



I. Imagerie par résonance magnétique (IRM)

1. Introduction

La résonance magnétique nucléaire (RMN) est une méthode physique permettant d'exploiter les propriétés magnétiques des noyaux atomiques dotés d'un moment magnétique, tels que les protons d'hydrogène, pour générer des signaux mesurables. En imagerie par résonance magnétique (IRM), cette propriété est utilisée pour produire des images anatomiques détaillées grâce à l'interaction entre les protons des tissus biologiques et un champ magnétique externe puissant.

2. Le principe physique de la RMN : Les spins nucléaires

2.1 Propriétés des spins nucléaires

Les noyaux atomiques, comme celui de l'hydrogène (H), possèdent une propriété quantique appelée spin. Le spin est une forme de moment magnétique intrinsèque qui fait que les noyaux agissent comme de petits aimants.

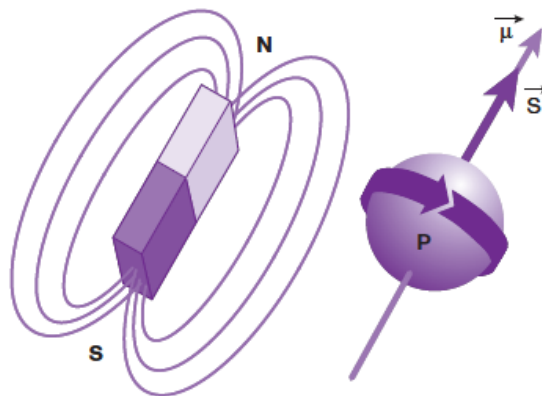


Figure 1 : Propriétés magnétiques des protons : spin et moment magnétique

Ces spins peuvent être orientés dans différentes directions, mais ils sont principalement influencés par un champ magnétique externe.

Lorsqu'un proton est soumis à un champ magnétique \mathbf{B}_0 , ses spins peuvent s'aligner de deux manières :

- **Alignement parallèle** (avec le champ, état de basse énergie)
- **Alignement antiparallèle** (contre le champ, état d'excitation)

Les spins des noyaux d'hydrogène dans les tissus du corps humain sont initialement aléatoires. Cependant, lorsque ces tissus sont placés dans un champ magnétique externe uniforme, ces spins s'alignent partiellement avec ou contre ce champ, suivant l'énergie de leur état.

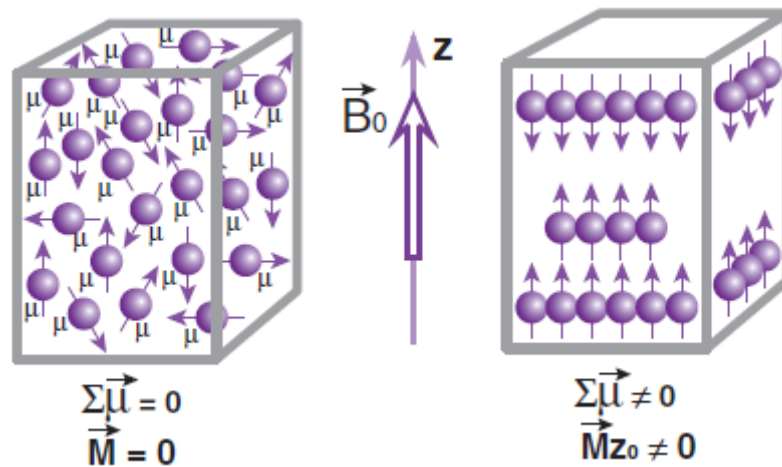


Figure 2 : En l'absence d'un champ magnétique externe, les protons sont orientés de manière aléatoire, entraînant une somme nulle des vecteurs d'aimantation. Lorsqu'un champ magnétique externe est appliqué, les protons s'orientent selon la direction du champ (Oz), créant un vecteur d'aimantation macroscopique.

