Allemagne 2019 [111], **11 mGy** en Suisse 2010 [112] et **13 mGy** aux États-Unis 2017 [113].

De même, pour le 75e percentile, c'est **30,39 mGy** dans notre étude, supérieur à **8,9 mGy** en Corée du Sud 2022 [108], **12,3 mGy** en Irlande 2012 [109], **13 mGy** au Royaume-Uni 2003 [110], **15 mGy** en Allemagne 2019 [111], **14 mGy** en Suisse 2010 [112] et **20 mGy** aux États-Unis 2017 [113].

**Tableau 11 : les valeurs moyennes et 75e percentile du CTDIvol pour les scanners abdominaux selon les différentes séries**

	Notre série	KOREA 2022	IRLANDE 2012	UK 2003	Allemagne 2019	Suisse 2010	USA 2017
50%	22,55	6,9	11,1	11	12	11	13
75%	30,39	8,9	12,3	13	15	14	20



**Figure 20 : Comparaison entre les valeurs moyennes et 75e percentile du CTDIvol pour les scanners abdominaux entre notre série et les autres pays**

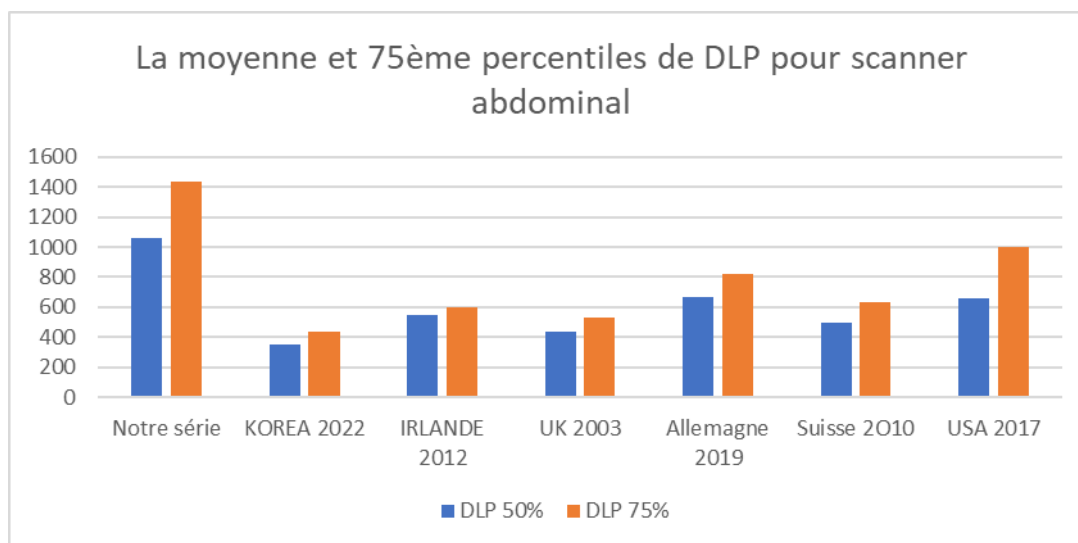
## 2. DLP

Concernant le DLP abdominal, la moyenne est de **1056,47 mGy·cm** dans notre série, supérieure à **346,6 mGy·cm** en Corée du Sud 2022 [108], **547 mGy·cm** en Irlande 2012 [109], **437 mGy·cm** au Royaume-Uni 2003 [110], **670 mGy·cm** en Allemagne 2019 [111], **497 mGy·cm** en Suisse 2010 [112] et **657 mGy·cm** aux États-Unis 2017 [113].

Pour le 75e percentile, c'est **1436,13 mGy·cm** dans notre série, supérieur à **437,7 mGy·cm** en Corée du Sud 2022 [108], **598 mGy·cm** en Irlande 2012 [109], **534 mGy·cm** au Royaume-Uni 2003 [110], **820 mGy·cm** en Allemagne 2019 [111], **633 mGy·cm** en Suisse 2010 [112] et **1004 mGy·cm** aux États-Unis 2017 [113].

**Tableau 12 : les valeurs moyennes et 75e percentile du DLP pour les scanners abdominaux selon les différentes séries**

	Notre série	KOREA 2022	IRLANDE 2012	UK 2003	Allemagne 2019	Suisse 2010	USA 2017
50%	1056,47	346,6	547	437	670	497	657
75%	1436,13	437,7	598	534	820	633	1004



**Figure 21 : Comparaison entre les valeurs moyennes et 75e percentile du DLP pour les scanners abdominaux selon les différentes séries**

