



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université des Sciences et de la Technologie Mohamed Boudiaf-Oran-
Faculté des Mathématiques et Informatique

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
جامعة العلوم والتكنولوجيا محمد بوضياف وهران
كلية الرياضيات و الإعلام الآلي

IMAGERIE MEDICALE

Polycopié de Cours

Master 2 – Imagerie et Vision Artificielle

Département d'Informatique

Mme KIES Karima

Plan du Cours

Introduction Générale.....

Chapitre I : Généralités : Concepts de base de l'imagerie médicale

I. 1	Introduction.....
I. 2	Modalités d'imagerie médicale.....
I. 3	Matière : atomes et constituants de la matière vivante.....
I. 4	Rayonnement : notion d'onde et corpuscule.....
I. 5	Interaction rayonnement et Matière.....
I.5.1	Diffusion de Rayleigh.....
I.5.2	Diffusion de Compton.....
I.5.3	Effet photo-électrique.....
I.5.4	Création de paires.....
I.5.5	Atténuation des rayonnements.....
I. 6	Radioactivité.....
I.6.1	Rayonnements radioactifs.....
I.6.2	Loi de désintégration radioactive : Décroissance radioactive.....
I.6.3	La période radioactive.....
I.6.4	Activité et le becquerel.....
I. 7	Conclusion

Chapitre II : Imagerie par Rayons X et Imagerie Nucléaire

II.1.	Imagerie par Rayons X
II.1.1.	Rayons X : Introduction.....
II.1.2.	Production des Rayons X.....
II.1.3.	Formation de l'image Radiologique.....
II.1.4.	Image tomographique : Scanner ou TDM.....
II.1.5.	Conclusion.....
II.2.	Imagerie Nucléaire.....
II.2.1	Introduction.....
II.2.2	Isotopes radio-traceurs.....
II.2.3	La Gamma caméra.....
II.2.4	La tomographie par émission de positons.....
II.2.5	Conclusion.....
II.3.	Rappels de dosimétrie
II.3.1	Introduction
II.3.2	Grandeurs utilisées.....

II.3.3	Notions de dose.....
II.3.4	Effets des rayonnements ionisants sur la matière vivante.....
II.3.5	Conclusion.....

Chapitre III : Imagerie par Résonance magnétique Nucléaire IRM

III.1.	Introduction.....
III.2.	Principes physiques de l'IRM.....
III.3.1.	Moment magnétique de spin.....
III.3.2.	Temps de relaxation.....
III.3.	Formation de l'image IRM
III.3.1.	Gradients de Champ.....
III.3.2.	Les séquences et Pondérations.....
III.4.	Conclusion.....

Chapitre IV: Image Ultrasonore : Echographie

IV.1.	Introduction
IV.2.	Domaine de l'onde sonore.....
IV.3.	Les ondes sonores (ultrasonores)
IV.4.	Interaction des ondes ultrasonores et la matière.....
IV.4.1.	Absorption.....
IV.4.2.	Réflexion – Réfraction.....
IV.4.3.	Diffusion.....
IV.5.	Génération des ultrasons : effet piézoélectrique.....
IV.6.	Les différentes modalités de l'échographie.....
IV.7.	Conclusion.....

Conclusion Générale.....

Références

Introduction Générale

Comment peut-on étudier la physiologie ou le métabolisme du corps humain sans interagir directement avec celui-ci ? Comment détecter une pathologie, la comprendre et la soigner, sans y avoir un accès direct ? L'imagerie médicale regroupe un certain nombre de techniques, d'outils et de méthodes dont l'objectif est de visualiser l'anatomie et/ou le fonctionnement du corps humain pour en détecter les variations pathologiques. Ces techniques non invasives basées sur des phénomènes physiques associés aux grandes découvertes de la physique du XX^{ème} siècle tels que la résonance magnétique nucléaire, la radioactivité, l'absorption et l'atténuation des rayons X, la réflexion d'ondes ultrasonores, et l'effet photoélectrique, sont devenues incontournables en permettant une meilleure compréhension et orientation diagnostique avant bon nombre de décisions thérapeutiques.

Ainsi, quelle que soit la technique utilisée, nous pouvons classer le type d'information accessible en imagerie médicale en deux classes : celle liée à l'anatomie des organes (taille, volume, localisation, ...) et celle liée à leur fonctionnement (physiologie, métabolisme...). Nous parlerons alors d'imagerie anatomique et d'imagerie fonctionnelle qui peuvent être divisées en quatre catégories : les techniques qui utilisent les rayons X (radiographie et tomographie axiale calculée par ordinateur), celles qui forment ce que l'on appelle la médecine nucléaire (scintigraphie, tomographie par émission de photons et tomographie par émission de positons) ainsi que les techniques d'imagerie par résonance magnétique nucléaire et d'imagerie par ultrasons.

Le choix de la technique d'imagerie médicale dépend de la question posée : confirmer ou infirmer un diagnostic supposé en ayant pour motivation finale de soigner le plus efficacement possible les patients.

Ce manuscrit est un cours destiné aux étudiants Master 2, Informatique option « Imagerie et vision artificielle ». En suivant le programme officiel établi dans le canevas de la formation, ce cours s'articule autour des quatre catégories de modalités d'imagerie citées ci-dessus. Le document est rédigé en quatre chapitres. Dans le premier chapitre, nous expliquerons les phénomènes physiques associés aux modalités d'imagerie médicale : matière, rayonnement électromagnétique et interaction photon-matière, et radioactivité. Nous traiterons, dans le second chapitre, les techniques liées aux rayonnements ionisants : l'imagerie par rayons X, l'imagerie nucléaire, nous terminons le chapitre par des rappels sur les notions de dosimétrie et radioprotection. Ensuite, nous consacrons les deux derniers chapitres aux principales techniques non-ionisantes : l'imagerie par résonance magnétique nucléaire et l'imagerie par ultrasons.

Chapitre 1 : Généralités : Concepts de base de l'imagerie médicale

I.1. Introduction :

Depuis son apparition en 1895 avec la découverte des rayons X par Wilhelm Röntgen, l'imagerie médicale ne cesse d'évoluer et de se perfectionner en utilisant des technologies de plus en plus précises et performantes développées grâce à l'exploitation des grandes découvertes de la physique du 20^{ème} siècle. Elle s'appuie sur les progrès de la médecine et les avancées en physique, chimie, mathématiques appliquées et informatique. L'imagerie médicale est de plus en plus utilisée à des fins diagnostiques en complément à d'autres examens cliniques ou biologiques.

Afin de bien comprendre les principales techniques d'imagerie médicale, nous aborderons avant tout les principaux éléments qui rendent possibles ces phénomènes physiques tels que les concepts d'atome, de radioactivité, de rayonnement et d'interaction des particules avec la matière.

I.2. Modalités d'imagerie Médicale :

Une modalité est un type d'imagerie utilisant un type de rayonnement spécifique. Les rayonnements utilisés en imagerie médicale sont :

■ Rayonnements Electromagnétiques : selon son énergie

- Infrarouge : Thermographie
- Visible : Endoscopie, Microscopie
- Ultraviolet : Fluorescence
- Rayons X : Radiographie
- Rayons Gamma : Scintigraphie

■ Ondes Ultrasonores : Echographie

■ Champ Magnétique : Image par Résonance Magnétique Nucléaire

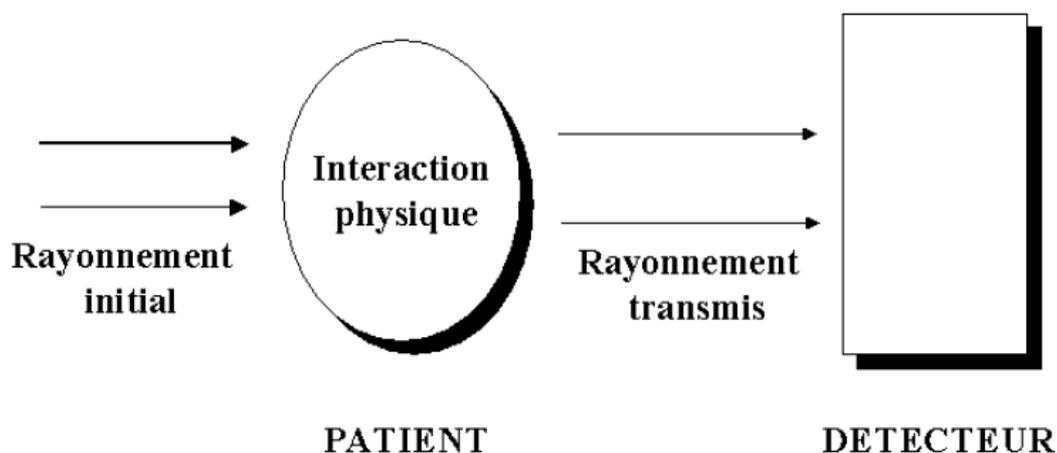


Figure I.1 : Principe général d'un système informatisé d'imagerie

Les interactions physiques « rayonnement-matière » décrivent les effets d'un rayonnement sur la matière, et dont le résultat final est l'image médicale du patient. L'interprétation d'une image repose en général sur l'analyse des lignes des différentes valeurs de gris. Il est donc important de savoir à quoi correspondent réellement sur le plan anatomique les gris observés. En effet, la radiographie et le scanner TDM visualisent les valeurs des coefficients d'atténuation des rayons X. En médecine, nucléaire, la concentration radioactive est visualisée. L'échographe affiche les valeurs des impédances acoustiques des tissus traversés. En imagerie par résonance magnétique, les temps de relaxation T_1 , T_2 et densité des protons sont visualisés.

I.3. Matière : atomes et constituants de la matière vivante

La matière est constituée de petits grains invisibles à l'œil nu : Les atomes. En 1911, Rutherford propose le modèle atomique planétaire (disposition analogue au système solaire) dans lequel l'atome est constitué d'un noyau positif très petit autour duquel un ou plusieurs d'électrons sont en mouvement.

Le noyau est composé de particules appelées nucléons. Il existe deux types de nucléons: Les protons et les neutrons.

- Les protons sont chargés positivement. Ils portent une charge positive élémentaire notée q égale à $+1,6 \cdot 10^{-19}$ C (Coulombs).
- Les neutrons ont une charge nulle. La masse d'un proton est $1,673 \cdot 10^{-27}$ kg (soit $938,27$ MeV/ c^2) est pratiquement égale à celle des neutrons égale à $1,675 \cdot 10^{-27}$ kg (soit $939,57$ MeV/ c^2). $1\text{eV} = 1,60217653 \times 10^{-19}$ J

Autour du noyau Les électrons sont chargés négativement, charge opposée à celle du proton, égale à $-1,6 \cdot 10^{-19}$ C. La masse d'un électron est $9,1 \cdot 10^{-31}$ kg soit $511,00$ KeV/ c^2) est environ 1836 fois plus petite que celle des protons et neutrons (négligeable).

Dans un atome, il y a autant d'électrons que de protons. L'atome est donc électriquement neutre. Les atomes se différencient par le nombre de particules (protons, neutrons, et électrons) qu'ils comportent (voir la table périodique des éléments chimiques, figure I.4). Le nombre de protons est caractéristique de l'identité d'un atome.

Un atome X peut être représenté symboliquement par : ${}^A_Z\text{X}$ où :

- X est le symbole de l'atome
- A est le nombre de masse et représente le nombre de nucléons dans le noyau de l'atome.
- Z est le numéro atomique et représente le nombre de protons dans le noyau de l'atome. Le nombre de neutrons est égal à $A-Z$.

En 1913, Niels Bohr réunit les concepts de Planck et de Rutherford, et propose un modèle atomique quantique dans lequel les orbites des électrons ont des rayons définis (sont à

distance fixe du noyau). Chaque électron occupe un état d'énergie fixe, ce qui confère à l'atome des couches électroniques auxquelles on assigne les lettres K, L, M, N, O, P, où la couche K est la plus profonde (la plus proche au noyau). Les couches ont également un nombre quantique « n » qui prend les valeurs 1, 2, 3, 4, etc., pour K, L, M, etc., respectivement. Chaque couche ne peut contenir que $2n^2$ électrons. Donc, la couche K ($n=1$) ne peut contenir que deux électrons, la couche L ($n=2$) peut en contenir $2(2)^2 = 8$, etc.

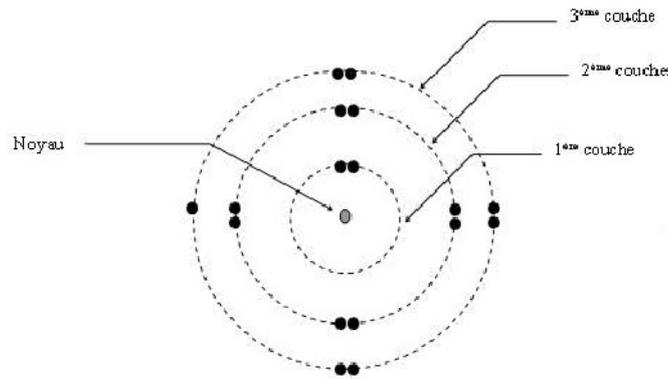


Figure I.2 : Modèle de Bohr : atome de chlore (17 électrons)

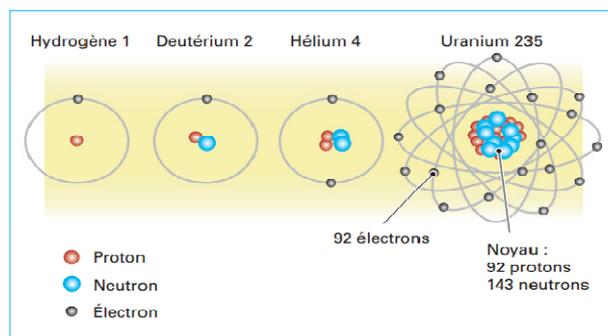


Figure I.3 : Exemples d'atomes

Group - IUPAC																		Group cas																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																													
Atomic number																		Atomic number																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																													
Symbol																		Symbol																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																													
Element name																		Element name																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																													
1	2															13	14	15	16	17	18					19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111	112	113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125	126	127	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144	145	146	147	148	149	150	151	152	153	154	155	156	157	158	159	160	161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191	192	193	194	195	196	197	198	199	200	201	202	203	204	205	206	207	208	209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223	224	225	226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239	240	241	242	243	244	245	246	247	248	249	250	251	252	253	254	255	256	257	258	259	260	261	262	263	264	265	266	267	268	269	270	271	272	273	274	275	276	277	278	279	280	281	282	283	284	285	286	287	288	289	290	291	292	293	294	295	296	297	298	299	300	301	302	303	304	305	306	307	308	309	310	311	312	313	314	315	316	317	318	319	320	321	322	323	324	325	326	327	328	329	330	331	332	333	334	335	336	337	338	339	340	341	342	343	344	345	346	347	348	349	350	351	352	353	354	355	356	357	358	359	360	361	362	363	364	365	366	367	368	369	370	371	372	373	374	375	376	377	378	379	380	381	382	383	384	385	386	387	388	389	390	391	392	393	394	395	396	397	398	399	400	401	402	403	404	405	406	407	408	409	410	411	412	413	414	415	416	417	418	419	420	421	422	423	424	425	426	427	428	429	430	431	432	433	434	435	436	437	438	439	440	441	442	443	444	445	446	447	448	449	450	451	452	453	454	455	456	457	458	459	460	461	462	463	464	465	466	467	468	469	470	471	472	473	474	475	476	477	478	479	480	481	482	483	484	485	486	487	488	489	490	491	492	493	494	495	496	497	498	499	500	501	502	503	504	505	506	507	508	509	510	511	512	513	514	515	516	517	518	519	520	521	522	523	524	525	526	527	528	529	530	531	532	533	534	535	536	537	538	539	540	541	542	543	544	545	546	547	548	549	550	551	552	553	554	555	556	557	558	559	560	561	562	563	564	565	566	567	568	569	570	571	572	573	574	575	576	577	578	579	580	581	582	583	584	585	586	587	588	589	590	591	592	593	594	595	596	597	598	599	600	601	602	603	604	605	606	607	608	609	610	611	612	613	614	615	616	617	618	619	620	621	622	623	624	625	626	627	628	629	630	631	632	633	634	635	636	637	638	639	640	641	642	643	644	645	646	647	648	649	650	651	652	653	654	655	656	657	658	659	660	661	662	663	664	665	666	667	668	669	670	671	672	673	674	675	676	677	678	679	680	681	682	683	684	685	686	687	688	689	690	691	692	693	694	695	696	697	698	699	700	701	702	703	704	705	706	707	708	709	710	711	712	713	714	715	716	717	718	719	720	721	722	723	724	725	726	727	728	729	730	731	732	733	734	735	736	737	738	739	740	741	742	743	744	745	746	747	748	749	750	751	752	753	754	755	756	757	758	759	760	761	762	763	764	765	766	767	768	769	770	771	772	773	774	775	776	777	778	779	780	781	782	783	784	785	786	787	788	789	790	791	792	793	794	795	796	797	798	799	800	801	802	803	804	805	806	807	808	809	810	811	812	813	814	815	816	817	818	819	820	821	822	823	824	825	826	827	828	829	830	831	832	833	834	835	836	837	838	839	840	841	842	843	844	845	846	847	848	849	850	851	852	853	854	855	856	857	858	859	860	861	862	863	864	865	866	867	868	869	870	871	872	873	874	875	876	877	878	879	880	881	882	883	884	885	886	887	888	889	890	891	892	893	894	895	896	897	898	899	900	901	902	903	904	905	906	907	908	909	910	911	912	913	914	915	916	917	918	919	920	921	922	923	924	925	926	927	928	929	930	931	932	933	934	935	936	937	938	939	940	941	942	943	944	945	946	947	948	949	950	951	952	953	954	955	956	957	958	959	960	961	962	963	964	965	966	967	968	969	970	971	972	973	974	975	976	977	978	979	980	981	982	983	984	985	986	987	988	989	990	991	992	993	994	995	996	997	998	999	1000

Figure I.4 : Tableau périodique des éléments chimiques, tiré de Deamstime.com

Deux atomes sont dits « isotopes » s'ils possèdent le même nombre de protons, mais ont un nombre de neutrons différents, exemples (6 protons et 8 neutrons) et (6 protons et 6 neutrons) sont deux isotopes de l'atome carbone.

Deux atomes « isobares » sont des atomes qui ont le même nombre de masse A et des numéros atomiques différents, et donc ils n'ont pas le même nombre de protons (par exemple, Etain (Sn (122 ; 50), Antimoine (Sb (122 ; 51) et Tellure (Te (122 ; 52) sont isobares).

Les noyaux ayant le même nombre de neutrons s'appellent « isotones ». Qu'il s'agisse d'isotope, isobare ou isotone, ceux-ci sont radioactifs quand l'arrangement des nucléons dans le noyau est instable en raison d'un excès de neutrons ou de protons. Dans ce cas, les atomes tendent à retrouver une configuration stable en émettant un rayonnement qui peut être ionisant ou non-ionisant. Ce concept est développé dans la partie suivante.

Dans le noyau, il existe une force nommée force nucléaire : une force autre qu'électrostatique ou électromagnétique s'exerçant entre nucléons et qui assure la cohésion du propre noyau. Une telle force est essentiellement attractive et à très court rayon d'action.

L'énergie nécessaire pour retirer un électron complètement de l'atome est appelée énergie de liaison. Par convention, les énergies de liaison sont négatives et augmentent avec la proximité de la couche au noyau. Pour qu'un atome puisse s'ioniser, c'est-à-dire pour qu'il devienne chargé électriquement, on a besoin d'un transfert énergétique équivalent ou supérieur à son énergie de liaison. Cette énergie peut être donnée par un photon ou une forme corpusculaire d'une radiation ionisante. L'énergie de liaison augmente avec le nombre de protons dans le noyau et dépend donc du nombre atomique (Z). Elle s'exprime en puissance de l'unité de base d'énergie qui est l'électronvolt (eV).

Les différents atomes composant le corps humain sont :

1. l'oxygène : symbole O environ 65% du poids total du corps,
2. le carbone symbole C environ 18% (caractérise la vie)
3. l'hydrogène symbole H environ 10%
4. l'azote symbole N environ 3%
5. le calcium symbole Ca environ 1,5 %
6. le phosphore symbole P environ 1%
7. le soufre symbole S environ 0,25%
8. le potassium symbole K environ 0,2%
9. le sodium symbole Na environ 0,15%
10. le chlore symbole Cl environ 0,15%
11. le magnésium symbole Mg environ 0,05 %
12. le fer symbole Fe environ 0,0057 %
13. le cuivre symbole Cu environ $1,4 \times 10^{-4}$ %
14. l'iode symbole I, environ $4,3 \times 10^{-5}$ %
15. le manganèse symbole Mn environ 3×10^{-5} %

Autres atomes sous forme de traces dans les oligo-éléments :

16. le chrome symbole Cr,
17. le cobalt symbole Co,
18. l'étain symbole Sn,
19. le fluor symbole F,
20. le molybdène symbole Mo,
21. le sélénium symbole Se,
22. le silicium symbole Si,
23. le vanadium symbole V,
24. le zinc symbole Zn,

Soit un total de 24 sortes d'atomes différents composent les molécules du corps humain.

I.4. Rayonnement : notion d'onde et corpuscule

Un rayonnement, synonyme de radiation, désigne le processus d'émission ou de propagation d'énergie dans l'espace et de quantité de mouvement impliquant une onde, une particule.

On peut distinguer :

- les rayonnements corpusculaires caractérisés par le type de particule auquel ils sont associés tels que les neutrons, les protons, les électrons, les particules bêta, les particules alpha, les photons (rayons X et rayons gamma).
- les rayonnements ondulatoires, comme le rayonnement sonore (ou acoustique), qui correspondent à la propagation d'énergie sous la forme d'une onde mécanique.

Un rayonnement électromagnétique peut être considéré d'une manière corpusculaire comme un flux de photons ou d'une manière ondulatoire comme la propagation d'une onde électromagnétique : La dualité onde-particule.

En effet, le rayonnement électromagnétique est la propagation d'une variation des champs électriques et magnétiques. Un spectrographe permet de décomposer cette onde en ondes monochromatiques de longueurs d'onde λ et fréquences différentes ν que l'on peut analyser.

La mécanique quantique associe aux modes normaux de la radiation électromagnétique monochromatique un corpuscule de masse nulle et de spin 1 dit « photon » dont l'énergie est :

$$E = h \cdot \nu \text{ avec } h \approx 6,626 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s (Constante de Planck)}$$

Toutes les ondes, qu'elles soient électromagnétiques ou mécaniques, sont caractérisées par leur :

- Amplitude (A) : intensité de l'onde qui spécifie son hauteur maximale. Exprimée typiquement en nanomètres (10^{-9} m).
- Longueur d'onde (λ) : distance entre deux points identiques adjacents sur la courbe. Exprimée typiquement en nanomètres (10^{-9} m), $\lambda = c \cdot T = c/\nu$

- Période (T) : temps nécessaire pour compléter un cycle. Exprimé en sec.
- Fréquence (ν) : $\nu = 1/T$ nombre de périodes par seconde. Exprimée en Hz (cycle/sec).
- La vitesse (c) : vitesse à laquelle l'onde se déplace. Exprimée en mètres par seconde (dans le cas des ondes électromagnétiques $c=3.10^8$ m/s).

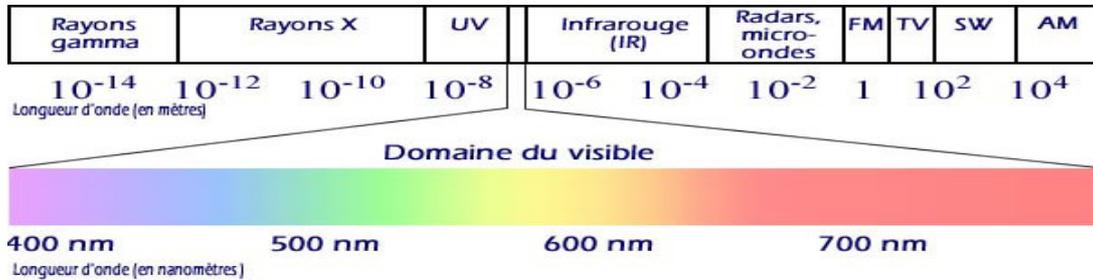


Figure I.5 : Spectre électromagnétique

Parmi toutes les sortes d'ondes électromagnétiques, l'imagerie de diagnostic utilise :

- Rayons gamma : ils émanent du noyau d'un atome radioactif qui est utilisé pour imager la distribution d'agents chimiques dans le corps : image d'émission ($\nu = 10^{22}$ Hz, $\lambda=10^{-12}$ m, $E= 10^6$ eV).
- Rayons X : ils sont produits en dehors du noyau et sont utilisés dans la radiographie et la tomographie : image de transmission ($\nu = 10^{20}$ Hz, $\lambda=10^{-10}$ m, $E= 10^3$ eV).
- Radiations radiofréquence électromagnétiques dans la région FM (Frequency modulation, dans la gamme des très hautes fréquences) : elles sont utilisées comme signal de réception et de transmission dans l'imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire ($\nu = 10^7$ Hz, $\lambda=1$ m, $E= 10^{-9}$ eV).