2.1.1 En absence de champ magnétique externe :

- Les protons sont orientés de manière aléatoire.
- La somme des vecteurs d'aimantation élémentaire est nulle (pas de vecteur d'aimantation macroscopique).

2.1.2 En présence d'un champ magnétique externe (B_0) :

- Les protons s'alignent partiellement avec B_0 , créant un vecteur d'aimantation macroscopique (\vec{M}) selon Oz.
- Les protons ne s'alignent pas parfaitement mais tournent autour de B_0 avec un angle donné (précession).

2.1.3 Fréquence angulaire de Larmor (ω_0) :

- Dépend de B_0 et du rapport gyromagnétique ($\omega_0 = \gamma B_0$).
- Reliée à la fréquence propre par : $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$.
- Exemple : Pour $B_0 = 1.5 \text{ T}$ ω_0 correspond à une fréquence de Larmor d'environ 63.8 MHz pour les protons (hydrogène).

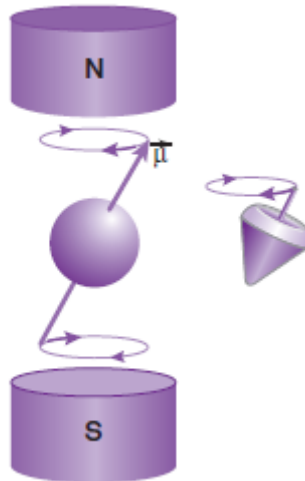


Figure 3 : Mouvement de précession des protons sous un champ magnétique externe : chaque proton décrit un cône autour du champ B_0 similaire à une toupie en rotation dans un champ de gravitation.

2.2 Mouvement de précession des protons

2.2.1 Population des états parallèles et antiparallèles

Lorsqu'un échantillon est soumis à un champ magnétique externe B_0 , les protons (noyaux d'hydrogène) adoptent un mouvement de précession autour de B_0 . Ce mouvement est comparable à celui d'une toupie influencée par la gravité. Les protons ne s'alignent pas parfaitement avec B_0 mais oscillent autour de cet axe, formant un cône de précession. Cette dynamique est au cœur du phénomène de résonance magnétique.

Sous B_0 , les protons se répartissent en deux populations distinctes :

- **États parallèles (+)** : les protons sont alignés avec B_0 et ont une énergie plus basse.
- **États antiparallèles (-)** : les protons sont orientés à l'opposé de B_0 et possèdent une énergie plus élevée.

Dans un échantillon typique, la majorité des protons s'annule entre les deux états énergétiques opposés. Cependant, un léger excès de protons reste dans l'état parallèle (par exemple, 4 protons sur 2 millions), ce qui génère un vecteur d'aimantation macroscopique net aligné avec B_0 .

2.2.2 Vecteur d'aimantation macroscopique (\vec{M})

Le surplus de protons alignés parallèlement à B_0 crée une aimantation macroscopique mesurable, notée \vec{M} . Cette aimantation est orientée le long de l'axe Oz , qui correspond à la direction du champ B_0 . En revanche, les mouvements individuels des protons restent désordonnés dans le plan perpendiculaire à B_0 , ce qui annule l'aimantation dans ce plan. Ainsi, seule une composante longitudinale subsiste.

L'aimantation macroscopique est influencée par des facteurs tels que la force du champ B_0 et la température de l'échantillon. Plus B_0 est intense, plus le surplus de protons dans l'état parallèle augmente, renforçant \vec{M} .