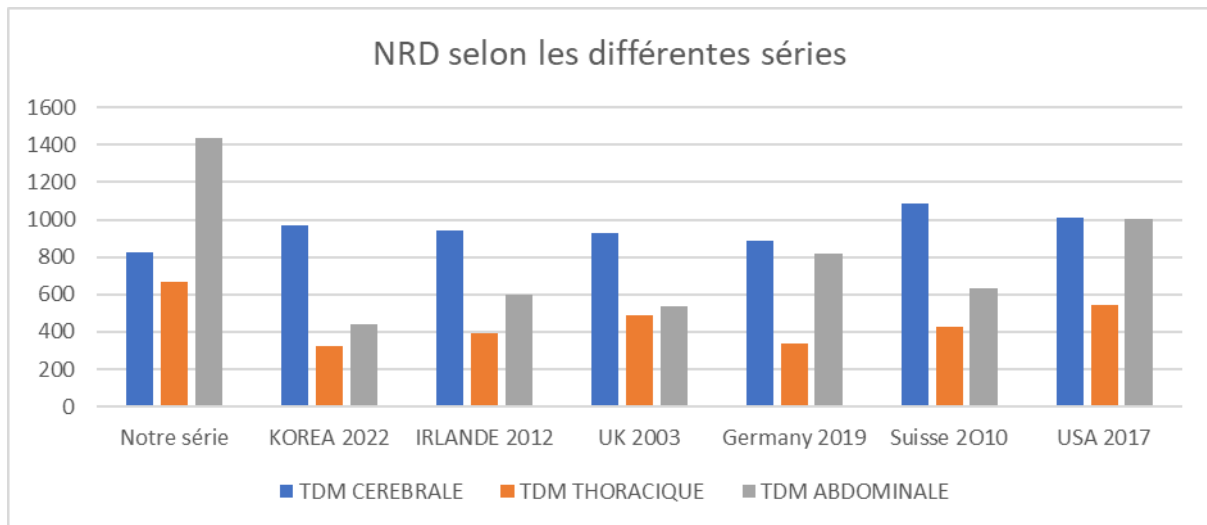
Pour les scanners abdominaux, notre série présente les doses de radiation les plus élevées par rapport aux autres études internationales. Cela peut soulever des questions sur

l'optimisation des protocoles d'imagerie et la nécessité d'évaluer des stratégies pour réduire l'exposition des patients à des doses élevées de radiations sans compromettre la qualité des images médicales. Des pays comme la Corée et la Suisse ont adopté des protocoles avec des doses beaucoup plus modérées, ce qui pourrait être un point de comparaison pour d'éventuelles améliorations locales.

#### IV. NRD

**Tableau 13 : NRD selon les différentes séries**

	Notre série	KOREA 2022	IRLANDE 2012	UK 2003	Allemagne 2019	Suisse 2010	USA 2017
TDM CEREBRALE	822	969	940	930	890	1083	1011
TDM THORACIQUE	664	324	393	488	340	424	545
TDM ABDOMINALE	1436	437	598	534	820	633	1004



**Figure 22 : NRD selon les différentes séries**

Notre étude met en évidence la présence d'une grande différence entre notre NRD au Centre de radiologie des urgences ARRAZI et les autres NRD des différents pays. Les valeurs plus élevées dans notre série, sauf le scanner cérébral, souligne l'importance d'une réévaluation locale des protocoles de dosage afin de réduire l'exposition aux rayonnements



tout en maintenant la qualité de l'imagerie, en particulier pour les examens abdominaux. Les pays comme la Corée et l'Irlande apparaissent comme des exemples d'optimisation des doses, avec des NRD faibles dans toutes les catégories.



**LIMITATIONS**



- L'étude se base uniquement sur les données d'un seul site, le service de radiologie ARRAZI CHU Mohammed VI à Marrakech, ce qui limite la généralisation des résultats à d'autres établissements ou régions.
- L'inclusion de plus de données aurait augmenté la précision des données du DLP et du CTDI de chaque examen.
- La taille de notre série peut être limitée, ce qui pourrait affecter la représentativité des résultats.
- Pas de sous-groupes au sein d'un même examen
  - Angioscanner cérébral pour la TDM cérébrale.
  - Angioscanner abdominal.
  - Angioscanner thoracique



# RECOMMANDATIONS




- Augmenter la taille de l'échantillon
- Élargir le champ de l'étude au niveau régional puis national pour avoir des niveaux de référence nationaux représentatifs.
- Élargir l'étude pour d'autres moyens d'imagerie diagnostiques et interventionnels : radiographie standard, angiographie.
- Inclure la population pédiatrique dans l'étude.
- Noter la dose (DLP) dans le compte rendu.
- Former les professionnels de santé à l'utilisation des niveaux de référence et à leur application pratique.



---

**CONCLUSION**

---



La tomodensitométrie est un examen radiologique essentiel pour le diagnostic, la surveillance et le traitement de plusieurs pathologies.

L'utilisation excessive de cet examen irradiant a permis à l'Agence internationale de l'énergie atomique (IAEA) de recommander une élaboration de niveau de référence diagnostique dans le but de radioprotection. Pour cela, les valeurs dosimétriques doivent être notées sur les comptes rendus des scanners.

On a constaté que les doses d'irradiation délivrées aux cours des examens TDM étaient élevées par rapport aux NRD des autres pays, environ plus de deux fois supérieures aux niveaux de référence dans les explorations thoraciques et abdomino-pelviennes. Pour le scanner cérébral, les doses d'irradiation étaient inférieures aux NRD.