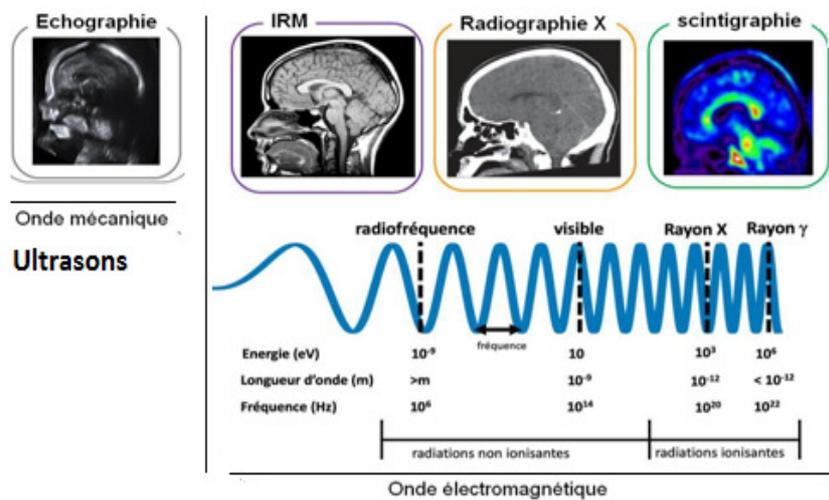


Figure I.6 : Présentation des 4 grandes techniques d'imagerie médicale

I.5. Interaction Rayonnement –Matière :

Les rayonnements ne peuvent être détectés que grâce à leur interaction avec la matière dans laquelle ils se propagent qui se caractérise par des échanges d'énergies entre le rayonnement et les atomes du milieu. Ces rayonnements sont utilisés pour analyser la matière.

En effet, les atomes sont trop petits pour être visibles ou palpables, on ne peut donc les connaître que de manière indirecte en observant la manière dont ils perturbent un rayonnement incident. Ils peuvent céder au milieu qu'ils traversent la totalité ou une partie de leur énergie au cours de ces interactions, ce qui peut contribuer à changer les propriétés de la matière (chaleur, ionisation).

On peut classer les rayonnements selon leur mode d'interaction avec la matière comme suit :

- Rayonnements non-ionisants : ne peuvent pas ioniser la matière.
- Rayonnements ionisants peuvent ioniser la matière, c'est-à-dire susceptibles d'arracher des électrons à la matière. Pour cela, il est nécessaire que l'énergie des rayonnements soit supérieure à l'énergie de liaison minimale des électrons du milieu considéré. Le tableau ci-dessous résume la valeur minimale d'énergie à apporter pour arracher les électrons liés des principaux constitutifs de la matière biologique. La molécule la plus abondante dans le corps est l'eau et l'énergie moyenne de cette molécule est d'environ 13.6 eV, donc on considère que les photons sont ionisants si leur énergie est supérieure à 13.6 eV. Ces rayonnements peuvent être émis à partir de sources radioactives ou produits par des appareils électriques (tubes à RX, accélérateurs de particules, générateurs de neutrons...).

Elément	Energie de première ionisation : (Energie de liaison (eV))
Carbone	11.24
Hydrogène	13.54
Oxygène	13.57
Azote	14.24

Tableau I.1 : Energie de première ionisation

Ces rayonnements ionisants sont soit :

- Des rayonnements indirectement ionisants : ils sont électriquement neutres et sont susceptibles de transférer une importante fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Ce sont ensuite ces particules secondaires qui ionisent le milieu, dans ce cas l'ionisation se fait en deux étapes. L'interaction n'est pas obligatoire, elle est déterminée par le hasard de rencontre entre les particules et la matière. Les rayonnements électromagnétiques X, gamma et les neutrons entrent dans cette catégorie, mais leurs modes d'interaction sont différents.
- Des rayonnements directement ionisants : ils sont constitués de particules chargées (telles que les particules alpha, les protons, les deutons et les électrons) qui délivrent directement

à la matière leur énergie par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant entre elles et les atomes du milieu. Les propriétés d'interaction des électrons avec la matière sont essentiellement liées à leur charge électrique.

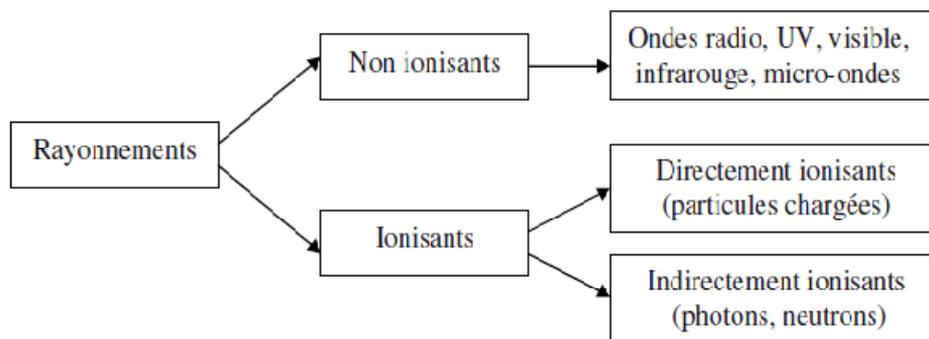


Figure I.7 : Classification des rayonnements

Nous nous intéressons dans ce cours aux mécanismes d'interaction des photons (rayons X et rayons gamma) avec la matière. Un photon incident peut interagir de plusieurs manières avec l'atome :

- il peut être diffusé, c'est-à-dire qu'il « rebondit » sur l'atome :
 - diffusion élastique : le rayonnement rebondit sans perdre de l'énergie; si le rayonnement incident est électromagnétique on parle de « diffusion de Rayleigh » ;
 - diffusion inélastique : le rayonnement provoque l'éjection d'un électron faiblement lié, il perd donc de l'énergie, c'est la « diffusion de Compton ».
- Il peut être absorbé, en provoquant une transition électronique :
 - si l'énergie incidente est faible, il provoque simplement le changement d'orbite d'un électron ;
 - si l'énergie est suffisante, il provoque une ionisation ; si le rayonnement incident est électromagnétique, on parle « d'effet photoélectrique » et l'électron éjecté est un photoélectron.

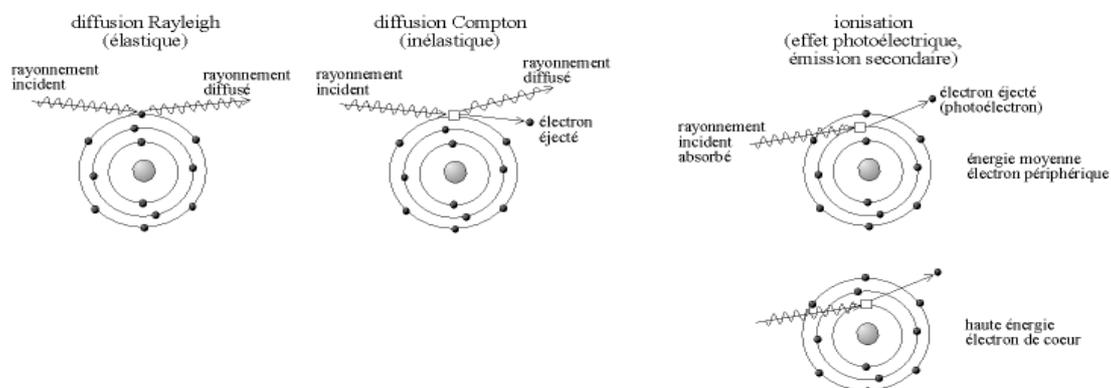


Figure I.8 : Interaction rayonnement-matière

I.5. 1. Diffusion de Rayleigh :

C'est la diffusion cohérente. Le photon incident (avec une énergie E_{hv}) fait un choc élastique avec un électron fortement lié à l'atome ($E_{liaison}$). L'énergie du photon est totalement absorbée par cet électron, et ce dernier se met en oscillation forcée (état excité) sans avoir une énergie suffisante pour quitter l'atome, puis par relaxation, il réémet un autre photon de même énergie (E_{hv}) dans une direction quelconque. Il se produit lorsque :

$$E_{hv} < E_{liaison}$$

L'effet Rayleigh est fréquent pour des milieux de numéros atomiques élevés et pour les photons incidents de faible énergie. Cet effet n'aura aucune incidence sur la valeur de la dose déposée, mais une fois l'effet produit, le photon diffusé pourra interagir par effet Compton ou photoélectrique, et donc aura une influence sur le lieu de dépôt de dose.

I.5. 2. Effet photoélectrique :

L'effet photoélectrique est l'interaction du photon avec un électron fortement lié de l'atome constituant la matière (se trouvant sur la couche i), l'électron éjecté emporte une énergie cinétique E_c égale à la différence entre l'énergie E_{hv} du photon incident et son énergie de liaison $E_{liaison}$:

$$E_c = E_{hv} - E_{liaison}$$

Lors d'une interaction par effet photoélectrique, la totalité de l'énergie du photon incident est absorbée par l'atome. L'électron éjecté perd son énergie par phénomène d'ionisation du milieu et un réarrangement du cortège électronique aura lieu pour combler la lacune sur la couche dont l'électron a été expulsé. Il en résulte essentiellement la réémission d'un photon de fluorescence, ainsi que la possibilité d'expulsion d'un autre électron d'une couche périphérique qu'on appelle « électron Auger ».

La probabilité d'avoir un effet photoélectrique entre le photon et la matière dépend fortement de l'énergie du photon incident et numéro atomique du milieu absorbeur. C'est le mode d'interaction prédominant des rayonnements X et gamma pour des énergies faibles (inférieures à 100 KeV) avec les électrons des couches profondes.

I.5. 3. Effet Compton :

Ce phénomène, appelé diffusion Compton, représente l'interaction du photon avec les électrons des couches périphériques, électrons quasi libres, $E_{hv} \gg E_{liaison}$. Le photon est alors diffusé avec une énergie inférieure à son énergie incidente $h\nu_0$ en emportant le reste de l'énergie qu'il n'a pas cédé à l'électron, et l'électron est arraché à son orbite et part dans une direction donnée avec un angle θ et une énergie cinétique E_c .

Plus l'énergie du photon incident est élevée, plus les photons diffusés et les électrons éjectés sont émis vers l'avant, on dit « antédifusés ».

L'augmentation en angström de la longueur d'onde : $\Delta\lambda = 0.024(1 - \cos\theta)$.

Ce mécanisme est prépondérant pour des photons de grandes énergies avec les électrons périphériques.

I.5. 4. Création de paires :

L'effet de production de paire ou matérialisation consiste en la création d'une paire « électron-positon » lorsqu'un photon pénètre dans le champ coulombien d'un noyau. Le photon disparaît et donne naissance à un positon et un électron (négaton). L'énergie nécessaire pour obtenir la matérialisation de cette paire est égale à 1,022 MeV. Au-dessous de cette valeur, la réalisation de cet effet est énergétiquement impossible.

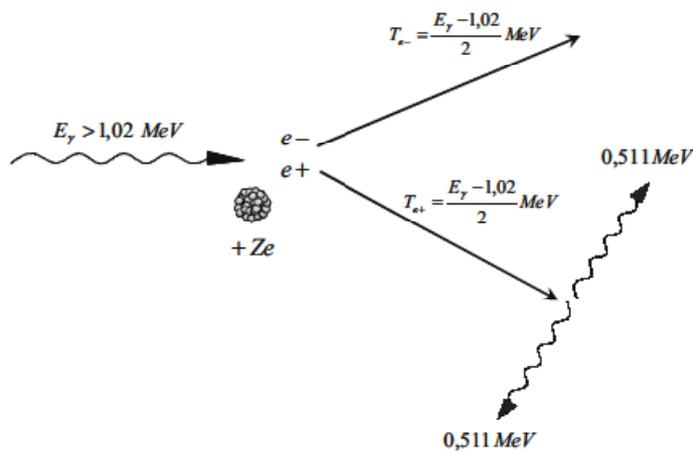


Figure I.9 : Effet de production de paires

Le positon sera rapidement attiré par un électron du milieu pour donner une réaction d'annihilation, qui est caractérisé par l'émission de 2 photons de 0.511 MeV chacun, émis à 180° l'un de l'autre. On dit que le positon subit une « dématérialisation » (principe de base de la tomographie par émission de positon).

I.5. 5. Atténuation d'un faisceau de photons par la matière :

Lorsqu'une source émet un rayonnement, cette émission se fait dans toutes les directions de l'espace considéré comme isotrope et homogène. Dans le vide, les photons se propagent sans interaction, donc en ligne droite à partir de la source. C'est une loi purement géométrique applicable à tous les rayonnements, elle porte le nom de l'inverse du carré de la distance qui s'exprime comme suit :

$$I = I_0 / d^2$$

L'interaction des photons avec la matière se traduit par l'atténuation du faisceau incident. Ainsi, quand un faisceau mono-énergétique parallèle traverse un milieu matériel, une partie des photons est arrêtée, une autre déviée (diffusée) et une autre transmise restant dans la même direction de propagation du faisceau sans être déviée. L'énergie totale du faisceau sera diminuée ou atténuée.

L'intensité du faisceau $I(x)$ n'ayant pas été atténuée après traversée du milieu d'épaisseur x est liée au faisceau incident I_0 par une loi exponentielle du type:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

avec I_0 est l'intensité du rayonnement initial et μ est le coefficient d'atténuation linéique qui représente la probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur ont la valeur dépend de l'énergie du rayonnement et de la nature du milieu traversé. Ce coefficient est le produit de deux termes : $\mu = n \cdot \sigma$ où n est le nombre de noyaux par unité de volume dans la matière (cm^{-3}) et σ est la probabilité d'interaction des photons dans la matière de dimension cm^2 (appelée aussi section efficace). Dans le cas où le milieu traversé n'est pas homogène, le faisceau transmis est lié à l'intégrale le long de la trajectoire rectiligne D du faisceau. L'équation devient :

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\int_D \mu(x) dx}$$

Le faisceau parcourt successivement les distances d_i dans les matériaux de coefficients d'atténuation μ_i .

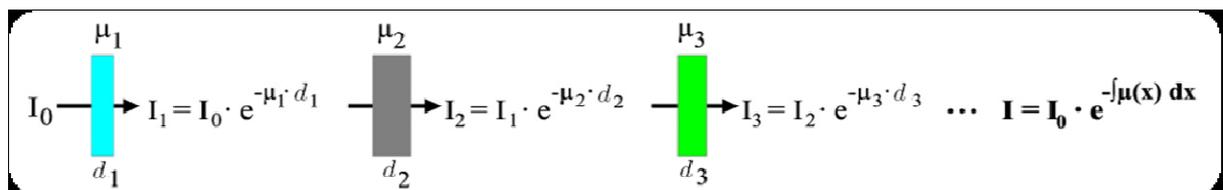


Figure I.10 : Calcul de l'atténuation du faisceau dans l'objet

On définit l'épaisseur de demi-atténuation *CDA* (couche de demi-atténuation) comme étant l'épaisseur que doit avoir l'écran pour ne laisser passer que la moitié des photons incidents, autrement dit, c'est l'épaisseur qui réduit l'intensité du faisceau de photons de moitié. Elle s'exprime comme suit :

$$CDA = \ln 2 / \mu$$

La CDA dépend du milieu absorbant (numéro atomique Z et état de la matière : gaz, liquide ou solide) et de l'énergie des photons, mais ne dépend pas de l'épaisseur déjà traversée par le faisceau. Il faut remarquer qu'il est impossible d'arrêter totalement un faisceau de photons.

I.6. Radioactivité :

La radioactivité est un phénomène physique de stabilisation de noyaux atomiques instables (dits radio-isotopes), au cours duquel, à tout instant, une fraction fixe et caractéristique des noyaux présents se transforme spontanément ou se désintègrent en d'autres atomes, en émettant simultanément des particules et de l'énergie : cette émission appelée rayonnement. On distingue traditionnellement les particules alpha, les particules bêta et les rayons gamma, auxquels il faut ajouter les neutrons qui dérivent des fissions spontanées.

Ce phénomène fut découvert en 1896 par Henri Becquerel sur l'uranium et très vite confirmé par les travaux de Marie Curie pour le radium. La découverte en 1934 par Frédéric et Irène Joliot-Curie des isotopes radioactifs (radionucléides) produits artificiellement marque l'émergence de cette nouvelle discipline médicale en exploitant l'énergie fabuleuse cachée au cœur de la matière.

La radioactivité peut être d'origine naturelle (due aux rayonnements cosmiques et telluriques) ou artificielle obtenue par des réactions nucléaires. Bien entendu un isotope donné, qu'il soit d'origine naturelle ou artificielle, a exactement les mêmes propriétés radioactives.

Le nombre de noyaux sur la terre stables et de noyaux radioactifs naturellement présents sur la terre est 331 dont 284 sont stables. Ce nombre est porté à environ 2000 à partir des réactions nucléaires effectuées en laboratoire. Notons qu'à ce jour, on n'a obtenu aucun nucléide artificiel stable. Si l'on reporte sur un graphique le nombre de neutrons N en fonction du nombre de protons Z déterminant tous les noyaux possibles, on constate que la courbe qui s'écarte de la médiane $N=Z$ correspond aux noyaux stables, qui sont peu nombreux par rapport au nombre de noyaux possibles.

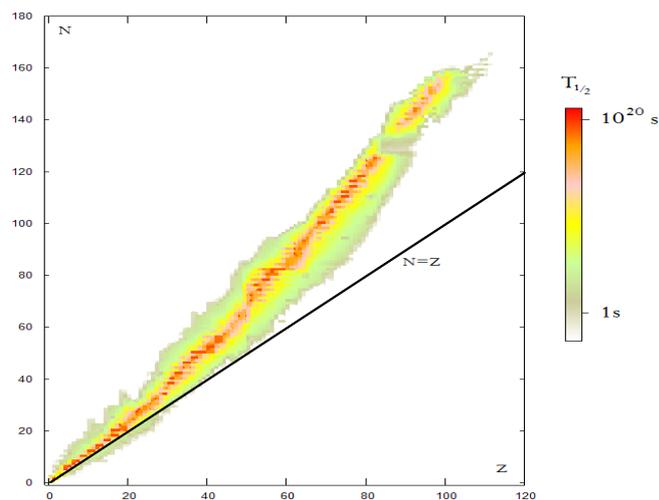


Figure I.11 : Diagramme de stabilité nucléaire

Par rapport au noyau de l'atome stable le plus voisin, le noyau de l'atome radioactif peut se trouver dans l'une des trois situations suivantes :

- en excès de nucléons
- en excès de neutrons
- en excès de protons

Seules certaines combinaisons de neutrons et de protons sont stables. La stabilité nucléaire est liée à la parité des 2 nombres N et Z ou à l'un d'eux. Une telle constatation laisse supposer

que les nucléons s'associent par paires. Les atomes possédant un nombre impair de neutrons, un nombre impair de protons et une masse atomique élevée ont tendance à être instables.

On remarque également qu'au dessus d'un certain nombre de protons (92), les noyaux sont instables, ils sont artificiels et inconnus dans la nature. Dans le tableau des éléments chimiques, les éléments naturels s'arrêtent à l'uranium $^{238}_{92}\text{U}$. Les noyaux avec $84 \leq Z \leq 92$ sont naturels et radioactifs, ceux avec $Z \leq 83$ sont naturels et stables.

Avec le temps, ces noyaux instables vont aller vers un état stable. L'équilibre est néanmoins atteint par conversion d'un neutron vers un proton ou vice versa et cette conversion s'accompagne d'émission d'énergie. Cette émission d'énergie inclut des particules et des radiations.

I.6.1. Rayonnements radioactifs :

Les rayonnements radioactifs exercent une action ionisante et impressionnent les plaques photographiques. Dans un champ magnétique, le faisceau des rayons radioactifs se sépare en 3 composantes dont deux sont déviés par le champ dans des sens opposés alors que la troisième composante ne subit aucune déviation. Les deux premières composantes représentent des flux de particules portant des charges de signes contraires : les particules chargées positivement sont les particules alpha, celles qui sont chargées négativement sont les particules bêta (bêta moins). La 3^{ème} composante est le rayonnement gamma.

Ces trois types de rayons diffèrent fortement l'un de l'autre par leurs propriétés et notamment par leur pouvoir de pénétration dans la matière. Le rayonnement bêta plus ou positons est un type d'émission qui ne se rencontre pas chez les substances radioactives naturelles. En effet, en 1932, il a été établi que deux processus principaux de formation des positons sont la radioactivité artificielle et l'interaction des rayons gamma de haute énergie avec les noyaux atomiques.

Les différents rayonnements radioactifs sont décrits dans les paragraphes suivants.

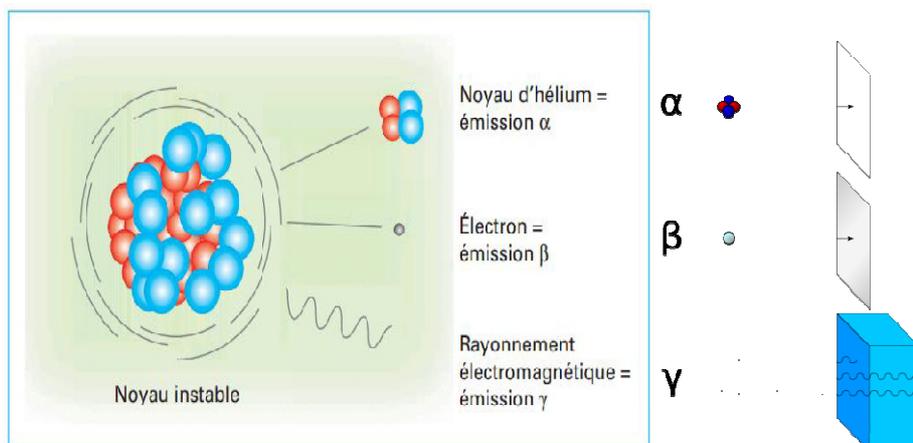
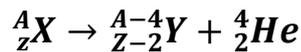


Figure I.12 : Rayons uraniques décomposés par Rutherford

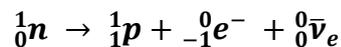
- **Emission α** : c'est le mode de désintégration que subissent les noyaux lourds. Un noyau atomique instable émet une particule lourde chargée positivement constituée de deux protons et de deux neutrons : noyau d'hélium 4. En traversant la matière, cette particule interagit principalement avec le cortège électronique des atomes du matériau traversé, ce qui les excite ou les ionise. Cette émission est d'autant plus énergétique que la période du radionucléide est courte. Le pouvoir de pénétration des rayonnements alpha est faible (une simple feuille de papier ou 4 à 5 cm d'air les arrêtent totalement). Le noyau se transforme de la manière suivante :



- **Emission β^-** : elle affecte les nucléides X présentant un excès de neutrons. Elle se manifeste lors des réactions isobariques (conservation du nombre de masse) par la transformation dans le noyau d'un neutron en proton, le phénomène s'accompagne de l'émission d'une particule légère et chargée négativement (un électron ou particule bêta moins) et d'un antineutrino électronique $\bar{\nu}_e$ (particule de masse infiniment petite et neutre) en raison des lois de conservation de l'énergie, de la quantité de mouvement et de la charge électrique :

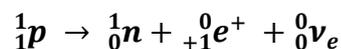
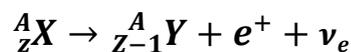


A l'intérieur du noyau, un neutron se transforme en :



Une feuille d'aluminium peut arrêter ce rayonnement. Cependant, il interagit avec la matière en provoquant des excitations et des ionisations par diffusion.

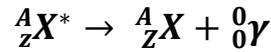
- **Rayonnement β^+** : il concerne les nucléides présentant un excès de protons. Le noyau atomique instable émet une particule légère et chargée positivement (un positon ou particule bêta plus ou antiélectron) et d'un neutrino électronique ν_e , et ce après transformation dans le noyau d'un proton en neutron (c'est une transformation isobarique):



Le positon interagit, après avoir été ralenti, avec un électron du milieu provoquant son annihilation et la production de deux rayons gamma de 511 KeV chacun (particule rencontrée dans la radioactivité artificielle), en 10^{-9} seconde. L'émission d'un rayonnement β^+ par un noyau n'est possible que si l'énergie disponible est supérieure à 1.022 MeV.