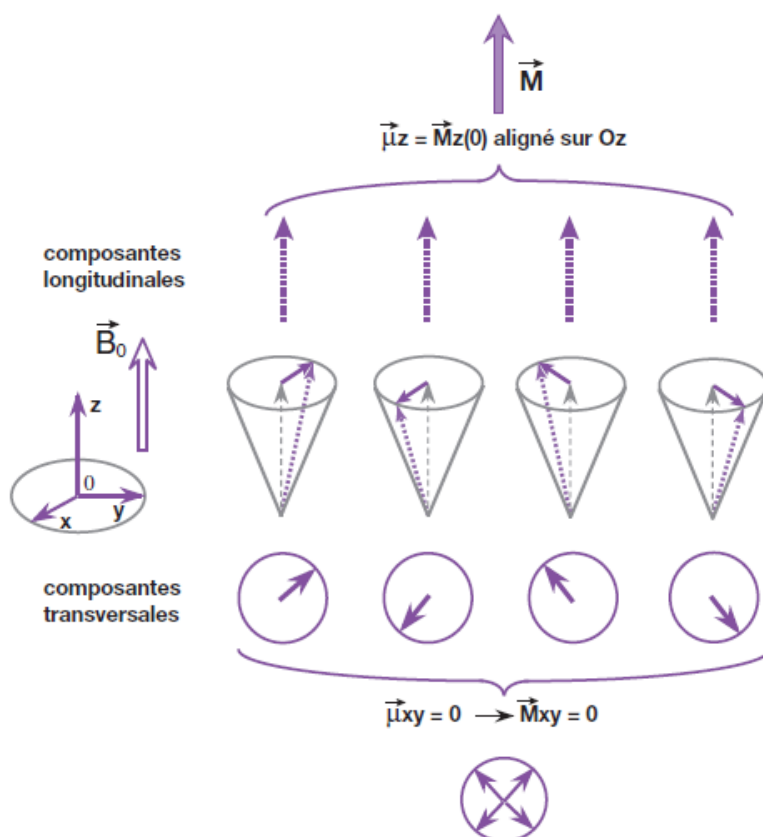


Figure 4 : Alignement des protons et aimantation longitudinale à l'équilibre

A l'équilibre, les protons s'alignent selon \vec{B}_0 précessant autour de \vec{B}_0 avec un angle donné : ce qui fait apparaître une composante longitudinale \vec{M}_z (aimantation longitudinale \vec{M}_{z0}). Mais il y a une dispersion des composantes transversales élémentaires (dans différentes directions = les protons sont déphasés) : il n'y a donc pas de composante transversale \vec{M}_{xy} résultante.

3. Perturbation de l'état d'équilibre : le champ B1

En présence d'un champ magnétique statique B_0 , les spins des protons s'orientent dans deux directions principales : parallèlement (état E1) ou antiparallèlement (état E2) au champ. Bien que les populations des deux états soient presque égales, un léger surnombre de protons dans l'état E1, correspondant à une énergie basse, génère une aimantation macroscopique \vec{M} , alignée avec B_0 . Cet équilibre est caractérisé par une composante longitudinale maximale (M_z) et l'absence de composantes transversales ($M_x=M_y=0$).

Lorsqu'un champ radiofréquence (RF) B_1 est appliqué perpendiculairement à B_0 à la fréquence de Larmor, une perturbation de cet état d'équilibre se produit. Ce champ B_1 transmet une quantité d'énergie équivalente à la différence énergétique entre E1 et E2, provoquant des transitions des spins de E1 vers E2. En conséquence, la composante longitudinale M_z diminue progressivement, tandis qu'une composante transversale M_{xy} apparaît. Cela correspond à une mise en phase des spins dans le plan transverse, qui étaient initialement désynchronisés.

Une impulsion RF de 90° transfère suffisamment d'énergie pour égaliser les populations entre E1 et E2. À ce moment, M_z devient nul, et M_{xy} atteint sa valeur maximale. Les spins, désormais en phase, produisent un signal détectable.