On a conclu qu'il fallait ajuster les doses reçues lors des examens scanographiques, notamment pour les scanners thoraciques et abdominaux afin d'éviter les effets néfastes des rayonnements ionisants sur nos patients.



**RÉSUMÉ**





## RÉSUMÉ

La dosimétrie est un concept important en radiologie, surtout l'imagerie scanographique, qui permet de quantifier les doses de rayonnements reçus par les patients.

Il s'agit d'une étude prospective descriptive, portant sur une série de 300 scanners, sur une durée d'un mois, au niveau du service de radiologie des urgences ARRAZI.

L'objectif de notre étude était de faire une évaluation dosimétrique pour les scanners les plus utilisés : cérébral, thoracique et abdominal, et de les comparer avec les NRD des différents pays. Tous les examens ont été réalisés sur la même machine HITACHI SUPRIA 16.

Les indicateurs dosimétriques analysés : CTDIvol et DLP, pour lesquels nous avons calculé : la moyenne, l'écart type, les valeurs extrêmes et le 75ème percentile.

Pour le scanner cérébral, les indicateurs dosimétriques ont été inférieurs aux NRD des autres pays. Par contre, dans les autres régions anatomiques : thoracique et abdominale, leurs doses d'irradiation délivrées chez nos patients étaient supérieures aux NRD.

Les variations de dose entre les différentes séries suggèrent un large potentiel d'optimisation des examens.

## Summary

This is a descriptive prospective study focusing on a series of 300 CT scans conducted over a one-month period in the emergency department of ARRAZI Hospital, part of the imaging department of CHU Mohammed VI.

The objective of our study was to perform a dosimetric evaluation of the most commonly used scans: cerebral, thoracic, and abdominal, and to compare them with diagnostic reference level of various countries. All examinations were performed on the same HITACHI SUPRIA 16 machine.

The dosimetric indicators analyzed were CTDIvol and DLP, for which we calculated the mean, standard deviation, extreme values, and the 75th percentile.

For the cerebral scan, the dosimetric indicators were lower than the reference dose levels of other countries. However, for other anatomical regions thoracic and abdominal the radiation doses delivered to our patients were higher than the reference dose levels.

The variations in dose among the different series suggest a significant potential for optimizing the examinations.

## ملخص

يعد قياس الجرعات مفهومًا مهمًا في مجال الأشعة، وخاصة في التصوير بالأشعة المقطعية، مما يجعل من الممكن تحديد الجرعات الإشعاعية التي يتلقاها المرضى.

هذه دراسة استباقية وصفية لسلسلة من 300 فحص بالأشعة على مدى شهر واحد في قسم التصوير الطبي بمستشفيات مستشفى الرازي في المركز الاستشفائي الجامعي محمد السادس. كان هدف دراستنا هو إجراء تقييم جرعي للتصويرات الأكثر استخدامًا: التصوير الدماغية، الصدر، والبطن، ومقارنتها بالمعايير المرجعية الوطنية والدولية. تم إجراء جميع الفحوصات على نفس جهاز

### HITACHI SUPRIA 16

المؤشرات الجرعية التي تم تحليلها هي CTDIvol وDLP، حيث قمنا بحساب: المتوسط، والانحراف المعياري، والقيم القصوى، والنسبة المئوية 75.

بالنسبة للتصوير الدماغية، كانت المؤشرات الجرعية أقل من المعايير المرجعية للدول الأخرى. بينما في المناطق التشريحية الأخرى: الصدر والبطن، كانت جرعات الإشعاع التي تعرض لها مرضانا أعلى من المعايير المرجعية.

تشير التباينات في الجرعات بين السلاسل المختلفة إلى إمكانية كبيرة لتحسين الجرعات أثناء الفحوصات المقطعية.