- **Rayonnement γ** : c'est un rayonnement électromagnétique très énergétique. Ainsi, un noyau atomique qui ne souffre pas d'un déséquilibre baryonique, mais qui se trouve dans un état d'énergie instable (état excité), émet un photon très énergétique, donc très pénétrant, pour atteindre un état d'énergie stable ; il faut environ 1 à 5 centimètres de plomb pour l'absorber. En général, l'émission de rayons γ suit une désintégration α ou β , car elle

correspond à un réarrangement des nucléons, et notamment à une réorganisation de la charge électrique à l'intérieur du nouveau noyau. Le rayonnement gamma est un faisceau de photons sans charge électrique ni masse. L'équation est la suivante :



C'est une transformation isobarique, l'énergie est comprise entre 60 KeV et 3 MeV.

I.6.2. Loi de désintégration radioactive : Décroissance radioactive

La loi de décroissance des noyaux radioactifs est une loi statistique établie expérimentalement en 1902 par Ernest Rutherford et Frederick Soddy (prix de Nobel de chimie en 1921). Elle s'énonce comme suit : le nombre dN , de désintégrations nucléaires spontanées qui se produisent dans une quantité donnée de matière pendant un temps infiniment petit, dt , est proportionnel au nombre d'atomes radioactifs N et au temps dt selon la relation :

$$dN = -\lambda \cdot N \cdot dt$$

Le signe moins est pour indiquer que la quantité diminue au cours du temps, et λ est la constante radioactive (positive) et c'est une caractéristique du radionucléide. Par intégration de l'équation différentielle, on obtient :

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

Avec N_0 le nombre d'atomes radioactifs présents à l'instant initial et $N(t)$ le nombre d'atomes radioactifs présents à l'instant t .

I.6.3. La période radioactive :

La période (notée T) est le temps nécessaire au bout duquel la moitié des atomes radioactifs se sont désintégrés. Ainsi, celle-ci sera divisée par 2 au bout d'une période :

$$N_T = N_0/2 = N_0 \cdot e^{-\lambda T}$$

Donc : $T = \ln 2 / \lambda$

La période radioactive d'un radionucléide est une caractéristique de celui-ci et sa valeur est extrêmement variable.

Exemples :

- $0.3 \cdot 10^{-6}$ seconde pour le polonium 212,
- 20 minutes pour le carbone 11,
- 8 jours pour l'iode 131,
- 5.3 ans pour le cobalt 60,
- 5730 ans pour le carbone 14,

- 1.4 milliards d'années pour le thorium 232,
- 4.5 milliards d'années pour l'uranium 238.

I.6.4. Activité et le becquerel :

Une substance radioactive (ou radionucléide) est caractérisée par son « activité ». Cette grandeur traduit le nombre de désintégrations qui se produit par unité de temps dans une quantité donnée de cette substance.

Avant l'introduction du Système International pour les unités de mesure (S.I.), l'activité était exprimée en curie (Ci). Le curie correspond au nombre de désintégrations par seconde produites par 1 gramme de radium à l'équilibre, soit 37 milliards de désintégrations par seconde. Cette unité est remplacée depuis plusieurs années par le becquerel (Bq) qui est égal à 1 désintégration par seconde. Ainsi, 1 Ci équivaut à 37 milliards de Bq. On utilise communément les multiples méga (MBq), giga (GBq) et térabecquerel (TBq) ou plus rarement le sous-multiple millibecquerel (mBq) pour les mesures liées à l'environnement.

L'activité représente donc la vitesse de désintégration du radionucléide :

$$A = dN/dt = \lambda \cdot N = (\ln 2/T) \cdot N$$

On peut déduire que : $A(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$

L'activité diminue de moitié au bout d'une période T.

L'activité d'une quantité de radionucléide dans laquelle le nombre moyen de désintégrations est égal à A correspond à un nombre d'atomes N égal à :

$$A/\lambda = A \cdot T / \ln 2$$

La masse molaire M d'un radionucléide est la masse de N_A atomes (nombre d'Avogadro $N_A = 6.02 \cdot 10^{23}$). Ainsi, la masse m en grammes des N atomes dont l'activité est A :

$$m = M \cdot N / 6.02 \cdot 10^{23}$$

Et donc : $m = M \cdot A / \lambda \cdot 6.02 \cdot 10^{23} = M \cdot A \cdot T / 0.693 \cdot 6.02 \cdot 10^{23} = 0.24 \cdot 10^{-23} M \cdot A \cdot T$

I.7. Conclusion :

L'étude des phénomènes liés à l'interaction rayonnement-matière et la radioactivité ont permis de faire avancer plusieurs disciplines en médecine grâce à l'exploitation à l'énergie contenue dans la matière. Dans le diagnostic radiologique, l'effet photoélectrique est à la base de formation des rayons X et la dématérialisation est le principe pour la tomographie par émissions de positons. Le pouvoir ionisant et destructeur des électrons est à la base de la radiothérapie et la radiobiologie. Les autres phénomènes tels que la diffusion Compton et l'atténuation des faisceaux des photons ont fait évoluer la radioprotection.

Chapitre II : Imagerie à Rayons X et Imagerie Nucléaire

II.1. Imagerie à Rayons X

II.1.1. Rayons X : Introduction

Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique à haute fréquence (au-delà d'environ 3.10^{15} Hz) constitué de photons de courte longueur d'onde (< 100 nm). L'énergie de ces photons va d'une centaine d'électronvolts à environ 1 MeV. Ce sont donc des faisceaux de photons ionisants, et ne constituent pas un phénomène naturel sur Terre. La grande révolution de l'imagerie médicale débute avec la découverte des rayons X.

En 1895, Wilhelm Röntgen (1845-1923), scientifique Allemand vivant aux Pays-Bas découvre les Rayons X en occultant un tube cathodique pour éviter d'en recevoir la lumière, il réalise alors l'existence d'une fluorescence sur un écran de platino-cyanure de baryum. Ces rayons traversent le papier et le verre, mais sont stoppés par le plomb et le platine. Röntgen décide de dénommer ce rayonnement par la lettre de l'inconnue mathématique : les rayons X.

Dans son article, il tire 4 conclusions :

- Les rayons X sont absorbés par la matière : leur absorption est en fonction de la masse atomique des atomes absorbants, c'est-à-dire ils pénètrent dans la matière molle et sont absorbés par la matière dure.
- Les rayons X sont diffusés par la matière.
- Les rayons X impressionnent les plaques photographiques.
- Les rayons X déchargent les corps chargés électriquement.

Vers la fin de 1895, il réalise la toute première radiographie de l'histoire : celle de la main de son épouse, Berta (elle avait une arthrose). Röntgen reçoit le tout premier Prix Nobel de physique en 1901. Dans l'intérêt de la médecine, il ne dépose pas de brevet sur sa découverte.



Figure II.1 : Première Image radiologique

L'exploration par les Rayons X s'est répandue rapidement en Europe et aux Etats-Unis. En juillet 1896, les Rayons X sont utilisés en thérapeutique du cancer.

En 1972, Sir G.N Hounsfield introduit le traitement informatique de l'image en radiologie : c'est la 1ère génération CT ou scanner réalisant des coupes dans un seul plan axial. Dans les

Années 80, il apparaît le premier CT-Scanner hélicoïdal tournant en hélice autour du malade. Ensuite, les CT-scanners multi-détecteurs (multi-barrettes) où les coupes sont obtenues dans différents plans : axial, sagittal, oblique : l'image est volumique en 3D.

II.1.2. Production des Rayons X :

Les rayons X peuvent être produits de deux manières très spécifiques. La première manière est celle liée aux changements d'orbite des électrons. Des rayons X sont produits par des transitions électroniques qui font intervenir les couches internes proches du noyau. Ces transitions peuvent être données lors d'un rayonnement incident de rayons X vers l'atome ou bien par un bombardement d'électrons, fait qui provoquera l'excitation de l'atome (éjection des électrons). Si l'électron éjecté est proche du noyau, un électron de la périphérie va occuper sa position (processus de désexcitation) en émettant un photon qui va appartenir au domaine X.

La deuxième façon de produire des rayons X est basée sous le principe d'accélération (freinage et changement de trajectoire) d'électrons. Un tube à Rayons X est alors nécessaire (voir figure II.2).

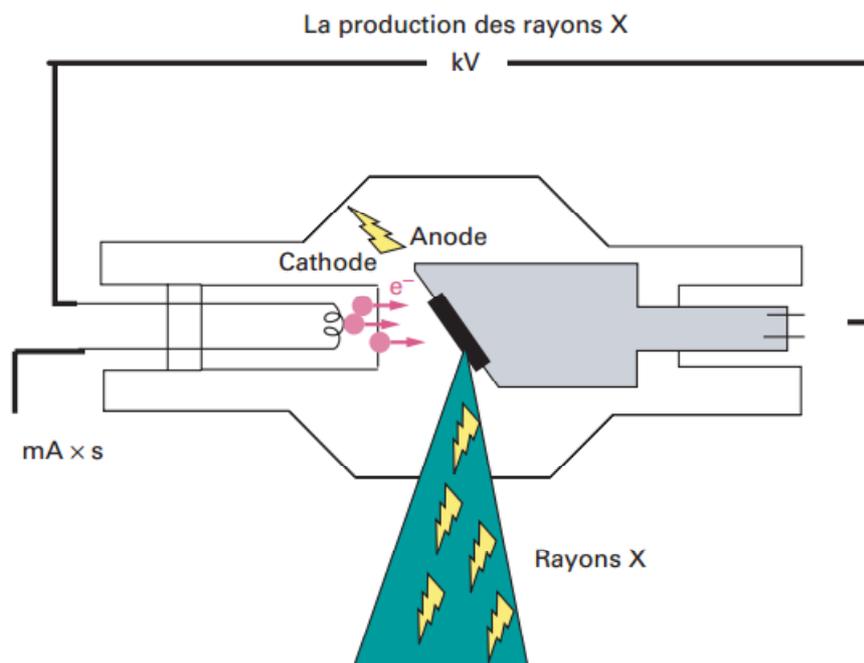


Figure II.2 : Schéma de la source des Rayons X

Un tube à Rayons X (tube de Coolidge, appelé tube à cathode chaude) est constitué de trois éléments placés sous vide :

- Une source d'électrons (cathode): un filament de tungstène W de numéro atomique 74 subit un échauffement (à 2000°C par un courant d'une dizaine d'Ampères), et émet un flux d'électrons d'où un courant mesuré en mA (milliampères).

- Un accélérateur d'électrons par une tension appliquée entre la cathode et l'anode, mesurée en KV (kilovolts). La tension variant de 40 – 90 KV jusqu'à 100-130 KV (Rayons X plus pénétrants).
- Une cible métallique (anode): alliage en tungstène et rhénium (ou cuivre, fer ou argent) assurant le freinage des électrons accélérés et émet, par le foyer, des Rayons X.

Le Principe est le suivant :

Dans un tube générateur des Rayons X, des électrons sont accélérés puis freinés sur une plaque métallique (anode). Le ralentissement des électrons par les atomes de la cible provoque un rayonnement continu de freinage dit de Bremsstrahlung.

Ainsi, par interaction, il y aura :

- Perturbation du cortège électronique des atomes de la cible. Le réarrangement se fait avec émission de photons X mono-énergétiques.
- Diffusion des électrons avec freinage, ce qui entraîne une production de Rayons X abondante et de spectre continu.

Après ralentissement, les électrons perdent leur énergie sous forme de chaleur et environ 1% à 2% de rayons X. La chaleur est évacuée au moyen d'une circulation d'eau.

L'énergie cinétique acquise des électrons est :

$$E_{Cmax} = \frac{1}{2} mv^2 = eV \text{ (en joules) et } E_{joules} = E/e_{(eV)}$$

Avec m la masse de l'électron : $m = 9.1.10^{-31}$ Kg et $e = 1,6. 10^{-19}$ Coulombs est la charge d'un électron

La valeur maximale que peut prendre la fréquence (en Hertz) du photon et la longueur d'onde minimale, si la totalité de l'énergie cinétique de l'électron est transformée en rayonnement électromagnétique, sont :

$$\mu_{max} = E_{Cmax}/h \text{ et } \lambda_{min} = c/\nu_{max}$$

Avec h la constante de Planck : $h \approx 6,626 \times 10^{-34}$ J.s et $c = 3.10^8$ m/s la célérité du photon.

En utilisant la loi de Duane et Hunt : $\lambda_{min}(\text{en nanomètres}) = 1240/E_{(eV)}$

La puissance électrique est : $P_e = VI$

La puissance rayonnée par le faisceau RX est donnée par : $P_R = kIZV^2$ avec :

- P_R : Puissance en Watts (W)
- k : Constante propre au Tube
- I : Intensité du courant en Ampères
- Z : Numéro atomique du noyau cible
- V : Tension accélératrice

Le rendement R du tube à rayons X est : $R = kZV$

Les Rayons X sont émis dans toutes les directions mais pas de façon isotrope (indicatrices). Dans un angle solide donné, le flux de photons reste le même, par unité de surface. L'intensité du faisceau varie en : I / d^2 . Ainsi, la distance est importante pour l'irradiation.

Le faisceau est diaphragmé (collimateur) pour éviter une irradiation inutile des régions du patient non explorés et surtout du personnel environnant. Le filtre diminue la variabilité de l'énergie utilisée pour former l'image, et arrête le RX de basse énergie qui ne pourrait pas au film détecteur placé derrière le patient.

L'énergie totale émise par le tube est fonction du nombre d'électrons qui bombardent l'anode, elle est proportionnelle au produit : $I.t$ où I est l'intensité du faisceau d'électrons arrivant à l'anode, et t est la durée de l'examen.

En milieu médical, la puissance appliquée à la radiologie humaine utilise normalement est comprise entre les 30 et 100 kW. On utilise une forte puissance étant donné que le cliché doit être réalisé rapidement afin d'éviter le flou dû au mouvement du patient. Les Rayons X utilisés sont émis sous une tension de 30 kV en mammographie, sous 50 à 60 kV en radiologie dentaire et entre 100 et 200 kV en radiologie classique ou scanner. Pour un diagnostic radiothérapeutique, la tension peut atteindre les 250 kV.

De même dans le domaine industriel, on peut trouver des Rayons X émis sous des tensions comprises entre 50 et 250 kV selon la nature des éléments à radiographier. Au-delà d'une certaine énergie du rayonnement, les tubes à rayons X ne sont plus adaptés et il est nécessaire d'avoir recours à d'autres types d'appareils : les accélérateurs de particules et en particulier, les accélérateurs d'électrons.

II.1.3. Formation de l'image radiologique :

L'absorption et la diffusion par les tissus dépendent de leur composition atomique et de l'énergie des rayons X incidents. Cette énergie dépend de l'intensité et du voltage du tube générateur de rayons X, qui varie en fonction de la corpulence du patient. En effet, chaque tissu possède un coefficient d'absorption μ tel que l'atténuation du rayonnement croît de manière exponentielle avec l'épaisseur x de la zone traversée, et qui prend en compte l'absorption photoélectrique et de la diffusion par effet Compton, selon la formule suivante :

$$I = I_0 . e^{-\mu x}$$

Avec I_0 est l'intensité du rayonnement initial.

Les propriétés d'atténuation des tissus (l'os, les tissus mous, les poumons) dépendent de leur densité ρ (en $g.cm^{-3}$) et du nombre atomique Z^4 , résultant en une distribution non homogène des rayons qui atteindront le détecteur (voir figure II.3).

L'image radiographique correspond à l'image de la distribution des atténuations dues aux organes successivement traversés. Les zones blanches correspondent aux régions fortement atténuées (os), quand les zones noires (tissus mous) sont le reflet des zones moins atténuées.

Les objets apparaissent superposés les uns aux autres. Ainsi, l'image est créée par la différence d'opacité des tissus exposés aux rayons X : le corps est composé de tissus dits peu opaques (peau, graisse, muscles) et de tissus plus opaques (os). On parle **d'imagerie de transmission** vu que la source du rayonnement est à l'extérieur du corps.

Le contraste dans l'image est dû à la différence d'atténuation entre l'eau, l'air et les os pour des valeurs de basse énergie. Plus la tension augmente, plus l'énergie des photons est grande, donc μ diminue et les rayons sont plus pénétrants. Au-delà de 100 kV, μ n'évolue pas. L'air atténue moins que l'eau et l'eau moins que l'os :

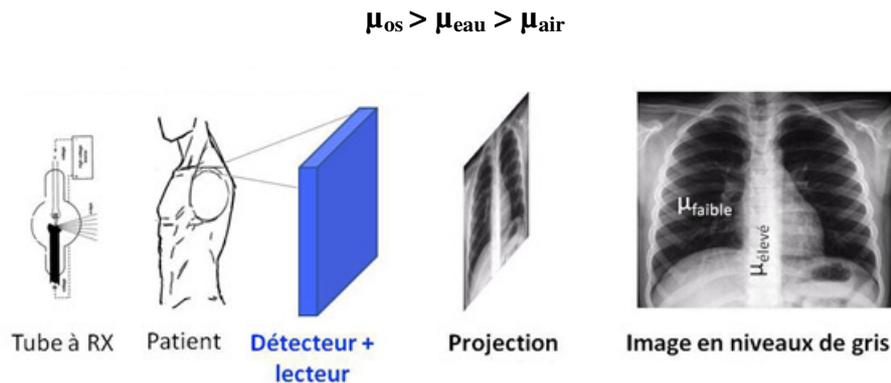


Figure II.3 : Principe de l'acquisition d'une radiographie

La qualité de l'image dépend de 2 facteurs :

- La résolution : la plus petite distance entre deux points qu'on (l'instrument) peut voir séparés. Si la résolution est mauvaise, l'objet est vu de plus en plus flou.
- Le contraste : la différence moyenne d'intensité entre deux points. Si le contraste est mauvais, à résolution constante, l'objet ne peut être distingué.

$$C = 2. (|I_2 - I_1| / (I_2 + I_1))$$

On peut utiliser des agents de contraste pour les organes creux : de l'iode ou du dioxyde de carbone pour l'imagerie des vaisseaux, de la baryte pour l'imagerie du système digestif, etc.

Les détecteurs convertissent l'image radiante invisible en une image visible. On distingue :

■ **Détecteurs statiques** : écran-film fournissant une image sur film. Sous l'effet des Rayons X, l'écran émet un rayonnement lumineux et crée une image latente par impression du film sensible aux rayons. Le film, à base de Bromure d'Argent est ensuite développé à l'abri de la lumière. L'image latente est révélée à l'aide de procédés chimiques (toxiques). Cette image traduit l'atténuation des Rayons X selon les tissus (numéro atomique Z et la densité ρ du milieu) avec nuances de gris allant du blanc au noir et créant un contraste d'un point à l'autre (document unique consulté sur place).

■ Détecteurs dynamiques : la base de la numérisation d'image en imagerie. Ils permettent une étude cinétique des organes (cœur) et le suivi des actes chirurgicaux, et la visualisation des images en temps réel. On distingue :

- Radioscopie traditionnelle: l'image radioscopique se faisait dans le noir absolu avec un écran de sulfure de zinc placé directement derrière le patient, qui s'éclaire sous l'action des rayons X. L'image obtenue en continu et en temps réel est grossière et peu lumineuse : image de mauvaise qualité.
- Amplificateur de luminance avec écrans luminescents : constitué de deux écrans convertisseurs et d'un tube à vide. Le 1^{er} écran est une couche sensible aux rayons X qui les convertit en photons lumineux. Une photocathode qui, sous l'action des photons lumineux, libère par effet photoélectrique des électrons de luminance faible. Le tube à vide accélère les électrons et les focalise vers une fenêtre de sortie: augmentation de l'intensité du signal. Le 2^{ème} écran recueille les électrons accélérés et les convertit en image de forte intensité lumineuse. L'image finale est transmise sur un écran de télévision.

■ Détecteurs numériques : l'image numérique : révolution de l'imagerie où le détecteur sensible aux rayons X a remplacé le film. Ce détecteur, selon la technologie utilisée, fournit directement ou indirectement les données analogiques de l'image à l'ordinateur qui les transforme par calcul en données numériques (écrans radio luminescents à mémoire ERLM, camera CCD, les détecteurs à capteur plan où les charges électriques sont converties directement en données numériques).

II.1.4. Terminologie de base en radiologie :

- La radiographie désigne la technique.
- La radiologie est la science qui s'y rapporte, ainsi que la spécialité médicale associée.
- La radioscopie est une technique de radiographie avec visualisation en temps réel sur un écran d'une image pouvant être mobile.
- La radio est une abréviation courante désignant le résultat final (le cliché) ou bien le lieu où il est fait (service de radio).
- L'information contenue dans l'image radiographique varie selon la nature du tissu traverse. Quatre tonalités (densités) fondamentales : os, muscle, graisse, air.
- Opacité = zone de forte densité = (blanche)
- Clarté = zone de moindre densité : (sombre ou noire)
- Structure dense (Z élevé), comme l'os, atténue (absorbe) beaucoup le RX, et s'exprime en blanc : « il est radiopaque ».
- Structure aérique (Z faible), comme les poumons, atténue peu le RX et apparaît sombre ou noire: « hyperclarté »

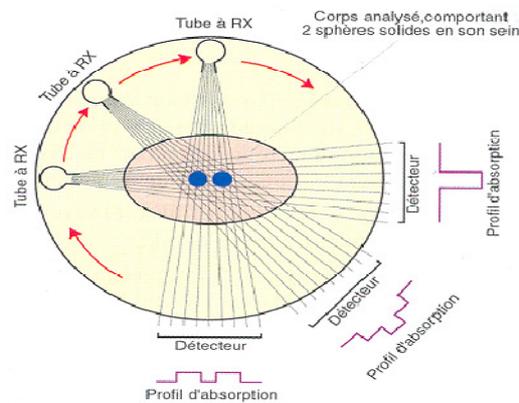
- Structure intermédiaire: tissus mous peu contrastes, C élevé par des produits de contraste à Z élevé : Baryum ($Z = 56$) et l'Iode ($Z = 53$).

II.1.5. Image tomographique à Rayons X : Scanner ou TDM

C'est une technique radiologique permettant d'obtenir une image représentant une coupe de l'organisme, obtenue en réalisant une série d'acquisitions monodimensionnelles par rotation de la source de Rayons X autour du corps radiographié (voir figure II.4). La succession des coupes forme un volume tridimensionnel.



Figure II.4 : Scanner Tomographique



**Figure II.5 : Schématisation des profils d'absorption mesurés lors d'un examen Scanner.
La connaissance de la position de la source pour chacun de ces profils permet la reconstruction en 3D de la tranche scannée.**

Les premières tomographies sont apparues en 1923-1925. Elles sont fondées sur un principe proposé par André Bocage. Les coupes sont obtenues les unes après les autres, séparées de quelques millimètres (3 ou 5 mm généralement). Pour une coupe, le tube et les détecteurs effectuent une rotation complète autour du patient, qui dure quelques secondes. Le lit avance ensuite pour l'acquisition de la coupe suivante. Il faut 1 à 2 minutes pour une coupe.

Ces scanners ont tendance à chauffer très vite, de plus, ils délivrent une dose de radiations relativement importante au patient, et enfin ils nécessitent une apnée prolongée, voire plusieurs apnées, en cas d'examen minutieux d'un organe mobile.

Ce problème est résolu avec l'apparition de la tomodynamométrie X ou « CT Scan » en 1972 par les radiologues britanniques Allan McLeod Cormack et Godfrey N.Hounsfield (prix Nobel 1979 pour cette découverte). Son principe consiste à prendre un certain nombre d'images ou projections suivant des directions différentes dans des plans de l'espace, puis, à partir d'une transformée mathématique (la transformée inverse de Radon connue depuis 1917), reconstruire un volume de données à partir de cet ensemble de projections en utilisant un ordinateur.