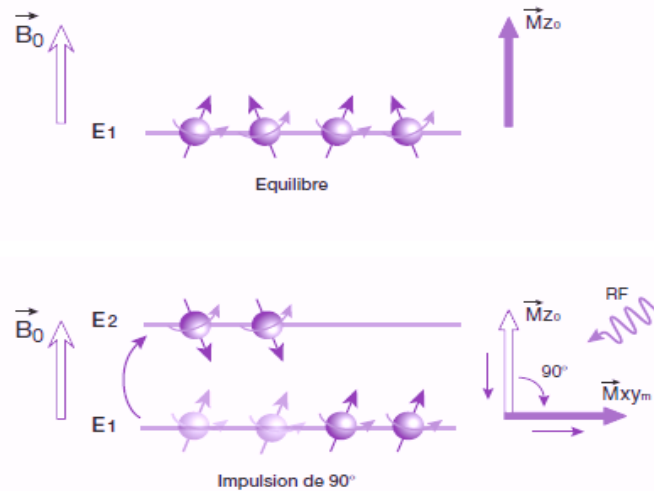


Figure 5 : Effet des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique M

4. Retour à l'équilibre : Relaxation des spins

Après l'application d'une impulsion de radiofréquence B_1B qui perturbe l'alignement des spins des protons dans le tissu, ces spins commencent un processus appelé relaxation, au cours duquel ils retournent progressivement à leur état d'équilibre initial sous l'influence du champ magnétique principal B_0 . Ce processus de relaxation est essentiel dans l'imagerie par résonance magnétique (IRM), car il détermine la vitesse à laquelle le signal diminue et influe directement sur le contraste des images obtenues.

Les phénomènes de relaxation en IRM sont principalement de deux types : la relaxation longitudinale (ou T_1) et la relaxation transversale (ou T_2), qui décrivent les processus distincts par lesquels les spins retournent à leur état d'équilibre après excitation.

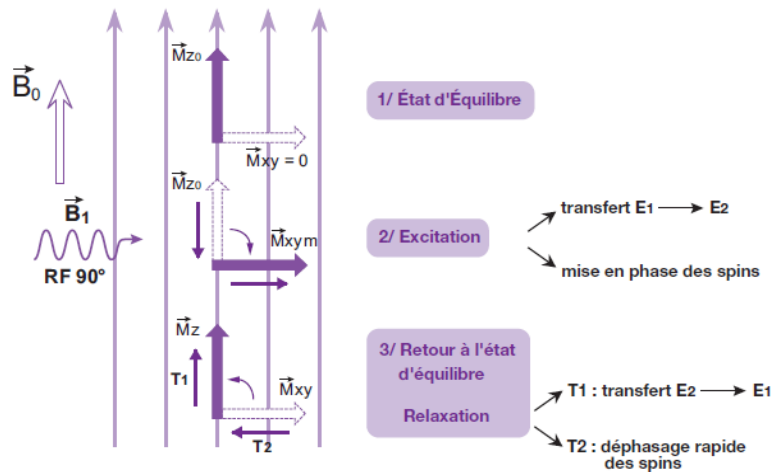


Figure 6 : Interactions entre l'onde de radiofréquence et les protons placés dans le champ B_0 .

4.1 Relaxation longitudinale (T_1)

La relaxation longitudinale (ou relaxation spin-réseau) décrit la manière dont les spins des protons récupèrent leur alignement avec le champ magnétique principal B_0 après avoir été déviés par l'impulsion de radiofréquence B_1 . Cette relaxation se produit sur une échelle de temps caractéristique notée T_1 , aussi appelé le temps de relaxation longitudinal.

- **Mécanisme de T1** : Après l'arrêt de l'impulsion RF, les spins des protons commencent à rétablir leur alignement avec B0. Cependant, ce retour à l'état d'équilibre ne se fait pas instantanément. Les spins échangent de l'énergie avec leur environnement local (les autres spins et les molécules du tissu), ce qui leur permet de récupérer leur orientation longitudinale. Plus le tissu est capable de transférer de l'énergie, plus la relaxation longitudinale est rapide.
- **Temps T1** : Le temps T1 est défini comme le temps qu'il faut pour que 63 % des spins atteignent leur état d'équilibre. La constante T1 varie en fonction des propriétés physiques et biologiques du tissu (par exemple, les tissus gras ont généralement un T1 plus court que les tissus aqueux).
- **Impact sur le contraste de l'image** : La relaxation longitudinale détermine le contraste entre les différents types de tissus dans une image IRM. Par exemple, les structures ayant un temps T1 court, comme la graisse, se rétablissent rapidement et apparaissent plus claires dans les images pondérées en T1, tandis que les tissus ayant un temps T1 long, comme l'eau dans les tissus cérébraux, se rétablissent plus lentement et apparaissent plus sombres.