# ANNEXES



Fiche d'exploitation

I. Données socio démographiques :

- Age
- Sexe :      HOMME              FEMME

II. Type d'examen :

- Scanner cérébral
- Scanner thoracique
- Scanner abdominal

III. TDM cérébrale

1. CTDIvol
2. DLP

IV. TDM thoracique

1. CTDIvol
2. DLP

V. TDM abdominale

1. CTDIvol
2. DLP

# BIBLIOGRAPHIE



1. **Alrehily, F.A.; Alqahtani, K.S.; Aljohani, M.H.; Alharbi, N.S.; Alharbi, R.M.; Abdulaal, O.M.; Alshamrani, A.F.; Alsaedi, A.S.; Al-Murshedi, S.H.; Alhazmi, F.H.**  
Establishing Local Diagnostic Reference Levels for Computed Tomography Examinations Using Size-Specific Dose Estimates. *Saudi Med. J.* **2023**, *44*, 761–766.
2. Health Care Use – Computed Tomography (CT) Exams – OECD Data Available online: <http://data.oecd.org/healthcare/computed-tomography-ct-exams.htm>.
3. **Servent, J.-P.; Gauron, C.; Boulay, M.-H.**  
Les rayonnements ionisants: Prévention et maîtrise du risque. **2006**, Paris IRSN ED, P-56.
4. **Nenot, J.-C.**  
*Recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique*;  
Publication de la CIPR; Éd. Tec & doc: Paris, 2009; ISBN 978-2-7430-1120-8.
5. **Cordoliani, Y.; Foehrenbach, H.**  
*Radioprotection En Milieu Médical. Principes et Mise En Pratique.*; 2e édition.; Elsevier-Masson:  
Issy-les-Moulineaux, 2008;
6. **Mabille, M.; Beauvais-March, H.; Rehel, J.L.; Kalifa, G.**  
Évaluation des doses d'irradiation aux organes en scanographie pédiatrique. *J. Radiol.* **2005**, *86*, 487–491.
7. European; Atomic Energy Community *DIRECTIVE 2013/59/EURATOM DU CONSEIL Du 5 Décembre 2013 Fixant Les Normes de Base Relatives à La Protection Sanitaire Contre Les Dangers Résultant de l'exposition Aux Rayonnements Ionisants*; EURATOM, **2013**.
8. Qu'est Ce Qu'un Rayonnement Ionisant ? | IRSN Available online: <https://www.irsn.fr/savoir-comprendre/dialogue-pedagogie/quest-ce-quun-rayonnement-ionisant>.
9. **CHELET, Y.**  
*La Radioactivité, Manuel d'initiation, 2006, Paris, EDP Science, P56-60*;
10. **Friberg, E.G.; Widmark, A.; Hauge, I.H.R.**  
National Collection of Local Diagnostic Reference Levels in Norway and Their Role in Optimization of X-Ray Examinations. *Østerås Nor. Nor. Radiat. Prot. Auth.* **2009**, *8*.
11. NCRP Report No. 160: Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. *J. Radiol. Prot.* **2009**, *29*, 465–465.
12. Sources and Effects of Ionizing Radiation, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) 2000 Report, Volume I: Report to the General Assembly, with Scientific Annexes – Sources. **2000**.
13. **Eisenbud Merrill; Thomas F.**  
Gesell *Environmental Radioactivity from Natural, Industrial and Military Sources*; 4th ed.; 1997; ISBN 978-0-12-235154-9.
14. **Zeeb, H.; Shannoun, F.;**  
World Health Organization WHO Handbook on Indoor Radon: A Public Health Perspective. **2009**.
15. L'exposition à La Radioactivité Naturelle En France | IRSN Available online: <https://www.irsn.fr/savoir-comprendre/sante/lexposition-radioactivite-naturelle-france>.

16. Bard, D.; Lévesque, B.; Pirard, P.; Hubert, P.; Verger, P.; Gérin, M.; Gosselin, P.; Cordier, S.; Viau, C.; Quénel, P.  
Rayonnements Ionisants. *Environ. Santé Publique Principes Méthodes Prat. Paris TEC DOC* 2003.
17. Martin, A.; Harbison, S.; Beach, K.; Cole, P.  
*An Introduction to Radiation Protection*; 7th ed.; CRC Press;
18. La radiographie II. Qu'est-ce qu'un rayon X? Comment en produire? Quel mécanisme permet d'obtenir une radiographie? — Available online: <https://culturesciencesphysique.ens-lyon.fr/ressource/imagerie-medicale-radiographie-principe.xml>.
19. Knoll, G.F.  
*Radiation Detection and Measurement*, 4th ed.; John Wiley: Hoboken, N.J, 2010; ISBN 978-0-470-13148-0.
20. Qu'est-Ce Que Le Rayonnement? | AIEA Available online:  
<https://www.iaea.org/fr/newscenter/news/quest-ce-que-le-rayonnement>.
21. nucléaire, C.  
canadienne de sûreté Catégories et sources de rayonnement Available online:  
<https://www.cnsccsn.gc.ca/fra/resources/radiation/types-and-sources-of-radiation/>.
22. McGregor, D.S.; Shultis, J.K.  
Physical Sensors: Radiation Sensors. In *Encyclopedia of Sensors and Biosensors (First Edition)*; Narayan, R., Ed.; Elsevier: Oxford, 2023; pp. 141-160 ISBN 978-0-12-822549-3.
23. Martin, W.F.; Lippitt, J.M.; Prothero, T.G.  
2 – Hazards. In *Hazardous Waste Handbook for Health and Safety*; Martin, W.F., Lippitt, J.M., Prothero, T.G., Eds.; Butterworth-Heinemann, 1987; pp. 7-19 ISBN 978-0-409-90070-5.
24. US EPA, O.  
Radiation Basics Available online: <https://www.epa.gov/radiation/radiation-basics>.
25. TROIS SORTES DE RAYONNEMENTS. Available online: <https://expo-radioactivite.irsn.fr/s1p3-trois-sortes-de-rayonnements/>
26. CEA Les effets des rayonnements ionisants sur le vivant Available online:  
<https://www.cea.fr/comprendre/Pages/sante-sciences-du-vivant/essentiel-sur-effets-des-rayonnements-ionisants-sur-vivant.aspx>.
27. Cosset, J.-M.  
Effets secondaires des rayonnements sur les tissus sains et organes à risque.  
*Cancer/Radiothérapie* 2010, 14, 228-231.
28. Gambini, D.; Granier, R.  
Effets indésirables des rayons X. EMC-Elsevier Masson, 2013. Radiologie et imagerie médicale (35-090-A-10) : p.20.
29. Le Guen, B.; Masse, R.  
Effets Des Faibles Doses Des Rayonnements Ionisants. *EMC Toxicol. Pathol. Prof.* 2007, 16-510.