Hounsfield a élaboré en 1979 une échelle de densité scanner définie par rapport à l'eau :

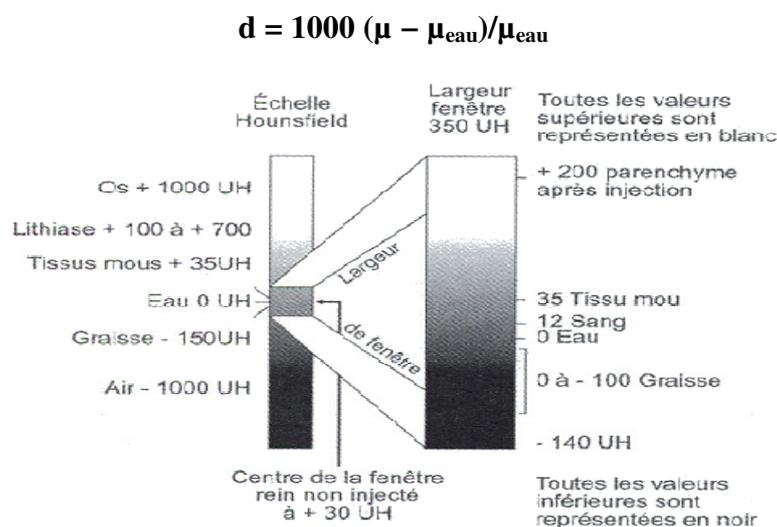


Figure II.6 : Echelle des densités de tissus pour la TDM, en unités Hounsfield (UH).

On peut noter que le parenchyme injecté doit apparaître blanc. Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield UH. L'éventail varie de -1000 à +4000, avec le choix d'une valeur de zéro pour l'eau, -1000 pour l'air et +1000 pour le calcium. L'œil humain ne distinguant que 16 niveaux de gris, les 2000 paliers de densité ne peuvent être vus simultanément sur l'écran. La fenêtre correspond aux densités qui seront effectivement traduites en niveaux de gris à l'écran.

La matrice de reconstruction est un tableau composé de n lignes et n colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires ou pixels. Les matrices actuelles sont le plus souvent en 512x512. A chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation ou de densité. En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris.

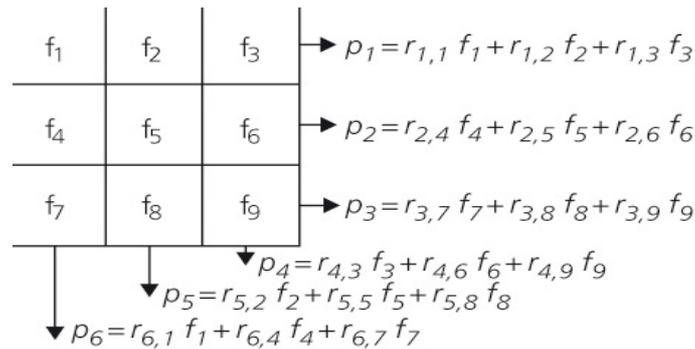


Figure II.7: Opérateur de projection : somme pondérée de grandeurs physiques le long d'une certaine direction

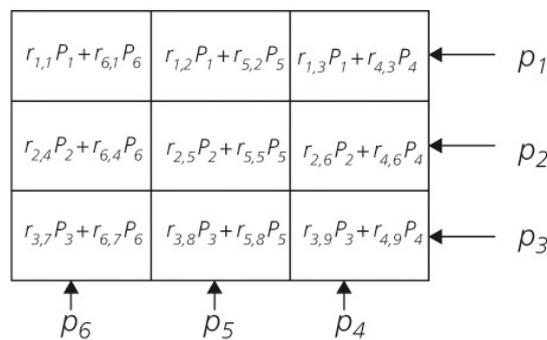


Figure II.8 : Opérateur de rétroprojection : sommer au sein d'un pixel image j chacune des projections i auquel il participe, pondérées (par $r_{i,j}$)

Les paramètres de reconstruction sont :

■ **Matrice de reconstruction** : La notion de plan de coupe et d'image matricielle basée respectivement sur un assemblage de voxels et de pixels est un concept classique utilisé en tomodensitométrie, en angiographie numérique, en IRM, etc. voir figure II.9). Habituellement, c'est une matrice de 512x512. Elle détermine la taille du pixel en fonction du champ de reconstruction (FOV, Field Of View ou le champ de vue) représentant les dimensions réelles (hauteur et largeur mesurées en cm) du plan de coupe (cadre) de l'image. Les dimensions du champ de vue et la taille de la matrice déterminent la résolution spatiale (dimension du pixel). Pour un champ de vue donné, plus la taille de la matrice est grande, plus le pixel est petit.

Taille du pixel (en mm) = champ de reconstruction (en mm) / nombre de lignes ou de colonnes de la matrice.

À partir du pixel, on obtient la dimension du voxel en multipliant par l'épaisseur de coupe. Les matrices peuvent être carrées ou asymétriques et les champs de vue carrés ou rectangulaires, ce qui peut modifier la taille mais aussi la forme des pixels (carrés ou rectangulaires)

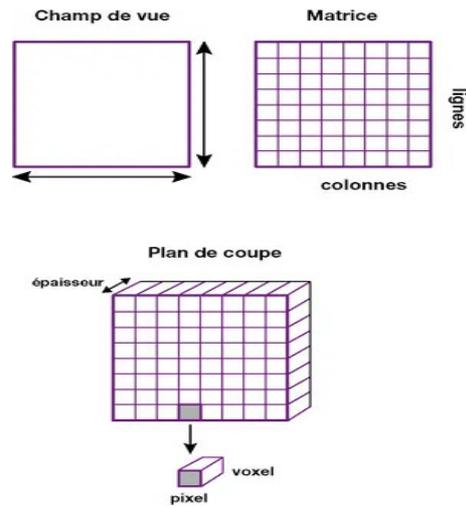


Figure II.9 : Notions de champ de vue, plan de coupe, matrice, voxel et pixel

■ **Filtre de reconstruction :** Les profils d'atténuation recueillis par les détecteurs sont convertis par une transformée de Fourier en une gamme de fréquences avant l'étape de rétroprojection. Les spectres fréquentiels subissent également une fonction de filtrage. La sélection des fréquences élevées par des filtres « durs » ou spatiaux privilégie la représentation des limites anatomiques des structures tout en rendant plus visible le bruit de l'image. A l'inverse, l'élimination des fréquences élevées par des filtres « mous » ou de densité atténue le bruit et la visibilité des contours permettant une meilleure discrimination des structures à faible écart de densité. Ces filtres optimisent l'image reconstruite selon la structure étudiée. Les filtres « mous » sont adaptés aux structures à faible contraste et les filtres durs aux structures à contraste naturel élevé, telles que l'os, le poumon.

■ **Algorithmes d'interpolation :** En scanner hélicoïdal, les données brutes (projections numérisées) ne peuvent être utilisées directement (contrairement au mode séquentiel) en raison du déplacement continu du patient durant l'acquisition. Si l'on reconstruit les images directement à partir des données ainsi recueillies, la qualité des images sera altérée par des artefacts de mouvement. Il est donc indispensable de calculer des données brutes planes à partir des données volumiques.

Ce calcul est réalisé grâce à des algorithmes d'interpolation. La projection des données d'une hélice peut être représentée sous forme d'une ligne oblique. Chaque point de la ligne représente une projection. Chaque point est indexé à l'axe Oz en raison du déplacement du lit et correspond à un angle de rotation précis. Si l'on considère un plan de reconstruction à une position précise dans l'axe Oz, un seul point de l'hélice croise le plan de reconstruction : une seule projection est réellement mesurée. Il faut calculer par interpolation toutes les autres projections du plan de coupe d'angle 0° à 360° .

En scanner mono-coupe, les deux algorithmes d'interpolation les plus fréquemment utilisés sont :

- L'algorithme 360° linéaire : il interpole les données mesurées à deux positions angulaires identiques avant et après la position du plan de reconstruction. Il utilise donc les données de deux rotations de 360° .
- L'algorithme 180° linéaire : il est similaire à celui utilisé en 360° linéaire mais n'emploie que les données acquises durant une rotation de 360° . Les projections manquantes sont considérées comme similaires à celles mesurées avec l'angle symétrique. Par exemple, les données obtenues à 270° ($90^\circ + 180^\circ$) sont similaires à celles recueillies à 90° .

En scanner multi-coupes, 4 mesures peuvent être recueillies à chaque position angulaire par rotation de 360° . L'interpolation n'est plus limitée à deux mesures comme en mono-coupe mais peut être réalisée à partir de plusieurs points.

Les principaux facteurs de qualité de l'image en scanner sont la résolution spatiale, la résolution en contraste et la résolution temporelle. Certains artefacts peuvent dégrader la qualité de l'image. La qualité de l'image est indissociable de la dose délivrée donc de l'irradiation.

Les facteurs qui influencent le rapport signal sur bruit sont le filtre de reconstruction, le flux photonique, l'algorithme d'interpolation. Le bruit est inversement proportionnel à la racine carrée du nombre de photons. Le flux photonique est sous la dépendance de plusieurs facteurs : la tension appliquée au tube, l'intensité du courant (mA) le temps d'acquisition et la collimation. Les modifications de la tension appliquée au tube induisent des modifications de l'énergie des photons. L'influence sur le rapport signal bruit est importante. Le nombre de photons X délivrés est directement dépendant de la collimation, de l'intensité du courant (mA) et du temps d'acquisition. Le bruit est donc lié à ces paramètres par la même relation que le flux photonique.

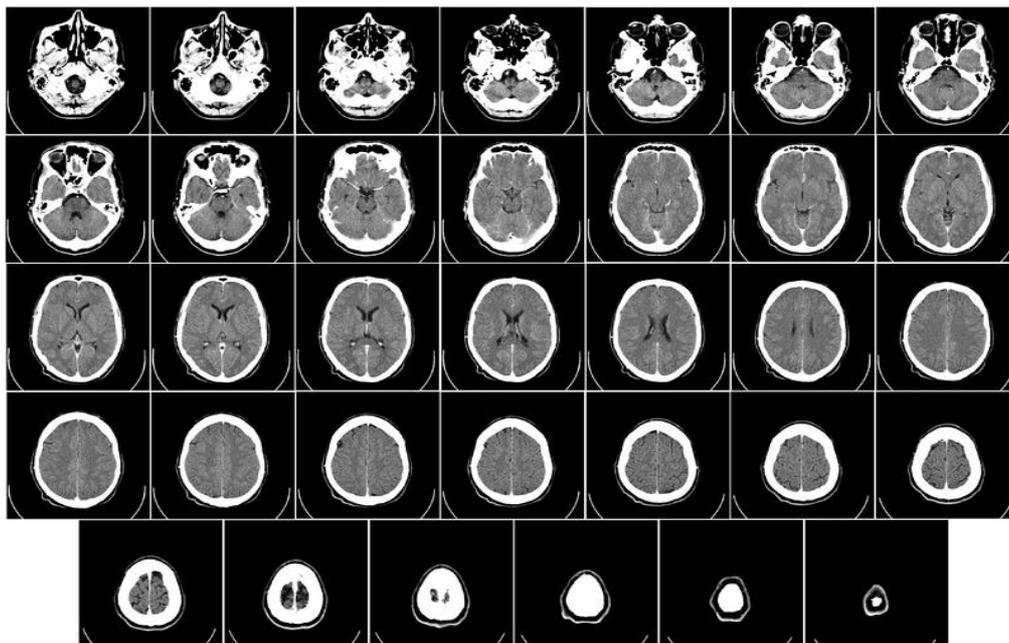


Figure II.10 : TDM du crâne

En conclusion, Les caractéristiques courantes des coupes pour le scanner X sont:

- la taille de l'image : 256 x 256 ou 512 x 512 pixels codés sur 12 bits ;
- la taille du pixel : de 0,25 à 2 mm ;
- l'épaisseur des coupes : variable de l'ordre de 1 à 10 mm ;
- la distance inter-coupes : variable dans le même ordre de grandeur que l'épaisseur de coupes, précision de l'ordre du mm ;
- le temps d'acquisition d'une coupe : de l'ordre de la seconde.

II.1.6. Conclusion :

Cette technique, en particulier le scanner, représente encore la technique d'imagerie la plus précise et la plus utilisée. Particulièrement performante pour la détection des cancers à localisation thoracique ou abdominale, cette technique constitue toujours la référence anatomique pour la planification des traitements par radiothérapie.

La part du scanner dans l'irradiation médicale est en augmentation constante atteignant 50% de la dose collective d'origine diagnostique alors que les actes scannographiques ne représentent que 4% de l'activité. Les scanners multi-coupes exposent à une augmentation de l'irradiation puisqu'ils permettent d'explorer des volumes encore plus grands dans des temps plus courts et à l'aide de coupes plus fines.

L'application de la directive européenne 9743 depuis mai 2000 impose des exigences lors de la prescription et de la réalisation des examens TDM. Il est nécessaire de connaître les outils de calcul de l'irradiation ainsi que les moyens de la réduire afin de réaliser un compromis optimal entre dose délivrée et bénéfice attendu de l'examen à savoir :

- « Les doses d'irradiation doivent être à la disposition des médecins prescripteurs » (article 6). Le radiologue doit donc être capable de préciser la dose délivrée par un examen tomodensitométrie.
- « Le scanner doit être équipé d'un dispositif informant le praticien de la quantité de radiation produite par l'équipement au cours de la procédure » (article 8). Les scanners du marché ne fournissent pas encore, pour la plupart, les paramètres permettant à l'opérateur d'apprécier l'irradiation délivrée.
- « Des pratiques appropriées doivent être utilisées dans chaque cas d'exposition à des fins médicales... impliquant des doses élevées pour le patient, comme la tomodensitométrie.. » (article 9). Le médecin doit optimiser ses protocoles afin de satisfaire au mieux au compromis dose/qualité d'image

II.2. Imagerie Nucléaire :

II.2.1. Introduction :

L'imagerie nucléaire a révolutionné la médecine et les sciences du vivant en apportant des images de l'intérieur du corps humain et de son fonctionnement par l'administration d'un médicament radio-pharmaceutique dont on détecte les rayonnements qu'il émet une fois qu'il a été capté par l'organe ou la cible à examiner. Les quantités d'atomes radioactifs injectées en diagnostic sont infinitésimales, voisines de quelques milliardièmes de gramme. Elles ne perturbent pas le comportement biologique et le métabolisme des organes et tissus par risque d'irradiation. C'est une imagerie d'émission (source interne au corps) par analogie à l'image radiologique qui est une image de transmission (source externe au patient). De plus, on peut dire que l'imagerie nucléaire est à la physiologie ce que la radiologie est à l'anatomie.

La scintigraphie ou Tomographie par Emission Mono-Photonique (TEMP) et la Tomographie par Emission de Positons (TEP) sont deux méthodes d'imagerie médicale de médecine nucléaire qui produisent une image fonctionnelle. Le patient reçoit des molécules ou des isotopes radioactifs qui vont se fixer sur les organes ou les tissus que l'on cherche à explorer. Ensuite une machine, en général une gamma-caméra (les plus répandues) ou une caméra TEP, détectent les rayons émis par le corps. Enfin, on reconstruit l'image obtenue. Les deux types de caméra sont conçus pour détecter des photons gamma, les seuls rayonnements radioactifs émergeant du corps humain pour y être détectés. Pour la gamma-caméra, il s'agit de rayonnements gamma issus de désintégrations radioactives, pour la TEP, les rayons gamma résultent d'une réaction d'annihilation matière (électron) - antimatière (positon).

La première gamma caméra a été développée en 1957 par Hal Anger et permet de mesurer la radioactivité de toute une surface en une fois. La scintigraphie émerge en 1962 sous l'impulsion de David Kuhl. En 1963 Henri Wagner réalise les premières images pulmonaires en utilisant des agrégats d'albumine radio-marqués. A partir de 1971, la médecine nucléaire est reconnue comme une spécialité médicale. En 1978, David Goldenberg utilise des anticorps marqués pour l'imagerie de tumeurs chez l'homme.

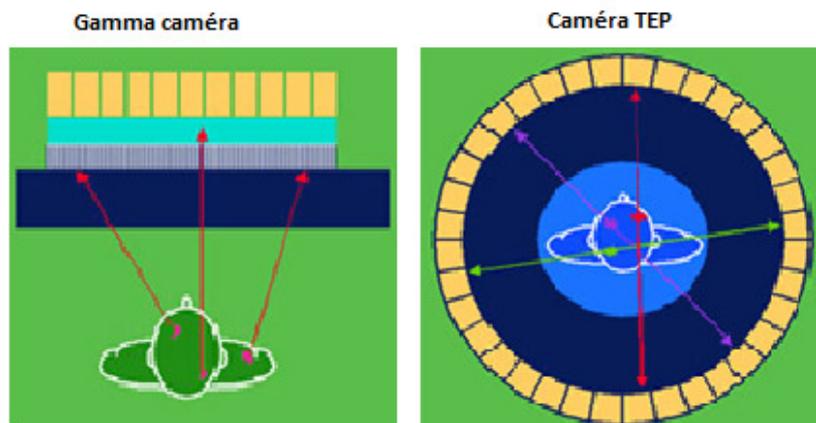


Figure II.11 : Un ou deux rayons gamma selon la technique d'imagerie nucléaire

II.2.2. Isotopes Radio-traceurs :

Depuis la découverte de la radioactivité artificielle en 1934, les médecins nucléaires et les biologistes disposent de toute une panoplie d'isotopes radioactifs servant d'indicateurs et de marqueurs. Grâce à ces isotopes radioactifs, il est possible de suivre à la trace un atome ou une espèce chimique sans perturber les comportements physiques, chimiques ou biologiques.

L'examen consiste à administrer au patient un traceur radioactif appelé aussi radio-pharmaceutique par voie intraveineuse ou par inhalation ou par ingestion, choisi en fonction de sa capacité à suivre un métabolisme ou à fournir un diagnostic sur le fonctionnement d'un organe donné. Le radio-traceur, une substance à de très faible dose appelée aussi trace (de l'ordre du pico molaire, 10^{-12} moles), peut être un atome seul (iode 123), une molécule marquée (diphosphonate marqué au technétium 99m), une hormone marquée ou encore un anticorps marqué par un isotope. Ce radio-isotope doit être fixé chimiquement sur la molécule d'intérêt, sans modifier les propriétés de celle-ci.

Les radio-isotopes sont produits soit avec des cyclotrons (plus de 1200 cyclotrons destinés pour la médecine), soit avec des réacteurs. Les cyclotrons se trouvent installés généralement dans de grands hôpitaux, ce qui permet une utilisation immédiate. La production, dont le coût est élevé, est obtenue par le bombardement d'une cible adaptée par des particules chargées, généralement des protons. Les réacteurs nucléaires produisent la quasi-totalité des radio-isotopes utilisés à des fins thérapeutiques et une grande partie de ceux utilisés en imagerie médicale. La production est faite en plus grande quantité, avec un coût plus faible. On utilise le bombardement d'une cible par des neutrons qui provoquent des réactions de fission. Les radio-isotopes produits doivent avoir une période radioactive assez longue pour leur transport.

Les produits radio-pharmaceutiques sont préparés dans une pièce spéciale du service de médecine nucléaire (appelée « laboratoire chaud »), soumise à la stricte réglementation en matière de radioprotection et de préparation de produits pharmaceutiques. Les doses de traceurs injectées au patient, sont mesurées à l'aide d'une chambre d'ionisation étalonnée (activimètre) et sont confinées dans des seringues munies de caches plombés, afin de limiter au maximum l'irradiation du personnel.

Plusieurs radio-traceurs sont utilisés en médecine nucléaire et varient en fonction du phénomène ou des organes à étudier :

- Le ^{99m}Tc (technétium) est utilisé comme marqueur de molécules biologiquement actives. Si on lie le technétium à des phosphates ou à des phosphonates, on imagera le métabolisme osseux. Si on le lie à des chélateurs tel le DTPA, on imagera la fonction rénale ou même, si le DTPA est en forme d'aérosol, on imagera la ventilation pulmonaire, et si on le lie à des macro-agrégats d'albumine, on pourra imager la perfusion pulmonaire, etc. C'est le radio-traceur le plus utilisé grâce à ses caractéristiques physiques presque idéales : demi-vie de 6 heures, énergie gamma moyenne donc très bonne pour traverser les tissus et pour une détection facile, et une abondance de photons gamma de 98%.

- Le ^{201}Tl (thallium) permet d'évaluer la perfusion sanguine myocardique, demi-vie de 72,912 heures.
- Le ^{123}I (iode) permet d'étudier le métabolisme de la thyroïde. Sa demi-vie est 13,2 heures.
- Le ^{67}Ga (Gallium) permet d'imager la fonction de la moelle osseuse et dans la recherche de certaines infections, lymphomes et tumeurs. C'est le radio-isotope à la plus longue demi-vie (3,3 jours).
- Le ^{111}In (indium) est utile afin d'imager la production, la migration et la réabsorption du liquide céphalo-rachidien (marquage des protéines et peptides), avec une demi-vie de 2,8047 jours.
- Le ^{18}F -FDG, un glucose marqué au fluor-18, émetteur de positons utilisé dans les examens TEP, utile en neurologie, cardiologie et oncologie. Sa demi-vie est 110 minutes. L'association du Fluor radioactif à la molécule de glucose (fluoro desoxy glucose) permettra de localiser, via leur rayonnement, les cellules consommatrices de glucose. Les régions dans lesquelles le métabolisme du glucose est supérieur à celui attendu seront ainsi mises en évidence.

II.2.3. La Gamma-Caméra : Scintigraphie

Le principe d'un examen scintigraphique est de déterminer la biodistribution dans l'organisme d'un radio-pharmaceutique préalablement administré au patient, et de le visualiser sous forme d'images. Un système de détection de la radioactivité capable de repérer la présence des molécules marquées et de les localiser dans l'espace tridimensionnel est nécessaire afin de transformer l'énergie émise (les photons gamma) en une forme mesurable et exploitable (en courant électrique). Ainsi, par interaction avec la matière, l'énergie des photons gamma est absorbée et recueillie en interposant un matériau scintillant (cristal de iodure de sodium avec des traces de thallium) servant à convertir l'énergie des photons gamma en énergie lumineuse, qui est par la suite convertie en courant électrique grâce à un photomultiplicateur.

La gamma caméra sert à l'acquisition des images à partir des rayons gamma émis par le matériau radioactif. La caméra possède un collimateur, un détecteur de scintillation (un matériau de structure cristalline), plusieurs photomultiplicateurs, des circuits logiques de position et un ordinateur pour l'analyse des données.

Le premier dispositif que les rayons gamma rencontrent lorsqu'ils traversent l'organe à étudier est le collimateur à trous parallèles, une grille en métal lourd (plomb ou tungstène) composée de canaux séparés par des cloisons. Il permet l'absorption des rayons gamma et l'obtention d'un faisceau de rayons parallèles entre eux et perpendiculaires à la surface. Il permet de déterminer l'origine des photons et la bonne localisation des rayons sur le détecteur de scintillation. Ce filtre a deux conséquences : il ne laisse passer qu'une faible

partie des photons (1 sur 10000 environ) : ceux qui arrivent perpendiculairement au cristal, et la majorité des photons est absorbée par le plomb du collimateur (ayant une autre direction). Le signal ainsi recueilli est faible. La résolution de la gamma-caméra dépend du diamètre des trous, de l'épaisseur de plomb entre les trous et de la géométrie du collimateur.

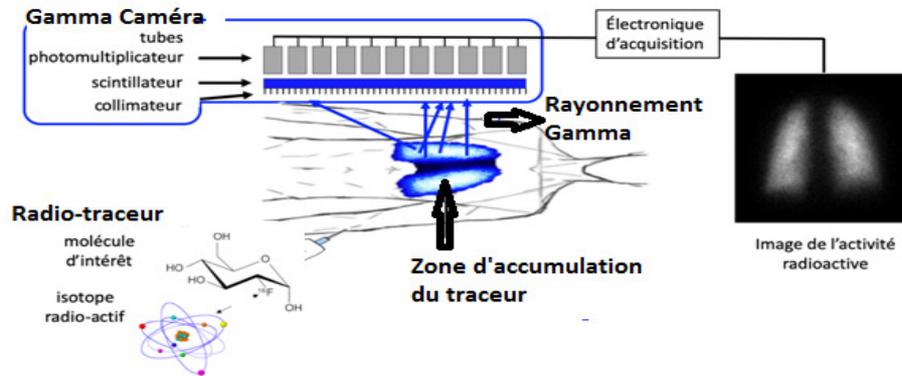


Figure II.12 : Schéma de principe de la scintigraphie TEMP

Après ce filtrage, la détection des photons gamma se fait avec le détecteur de scintillation. Le processus est le suivant : lorsqu'un photon gamma interagit avec le cristal, il cède son énergie au cristal par effet photoélectrique. Le photoélectron éjecté possède une énergie suffisante pour provoquer à son tour l'expulsion de nombreux autres électrons dans le cristal. Un photon de fluorescence (dans le domaine bleu-ultraviolet : lumière visible) est émis pour chaque photoélectron expulsé : c'est la scintillation.