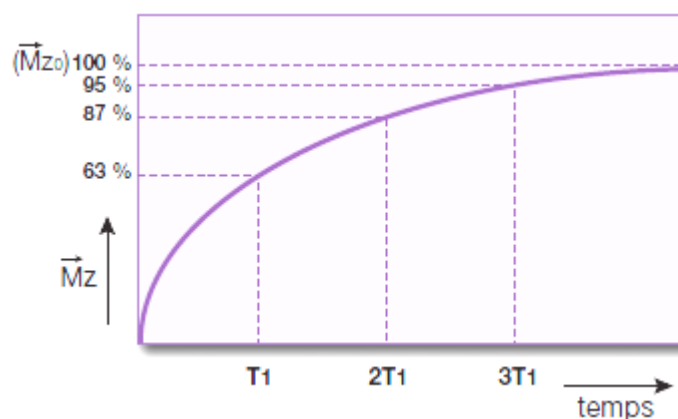


Figure 7 : Courbe exponentielle de repousse de l'aimantation longitudinale en fonction du T1.

4.2 Relaxation transversale (T2)

La relaxation transversale (ou relaxation spin-spin) fait référence au processus par lequel les spins des protons perdent leur cohérence de phase dans le plan transverse (perpendiculaire à B0). Une fois l'impulsion RF terminée, les spins continuent à précesser dans le plan transverse, mais à cause des différences locales de champ magnétique (due aux variations dans le tissu et les inhomogénéités du champ B0), les spins se déphasent peu à peu. Ce phénomène est appelé **déphasage**.

- **Mécanisme de T2** : Les spins des protons, en raison des interactions entre eux, commencent à perdre leur synchronisation et, par conséquent, leur cohérence de phase dans le plan transverse. Le signal émis par les spins, mesuré dans cette direction, diminue avec le temps. La vitesse à laquelle cette perte de cohérence se produit est caractérisée par le temps T2.
- **Temps T2** : Le temps T2 est le temps nécessaire pour que la cohérence de phase des spins soit réduite de 63 %. Ce processus est généralement plus rapide que la relaxation

longitudinale. Le temps T2 est influencé par la viscosité et la densité des molécules d'eau dans le tissu, ainsi que par la température et les propriétés magnétiques locales.

- **Impact sur le contraste de l'image** : Les tissus ayant un temps T2 court, comme les muscles, se déphasent plus rapidement, ce qui entraîne une diminution plus rapide du signal et des images plus sombres dans les séquences pondérées en T2. En revanche, les tissus avec un temps T2 long, comme le liquide céphalo-rachidien ou les tissus cérébraux, restent cohérents plus longtemps, produisant un signal plus fort et apparaissant plus clairs dans les images pondérées en T2.

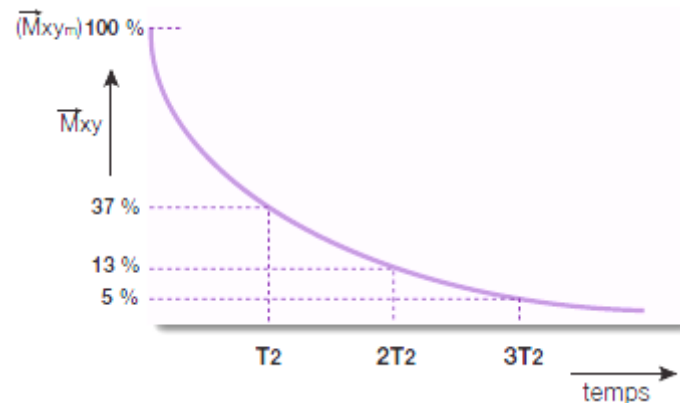


Figure 8 : Courbe exponentielle de disparition de l'aimantation transversale en fonction du T2.