30. **Spotheim–Maurizot, M.; Bergusova, M.; Charlier, M.**  
Dégradation de l'ADN Par Les Rayonnements Ionisants. *Influ. Struct. L'environnement Chim. Dans Sci. Médicales Mécanismes Biochim. Actual. Chim. Société Fr. Chim. Ed* 2003, 97–102.
31. **Grenot, J.F.; Kouyoumdjian, J.C.**  
Rayonnements Ionisants et Cancers, Importance de L'ÉPIGÉNÉTIQUE.
32. **Weill, F.S.; Goche, G.; Costaz, R.; Didier, D.; et al**  
*Précis de scanographie thoracique et abdominale: à l'usage des praticiens et des étudiants en médecine*; Vigot: Paris, 1988; ISBN 978-2-7114-1064-4.
33. **Le Marec, E.; Hauret, L.; Boyer, B.**  
Principes Physiques Du Scanner Hélicoïdale. Première Partie : Formation de l'image. Feuilles de Radiologie; Éd. Masson 2002. 2002, 42, P 139–150.
34. Scanner : Comment Se Déroule Cet Examen d'imagerie? Available online:  
<https://www.ramsaysante.fr/vous-etes-patient-en-savoir-plus-sur-ma-pathologie/scanner>.
35. **Hounsfield, G.N.**  
Computerized Transverse Axial Scanning (Tomography): Part 1. Description of System. *Br. J. Radiol.* 1973, 46, 1016–1022.
36. **Radon, J.**  
Sur La Détermination Des Fonctions Par Leurs Intégrales Le Long de Certaines Variétés. *Berichte Über Verhandlungen Sächs. Akad. Wiss. Zu Leipz.* 1917, 69, p 262–277.
37. **Vermandel, M.; Marchandise, X.**  
D'une « nouvelle sorte de rayonnement » à la tomодensitométrie : une histoire du scanner. *IRBM* 2009, 30, 33–39.
38. **Oldendorf, W.H.**  
Isolated Flying Spot Detection of Radiodensity Dis-Continuities-Displaying the Internal Structural Pattern of a Complex Object. *IRE Trans. Bio-Med. Electron.* 1961, 8, 68–72.
39. **Cormack, A.M.**  
Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. *J. Appl. Phys.* 1963, 34, 2722–2727.
40. **Cormack, A.M.**  
Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. II. *J. Appl. Phys.* 1964, 35, 2908–2913.
41. **Ambrose, J.; Hounsfield, G.**  
Computerized Transverse Axial Tomography. *Br. J. Radiol.* 1973, 46, 148–149.
42. **Ledley, R.S.**  
Syntax-Directed Concept Analysis in the Reasoning Foundations of Medical Diagnosis. *Comput. Biol. Med.* 1973, 3, 89–99.
43. The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979 Available online:  
<https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1979/summary/>.
44. **Auberl, B.**  
Les scanners : de la première à la dernière génération. 1999.