Ensuite, le photomultiplicateur traite et amplifie la petite quantité de lumière sortie du détecteur. C'est une ampoule de verre contenant principalement une photocathode (mince feuille métallique à laquelle les photons lumineux sont capables d'arracher des électrons), des dynodes et une anode. Le principe physique est le suivant :

Lorsque les photons de scintillation heurtent la cathode, celle-ci émet des électrons (par effet photoélectrique). Ces électrons sont accélérés de la photocathode vers une première dynode grâce à l'application d'un champ électrique E (d'une centaine de volts) entre les dynodes. E est à l'origine d'une force $F=q \cdot E$ où q est la charge de l'électron. Cette force appliquée à l'électron lui donne une accélération a , $F=m \cdot a$ où m est la masse de l'électron, donc une augmentation de sa vitesse.

Lorsque l'électron heurte la dynode à grande vitesse, son énergie cinétique est suffisante pour arracher plusieurs électrons à la dynode. Ces électrons vont à leur tour être précipités vers la dynode suivante, où ils arracheront chacun plusieurs électrons, d'où un phénomène d'amplification. Après cette étape, le circuit logique de position va permettre de déterminer la position exacte de chaque scintillation réalisée dans le détecteur. Finalement, et grâce à l'ordinateur, l'image pourra être créée.

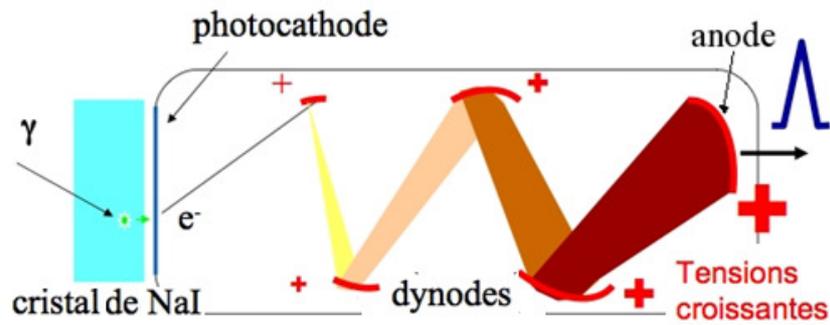


Figure II.13 : Principe du photomultiplicateur

La caméra tourne autour du patient et une série d'images est enregistrée. Typiquement, la caméra fait un tour complet (360°) et on enregistre 64 images également espacées. Un programme informatique reconstitue la vue en coupe de l'organe ou du sujet à partir de ces images.

On peut obtenir plusieurs types d'images : des images statiques dont la durée d'acquisition peut varier de 1 à 20 min (scintigraphie plane), des images dynamiques qui permettent, par exemple, de voir la circulation du traceur injecté, des balayages du corps entier, des images tomographiques où l'enregistrement se fait autour d'un axe en permettant une reconstruction ultérieure 3D (TEP ou TEMP), voir figure II.14.

La reconstruction à partir des images de projection utilise classiquement deux types d'algorithmes : les méthodes dites « itératives » et les méthodes de rétroprojection filtrée. Cette dernière est la plus utilisée et repose sur le fait que la transformée de Fourier d'une projection est égale à la transformée de Fourier bidimensionnelle de l'image évaluée le long d'une droite radiale dans le plan de Fourier. Ainsi, si toutes les projections sont disponibles, la transformée de Fourier est parfaitement connue, et donc l'image est parfaitement obtenue par transformée inverse.

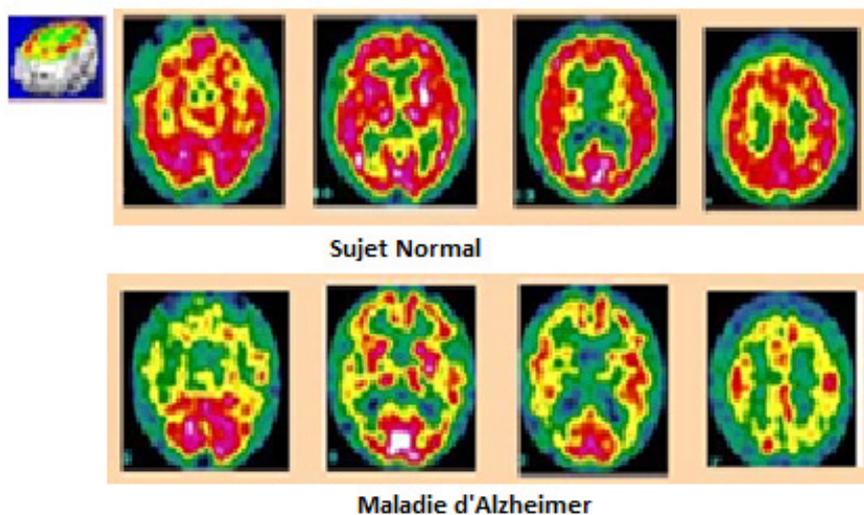


Figure II.14 : Exploration du cerveau en SPECT : la fixation du radio-pharmaceutique est fonction du flux sanguin cérébral (les zones les plus actives sont coloriées en rouge)

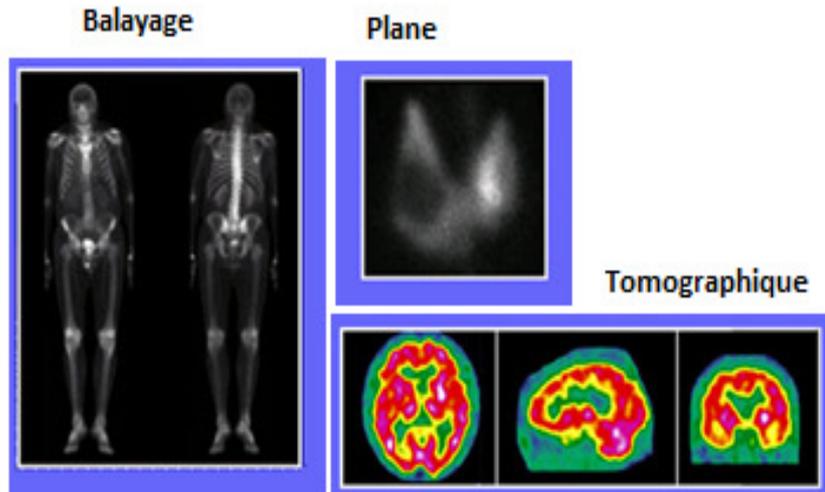


Figure II.15 : Acquisition des images SPECT

La qualité des images obtenues dépend de 2 facteurs : la résolution de la caméra (la séparation de points d'émission dans l'image), et la sensibilité qui correspond à la quantité d'information récupérée à partir d'une émission donnée (nombre d'impulsions recueillies par unité d'activité).

II.2.4. La Tomographie par émission de Positons :

La TEP, dédiée jusqu'à récemment plutôt à la recherche, repose sur le principe général de la scintigraphie qui consiste à injecter un traceur dont on connaît le comportement et les propriétés biologiques pour obtenir une image du fonctionnement d'un organe ou la présence d'une cible moléculaire. Elle utilise un radio-traceur qui émet des positons (désintégration d'un proton en neutron) dont l'annihilation produit deux photons.

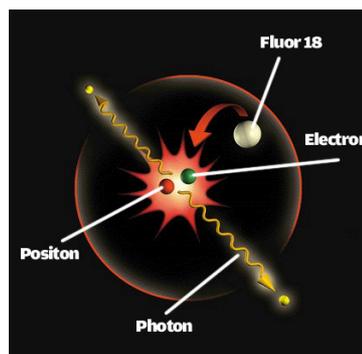


Figure II.16 : principe d'annihilation

La tomographie par émission de positons est une technique d'imagerie qui permet de reconstituer la répartition d'émetteurs -plus fixés dans l'organisme. On identifie ces positons par le fait, qu'une fois leur énergie perdue (leurs parcours ne dépassent pas quelques millimètres), ils s'annihilent avec un électron pour donner deux photons gamma d'énergie 511 KeV émis simultanément dans deux directions opposées (à 180° l'une de l'autre). Les deux photons gamma atteignent simultanément une paire de détecteurs opposés (détection dite en coïncidence).

Des circuits électroniques reliant ces détecteurs reconnaissent ces photons d'annihilation. Les traceurs radioactifs utilisés sont à très courte durée de vie et doivent être préparés à proximité des appareils. Il faut donc disposer d'un cyclotron médical, d'où un coût élevé de cette technique d'imagerie. La durée de vie des traceurs varie de 110 min (fluor 18) à 2 min (oxygène 15).

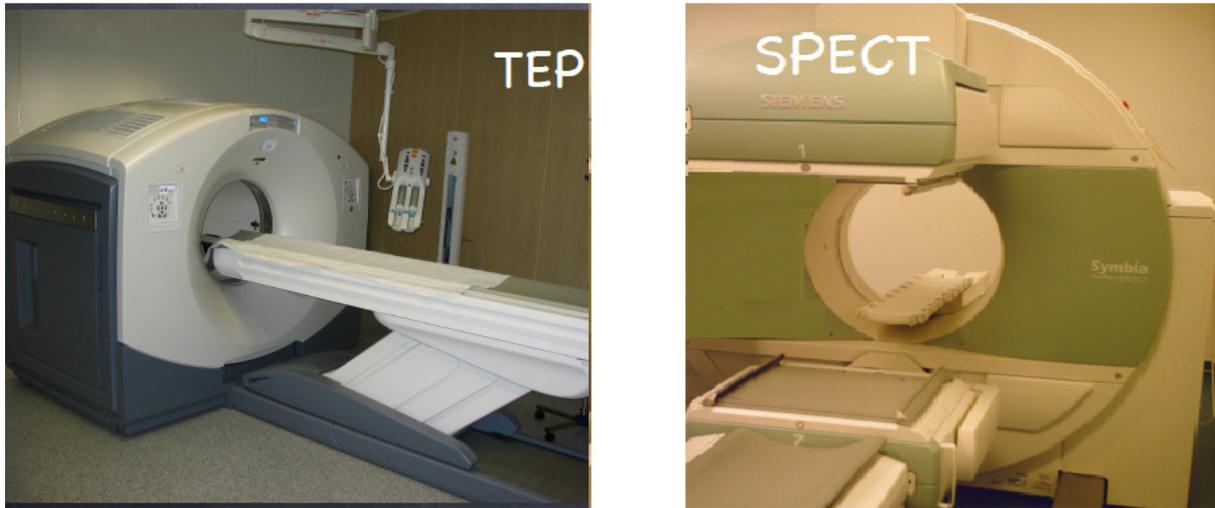


Figure II.17 : Appareils TEP et SPECT

Les caméras TEP (ayant l'aspect d'un scanner) possèdent une géométrie de détection en anneaux. L'acquisition de données à des angles différents permet la reconstruction d'une série de coupes tomographiques, et à partir de ces coupes d'obtenir dans l'espace 3D la distribution du produit radio-pharmaceutique dans le patient.

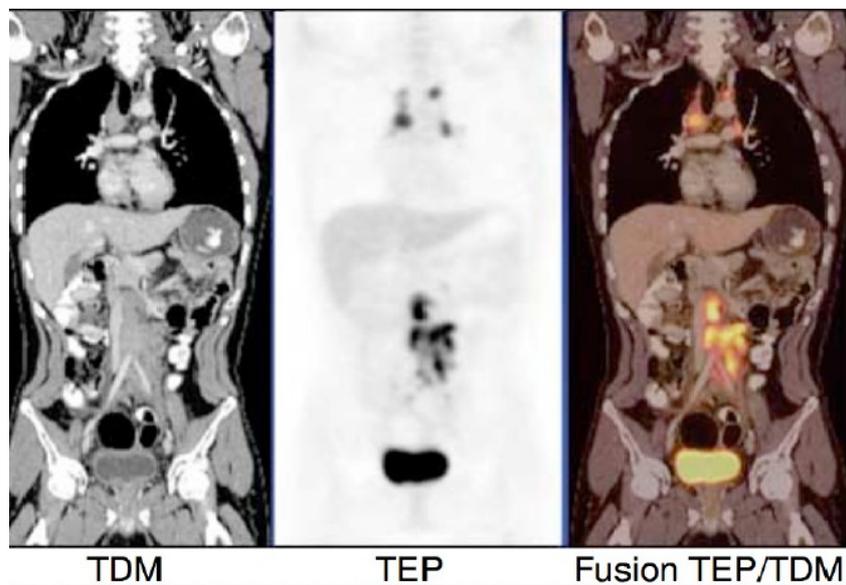


Figure II.18 : Examen TEP, orientation oncologie

Il est possible d'adapter une gamma-caméra à double tête avec une électronique de détection de coïncidences. Cette technique est appelée Tomographie d'Emission avec Détection de

Coïncidences (TEDC). Les examens réalisés à l'aide de ces caméras TEDC sont moins rapides que les examens réalisés à l'aide de caméras TEP et leur résolution spatiale est inférieure.

Les caméras TEP sont généralement couplées à un scanner (TEP-CT). Certains appareils sont aujourd'hui couplés à une IRM. L'association de ces modalités d'imagerie permet la localisation anatomique du signal TEP, d'améliorer les propriétés quantitatives du signal TEP ou de compléter l'imagerie TEP par une autre modalité d'imagerie fonctionnelle (IRM fonctionnelle).

La TEP est un examen beaucoup plus omniprésent que la majorité des examens scintigraphiques qui sont mono-orientés (par exemple métastases osseuses seulement pour la scintigraphie osseuse) alors que l'examen TEP dans ses indications oncologiques, une fixation du radio-traceur sur tous les types de cellules cancéreuses (osseuses, lymphatiques, tissulaires, etc) est obtenue.

La sensibilité de la TEP est excellente et la spécificité est de l'ordre de 80 à 95%. La résolution spatiale dépend du scanner qui est couplé à la TEP (8, 16 barrettes). Au final, la TEP offre une meilleure qualité d'images.

II.2.5. Conclusion :

En médecine nucléaire, on utilise les rayonnements ionisants. On applique donc les règles de "radioprotection" pour protéger les patients, les travailleurs, le public et l'environnement (application de directives européennes). Les radio-pharmaceutiques utilisés sont administrés en très petite quantité et ne posent aucun problème pharmacologique.

Le paramètre important est la demi-vie ou période efficace du radio6pharmaceutique. Elle combine la décroissance radioactive (caractérisée par la période ou demi-vie physique) et la sortie physiologique du médicament et de la radioactivité le plus souvent par voie urinaire ou dans les selles (caractérisée par la période ou demi-vie biologique).

Le tableau suivant récapitule les différences entre un examen de radiologie et de scintigraphie.

	Radiographie	Scintigraphie
Débit des photons	Elevé ($>10^{12}/s$)	Faible ($<10^5/s$)
Durée de l'examen	~ 1s	10 à 12 mn
Durée de l'exposition	~ 1s	10 à 72 heures
Irradiation	Comparable	
Dose/cliché	proportionnelle	Indépendant
Renseignements	anatomiques	fonctionnels

Tableau II.1 : comparaison d'un examen de radiologie et de scintigraphie

II.3. Rappels de Dosimétrie :

II.3.1. Introduction :

La dosimétrie est la discipline qui s'intéresse à mesurer les doses de rayonnements ionisants auxquelles une personne ou un être vivant (les tissus biologiques) ont été exposés. Son objectif est de prévoir les effets des traitements en radiothérapie aussi bien sur les tissus sains que les tissus tumoraux, de mesurer l'énergie déposée dans les tissus lorsque les rayonnements ionisants (directs ou indirects) utilisés à des fins diagnostiques, et de définir des normes de protection vis-à-vis de ces rayonnements (radioprotection) soit individuellement (sur le plan personnel ou professionnel), soit collectivement.

De nombreuses grandeurs ont été définies dans ce but, dont les principales sont reprises dans les paragraphes suivants.

II.3.1. Grandeurs utilisées :

Un point M d'un champ de rayonnement peut être défini par plusieurs grandeurs :

- **Fluence particulière** : Lorsqu'un faisceau traverse une surface dS (supposée petite : une sphère élémentaire de section diamétrale dS) qui lui est perpendiculaire, la fluence particulière de ce faisceau est définie par :

$$\varphi = dN/dS$$

avec dN le nombre de particules incidentes, et l'unité est le nombre de particules/m². La formule s'applique aux photons et particules chargées. Le cas particulier où le faisceau est homogène sur toute la surface donne simplement :

$$\varphi = N/S$$

- **Flux de particules ou débit de fluence particulière** : est la fluence particulière pendant un intervalle de temps. Il s'agit donc d'un nombre de particules par m² et par seconde.

$$\Phi = d\varphi/dt = d^2N/dS \cdot dt$$

- **Fluence énergétique** : unité Joule/m² ou MeV/m², est la quantité d'énergie emportée par le faisceau au travers de S . Si E est l'énergie des particules d'un faisceau supposé mono-énergétique, on a

$$\Psi = \Phi \cdot E = \frac{dN}{dS} E$$

- **Flux énergétique ou intensité du faisceau** : notée I , c'est la fluence énergétique ramenée à la seconde. L'unité est le joule par m^2 et par seconde ou MeV/m^2S . Mais étant donné qu'une énergie par seconde correspond à une puissance il est fréquent d'utiliser plutôt le $watt/cm^2$.

$$I = \frac{d\Psi}{dt} E = \frac{d^2N}{dS \cdot dt} E$$

II.3.2. Notions de dose :

En 1911, Lind trouva qu'un gramme de radium dans l'air produisait 0.7 gramme d'ozone par heure. C'est ainsi qu'il initiait les bases indispensables à toute étude radiobiologique où les relations Dose-Effet sont à l'origine de la compréhension des mécanismes et de l'estimation des risques que la radioprotection est amenée à prendre en compte. Le terme « dose » est utilisé initialement en médecine pour définir les quantités de médicament à administrer, son usage s'est étendu à toute quantité déterminée, notamment en radiobiologie, en radiologie, en radioprotection.

- **Dose d'exposition** : L'exposition est une grandeur qui évalue le pouvoir ionisant dans l'air des rayons X et γ . Elle se limite donc aux photons durs, en précisant que même pour ceux-ci la notion d'exposition ne peut guère être appliquée au-delà de 3MeV, région pour laquelle il devient difficile d'évaluer les ions secondaires formés en dehors du volume de mesure. La définition initiale de l'exposition était le nombre de paires d'ions générés par unité de volume d'air, mais elle s'est ensuite plutôt basée sur la quantité de charge (en Coulombs) par variété d'ions (positifs ou négatifs) et par unité de masse, le kg d'air, ce qui est définitivement le cas aujourd'hui.

L'ancienne unité d'exposition était le Röntgen, correspondant à l'apparition de **2,1 10^9 paires d'ions par cm^3** . L'unité actuelle, dont l'usage est fortement recommandé est le coulomb/kg d'air.

Exposition par m^3 ou exposition en C/kg se transforment facilement l'un vers l'autre en utilisant la densité de l'air dans les conditions normales de température et de pression, soit $1,293kg/m^3$ et la charge d'un ion $1,6 \cdot 10^{-19} C$.

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} C/kg \text{ et } 1 C.kg^{-1} = 3.88 \cdot 10^3 R$$

- **Energie délivrée** : c'est la quantité d'énergie délivrée à la matière, E_{del} , dans un volume donné V , par un flux de rayonnement ionisant, est égale à :

$$E_{del} = E_{ent} + Q - E_{sort}$$

E_{ent} : la somme des énergies de toutes les particules qui ont pénétré dans le volume V ,

E_{sort} : la somme des énergies de toutes les particules qui ont quitté le volume V de référence,

Q : la somme de toutes les énergies imparties dans les réactions nucléaires qui ont été initiées dans le volume V .

$Q = 0$ pour les expositions aux rayonnements électromagnétiques dont l'énergie est inférieure au seuil des réactions nucléaires (γ , n) aux environs de 10 MeV. Pour les neutrons qui sont capturés dans un milieu et pour les radionucléides qui se désintègrent dans le volume de référence V , Q est supérieure à zéro.

- **Dose transférée ou le Kerma** : Le kerma (kinetic energy released in matter) s'applique à tout type de particules. Soit un faisceau traversant un corps matériel de masse Δm : Par définition, le kerma est la quantité d'énergie perdue ou transférée dans cette traversée, par unité de masse du corps. Si W_e est l'énergie entrante et W_s celle qui subsiste à la sortie, l'énergie perdue vaut $\Delta W = W_e - W_s$ et la dose transférée s'exprime par :

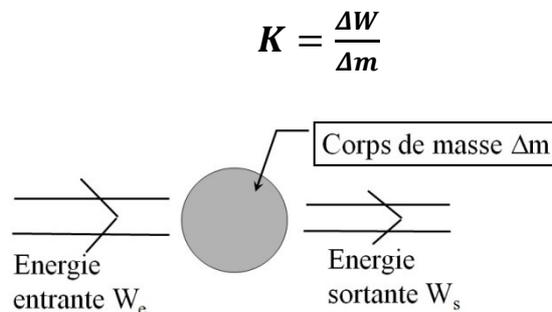


Figure II.19 : Energie ΔW

L'unité SI de kerma est le Gray. Il correspond à une perte de 1 Joule par kg. L'ancienne unité est le rad, qui valait 0,01J/kg. Le rad a fait bien de l'usage autrefois et se rencontrera donc inévitablement dans des publications plus anciennes.

$$1\text{Gy} = 1\text{J/kg} = 100\text{ rad}$$

- **Dose absorbée** : La dose absorbée D est définie comme la quantité d'énergie déposée par le faisceau dans ce corps et seulement dans ce corps. C'est la grandeur physique qui permet de quantifier l'interaction d'un rayonnement avec la matière. L'unité de dose absorbée est identique à l'unité de kerma. La dose absorbée a été essentiellement définie pour les radiothérapeutes ; elle correspond à la dose administrée à la tumeur.

La différence entre le Kerma et la dose absorbée est que l'énergie transférée est la différence entre l'énergie du rayonnement sortant par rapport au rayonnement incident. Mais, l'énergie transférée ne reste pas intégralement dans la matière, si le rayonnement incident touche un électron au repos dans la matière, selon l'énergie du rayonnement et des électrons, on peut avoir une réémission de l'énergie (ex : effet Compton). Il y a donc dans

l'énergie transférée, de l'énergie qui reste et de l'énergie qui ressort. L'énergie absorbée c'est la partie de l'énergie transférée qui reste dans la matière.

- **Dose équivalente** : La dose équivalente s'intéresse définitivement aux milieux biologiques, objet de la radioprotection. On considère ici que pour un même apport d'énergie par ionisation, les conséquences chimiques ou biologiques ne sont pas les mêmes selon qu'on ait affaire à des photons, à des électrons, des particules alphas ou encore des neutrons, que donc il y a lieu de tenir compte de la nature du rayonnement. La dose équivalente est égale à la dose absorbée multipliée par un facteur de pondération w_R , parfois appelé facteur de qualité, qui dépend de la nature des particules concernées.

$$H = w_R D$$

Si l'irradiation provient de plusieurs sortes de particules, il s'agit de sommer sur toutes les contributions D_R de chaque variété.

$$H = \sum_R w_R D_R$$

Les valeurs de w_R sont données dans le tableau ci-dessous.

Rayonnements	w_R
X, γ , Electrons	1
Protons	5
Neutrons	10
α , Noyaux lourds	20

Tableau II.2 : Valeurs du facteur de pondération radiologique w_R

L'unité moderne pour H est le sievert, Sv, qui correspond à une dose absorbée de 1 Gy et un facteur de pondération égal à 1.

$$1\text{Sv} = 1 \times 1\text{Gy}$$

L'ancienne unité était le rem, abréviation de "Röntgen equivalent man", dont la valeur est de 0,01Sv (0,01Gy).

- **Dose Efficace** : La dose efficace tient compte de ce que selon la nature des tissus et organes irradiés les risques à moyen et à long terme, en particulier les risques de cancer, ne sont pas les mêmes. Les gonades (risque: stérilité) par exemple, ou encore le cristallin (risque: cataracte) se révèlent beaucoup plus sensibles au rayonnement que d'autres parties du corps humain. Il s'agit alors d'affecter la dose équivalente reçue par un tissu d'un facteur de pondération w_T qui résulte d'une évaluation du risque lié à ce tissu.

Etant donné qu'une irradiation concerne toujours une partie plus ou moins large du corps humain, la dose efficace doit être sommée sur l'ensemble des parties exposées.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

L'unité pour E est la même que pour la dose équivalente, le sievert Sv. Les valeurs actuellement admises pour w_T sont reprises dans le tableau ci-dessous. Elles proviennent de la publication CIPR 103, recommandation 2007 de la Commission Internationale de Protection Radiologique, l'une des références principales en la matière.