4.3 Relations entre T1 et T2

Les phénomènes de relaxation longitudinale (T1) et transversale (T2) sont interconnectés mais indépendants. Tandis que T1 décrit le temps qu'il faut pour que les spins se réalignent avec le champ magnétique principal, T2 mesure la perte de cohérence de phase dans le plan transverse. Dans certains tissus, T1 et T2 peuvent être très différents, ce qui affecte la façon dont ces tissus apparaissent sur les images en fonction de la séquence d'acquisition utilisée.

- **Impact sur le contraste** : En fonction des paramètres d'acquisition, l'IRM peut être ajustée pour privilégier l'un ou l'autre de ces phénomènes de relaxation :
 - **Séquences pondérées en T1** : Ces séquences mettent en évidence les différences de relaxation longitudinale entre les tissus, avec des images plus contrastées pour les tissus ayant des T1 plus courts.
 - **Séquences pondérées en T2** : Ces séquences privilégient les différences de relaxation transversale, mettant en évidence les tissus ayant des T2 plus longs.

5. Formation de l'image : La transformation de Fourier

Les signaux de radiofréquence (RF) émis par les protons au cours de leur relaxation, après excitation, sont détectés par des bobines de réception dans l'appareil IRM. Cependant, ces signaux bruts ne fournissent pas directement d'informations sur la position spatiale des protons dans le corps. Pour transformer ces signaux en images interprétables, la transformation de Fourier joue un rôle fondamental.

5.1. Transformation de Fourier

La transformation de Fourier est un processus mathématique essentiel en IRM. Elle convertit les données de fréquence recueillies par l'appareil en informations spatiales, permettant ainsi de reconstruire une image en deux ou trois dimensions. Cette image représente la distribution des protons dans les différents tissus, en fonction de leur densité et de leurs propriétés de relaxation (T1 et T2).

En pratique, l'IRM exploite également les variations spatiales du champ magnétique générées par les gradients pour localiser les signaux provenant de différentes régions du corps. Ces gradients permettent de cartographier les signaux en fonction de leur position, offrant ainsi des images précises et détaillées.

5.2. Résolution spatiale et temporelle

La qualité des images IRM dépend fortement des résolutions spatiale et temporelle :

- **Résolution spatiale :** Elle correspond à la capacité de l'appareil à discriminer les positions des protons dans l'espace. Une résolution spatiale élevée permet de différencier avec précision les structures anatomiques voisines.
- **Résolution temporelle :** Elle reflète la capacité de l'appareil à détecter des changements rapides dans les signaux. Une bonne résolution temporelle est essentielle pour capturer des processus dynamiques, comme les mouvements cardiaques ou les flux sanguins.

5.3. Rôle des gradients

Les gradients de champ magnétique jouent un rôle clé dans la résolution spatiale. Ces gradients, appliqués selon les axes x, y, et z, modifient localement l'intensité du champ magnétique. Cela entraîne des variations de la fréquence de Larmor en fonction de la position, permettant de distinguer les signaux provenant de différentes zones. Cette méthode garantit une localisation précise et la reconstruction d'images détaillées en coupe transversale.

6. Applications cliniques de l'IRM

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) joue un rôle crucial dans de nombreux domaines de la médecine, permettant de diagnostiquer, de suivre l'évolution des maladies et de guider les traitements. Grâce à sa capacité à produire des images de haute qualité, l'IRM est particulièrement utile pour l'exploration de différentes pathologies dans plusieurs spécialités cliniques. Nous allons détailler ses principales applications en neurologie (علم الأعصاب), oncologie (الأورام), et imagerie musculosquelettique (التصوير العضلي الهيكلي).