45. **Dillon, W.P.**  
50th Anniversary of Computed Tomography: Past and Future Applications in Clinical Neuroscience. *J. Med. Imaging* 2021, 8, 052112.
46. **Konate, L.**  
COMPARAISON DES DOSES D'EXPOSITION EN TOMODENSITOMETRIE PEDIATRIQUE DE L'HOPITAL DU MALI DE JANVIER – DECEMBRE 2020 PAR RAPPORT AU NIVEAU DE REFERENCE DIAGNOSTIC.
47. **Aubert, B.**  
Les scanners: de la première à la dernière génération. *RBM-News* 1999, 27, 118-121.
48. La Tomodensitométrie (Scanner X) Available online:  
[http://perkins.free.fr/la\\_chaine\\_de\\_scanographie\\_050.htm](http://perkins.free.fr/la_chaine_de_scanographie_050.htm).
49. **Kibler, M.R.**  
La Physique pour la Santé: du diagnostic à la thérapie.
50. **Brink, J.A.**  
Technical Aspects of Helical (Spiral) CT. *Radiol. Clin. North Am.* 1995, 33, 825-841.
51. **Juan Manuel LOPEZ HERNANDEZ** Imagerie Cardiaque Multimodalités 2D et 3D : Application à La Coronarographie/Tomoscintigraphie/TEP-CT, Institut National Polytechnique de Lorraine, 2006.
52. **Kaddour Rani.**  
Stratégies d'optimisation Des Protocoles En Scanographie Pédiatrique, l'Université de Lorraine, 2015.
53. **Flohr, T.G.; Schaller, S.; Stierstorfer, K.; Bruder, H.; Ohnesorge, B.M.; Schoepf, U.J.** Multi-Detector Row CT Systems and Image-Reconstruction Techniques. *Radiology* 2005, 235, 756-773.
54. **Klingenbeck-Regn, K.; Schaller, S.; Flohr, T.; Ohnesorge, B.; Kopp, A.F.; Baum, U.** Subsecond Multi-Slice Computed Tomography: Basics and Applications. *Eur. J. Radiol.* 1999, 37, 110-124.
55. **McCollough, C.H.; Zink, F.E.** Performance Evaluation of a Multi-Slice CT System. *Med. Phys.* 1999, 26, 2223-2230.
56. **Huda, W.**  
Review of Radiologic Physics. 2009.
57. **Régent, D.; Mandry, D.; Croise-Laurent, V.; Oliver, A.; Jausset, F.; Lombard, V.**  
Production des rayons X en imagerie par projection et en scanographie.
58. **Feldle, P.; Grunz, J.-P.; Huflage, H.; Kunz, A.S.; Ergün, S.; Afat, S.; Gruschwitz, P.; Görtz, L.; Pennig, L.; Bley, T.A.; et al.**  
Influence of Helical Pitch and Gantry Rotation Time on Image Quality and File Size in Ultrahigh-Resolution Photon-Counting Detector CT. *Sci. Rep.* 2024, 14, 9358.
59. **Gariani, J.; Martin, S.P.; Botsikas, D.; Becker, C.D.; Montet, X.**  
Evaluating the Effect of Increased Pitch, Iterative Reconstruction and Dual Source CT on Dose Reduction and Image Quality. *Br. J. Radiol.* 2018, 91, 20170443.

60. Abdulkareem, N.K.; Hajee, S.I.; Hassan, F.F.; Ibrahim, I.K.; Al-Khalidi, R.E.H.; Abdulqader, N.A. Investigating the Slice Thickness Effect on Noise and Diagnostic Content of Single-Source Multi-Slice Computerized Axial Tomography. *J. Med. Life* **2023**, *16*, 862–867.
61. Hendee, W.R.; Ritenour, E.R. *Medical Imaging Physics*; 1st ed.; Wiley, 2002; ISBN 978-0-471-38226-3.
62. Seeram, E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control.
63. Ngaile, J.E.; Msaki, P.K. Estimation of Patient Organ Doses from CT Examinations in Tanzania. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **2006**, *7*, 80–94.
64. Rothenberg, L.N.; Pentlow, K.S. Radiation Dose in CT. *Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. N. Am. Inc* **1992**, *12*, 1225–1243.
65. AAPM. *The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. Report of AAPM Number (96), Produced by Task Group 23*; 2008;
66. Aweda, M.A.; Arogundade, R.A. Patient Dose Reduction Methods in Computerized Tomography Procedures: A Review. *Int J Phys Sci.*
67. Huang, Y.; Wu, T.; Su, C.; Chen, M.; Hung, J.; Lee, J. Absorbed Dose Evaluation to Patients Undergoing PET-CT and Conventional CT Examinations. *Radiat. Phys. Chem. – RADIAT PHYS CHEM* **2004**, *71*, 985–986.
68. Lewis, M.A.; Edyvean, S. Patient Dose Reduction in CT. *Br. J. Radiol.* **2005**, *78*, 880–883.
69. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*; Internationale Atomenergie-Organisation, Internationale Atomenergie-Organisation, Eds.; Technical reports series; International Atomic Energy Agency: Vienna, 2007; ISBN 978-92-0-115406-4.
70. Morin, R.L.; Gerber, T.C.; McCollough, C.H. Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart. *Circulation* **2003**, *107*, 917–922.
71. Cameron, J.R.; Zimmerman, D.; Kenney, G.; Buch, R.; Bland, R.; Grant, R. THERMOLUMINESCENT RADIATION DOSIMETRY UTILIZING LIF. *Health Phys.* **1964**, *10*, 25–29.
72. Suzuki, A.; Suzuki, M.N. Use of a Pencil-Shaped Ionization Chamber for Measurement of Exposure Resulting from a Computed Tomography Scan. *Med. Phys.* **1978**, *5*, 536–539.
73. Pavlicek, W.; Horton, J.; Turco, R. Evaluation of the MDH Industries, Inc. Pencil Chamber for Direct Beam CT Measurements. *Health Phys.* **1979**, *37*, 773–774.
74. Jucius, R.A.; Kambic, G.X. Measurements of Computed Tomography X-Ray Fields Utilizing the Partial Volume Effect. *Med. Phys.* **1980**, *7*, 379–382.
75. Radiation Dose Reporting | Department of Radiology | UC Davis Health Available online: <https://health.ucdavis.edu/radiology/radiationdose.html>.