Tissu	w_T	$\sum w_T$
Moelle osseuse, côlon, poumons, estomac, sein, tissus restants	0,12	0,72
Gonades	0,08	0,08
Vessie, œsophage, foie, thyroïde	0,04	0,16
Surface osseuse, cerveau, glandes salivaires, peau	0,01	0,04
	Total	1,00

Tableau II.3 : Valeurs du facteur de pondération tissulaire w_T

Tissus restants désignent l'ensemble des tissus qui ne sont pas explicitement nommés.

- **Débit de dose** : Les doses équivalente et efficace évaluent les risques de type stochastique et à long terme suivant une irradiation excessive mais étalée sur une période plutôt longue. Pour évaluer le risque à court laps de temps d'une irradiation aiguë impliquant des lésions graves, le débit de dose est le paramètre important. Par définition il s'agit de la dose reçue par unité de temps. Le débit de dose équivalente s'exprime en Gy/s et le débit de dose efficace en Sv/s.

Examen	Dose efficace de rayonnement (mSv)	Exposition équivalente au rayonnement naturel
Ostéodensitométrie	0,01	1 jour
Radiographie pulmonaire	0,1	10 jours
Galactographie	0,7	3 mois
Mammographie	0,7	3 mois
Radiographie du tractus gastro-intestinal supérieur	2	8 mois
Radiographie du tractus gastro-intestinal inférieur	4	16 mois
Myélographie	4	16 mois
TDM Sinus	0,6	2 mois
TDM Cardiaque, score calcique	2	8 mois
TDM Tête	2	8 mois
TDM Colonographie	5	20 mois
TDM Thorax	8	3 ans
TDM Abdomen	10	3 ans
TDM Corps entier	10	3 ans
TDM Rachis	10	3 ans

Tableau II.4 : Dose de rayonnement propre à diverses interventions, comparativement au rayonnement naturel

II.3. 3. Les effets des rayonnements ionisants sur la matière vivante :

A l'échelle cellulaire, les rayonnements ionisants, comme d'autres facteurs (pollution chimique, rayonnement solaire, etc.), peuvent avoir des effets nocifs sur la santé. Une irradiation peut provoquer des lésions cellulaires et entraîner trois situations : l'absence de réparation de ces lésions suivie de la mort de la cellule, leur réparation correcte ou leur réparation fautive avec mutation. A l'échelle du corps entier, l'effet des rayonnements ionisants est classé en deux grandes catégories : les effets déterministes déclenchés par la mort des cellules, et les effets aléatoires liés à des mutations qui pourraient entraîner ultérieurement l'apparition d'un cancer.

Dans le fonctionnement normal de la cellule vivante, l'ADN subit en permanence des cassures (plusieurs milliers de lésions par jour). L'action des rayonnements peut augmenter notablement le nombre de certaines lésions. En effet, les rayonnements ont une action directe sur l'ADN (ionisation de l'ADN) ou indirecte par l'intermédiaire de l'eau contenue dans la cellule (ionisation des molécules d'eau qui se décomposent en radicaux libres nocifs pour l'ADN).

A la suite d'une lésion, plusieurs événements peuvent se produire au sein de la cellule. En général, les lésions de l'ADN sont naturellement réparées grâce au système de réparation interne de la cellule. Mais parfois elles ne le sont pas ou la réparation est incorrecte, dite fautive, avec un risque de mutation. Le mécanisme enclenché va alors définir le devenir de la cellule.

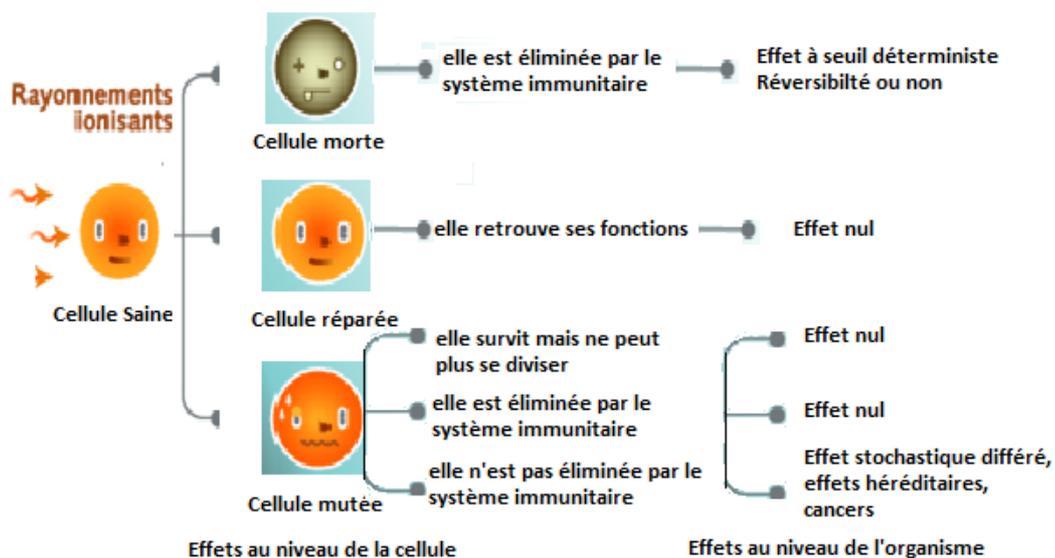


Figure II.20 : Effets des rayonnements ionisants sur la cellule et sur l'organisme

Les effets déterministes sur le corps entier sont ceux qui se produisent obligatoirement lorsque l'organisme est soumis à une dose de rayonnement supérieure à un seuil donné. Ce seuil est spécifique pour chaque type de tissu biologique ou chaque organe. Les effets

obligatoires commencent à être observés aux alentours de 0,1 à 0,2 Gray pour des expositions partielles (voir tableau II.5). Généralement, ces effets se produisent dans le cas d'une exposition unique à fort débit de dose, suite à des situations d'incident ou d'accident. Ces effets sont potentiellement réversibles. Selon le tissu atteint, les effets peuvent apparaître dans un délai de quelques heures à quelques semaines (brûlures cutanées, modification du nombre de spermatozoïdes, etc) ou quelques années (cataracte, hypothyroïdie) après l'irradiation.

La gravité des effets varie selon la dose reçue, la nature des organes et l'étendue de la zone du corps irradié. Le pronostic vital peut être engagé en cas de forte irradiation globale (corps entier) et en l'absence de traitement.

Type de limite	Exposition professionnelle	Population générale
Corps entier	20 mSv par année en moyenne sur une période de 5 ans	1 mSv par année
Dose annuelle dans:		
le cristallin	150 mSv	15 mSv
la peau	500 mSv	50 mSv
les mains et les pieds	500 mSv	

Tableau II.5 : Limites de dose recommandées par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) pour les situations d'exposition planifiée

Les effets stochastiques ou aléatoires peuvent apparaître quelle que soit la dose et non pas à partir d'un seuil. Après exposition, certaines lésions radio-induites de l'ADN peuvent entraîner des mutations. Dans certains cas, elles persistent et peuvent favoriser l'émergence de cancers après plusieurs années. Pour une population donnée, il existe un taux de cancers spontanés mais l'irradiation peut augmenter ce taux. La gravité des effets stochastiques demeure identique quelle que soit la dose. On décrit ces effets par des études épidémiologiques. Ces effets ne sont pas spécifiques des rayonnements ionisants, rien ne permet de distinguer un cancer ou une mutation dus aux rayonnements ionisants ou à d'autres facteurs chimiques (pesticides, solvants), physiques (rayonnements ionisants d'origine naturelle ou artificielle, UV solaires) ou biologiques (virus, ...).

II.3. 4. Conclusion :

Les rayonnements ionisants lors de leur interaction avec la matière provoquent des ionisations et des excitations pouvant entraîner des modifications de structure de cette matière. Lorsqu'il s'agit de matière vivante les effets induits sont variables en fonction des doses, des débits de dose, des types de rayonnements et de la radiosensibilité des tissus irradiés. Le but de la radioprotection est d'empêcher ou de réduire les risques liés aux rayonnements ionisants s'appuyant sur trois grands principes : justification, optimisation et limitation des doses de rayonnements. Pour appliquer ces principes, la radioprotection met en œuvre des moyens réglementaires et techniques spécifiquement adaptés à trois catégories de population : le public, les patients et les travailleurs, ne pouvant être effectuées que par un personnel qualifié.

Chapitre III : Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire : IRM

III.1. Introduction :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) exploite le phénomène de résonance magnétique nucléaire, découvert en 1938 par Isaac Isidor Rabi, physicien américain, puis mesuré en 1946, indépendamment par Félix Bloch, physicien suisse, et Edward Mills Purcell, physicien américain suite à leurs travaux sur les propriétés magnétiques des noyaux des atomes, prix Nobel en 1952. La première image IRM a été obtenue en 1973 par P. Lauterbur (Prix Nobel de Médecine 2003). Cette modalité non-invasive, d'une totale innocuité (sans effets secondaires connus) est la dernière-née des 4 grandes techniques d'imagerie médicale, et constitue l'une des plus grandes avancées en médecine.

La résonance magnétique nucléaire (RMN) est fondée sur la mesure de l'absorption de la radiation de radiofréquence (RF) par un noyau atomique dans un champ magnétique fort. L'absorption de la radiation pousse le spin nucléaire des atomes d'hydrogène, très abondants dans le corps humain en grande partie sous forme d'eau (bien qu'ils ne présentent que 10% de la masse corporelle), à se réaligner ou à retourner dans la direction de la plus haute énergie. Après avoir absorbé l'énergie, les noyaux atomiques réémettront une radiation RF et retourneront à leur état initial de moindre niveau d'énergie.

Elle offre des images anatomiques 3D d'une grande résolution, d'excellent contraste tissulaire plus élevé qu'avec le scanner TDM, et des images fonctionnelles et métaboliques. En effet, grâce à cette technique d'imagerie, les chercheurs peuvent étudier finement les tissus "mous" (cerveau, moelle épinière, muscles, etc), en connaître la structure, et détecter des tumeurs cancéreuses: c'est l'IRM anatomique. L'IRM permet également de suivre le fonctionnement du cerveau (l'IRM fonctionnelle) et de connaître l'organisation tissulaire (IRM de diffusion) à partir de séquences d'IRM de diffusion permettant de visualiser les fibres neuronales.

III.2. Principes physiques de l'IRM :

III.2.1. Moment magnétique de spin :

La résonance magnétique nucléaire exploite les propriétés magnétiques des noyaux de certains atomes (ou plutôt isotopes atomiques) possédant un moment magnétique de spin. En effet, les noyaux des atomes sont dotés d'un moment magnétique de spin, et se comportent comme des aiguilles aimantées en adoptant différentes orientations selon le champ magnétique présent. En particulier, le cas de l'atome d'hydrogène ou protons que l'on retrouve en grande quantité dans les molécules qui composent les tissus biologiques comme l'eau qui représente 70% du corps humain.

Le spin est une propriété quantique intrinsèque associée à une particule. On pourrait le décrire de manière plus simple comme une rotation propre de la particule sur elle-même. Un champ magnétique est créé par le spin, appelé moment magnétique de spin. Un atome aura un moment magnétique de spin non nul si son noyau est composé d'un nombre impair de protons

et neutrons. Si A et Z sont pairs, le phénomène de résonance magnétique nucléaire n'est pas observable. En l'absence de champ magnétique externe, l'orientation de l'aimantation de chaque proton est aléatoire. Dans cet état, l'aimantation de la matière est nulle.

Noyaux	Nombre I	Abondance naturelle en %	Fréquence de Larmor MHz/T)
^1H	$\frac{1}{2}$	99.98	42.576
^2H	1	0.015	6.535
^{31}P	$\frac{1}{2}$	100	17.236
^{19}F	$\frac{1}{2}$	100	40.055
^{13}C	$\frac{1}{2}$	1.108	10.705
^{15}N	$\frac{1}{2}$	0.365	4.315
^{17}O	$\frac{5}{2}$	0.037	5.772

Tableau III.1 : Noyaux utilisables en RMN (pour un champ de 1 Tesla)

Pour réaliser une expérience d'IRM, il est nécessaire d'avoir accès à un aimant très intense (le plus souvent cylindrique, généralement supraconducteur), créant un champ statique puissant B_0 de quelques Tesla (environ 10^5 fois le champ terrestre). Une fois placés dans ce champ statique B_0 , les protons vont se répartir en deux populations sensiblement égales, parallèles ou antiparallèles à B_0 . Les protons de sens parallèle correspondent aux protons de plus bas niveau d'énergie (E_1), les protons de sens antiparallèle correspondent aux protons de plus haut niveau d'énergie (E_2). En fait, le champ magnétique résultant aura pour origine le très faible excès de protons de sens parallèle situé sur le niveau de basse énergie car les spins de sens opposé vont s'annuler deux à deux.



Figure III.1 : Systèmes dédiés à l'IRM à géométrie fermée et ouverte

Pour un champ magnétique de 0,5 Tesla, cet excès représente environ 4 protons pour 2 millions, ce qui paraît faible. Mais il faut noter que 1 cm^3 d'eau contient environ 67 000 milliards de protons. Le champ magnétique résultant, lié à cet excès de protons de sens parallèle, constitue le vecteur d'aimantation macroscopique M_0 , il est parallèle au champ principal B_0 (orientation longitudinale) et adopte un mouvement de rotation autour de son axe

comme le fait individuellement chacun des protons : c'est le mouvement de précession) à la pulsation angulaire (nombre de tours par seconde) de :

$$2\pi f_0 = \gamma_H B_0$$

Cette pulsation angulaire, appelée pulsation de Larmor (f_0 est appelée fréquence de Larmor), dépend linéairement de l'intensité de B_0 et de la nature du noyau (le rapport gyromagnétique du noyau γ).

Par exemple, à une intensité de champ B_0 de 1,5 Tesla (rencontrée classiquement dans les hôpitaux), les noyaux d'hydrogène réalisent 64.10^6 tours par seconde. L'aimantation M_0 dépend de la densité ρ de noyau d'hydrogène présente dans le volume observé.

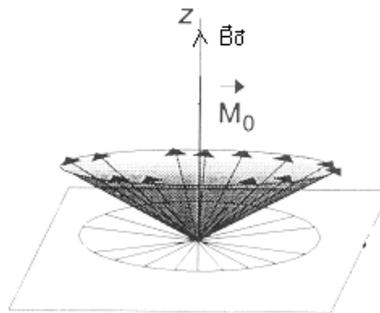


Figure III.2 : Dans un champ magnétique B_0 , le spin tourne autour de l'axe B_0 (précession) comme une toupie inclinée tourne autour d'un axe vertical.

La variation d'énergie entre E_1 et E_2 est (h est la constante de Planck) :

$$\Delta E = hf_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 h$$

Le vecteur d'aimantation macroscopique M_0 est très faible par rapport à B_0 , on ne peut pas le mesurer directement, il faut donc le basculer à 90° ou à 180° : c'est là qu'intervient l'onde de radiofréquence B_1 (ou deuxième champ magnétique dit tournant). En effet, une antenne émettrice va émettre une onde électromagnétique de radiofréquence (appelée également impulsion transversale) oscillante à la fréquence de Larmor. Cette fréquence est notée B_1 et se situe autour de 42 MHz/Tesla (correspondant à la gamme des ondes radio). Les protons d'hydrogène possèdent ce ratio de fréquence de résonance. C'est la condition nécessaire pour que le phénomène de résonance se produise et pour que donc de l'énergie soit transférée au système (excitation). Différentes fréquences feront entrer en résonance différentes zones.

L'impulsion radiofréquence a pour conséquence de basculer l'aimantation M_0 (aimantation longitudinale) initialement orientée le long de l'axe z dans le plan transverse (perpendiculaire à z) : aimantation transversale notée M_{xy} . Les protons passent d'un niveau bas d'énergie à un niveau haut d'énergie: phénomène de résonance magnétique nucléaire. Une onde RF de 90° entraîne une disparition complète de l'aimantation longitudinale M_z car les moments microscopiques s'annulent, et une onde RF de 180° donne une M_z maximale mais orientée dans le sens inverse de B_0 .

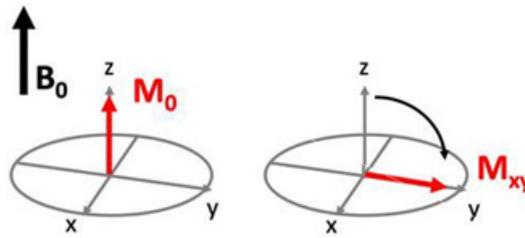


Figure III.3 : Mise en résonance magnétique nucléaire (tant que B_1 persiste)

Cet état est instable et dès l'arrêt de l'impulsion RF, il y a retour à l'état d'équilibre ou état stable (un peu à l'image d'un ressort qui serait sorti de son état d'équilibre en tirant dessus) : c'est le phénomène de relaxation qui s'accompagne d'un mouvement en spirale des noyaux autour du champ magnétique B_0 : création d'une onde électromagnétique FID (Free Induction Decay), qui correspond à l'énergie libérée par le système lors du retour à l'équilibre, émise sous forme d'ondes radio toujours à la même fréquence et qui peut être mesurée par une antenne réceptrice (parfois la même).

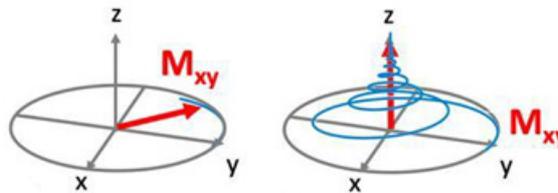


Figure III.4 : Phénomène de relaxation (interruption de B_1)

La mesure IRM est la mesure du temps de relaxation de ce signal. Elle dépend de l'intensité du champ magnétique constant, et de la nature des tissus biologiques rencontrés.

III.2.2. Temps de relaxation :

Deux échelles temporelles paramétrées par deux constantes de temps : le temps de relaxation longitudinal T_1 et le temps de relaxation transversal T_2 sont mesurés. Au fur et à mesure que les moments magnétiques retrouvent la direction du champ statique B_0 , le signal oscillant qu'ils émettent va en diminuant, jusqu'à disparaître quand tous les moments magnétiques sont de nouveau alignés longitudinalement. Le temps que mettent les moments magnétiques nucléaires à retrouver leur alignement longitudinal est baptisé T_1 (relaxation spin-réseau). Ce phénomène de relaxation suit une dynamique exponentielle, il faudrait alors un temps infini pour que tous les spins se retrouvent alignés, c'est pourquoi on définit comme temps T_1 le temps mis pour retrouver 63 % de l'aimantation longitudinale à l'équilibre. Le T_1 varie avec la structure moléculaire ainsi que l'état solide ou liquide de la matière (long dans les liquides comparé aux solides et court dans les tissus gras). L'ordre de grandeur pour le T_1 des tissus biologiques est de 100 ms à 1000 ms.

Dès l'arrêt de l'impulsion RF, on observe le phénomène inverse, c'est-à-dire la décroissance de l'aimantation transversale M_{xy} : c'est la relaxation transversale T_2 (relaxation spin-spin). La disparition de cette aimantation se fait selon une exponentielle décroissante où la constante de

temps T_2 dépend des tissus observés. L'ordre de grandeur pour le T_2 des tissus biologiques est d'environ 50 ms à 100 ms. Le T_2 varie avec la structure moléculaire, l'état solide ou liquide de la matière. Il est plus long dans les liquides par rapport aux solides. T_2 est le temps nécessaire à la disparition des deux tiers de l'aimantation transversale.

Issus de phénomènes distincts, l'un concernant l'aimantation longitudinale, l'autre concernant l'aimantation transversale, T_1 et T_2 sont indépendants. T_1 est toujours supérieur à T_2 (environ dix fois). La mesure de la relaxation T_1 et T_2 conduit à la formation d'image exprimant respectivement les propriétés T_1 et T_2 des protons.

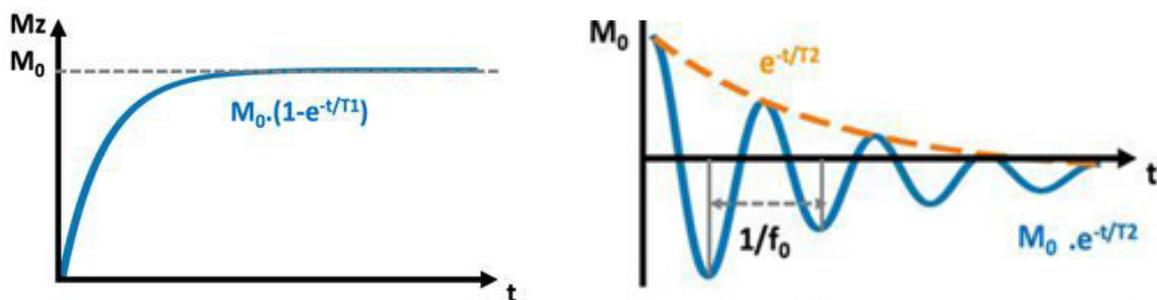


Figure III.5 : Relaxation longitudinale et Relaxation transversale

Tissus biologiques	T_1	T_2
liquide céphalo-rachidien	2500 ms	2000 ms
matière grise	900 ms	90 ms
matière blanche	750 ms	80 ms
graisse	300 ms	40 ms
eau	3000 ms	3000 ms

Tableau III.2 : la relaxation T_1 et T_2 , Ordre de grandeur des temps de relaxation à 1.5 T

III.3. La formation des images IRM :

III.3.1. Gradients de champ :

Afin de savoir qu'un signal détecté par l'antenne réceptrice vient d'un endroit précis du corps et donc pour que l'ordinateur puisse fournir une « carte » de la relaxation des protons, il faut mettre des repères dans l'espace, et ce en provoquant une variation de l'intensité du champ magnétique dans une faible proportion dans toutes les directions X, Y, Z de quelques milli-Tesla. On introduit des gradients de champ produit à l'aide de petites bobines spéciales judicieusement positionnées et placées autour du tunnel de l'aimant : c'est l'encodage spatial. Le passage d'un courant électrique dans ces bobines crée des variations d'intensité du champ magnétique dans le tunnel, de façon linéaire et symétrique dans l'espace et dans le temps.

Comme la fréquence de résonance dépend du champ, il y aura de petites différences de fréquence d'un point à l'autre du patient de quelques kHz, et ainsi en faisant un spectre des fréquences, on aura une information sur la localisation dans l'espace des signaux perçus. Un avantage essentiel qui rend cette technique incontournable est qu'elle permet d'accéder à de véritables acquisitions en 3 dimensions.

Le champ magnétique perçu par les protons pendant l'application des gradients G est donné par :

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + G_X \cdot X + G_Y \cdot Y + G_Z \cdot Z$$

On a donc pour un gradient de direction $r(X,Y,Z)$ obtenu par application d'une combinaison des gradients G_X , G_Y et G_Z :

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \mathbf{B}_0 + \mathbf{G}_r \cdot \mathbf{r}$$

La fréquence du signal recueilli en IRM en présence d'un gradient de champ magnétique dans la direction $r(X,Y,Z)$, va donc dépendre de la position r dans l'espace :

$$f(\mathbf{r}) = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot \mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot (\mathbf{B}_0 + \mathbf{G}_r \cdot \mathbf{r})$$

Le signal en IRM est démodulé (c'est à dire que la fréquence de Larmor f_0 est éliminée pour ne garder que les déphasages supplémentaires liés au codage spatial) :

$$f_d(\mathbf{r}) = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot \mathbf{G}_r \cdot \mathbf{r}$$

Une variation de fréquence correspond donc à une variation spatiale :

$$\Delta f = \gamma \cdot \mathbf{G}_r \cdot \Delta \mathbf{r}$$

Trois gradients de champ magnétique sont appliqués pour réaliser le codage de l'image et permettre l'acquisition de l'image :

- le gradient de coupe sélective (GSC) : sélectionne le plan de coupe.
- le gradient de codage de phase (GCP) : sélectionne les lignes dans le plan de coupe.
- le gradient de fréquence (GCF) : sélectionne les colonnes dans le plan de coupe.

On utilise d'abord un gradient de sélection de coupe appliqué dans une direction perpendiculaire au plan d'intérêt et qui permet de sélectionner le volume anatomique qui va être exploré. Il s'additionne à B_0 , et les protons présentent un gradient de précession proportionnel au GSC (équation de Larmor). Simultanément, on applique une onde RF (qualifiée d'impulsion sélective) dont la fréquence est égale à celle des protons du plan d'intérêt : il en résulte une bascule de l'aimantation des seuls protons de ce plan. Tous les noyaux d'hydrogène situés en dehors du plan de coupe ne sont pas excités, et ne donneront donc aucun signal.