1. Applications en Neurologie (علم الأعصاب)

L'IRM est un outil fondamental en neurologie pour l'exploration des pathologies du système nerveux central (الجهاز العصبي المركزي), en particulier celles du cerveau (الدماغ) et de la moelle épinière (النخاع الشوكي). Grâce à sa capacité à produire des images détaillées, l'IRM permet de diagnostiquer précocement des affections qui peuvent ne pas être visibles par d'autres techniques d'imagerie.

6.1.1 Pathologies cérébrales (الأمراض الدماغية)

- **Accidents vasculaires cérébraux (AVC) (السكتة الدماغية) :** L'IRM est particulièrement efficace pour diagnostiquer les AVC, notamment dans la détection des AVC ischémiques

(السكتة الدماغية الإقفارية) précoces, où les lésions sont encore invisibles sur d'autres modalités d'imagerie. Les séquences pondérées en diffusion (DWI) (التصوير الموزون) permettent de repérer rapidement les zones d'ischémie cérébrale.

- **Tumeurs cérébrales** (الأورام الدماغية) : L'IRM est la méthode privilégiée pour évaluer les tumeurs cérébrales. Elle permet de caractériser leur taille, leur localisation et leur étendue, notamment grâce à des séquences pondérées en T1 (الوزن T1) et T2 (الوزن T2). L'utilisation du gadolinium (الجادولينيوم) comme produit de contraste paramagnétique est particulièrement utile pour visualiser les lésions tumorales et leur vascularisation.
- **Maladies neurodégénératives** (الأمراض التنكسية العصبية) : L'IRM permet de suivre des maladies telles que la maladie d'Alzheimer (مرض الزهايمر), la sclérose en plaques (التصلب), et la maladie de Parkinson (مرض باركنسون). En particulier, dans la sclérose en plaques, l'IRM aide à détecter les plaques démyélinisantes (البقع المييلينية) dans le cerveau et la moelle épinière.

6.1.2 Pathologies de la moelle épinière (أمراض النخاع الشوكي)

- **Hernies discales** (الفتق القرصي) et **pathologies dégénératives** (الأمراض التنكسية) : L'IRM est essentielle pour visualiser les hernies discales et d'autres anomalies de la colonne vertébrale (العمود الفقري), particulièrement dans les régions cervicale (الرقبة) et lombaire (المنطقة القطنية). Elle permet aussi d'évaluer les lésions des disques intervertébraux (الإصابات في الأقراص بين الفقرات) et les compressions nerveuses (الضغط العصبي) pouvant être responsables de douleurs dorsales ou de symptômes neurologiques.
- **Syndrome de la queue de cheval** (متلازمة ذيل الفرس) : Ce syndrome, souvent causé par une compression des racines nerveuses (الجذور العصبية) au bas de la moelle épinière (النخاع), peut être diagnostiqué à l'aide de l'IRM, qui permet de détecter des anomalies telles que des tumeurs (الأورام) ou des hernies discales (الفتق القرصي) dans la région lombo-sacrée (المنطقة القطنية العجزية).

6.2 Applications en Cancérologie (الأورام)

L'IRM est un outil indispensable en oncologie pour la détection, le diagnostic, et le suivi des cancers (السرطان). Elle permet de détecter les lésions tumorales (التورمات) et d'évaluer leur extension, en fournissant des images précises des tissus mous (الأنسجة الرخوة). Elle est aussi utilisée pour guider certaines procédures thérapeutiques telles que les biopsies (الخزعات) ou les traitements de radiothérapie (العلاج الإشعاعي).