76. Koller, C.J.; Eatough, J.P.; Bettridge, A.  
Variations in Radiation Dose between the Same Model of Multislice CT Scanner at Different Hospitals. *Br. J. Radiol.* **2003**, *76*, 798–802.
77. International Electrotechnical Commission *Medical Electrical Equipment. Part 2– 44: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC Publication No. 60601–2–44. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office: Geneva, Switzerland, 2002.*;
78. Russell, M.T.; Fink, J.R.; Rebeles, F.; Kanal, K.; Ramos, M.; Anzai, Y. Balancing Radiation Dose and Image Quality: Clinical Applications of Neck Volume CT. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **2008**, *29*, 727–731.
79. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography Available online: <https://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>.
80. Huda, W.; Ogden, K.M.; Khorasani, M.R. Converting Dose–Length Product to Effective Dose at CT. *Radiology* **2008**, *248*, 995–1003.
81. Edmonds, K.  
Diagnostic Reference Levels as a Quality Assurance Tool. *Radiographer* **2009**, *56*, 32–37.
82. Boyer, B.; Cordoliani, Y.–S. Scanner et Irradiation. *EMC – Radiol. Imag. Médicale – Principes Tech. – Radioprot.* **2010**, *5*, 1–10.
83. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann. ICRP* **1991**, *21*, 1–201.
84. McCollough, C.H.; Schueler, B.A. Calculation of Effective Dose. *Med. Phys.* **2000**, *27*, 828–837.
85. *Monte Carlo Simulation in the Radiological Sciences*; Morin, R.L., Ed.; First Edition.; CRC Press: Boca Raton, Fla, 1988; ISBN 978–0–8493–5559–2.
86. Munro, L.  
Basics of Radiation Protection for Everyday Use How to Achieve ALARA: World Health Organisation. Geneva, Switzerland: 20 Avenue Appia. **2004**.
87. de Brouwer, C.; Lagasse, R.  
The Risk Linked to Ionizing Radiation: An Alternative Epidemiologic Approach. *Environ. Health Perspect.* **2001**, *109*, 877–880.
88. Jaju, P.P.; Jaju, S.P. Cone–Beam Computed Tomography: Time to Move from ALARA to ALADA. *Imaging Sci. Dent.* **2015**, *45*, 263–265.
89. Rannou, A.; Barthe, J.; Aubert, B.; Brégeon, B.; Champlong, J.; Colson, P.; Espagnan, M.; Herbaut, Y.; Thevenin, J.C.; Valero, M.  
État de l'art des techniques de dosimétrie individuelle et analyse des besoins. *Radioprotection* **1998**, *33*, 405–433.
90. Aubert, B.  
Aspects pratiques de la surveillance de l'exposition professionnelle dans le domaine médical et les laboratoires de recherche. *Radioprotection* **1991**, *26*, 481–491.

91. Rannou, A.; Améon, R.; Boisson, P.; Clairand, I.; Couanon, O.; Franck, D.; Scanff, P.; Réhel, J.L.; Thévenet, M.  
La Radioprotection Des Travailleurs: Activité de l'IRSN En 2005 Dans Le Domaine de La Gestion de La Radioprotection. *Rapp. IRSNDRPH 2006*.
92. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP 2007*, 37, 1–332.
93. Dahir N° 1–14–149 Du 25 Chaoual 1435 (22 Août 2014) Portant Promulgation de La Loi N° 142–12 Relative à La Sûreté et à La Sécurité Nucléaires et Radiologiques et à La Création de l'Agence Marocaine de Sûreté et de Sécurité Nucléaires et Radiologiques.
94. Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire *Doses Délivrées Aux Patients En Scanographie.*; Paris, 2012;
95. Cordoliani, Y.-S.; CUISSET, L.  
*Radioprotection en milieu médical: Principes et mise en pratique*; 3e édition.; Elsevier Masson, 2014;
96. Haute Autorité de Santé Radioprotection Du Patient et Analyse Des Pratiques DPC et Certification Des Établissements de Santé. Guide Méthodologique 2012.
97. République Française Décret N°2001– I 154 Du 5 Décembre 2001 Relatif à l'obligation de Maintenance et Au Contrôle de Qualité Des Dispositifs Médicaux Prévus à l'article L. 5212–1 Du Code de La Santé Publique. JORF Du 04 Septembre 2002.
98. Brown, N.; Jones, L.  
Knowledge of Medical Imaging Radiation Dose and Risk among Doctors. *J. Med. Imaging Radiat. Oncol. 2013*, 57, 8–14.
99. Ramanathan, S.; Ryan, J.  
Radiation Awareness among Radiology Residents, Technologists, Fellows and Staff: Where Do We Stand? *Insights Imaging 2015*, 6, 133–139.
100. Sodickson, A.; Baeyens, P.F.; Andriole, K.P.; Prevedello, L.M.; Nawfel, R.D.; Hanson, R.; Khorasani, R. Recurrent CT, Cumulative Radiation Exposure, and Associated Radiation–Induced Cancer Risks from CT of Adults. *Radiology 2009*, 251, 175–184.
101. Autorité de sûreté nucléaire *La Sûreté Nucléaire et La Radioprotection En France En 2014.* Paris : ASN; 2015.;
102. IR(ME)R. Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000.
103. Muhammad, N.A.; Abdul Karim, M.K.; Abu Hassan, H.; Ahmad Kamarudin, M.; Ding Wong, J.H.; Ng, K.H.  
Diagnostic Reference Level of Radiation Dose and Image Quality among Paediatric CT Examinations in A Tertiary Hospital in Malaysia. *Diagn. Basel Switz. 2020*, 10, 591.
104. Vañó, E.; Miller, D.L.; Martin, C.J.; Rehani, M.M.; Kang, K.; Rosenstein, M.; Ortiz–López, P.; Mattsson, S.; Padovani, R.; Rogers, A.  
ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Ann. ICRP 2017*, 46, 1–144.