Ces protons situés dans le plan de coupe vont à nouveau être stimulés par des gradients de champ magnétique afin de coder leur position selon les directions horizontale et verticale. Ainsi, à l'intérieur de ce volume, la position de chaque point sera codée verticalement et horizontalement par l'application d'un gradient de codage par la phase, et d'un gradient de codage par la fréquence.

La deuxième étape consiste donc à appliquer un gradient de codage de phase (dans la direction verticale). Ce gradient intervient de façon limitée dans le temps (plus ou moins long). Pendant son temps d'application, il modifie les fréquences de précession des spins, ce qui induit un décalage des phases, lequel persiste à son interruption, avec pour conséquence une précession de tous les protons à la même fréquence mais avec des phases modifiées. Les protons situés sur une même ligne, perpendiculaire à la direction du gradient, auront tous la même phase. Ce décalage de phase perdure jusqu'au recueil du signal. Lors du recueil du signal, chaque ligne de protons aura un certain décalage de phase. Cela se traduira donc par un décalage plus ou moins important de leurs signaux.

La dernière étape du codage spatial consiste à appliquer, pendant le recueil du signal, un gradient de codage par la fréquence, selon la dernière direction (horizontale). Il modifie les fréquences de précession dans la direction horizontale pendant toute la durée de son application. Cela crée donc des colonnes de protons, qui ont comme point commun une vitesse de précession identique. Comme ce gradient est appliqué simultanément au recueil du signal, l'information en fréquence y est incluse.

Le codage de phase et le codage de fréquence conduisent à un codage spatial de l'image et les données obtenues ne se situent pas dans le domaine spatial, mais le domaine fréquentiel. L'information obtenue est donc un signal caractérisé par sa fréquence (et/ou sa phase) et non pas par ses coordonnées spatiales. L'espace qui permet de recueillir les données brutes est le plan de Fourier (ou espace des k). L'outil mathématique qui permet de passer du plan de Fourier au domaine spatial (image) est la transformée de Fourier inverse grâce à un ordinateur. La transformée de Fourier directe permet, elle, de revenir au plan de Fourier à partir de l'image. Il est ensuite possible de superposer les coupes pour obtenir une image en trois dimensions.

Le signal analogique réceptionné par l'antenne est numérisé à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique (CAN) : le signal est échantillonné, puis les échantillons sont quantifiés. La transformée de Fourier est alors numérique : transformée de Fourier discrète (FFT). La reconstruction de l'image nécessite une double transformée de Fourier dans les directions x et y . Chaque point de l'espace de Fourier contient des informations sur l'ensemble des points de l'image, et chaque point de l'image est codé à partir de tous les points du plan de Fourier (plan et image ont les mêmes dimensions).

L'orientation des coupes dépend en particulier du gradient de coupe sélective, et varie en fonction de la pathologie recherchée. En imagerie cérébrale, on utilise généralement trois orientations principales : axiale, coronale et sagittale.

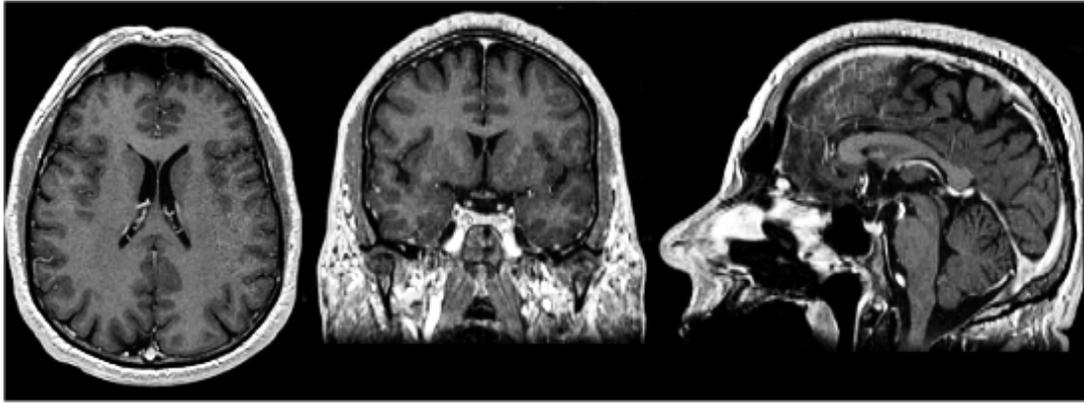


Figure III.6 : trois orientations principales, IRM du cerveau

III.3.2. Les séquences et pondérations :

Les paramètres auxquels on a accès en IRM pour l'étude anatomique et la caractérisation tissulaire sont les temps de relaxation T_1 , T_2 et la densité protonique ρ . Les paramètres instrumentaux d'acquisition qui permettent d'accéder à ces informations sont :

- T_E ou temps d'écho: le temps qui sépare l'impulsion RF initiale du recueil du signal.
- T_R ou temps de répétition: le temps qui sépare une impulsion initiale 90° de la suivante.

Une séquence est une suite d'impulsions excitatrices de radiofréquence dont les paramètres (T_E , T_R) sont ajustés permettant de recueillir le signal correspondant à chaque point/ligne de plusieurs coupes correspondant à des images ayant un contraste donné (T_1 , T_2). Il existe deux grandes familles de séquences, en fonction du type d'écho enregistré : les séquences d'écho de spin, caractérisées par la présence d'une impulsion RF de 180° de rephasage et les séquences d'écho de gradient.

■ La séquence en écho de spin, séquence la plus classique en IRM, comporte un double cycle élémentaire et se décompose en :

1. une impulsion 90° dite d'excitation pour créer l'aimantation transversale ;
2. une période de déphasage dans le plan transverse des protons pendant $T_E/2$.
3. une impulsion 180° , dite d'inversion pour s'affranchir des inhomogénéités d'origine instrumentale de B_0 .
4. un rephasage pendant $T_E/2$.
5. la lecture du signal (lecture de l'écho de spin).

En Echo de spin classique, après un temps T_R , une seule ligne de l'espace K va être acquise. La répétition des T_R est donc responsable de la durée de la séquence. Le temps d'acquisition est beaucoup trop long car il faut compter environ 50 minutes pour l'acquisition d'une coupe sur une matrice de 256^2 .

L'utilisateur peut modifier la pondération de l'image, c'est-à-dire faire apparaître les différences de temps T_1 et de temps T_2 des différents tissus d'un organisme. Les tissus ayant des temps T_1 et T_2 différents en fonction de leur richesse en atome d'hydrogène et en fonction du milieu dans lequel ces derniers évoluent, peuvent renvoyer des signaux différents si l'on arrive à mettre en évidence ces différences de temps. Pour cela, on teste la réponse des atomes après des excitations particulières. L'air n'a pas de signal RMN car la densité protonique y est trop faible).

Des tissus différents ont des T_1 différents. Avec un temps de répétition court, on ne laisse pas le temps aux atomes d'hydrogène de certains tissus de revenir en position d'équilibre alors que, pour d'autres atomes d'hydrogène d'autres tissus, le temps est suffisamment long pour qu'il y ait un retour à l'équilibre. Lorsque l'on mesure l'état d'énergie des atomes des tissus, on note des écarts d'état entre ces différents atomes. Si on laissait un temps trop long, tous les atomes auraient le temps de revenir en position d'équilibre et l'on ne noterait plus de différences entre différents tissus.

Des tissus différents ont des T_2 différents. Après stimulation par un temps d'écho long, on retrouve des décroissances d'énergie d'amplitude plus importante entre les tissus et les différences de T_2 sont plus discriminantes.

En utilisant un temps de répétition long et un temps d'écho court, on obtient un contraste d'image de pseudo densité protonique. Ce choix contient des informations concernant la quantité de protons d'hydrogène présente dans chaque tissu (plus le tissu contient de protons, plus il aura un signal élevé).

En imagerie cérébrale, une technique permettant de supprimer le signal du liquide céphalorachidien sur une image pondérée T_2 : c'est la pondération T_2 Flair.

	T_E	T_R	Echo de spin
T_1	Court	Court	$T_E \sim 15$ ms, $T_R \sim 500$ ms
T_2	Long	Long	$T_E \sim 100$ ms, $T_R \sim 4000$ ms
Densité de protons	Court	Long	$T_E \sim 20$ ms, $T_R \sim 2000$ ms

Tableau III.3: T_E et T_R pour la séquence de base, l'écho de spin

- La séquence en écho de gradient se distingue de l'écho de spin par :
 - un angle de bascule en général inférieur à 90°
 - une absence d'impulsion RF de 180° de rephasage

Un angle de bascule inférieur à 90° diminue la quantité d'aimantation basculée. Le retour à l'équilibre s'effectue donc plus rapidement car il persiste une aimantation résiduelle selon M_z . Cela permet de diminuer le temps de répétition (T_R) entre chaque impulsion. Grâce à ces modifications, les T_R et les T_E employés peuvent être réduits de façon importante. Le principal intérêt de l'écho de gradient sera donc le gain de temps, qui autorise la réalisation d'une imagerie 3D pendant une courte apnée (10 à 20 secondes).

En pratique courante, on peut garder les ordres de grandeur suivants :

- T_E est toujours inférieur à T_R
- T_R court : de l'ordre du T_1 le plus court d'un tissu : en général < 500 ms
- T_R long : 3 fois un T_R court : en général > 1500 ms
- T_E court : < 30 ms
- T_E long : 3 fois un T_E court : > 90 ms

Les caractéristiques communes en IRM sont :

- la taille de l'image : 128 x 128 ou 256 x 256 pixels codés sur 12 bits ;
- la dimension du pixel : de l'ordre du mm ;
- l'épaisseur de la coupe : de l'ordre du mm ;
- le temps d'acquisition : 1 à 70 min selon les séquences d'impulsion.

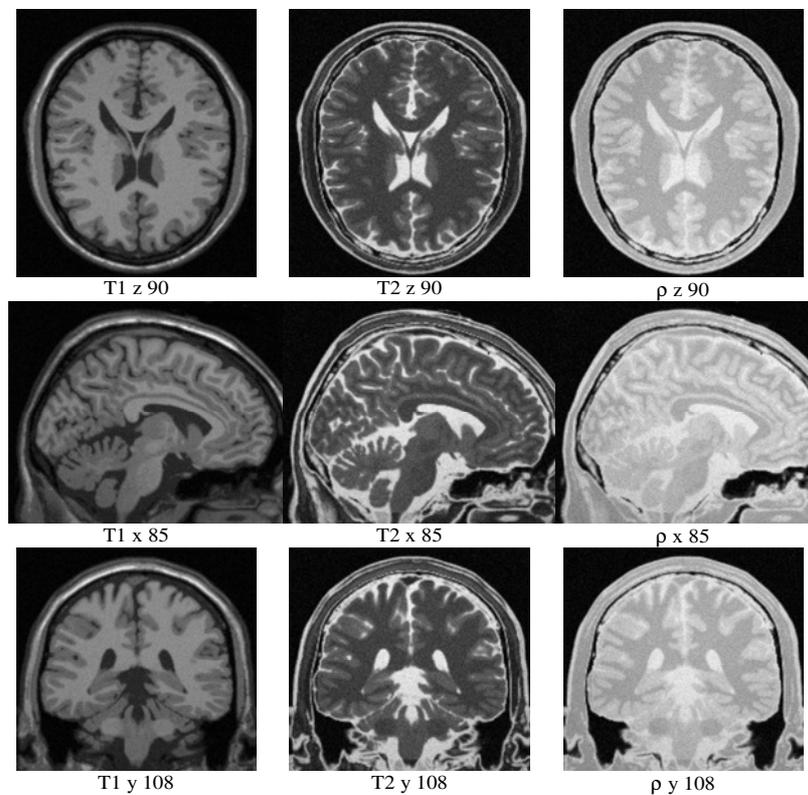


Figure III.7 : Images pondérées selon les 3 orientations (IRM du cerveau), a : (T_1 LCR $>$ T_1 MG $>$ T_1 MB $>$ T_1 Graisse), b : (T_2 LCR $>$ T_2 MB $>$ T_2 MG), c : (ρ LCR $>$ ρ MG $>$ ρ MB)

Les défauts des images par résonance par magnétique sont :

- Bruit du système d'acquisition (Bruit blanc)
- Les variations de champ : Dérive du champ radiofréquence des bobines lors de l'acquisition des images et la non-linéarité du gradient du champ magnétique.
- Mouvement : circulation, respiration, mouvement du patient pendant l'acquisition.
- Effet de volume partiel lié au processus de numérisation du signal (un voxel peut intersecter une ou plusieurs zones anatomiques).

III.4. Conclusion :

En IRM, les propriétés magnétiques et de résonance de la matière sont exploitées pour générer une image de la région d'intérêt. Dans la plupart des applications cliniques, on utilise le noyau des atomes d'hydrogène (un seul proton) pour obtenir l'image, en raison de leur abondance dans l'organisme. L'imagerie des noyaux autres que l'hydrogène est surtout utilisée à des fins de recherches.

L'IRM est très utile pour évaluer un large éventail d'affections. Elle peut produire des images très détaillées des tissus mous sous des angles multiples, ce qui permet de visualiser les lésions focales et de détecter les anomalies et des pathologies en imagerie cérébrale.

On peut également étudier la connectivité cérébrale à l'aide de l'IRM fonctionnelle (IRMf). Lorsqu'une région du cerveau est active, le flux sanguin y est accentué. Le signal utilisé en IRMf est sensible au rapport oxyhémoglobine-désoxyhémoglobine. Le changement associé à l'activité cérébrale peut donc être visualisé sur certaines images de résonance magnétique nucléaire et servir à comprendre quelles régions du cerveau sont associées à des tâches précises.

L'IRM de diffusion est à ce jour la seule technique qui permet d'observer la connectivité cérébrale *in vivo* de manière non invasive. Elle est donc utilisée aussi bien dans des études sur l'animal que sur l'homme et apporte beaucoup aux neurosciences, notamment en complément de l'IRM fonctionnelle.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) n'expose pas aux rayonnements ionisants et peuvent constituer les modalités de première intention dans de nombreuses situations. Cependant, le principal danger de l'IRM est d'ordre mécanique, lié au champ magnétique permanent puissant et au phénomène d'attraction des objets métalliques, qui sous l'effet de l'attraction, peuvent provoquer des accidents corporels sur les patients ou le personnel et détériorer l'aimant. Il existe aussi un risque de dysfonctionnement ou de démagnétisation pour des équipements ou objets tels que montres, bandes magnétiques, cartes de crédit, etc.

La présence du champ magnétique important justifie l'interdiction d'accès pour les porteurs d'implants comprenant des éléments ferromagnétiques (valves cardiaques métalliques, stimulateurs cardiaques, implants magnétiques cochléaires). Les prothèses articulaires et le matériel d'ostéosynthèse (vis et plaques pour fracture) ne sont pas concernés.

Chapitre IV : Imagerie Ultrasonore : Echographie

IV.1. Introduction :

C'est une technique d'imagerie non invasive, non ionisante, et peu coûteuse permettant de visualiser les images en temps réel. Elle est basée sur le phénomène de réflexion des ondes ultrasonores émises par une sonde. Ces ondes réfléchies sont recueillies par cette même sonde puis numérisées, traitées et adressées sur un moniteur. L'ultrason est un son dont la fréquence est trop élevée pour être audible à l'oreille humaine. C'est une onde mécanique et élastique dont la propagation ne peut se faire sans un support matériel (solide, liquide et gazeux), contrairement aux ondes électromagnétiques qui peuvent se propager dans le vide.

En 1794, Lazzaro Spallanzani fut le premier à soupçonner l'existence des ultrasons en observant le vol des chauves-souris. Ils ont été découverts en 1883 par Francis Galton (physiologiste Anglais). En 1822, Jean-Daniel Colladon et Charles-François Sturm ont utilisé une cloche sous-marine pour mesurer la vitesse du son dans l'eau sur le lac de Genève (vitesse mesurée de 1435 m/s). Le physicien Anglais Lord Rayleigh a publié, en 1877, le fameux traité "The Theory of Sound" (la Théorie du Son) dans lequel sont décrits les principes fondamentaux de la physique des vibrations sonores (ondes), leur transmission et réflexion.

En 1880, Pierre et Jacques Curie découvrent à Paris l'effet piézo-électrique de certains cristaux, qui va révolutionner les techniques d'acquisition du bruit. La première application de la piézo-électricité fut le sonar développé par Paul Langevin et ses collaborateurs pendant la 1^{ère} guerre mondiale, c'est le premier générateur des ultrasons pour détecter les sous-marins, en 1918 pour mesurer la profondeur et détecter la présence d'icebergs.

Les premiers échographes à usage médical sont apparus en 1965, et en 1970, Wild et Reid s'en servent pour les premières images de coupes échographiques. En médecine, les ultrasons sont utilisés à des fins diagnostiques (obstétrique, cardiologie, dermatologie, ophtalmologie, etc) et thérapeutiques dans le traitement de certaines affections : l'ultrasonothérapie.

IV.2. Domaine de l'onde sonore

L'oreille humaine perçoit les ondes sonores pour les fréquences f comprises entre 20 Hz (son grave) et 20000 Hz (son aigu). Cependant, le domaine du son est beaucoup plus étendu: les vibrations sismiques, certaines machines, des hauts-parleurs de basses fréquences, émettent des fréquences en dessous de 20 Hz: ce sont les infrasons. À l'autre extrémité, on retrouve les ultrasons et les hypersons.

Infrasons	$f < 20 \text{ Hz}$
Sons audibles	$20 \text{ Hz} < f < 20 \text{ kHz}$
Ultrasons	$20 \text{ kHz} < f < 200 \text{ MHz}$
Hypersons	$f > 1 \text{ GHz}$

Tableau IV.1 : Les différentes gammes de fréquences du son

IV.3. Les ondes sonores (ultrasonores) :

Les sons sont émis par des corps animés d'un mouvement vibratoire et se propagent sous forme d'ondes mécaniques susceptibles de subir des réflexions (échos), des réfractions, et des interférences. Les molécules du milieu traversé subissent des phénomènes de compression et de relaxation successifs et transmettent ces modifications aux molécules voisines. Le déplacement des molécules s'effectue dans la direction longitudinale autour d'une position d'équilibre. Lors de la formation d'une onde, il y a transfert d'énergie de proche en proche dans un milieu élastique sans qu'il y ait transport de matière. Le milieu s'agite momentanément mais ne se déplace pas (onde progressive).

Le milieu de propagation de l'onde sonore est soumis à une succession de surpressions et de dépressions et ses particules constitutives sont alors animées d'un *mouvement de va-et-vient* dans l'axe de déplacement des sons, de type sinusoïdal. Le déplacement d'une particule du milieu en fonction du temps (t) et de sa position de départ (x) est donné par la relation :

$$a = a_0 \sin(kx - \omega t)$$

Où a_0 : le déplacement maximal de la particule (amplitude d'oscillation maximale).

$k = 2\pi/\lambda$ est le nombre d'onde, et $\omega = 2\pi/T = 2\pi f$: la pulsation en radian/s.

f est la fréquence de l'onde (en Hertz), T est la période et λ est longueur d'onde (en millimètres).

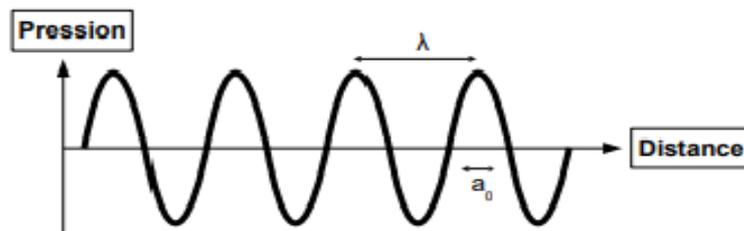


Figure IV.1 : Onde sonore

La vitesse de propagation des sons v dans le milieu ou la célérité est :

$$v = \lambda \cdot f = \lambda/T$$

v dépend des caractéristiques du milieu et essentiellement de sa compressibilité ou dureté (voir tableau IV.2) :

$$v = f(B, \rho)$$

B: incompressibilité du milieu et ρ : la masse volumique en kg/m^3

L'énergie moyenne transportée par l'onde sonore et traversant perpendiculairement une surface est l'intensité acoustique ou puissance surfacique (I) en mW/cm^2 . Ce paramètre reflète la quantité d'énergie qui se dépose dans le tissu. Elle se calcule par la relation suivante:

$$I = \frac{p^2}{2\rho v}$$

Avec

p : pression acoustique (en Pascal) : elle varie en chaque point en fonction de la fréquence de l'onde sonore. L'énergie de l'onde provoque le déplacement des particules et des variations de pression locale qui soumettent les particules du milieu à des mouvements vibratoires.

ρ : masse volumique

v : la vitesse de propagation des sons

La différence des niveaux d'intensités (A et B) ou l'atténuation de l'intensité acoustique s'expriment en décibels (dB) (unité relative sur une échelle logarithmique en dB) :

$$10 \log B/A$$

Substance	Température °C	Vitesse m/s
Gaz		
Gaz carbonique	0	259
Oxygène	0	316
Air	0	331
Air	20	343
Hélium	0	965
Liquide		
Chloroforme	20	1004
Éthanol	20	1162
Mercure	20	1450
eau	20	1482
Solide		
Plomb	-	1960
Cuivre	-	5010
Verre	-	5640
acier	-	5980

Tableau IV.2 : Vitesse de propagation de l'onde sonore dans les milieux gazeux, liquide et solide

En imagerie par ultrasons, les fréquences utilisées sont comprises entre 1 MHz à 10MHz. Pour la borne inférieure, de 1 MHz et une vitesse donnée de 1540 m/s (valeur moyenne pour les tissus mous) : la longueur d'onde est : $\lambda = 1540 \times 10^6 = 1,5$ mm. Pour la borne supérieure, de 10 MHz, la longueur d'onde est $\lambda = 0,15$ mm. La longueur d'onde détermine la résolution spatiale, en particulier axiale. Pour avoir une résolution spatiale élevée, il faut utiliser des fréquences élevées.

Les intensités acoustiques utilisées sont de l'ordre de 10 à 100 mW/cm². Les effets biologiques peuvent apparaître au-dessus de 1W/cm². Il n'y a donc pas d'effets biologiques en échographie.

Milieu	ρ en kg/m ³	ν en m/s
air	1.3	343
poumons	300	600
graisse	924	1410-1470
foie	1061	1535-1580
muscle	1068	1545-1631
os	1913	2100-4080

Tableau IV.3 : Vitesse de propagation des ultrasons son et Masse volumique des tissus, Application médicale

L'impédance acoustique est une caractéristique de la réponse du milieu aux ultrasons, c'est-à-dire l'aptitude du milieu à reprendre sa forme originelle après déformation. Elle est définie par :

$$Z = \rho \cdot \nu \quad (\text{Kg/m}^2\text{s ou Rayleigh})$$

Z (en kg/m²s) ou Rayleigh	
air	4. 10 ⁻¹⁰
aluminium	1,7 .10 ⁻⁵
cerveau	1,58 .10 ⁻⁶
eau	1,48.10 ⁻⁶
graisse	1,38.10 ⁻⁶
muscle	1,70.10 ⁻⁶
os	7,80.10 ⁻⁶
peau	1,62.10 ⁻⁶
sang	1,61.10 ⁻⁶
tissus mous	1,63.10 ⁻⁶

Tableau IV.4 : Impédances acoustiques

L'impédance acoustique dépend donc essentiellement de la dureté des milieux. Une interface est constituée de la juxtaposition de 2 milieux d'impédance acoustique différente. Dans l'organisme, les grandes différences d'impédance acoustique se rencontrent entre les tissus mous et l'air et entre les tissus mous et les tissus durs (os, calculs, corps étrangers).

IV.4. Interaction des ondes ultrasonores et la matière :

L'interface est fondamentale car elle permet de renvoyer les ultrasons. Elle est à l'origine de la création d'une image en échographie. L'interface est une frontière virtuelle entre deux milieux d'impédances différentes. Pour chaque interface, une partie du faisceau incident sera réfléchi et une autre transmise. Dans un milieu hétérogène (corps humain), 3 mécanismes distincts sont responsables de l'atténuation globale du faisceau ultrasonore : absorption, réflexion- réfraction et diffusion.