6.2.1 Cancer du sein (سرطان الثدي)

L'IRM mammaire est utilisée pour détecter le cancer du sein (سرطان الثدي), notamment chez les femmes à haut risque, comme celles ayant des antécédents familiaux ou des mutations génétiques (الطفرة الجينية) telles que les mutations BRCA1 et BRCA2. Elle est particulièrement utile pour observer des masses tumorales (الكتل السرطانية) non visibles à la mammographie et pour évaluer l'étendue du cancer.

6.2.2 Cancer du foie (سرطان الكبد)

L'IRM est un outil essentiel dans l'évaluation des tumeurs hépatiques (الأورام الكبدية), en particulier dans les suivis de patients (متابعة المرضى) atteints de cirrhose (التليف الكبدي) ou d'hépatite chronique (التهاب الكبد المزمن). L'IRM avec produit de contraste (مادة التباين) permet de différencier les types de tumeurs bénignes et malignes.

6.2.3 Cancer de la prostate (سرطان البروستاتا)

L'IRM de la prostate (البروستاتا) est utilisée pour évaluer l'extension locale du cancer prostatique (سرطان البروستاتا). Elle est particulièrement utile lorsque la biopsie (الخزعة) est difficile ou que les résultats échographiques sont incertains. L'IRM multiparamétrique (التصوير بالرنين المغناطيسي), qui combine des images de type T2, DWI (diffusion), et de perfusion (التصوير), est devenue la norme pour le diagnostic du cancer de la prostate.

6.2.4 Cancers gynécologiques

L'IRM est également utilisée pour évaluer l'extension des cancers gynécologiques (سرطانات), comme le cancer du col de l'utérus (سرطان عنق الرحم) et le cancer de l'endomètre (سرطان الرحم). Elle permet de visualiser l'infiltration des tissus voisins, comme le rectum (المستقيم), la vessie (المثانة), et les ganglions lymphatiques (الغدد اللمفاوية), et est utile pour déterminer le stade du cancer (مرحلة السرطان).

6.3 Applications en Imagerie Musculosquelettique (التصوير العضلي الهيكلي)

L'IRM est une technique fondamentale pour l'évaluation des pathologies musculosquelettiques (العضلية الهيكلية), car elle permet de visualiser clairement les tissus mous tels que les muscles (العضلات), les ligaments (الأربطة), les tendons (الأوتار), les cartilages (الغضاريف) et les ménisques (الغضاريف الهلالية). Elle est non invasive et particulièrement utile pour diagnostiquer des lésions traumatiques (الإصابات الرضحية), dégénératives (التنكسية) ou inflammatoires (الالتهابية).

6.3.1 Pathologies articulaires (أمراض المفاصل)

- **Lésions du cartilage** (إصابات الغضاريف) et des **ménisques** (إصابات الغضاريف الهلالية) : L'IRM permet d'évaluer les lésions du cartilage et des ménisques dans des articulations comme le genou (الركبة), la hanche (الورك) et l'épaule (الكتف).
- **Arthrose** (التهاب المفاصل) : L'IRM permet de suivre l'évolution de l'arthrose en montrant les changements dans les tissus articulaires (الأنسجة المفصالية), comme l'amaigrissement du cartilage, l'hypertrophie de la synoviale (التضخم الغشائي المفصلي) et la présence de kystes sous-chondraux (الأكياس تحت الغضروفية).

6.3.2 Lésions des ligaments et tendons (إصابات الأربطة والأوتار)

- **Entorses** (التمزقات) et **ruptures ligamentaires** (تمزق الأربطة) : L'IRM est cruciale pour visualiser les lésions des ligaments, comme celles du ligament croisé antérieur (الرباط الصليبي الأمامي) dans le genou.
- **Tendinites** (التهاب الأوتار) et **ruptures tendineuses** (تمزق الأوتار) : Elle est également utilisée pour diagnostiquer des pathologies tendineuses, comme les tendinites dans les épaules (الكتفين) ou les tendons d'Achille (أوتار أخيل).