105. **Beauvais–March, H.; Valero, M.; Biau, A.;**  
Bourguignon, M. Niveaux de référence diagnostiques : spécificités de la démarche française en radiologie. *Radioprotection* 2003, 38, 187–200.
106. **Cordoliani, Y.S.; Boyer, B.; Le Marec, E.; Jouan, E.; Hélie, O.; Beauvais, H.**  
[Vade–mecum of helical CT scanning: estimation of doses, choice of parameters]. *J. Radiol.* 2002, 83, 685–692.
107. **Boyer, B.; Hauret, L.; Dion, A.–M.; Aterii–Tehau, C.; Cordoliani, Y.–S.**  
Scanner hélicoïdal et irradiation. *EMC – Radiol.* 2004, 1, 457–469.
108. **Nam, S.; Park, H.; Kwon, S.; Cho, P.–K.; Yoon, Y.; Yoon, S.–W.; Kim, J.**  
Updated National Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for CT Protocols: A National Survey of Korean Hospitals. *Tomogr. Ann Arbor Mich* 2022, 8, 2450–2459.
109. **Foley, S.J.; McEntee, M.F.; Rainford, L.A**  
Establishment of CT Diagnostic Reference Levels in Ireland. *Br. J. Radiol.* 2012, 85, 1390–1397.
110. **Shrimpton, P.C.; Hillier, M.C.; Lewis, M.A.; Dunn, M.**  
National Survey of Doses from CT in the UK: 2003. *Br. J. Radiol.* 2006, 79, 968–980.
111. **Scheegerer, A.; Loose, R.; Heuser, L.J.; Brix, G.**  
Diagnostic Reference Levels for Diagnostic and Interventional X–Ray Procedures in Germany: Update and Handling. *ROFO. Fortschr. Geb. Rontgenstr. Nuklearmed.* 2019, 191, 739–751.
112. **Treier, R.; Aroua, A.; Verdun, F.R.; Samara, E.; Stuessi, A.; Trueb, P.R.**  
Patient Doses in CT Examinations in Switzerland: Implementation of National Diagnostic Reference Levels. *Radiat. Prot. Dosimetry* 2010, 142, 244–254.
113. **Kanal, K.M.; Butler, P.F.; Sengupta, D.; Bhargavan–Chatfield, M.; Coombs, L.P.; Morin, R.L. U.S.**  
Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations. *Med. Phys.* 2017, 284.

# قسم الطبيب :

أقسم بالله العظيم

أن أراقب الله في مهنتي.

وأن أصون حياة الإنسان في كافة أطوارها في كل الظروف  
والأحوال باذلاً وسعي في إنقاذها من الهلاك والمرض  
والألم والقلق.

وأن أحفظ للناس كرامتهم، وأستر عورتهم، و أكتم  
سِرَّهُمْ.

وأن أكون على الدوام من وسائل رحمة الله، باذلاً رعايتي الطبية للقريب والبعيد، للصالح  
والطالح، والصديق والعدو.

وأن أثابر على طلب العلم، وأسخره لنفع الإنسان لا لأذاه.

وأن أوقر من علمني، وأعلم من يصغرنني، وأكون أخا لكل زميل في المهنة الطبية متعاونين  
على البر والتقوى.

وأن تكون حياتي مصداق إيماني في سري وعلايتي، نقيّة مما يشينها تجاه  
الله ورسوله والمؤمنين.

والله على ما أقول شهيد



أطروحة رقم 479

سنة 2024

إقامة مستوى مرجعي تشخيصي في قسم الأشعة  
بمستعجلات مستشفى الرازي  
أطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم 2024/11/26

من طرف

السيد المهدي اكسوم

المزاداد في 03 أبريل 1999 بالصويرة

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية:

قياس الجرعات - مستوى مرجعي تشخيصي - تصوير مقطعي - مستوى الإشعاع  
المطبق - جرعة الإشعاع المحسوبة - الحماية من الإشعاع - الإشعاع المؤين

اللجنة

الرئيس

م. والي إدريسي

السيدة

أستاذة في طب الأشعة

المشرف

ن. شريف إدريسي الكونوني

السيدة

أستاذة في طب الأشعة

ب. بوتاكوت

السيد

أستاذ في طب الأشعة

الحكام

ع. محسن

السيد

أستاذ في طب الأشعة

ع. العمراني

السيد

أستاذ في علم الأورام والعلاج الإشعاعي