IV.4.1. Absorption :

Lors de la propagation de l'onde ultrasonore, l'intensité des ultrasons diminue avec la profondeur d'exploration, une partie de l'énergie est absorbée par le milieu et est convertie en chaleur liée à des mécanismes de conduction thermique et de viscosité. L'atténuation des ultrasons dépend des milieux traversés, mais aussi des caractéristiques de l'onde ultrasonore, et en particulier de la fréquence des ultrasons : plus la fréquence des ultrasons augmente, plus l'absorption est importante. La fréquence des ultrasons a une influence déterminante sur les possibilités d'exploration, et le choix de la fréquence des ultrasons est en fonction de la profondeur de l'organe :

- Basses fréquences pour l'exploration des organes profonds
- Hautes fréquences pour l'exploration des organes superficiels

Si α est le coefficient d'absorption qui dépend des caractéristiques biophysiques des tissus, et si f est la fréquence de l'onde (k est une constante), alors

$$\alpha = k.f^2$$

Fréquence des ultrasons	Profondeur d'exploration maximale
2,5 - 3,5 MHz	> 15 cm
5 MHz	10 cm
7,5 MHz	5-6 cm
10 - 12 MHz	2-3 cm

Tableau IV.5 : Profondeur d'exploration maximale

Dans un milieu homogène (Z constant), l'intensité I du faisceau décroît par absorption selon la relation (loi exponentielle) :

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha x}$$

où x est la distance en mètre traversée par un son ou un ultrason dans une substance, I_0 est l'intensité initiale, en watt par m², α est le coefficient d'absorption de la substance traversée, en m⁻¹.

IV.4.2. Réflexion- réfraction :

La réflexion se produit lorsque le faisceau rencontre une interface dont les dimensions sont supérieures à celles de la longueur d'onde du faisceau. En échographie, la détection de la fraction réfléchi (écho) est à l'origine de la formation de l'image. Un écho est un son qui est réfléchi et qui est réceptionné après un temps de latence, correspondant à son temps de déplacement dans le milieu concerné.

Lorsqu'un faisceau d'ultrasons I_i arrive sur une interface placée à angle droit par rapport à sa direction initiale (incidence normale), une partie est réfléchi I_R et repart dans le sens opposé, et l'autre partie I_T traverse l'interface et continue sa route sans changer de direction. La proportion d'ultrasons réfléchis ou coefficient de réflexion est directement proportionnel à la différence d'impédance acoustique entre les 2 milieux caractérisés par les impédances acoustiques Z_1 et Z_2 .

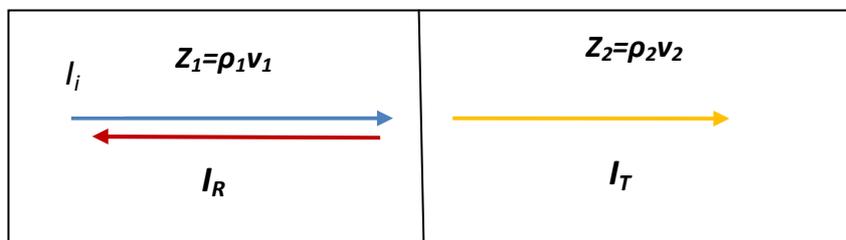


Figure IV.2 : Phénomène de réflexion (incidence normale)

Le coefficient de Réflexion est : $R = [(Z_1 - Z_2) / (Z_1 + Z_2)]^2 = I/I_0$

Le coefficient de Transmission est : $T = 1 - R$

Air	0,999			
Graisse	0,008	0,999		
Eau	0,002	0,999	0,002	
Os	0,294	≈ 1	0,363	0,326
	Muscle	Air	Graisse	Eau

Tableau IV.6 : Exemples des coefficients de réflexion R

Pour obtenir une image échographique, il faut que les impédances des deux milieux soient différentes (la réflexion des ultrasons aux interfaces donne les limites anatomiques des organes) :

- Si $Z_1 \approx Z_2$ alors $R \approx 0$ et $T \approx 1$ et pas de réflexion.
- Si $Z_1 \ll Z_2$ alors $R \approx 1$ et $T \approx 0$ alors le faisceau incident est presque totalement réfléchi et ne traverse pas l'interface. De telles interfaces, très réfléchissantes (très "échogène") se retrouvent lorsque les tissus mous organiques sont en contact avec de l'air (poumon, tube digestif) ou des structures minéralisées (os, calculs). D'où l'utilisation du gel dont les caractéristiques sont proche de la peau.

- Si $Z_1 \gg Z_2$ alors le faisceau incident est presque totalement transmis.

Le phénomène de réfraction se produit lorsque le faisceau ultrasonore arrive sur une surface réfléchive avec un angle oblique, et une partie du faisceau est réfléchi avec un angle de réflexion égal à l'angle incident, à la manière d'un miroir (les lois de l'optique sont appliquées à l'onde sonore). La partie transmise est déviée avec un angle qui dépend de la vitesse de propagation des 2 milieux concerné tel que :

$$\sin \theta_i / \sin \theta_t = v_1 / v_2 \quad (\theta_i \neq \theta_t \text{ et } \theta_i = \theta_r)$$

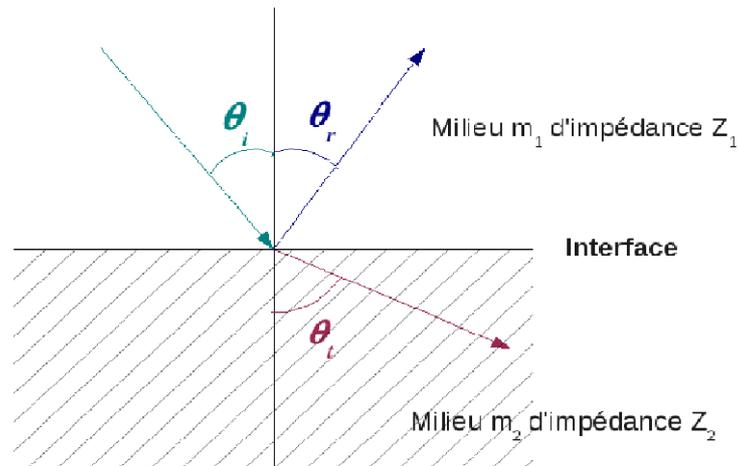


Figure IV. 3 : Phénomène de réflexion-réfraction (incidence oblique)

En échographie, l'interaction du faisceau ultrasonore avec une surface oblique lisse entraîne une disparition du signal, car aucun son ne revient directement sur la sonde après la réflexion oblique et le faisceau change de direction après la réfraction.

IV.4. 3. Diffusion :

La diffusion se produit à l'inverse lorsque le faisceau d'ultrasons rencontre une interface dont les dimensions sont très petites par rapport à la longueur d'onde du faisceau (sphère élastique). La sphère se comporte comme une source secondaire et une fraction minimale de l'énergie est réémise dans toutes les directions (à la même fréquence que l'onde incidente). Il s'agit de l'interaction principale avec les éléments figurés du sang (dont hématies). Le principe de la diffusion permettait de mesurer la vélocimétrie sanguine (Doppler).

La diffusion est à l'origine de l'image échographique des parenchymes. L'intensité diffusée (dépendant de la fréquence de l'onde ultrasonore) est en général plus faible que l'intensité réfléchie, et l'intensité non diffusée, c'est à dire transmise, permet de faire l'image des tissus situés plus en profondeur.

IV.5. Génération des ultrasons : effet piézoélectrique

L'effet piézo-électrique est la transformation d'une déformation mécanique en signal électrique et inversement. Cet effet a été découvert en 1880 par Pierre et Jacques Curie. Son principe est que certains matériaux, comme les cristaux de quartz (SiO_2), ont la propriété de se charger lorsqu'ils sont comprimés et, inversement, de se déformer (comprimer) lorsqu'ils sont chargés.

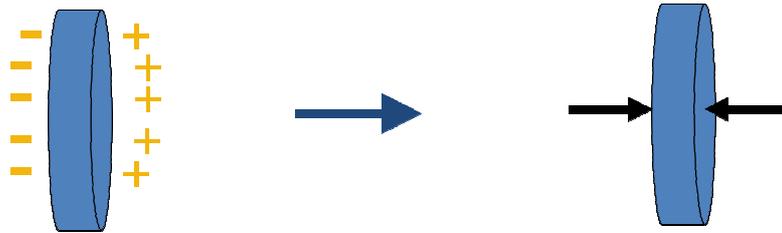


Figure IV. 4 : Cristal piézoélectrique

En appliquant un courant alternatif sur un cristal piézoélectrique, le cristal se comprime et se décomprime alternativement et émet un son dont la fréquence dépend des caractéristiques du cristal. Dans une sonde d'échographie, l'excitation du cristal piézoélectrique est réalisée par une impulsion électrique pendant une fraction de seconde, à la manière d'une cloche que l'on frappe. Le même élément est utilisé pour transformer en courant électrique les ultrasons qui reviennent vers la sonde après avoir été réfléchis. On mesure le temps (t_2 , voir figure IV.7) qui correspond à l'aller-retour de l'onde lorsqu'elle rencontre une interface (la profondeur des interfaces est ainsi calculée : $v.t_2 / 2$). Les transducteurs (élément qui transforme une forme d'énergie en une autre) contenus dans les sondes d'échographie sont généralement des céramiques de Plomb Zirconate de Titane (PZT).

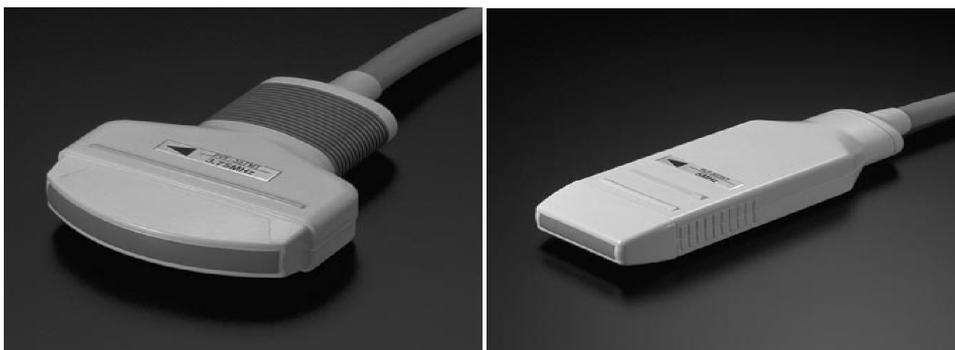


Figure IV. 6 : Sondes d'échographie

La sonde n'émet pas des ultrasons en continu, mais en salve. Pendant le reste de temps, la sonde est "à l'écoute" pour capter les ultrasons. La durée des salves est très courte, de l'ordre de quelques microsecondes, et correspond à l'émission de 3 cycles environ en moyenne.

La durée de la salve est un élément très important car elle détermine en grande partie la résolution de l'image échographique. Plus elle est courte, meilleure est l'image. La durée de la salve dépend de la fréquence des ultrasons. La durée de la période d'attente est plus longue, de l'ordre de la milliseconde. La fréquence de répétition du cycle est donc de l'ordre du kHz, ce qui donne l'impression d'une imagerie en temps réel.

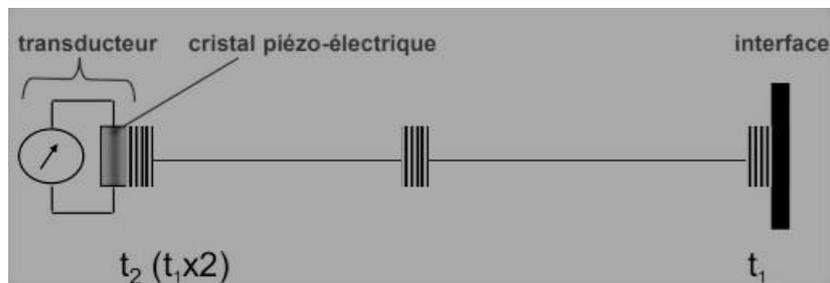


Figure IV. 7 : Principe de la sonde d'échographie

L'image ultrasonore est reconstituée à partir des informations recueillies par la sonde et transmises à l'appareil. Les informations sont traitées par un logiciel complexe qui permet de déterminer la position et l'intensité de l'écho et de représenter l'image (ou le signal) pour être interprétée par l'opérateur.

IV.6. Les différentes modalités de l'échographie :

Le signal recueilli est traité pour extraire les informations nécessaires à la création de l'image. Pour répondre aux besoins des différents domaines d'utilisation, il existe des variantes dans l'exploitation de ce signal.



Figure IV. 8 : Appareil d'échographie

■ Mode A (Temps – Amplitude) :

C'est le premier mode à avoir été utilisé. Il ne lui reste aujourd'hui que quelques indications en ophtalmologie. Il consiste à afficher l'amplitude du signal recueilli (intensité) par la sonde en fonction de la profondeur (distance). Un seul faisceau ultrasonore de direction

constante est utilisé. C'est un mode unidimensionnel, utilisé uniquement pour effectuer des mesures précises de distance.

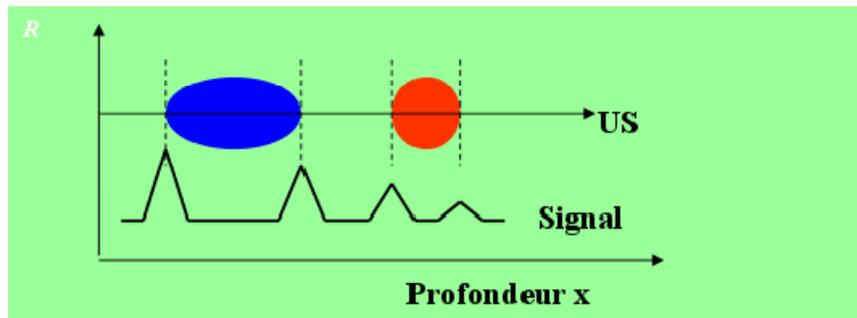


Figure IV. 9 : Mode A : Distance entre 2 pics = épaisseur d'une structure, et Absence d'échos entre 2 pics = présence de liquide

■ **Mode B (Brillance) :**

C'est un mode bidimensionnel, utilisé couramment, dérive du mode A. Il s'agit de représenter l'intensité du signal non plus par une courbe mais par la brillance d'un point sur l'écran. Plus le point est brillant, plus la réflexion des ultrasons a été importante et donc, plus l'écho est intense.

La sonde balaie un plan (plan de coupes échographiques). L'image est une juxtaposition de lignes correspondant aux différentes directions du faisceau. Pour obtenir une image proche de la forme anatomique examinée, il faut replacer chaque ligne d'acquisition suivant sa véritable position spatiale. La profondeur du tissu est représentée sur l'axe des ordonnées et la position le long du transducteur sur l'axe des abscisses. La résolution temporelle est limitée par le débit d'images (autour de 20-30/s). Ce mode est utilisé en obstétrique, échographie abdominale et rénale.



Figure IV. 10 : Echographie bidimensionnelle du cœur

On peut définir en échographie mode B 2 types de résolution : la résolution axiale et la résolution latérale. La résolution axiale de l'image bidimensionnelle dépend essentiellement de la fréquence des ultrasons. Plus la fréquence est élevée, plus la longueur d'onde est petite et plus la résolution axiale est bonne.

La résolution latérale de l'image bidimensionnelle dépend de la taille (épaisseur) du faisceau ultrasonore. Les ultrasons, à la sortie de la sonde, ont tendance à converger naturellement. Le faisceau ultrasonore a ensuite tendance à se disperser lorsqu'il s'éloigne de la sonde. Le faisceau ultrasonore n'a donc pas la même épaisseur tout le long de son trajet. La distance de focalisation est la distance entre la sonde et l'endroit le plus étroit du faisceau.

■ Mode TM (Temps Mouvement) :

C'est un mode obtenu en effectuant des tirs successifs de type mode A, et permet de suivre les mouvements physiologiques (cœur, vaisseaux, ...). L'intensité d'un écho n'est plus représentée par une amplitude mais par une intensité (brillance) dans une échelle de gris, en fonction du temps. Ce mode permet une analyse fine de la cinétique des structures mobiles avec une bonne résolution axiale.

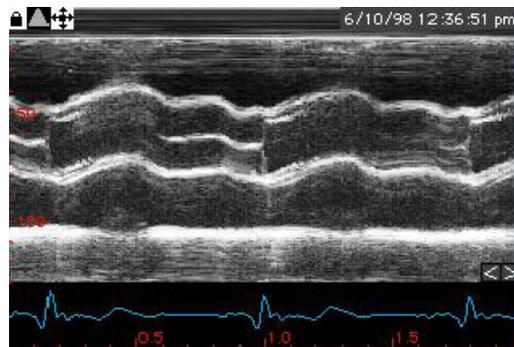


Figure IV. 11 : Visualisation du mouvement de la valve Aortique

■ Mode Doppler :

Ce mode fournit une information sur la vitesse et la direction du flux sanguin, utilisable en mode TM ou le Mode B. L'effet Doppler ou Doppler-Fizeau correspond au décalage de fréquence observée entre la mesure à l'émission et la mesure à la réception d'une onde acoustique (ou électromagnétique) dans le cas d'un émetteur ou d'un récepteur en mouvement.

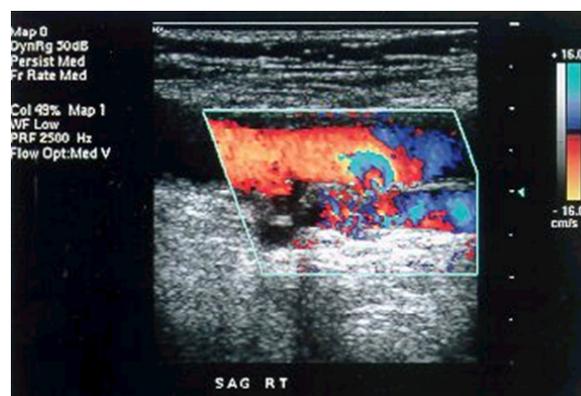


Figure IV. 12 : Image Doppler

■ Mode 3D/4D :

Ce mode permet d'obtenir une image en volume (3D) ou indexée sur le temps (4D). Il est notamment utilisé pour réaliser des échographies fœtales. L'image est rendue en volume après extraction de surfaces.

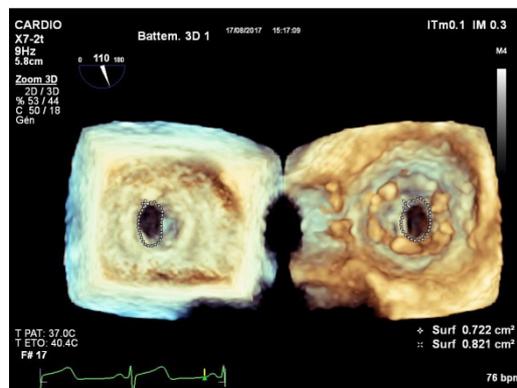


Figure IV. 13 : Image issue d'une échocardiographie transoesophagienne (4D)

IV.7. Conclusion :

Les examens ultrasonores représenteront à terme 60 à 80% de l'ensemble des examens tomographiques des organes mous. Les ultrasons sont applicables à presque tous les organes à l'exception du poumon (air). Cependant, les images échographiques sont difficiles à traiter à cause des artéfacts pouvant induire en erreur l'opérateur. Ces artéfacts en échographie peuvent être la conséquence des phénomènes physiques (une absorption différente ou une réflexion inadéquate des faisceaux d'ultrasons par les tissus), la technologie de l'échographe et des capteurs, un dysfonctionnement de l'appareil ou encore une altération de l'environnement de l'appareil.

Les examens ultrasonores sont sans danger et peu coûteux. Les avancées technologiques évoluent vers des appareils de plus en plus légers et rapides et vers l'imagerie 3D (sondes 3D).

Conclusion Générale

Nous avons présenté dans ce manuscrit les principales techniques d'imagerie médicale : l'imagerie par rayons X, l'imagerie nucléaire, l'imagerie par résonance magnétique nucléaire et l'imagerie par ultrasons. Ces techniques ne sont pas compétitives mais complémentaires. Les avancées technologiques dans ce domaine combinent les techniques pour une fusion d'information multimodale. Nous proposons de rappeler dans ce tableau les notions fondamentales liées aux techniques d'imagerie présentées dans ce manuscrit.

Modalité	Imagerie par RX	Imagerie Nucléaire	Imagerie par RMN	Imagerie par US
Principe physique	Absorption des rayons X par le noyau atomique (Z)	Émission γ ou β^+	Relaxation magnétique des noyaux	Réflexion des ondes ultrasonores
Type d'imagerie	Anatomique	Fonctionnelle (métabolique)	Anatomique et fonctionnelle	Anatomique et fonctionnelle
Résolution spatiale	~ 0.1 mm	~ 5 mm	~ 1 mm	~ 0.2 mm
Résolution temporelle	~ 1 min	~ 1 min à 1 heure	~ 5 à 10 min	~ 1 s
Durée d'un examen	5 à 15 min	Selon l'examen : un laps de temps entre l'administration du radio-traceur et l'acquisition des images	20 à 60 min	5 à 15 min
Sensibilité de détection	sensibilité pour les os	Ciblé et spécifique	Sensibilité aux tissus mous	Dépend de la profondeur
Risques	Exposition aux rayonnements ionisants	Exposition aux rayonnements ionisants	Echauffement des tissus Problème lié au port d'implants	Echauffement des tissus
Avantages	Précise Accessible Rapide Peu onéreuse Images en coupes	Sensibilité de détection Couplée à un scanner TDM ou IRM	Non irradiante Imagerie en coupe, 3D Meilleur contraste Multimodal anatomique, fonctionnelle, dynamique	Accessible Non irradiante Rapide Dynamique Résolution spatiale
Inconvénients	Irradiante Faible résolution en contraste (pour les tissus mous)	Irradiante Résolution spatiale Résolution temporelle Onéreuse Nécessite un cyclotron	Onéreuse Peu accessible Nécessite l'immobilité du patient Bruit de l'appareil Acquisition plus longue	Limitée en profondeur Résolution en contraste Zones inexplorables (thorax, os, crâne) Dépend de l'opérateur dépendant

Références

1. « Dictionnaire de l'imagerie médicale et des rayonnements », Guy Pallardy, éditions CILF juin 2001
2. « Encyclopaedia of Medical Physics » Slavik Tabkov, Franco Milano, Sven-Erik Strand, Cornelius Lewis, Perry Sprawls. CRC Press 2013
3. « Medical Imaging. Principles and Practices » Mostafa Analoui, Joseph D. Bronzine, Donald R. Peterson. CRC Press. 2012
4. « The essential physics of medical imaging ». Bushberg, Jerrold T., J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt Jr., John M. Boone. 2002. Lippincott William & Wilkins, Philadelphia, 933 p.
5. « L'imagerie médicale » Commissariat à l'énergie atomique et aux énergies alternatives, CEA 2017, <http://www.cea.fr/multimedia/Pages/editions/livrets-thematiques/imagerie-medicale.aspx>
6. « Interaction Rayonnement – Matière » Abdel-Hai Benali, Chapter· November 2016 <https://www.researchgate.net/publication/311309582>
7. « Reconstruction et analyses d'images médicales - Modalités d'imagerie médicale » <http://scil.dinf.usherbrooke.ca/static/website/courses/imn530/ModaliteImagerie.pdf>
8. « Rayons X » Olivier Caudrelier https://www.academia.edu/24261451/POLY_PREPAS_Centre_de_Pr%C3%A9paration_aux_Concours_Param%C3%A9dicaux_Sections_L1_Sant%C3%A9
9. « TDM : principe en imagerie médicale » Y.Boukha Hassane <http://univ.ency-education.com/uploads/1/3/1/0/13102001/bioph2an31-tdm.pdf>
10. « Bases physiques des rayons X » Solacroup, Boyer, Le Marec, Schouman Claeys, CERF 2001
11. « Médecine Nucléaire, manuel pratique » 1ère édition. M. Rubinstein, E. Laurent, M. Stegen. Editions De Boeck Université, Bruxelles (2000).
12. « Initiation à la dosimétrie » Kloug, www.rpcirkus.org/images/pdf/DOC-FO/DOC-FO-11_1_Initiation_a_la_dosimetrie.pdf
13. « Les effets du rayonnement sur le vivant » CEA (illustrations Guillaume Renon) <http://www.cea.fr/multimedia/Pages/animations/radioactivite/les-rayonnements.aspx>
14. « La RMN : Concepts et méthodes » Daniel Canet, Jean-Claude Boudel et Emmanuelle Canet Soulas. Dunod, Paris, 2002.
15. « The Basics of MRI » Joseph P. Hornak. <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>
16. « Imagerie ultrasonore » Sonia Dahdouh, Paris Telecom Cours septembre 2012 <http://www.sfrnet.org/cerf/enseignement/des/Modules%20nationaux/Ultrasons/article.php?id=rc%2Forg%2Fsfrnet%2Fhtm%2FArticle%2F2011%2F20110524-112842-171>