

L'Imagerie médicale à Montpellier : passé, présent, futur

Pr. Jean Paul SENAC, Dr. Elysé LOPEZ
Académie des Sciences et Lettres de Montpellier

MOTS-CLÉS

Radiologie, Paul Lamarque, Pierre Bétoulières, Jean-Louis Lamarque, évolution clinique de la radiologie, nouvelles technologies, imagerie médicale, radiologie interventionnelle, Tomodensitométrie (TDM), Imagerie par résonance magnétique (IRM), Pet scan, multimodalités.

RÉSUMÉ

Depuis qu'A. Imbert y eut réalisé une radiographie trois mois seulement après la découverte des rayons X par Roentgen, Montpellier est resté à la pointe de cette nouvelle spécialité grâce aux responsables successifs de la discipline : Paul Lamarque, fondateur du premier Centre Anti-Cancéreux, Pierre Bétoulières et Jean-Louis Lamarque qui donna à la radiologie devenue « imagerie médicale » une orientation résolument clinique. Jean-Louis Lamarque sut doter Montpellier des derniers équipements en particulier Scanner X et Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). De son côté la médecine nucléaire dispose aujourd'hui du Pet Scan (tomographie par émission de positons) essentiel en oncologie. L'association Scanner X - PET scan (imagerie multimodale) renforce la valeur des deux méthodes. La radiologie interventionnelle est particulièrement développée et représente une alternative diagnostique et thérapeutique dans de nombreux domaines. Les progrès du numérique ont transformé l'exercice de l'imagerie, désormais concentrée sur des plateaux techniques performants et dotés de PACS (Picture Archiving and Communication Systems) autorisant l'interopérabilité des systèmes. Si Montpellier est bien doté en matériels d'imagerie dans le secteur public comme dans le secteur libéral, il pâtit comme toute la France des indices drastiques des autorisations administratives d'équipement.

Le lecteur peut visionner l'enregistrement vidéo de cette conférence

La radiologie occupe depuis le début du XX^e siècle une place essentielle dans l'exercice de la médecine. Si tout avait commencé avec la découverte des Rayons X par Wilhelm Roentgen en 1895 et sa radiographie de la main de son épouse, les avancées technologiques n'allaient pas cesser et les progrès devaient continuer et même s'accélérer.

1. Le temps des pionniers (1900-1939)

Une plaque apposée dans le service de radiologie de l'Hôpital Saint-Eloi atteste de ce que le Professeur Armand Imbert (1868-1922), titulaire de la chaire de Physique médicale à la Faculté de Médecine de Montpellier, réalisa la première

radiographie montpelliéraine trois mois seulement après la découverte de Roentgen. Montpellier n'a donc pas été en retard en matière de radiologie.

Ce furent des physiciens non médecins qui pratiquèrent les premières radiographies, parfois au lit du malade. Au début du XX^e siècle, la chaire de Physique médicale avait en charge les applications de l'électricité à la médecine (électrocardiographie, électroencéphalographie, électrothérapie, etc...) de même que celles des rayons (rayons X et radioactivité). Parmi ces physiciens radiologues, on comptait le Professeur H. Bertin-Sans (1862- 1952), élève et assistant du Professeur A. Imbert.

Après la période des premiers appareillages tant radioscopiques que radiographiques, encore rudimentaires, l'amélioration des techniques sera rapide, accélérée par l'expérience des premières unités radiologiques mobiles de la guerre de 14-18 mises sur pied par Marie Curie.

A cette époque d'endémie tuberculeuse, l'apparition de la tomographie vint compléter radioscopie et radiographie pour permettre, entre autres possibilités, une analyse plus fine des lésions thoraciques (pleurésies, nodules, cavernes, etc...)

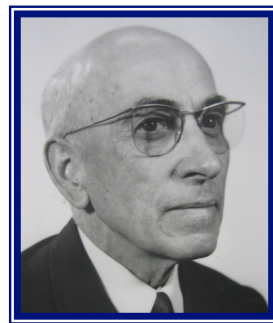
2. Le développement d'une nouvelle discipline (1939-1965)

Les appareillages radiographiques continuent de se perfectionner et l'utilisation des produits de contraste va permettre de visualiser les structures viscérales ne disposant pas de contraste spontané suffisant : transits digestifs barytés, bronchographies, myélographies au lipiodol, encéphalographies gazeuses, pneumo et retro-pneumopéritoinies, etc... L'angiographie (opacification des vaisseaux) sera possible plus tard.

La figure montpelliéraine qui incarne alors la discipline est le **Professeur Paul Lamarque** : ce médecin possède une solide formation de physicien qui lui permet d'utiliser à bon escient les rayons X et les radio-isotopes à des fins diagnostiques et thérapeutiques. Des années 30 aux années 60 il dirigera la toute nouvelle spécialité de radiologie, formant de nombreux élèves qui s'installeront à Montpellier et dans les villes de la région.



Professeur Paul Lamarque



Professeur Pierre Beétoulières

La discipline de radiologie embrasse alors trop de domaines, trop de sous-spécialités pour perdurer en l'état. L'utilisation de l'électricité à des fins diagnostiques (électrocardiogramme, etc...) fut le premier pan d'activité qui migra vers les spécialités médicales. Survint ensuite la nécessité de séparer diagnostic et thérapeutique, ce qui ne s'accomplit pas sans résistances, en particulier pour des motifs financiers. La scission

salutaire de la radiologie en deux branches (diagnostic et thérapeutique) fut définitive au milieu des années 60 grâce à l'action de la nouvelle génération des agrégés en électro-diagnostic et de leur organe consultatif, le CERF (Conseil des Enseignants de Radiologie de France) dont un des fondateurs fut Jean-Louis Lamarque, fils de Paul Lamarque.

A Montpellier le Professeur Pierre Bétoulières, élève et associé du Professeur Paul Lamarque prend en charge le **radio-diagnostic** tandis que Paul Lamarque s'occupe de la **thérapeutique** et dirige un des premiers **Centre Anti Cancéreux** français à l'Hôpital Saint-Eloi de Montpellier (Pavillon Curie). Ces centres ont pour mission la prévention, le dépistage et le traitement du cancer. Les premiers traitements feront appel à la radiothérapie, aux radio-isotopes et à la chirurgie puis, parallèlement aux perfectionnements de ces techniques, apparaîtront les traitements médicaux (la chimiothérapie) qui donnent naissance à une nouvelle spécialité, **l'oncologie médicale**.

Une autre spécialité va s'autonomiser, la **Médecine Nucléaire**, basée sur l'utilisation des radio-isotopes à des fins diagnostiques. Localisée dans un premier temps au Centre Anti-Cancéreux elle est d'abord confiée à un pharmacien (le Dr. Thibault) puis elle va se développer et sera dirigée par des médecins placés sous la direction d'un Professeur de Faculté dont le premier sera le Professeur Pierre Suquet.

3. L'évolution clinique d'une spécialité technique

A partir du milieu des années 60, la branche diagnostique va connaître des progrès technologiques foudroyants. La discipline vit à Montpellier un véritable essor grâce au **Professeur Jean-Louis Lamarque**, fils de Paul Lamarque et élève de Pierre Bétoulières, qui s'était consacré au radiodiagnostic dès son internat. Nommé un des plus jeunes agrégés de radiologie en France, il fait partie d'une nouvelle génération de « radiologues cliniciens ». D'abord agrégé de Pierre Bétoulières puis Chef de service à l'hôpital Saint-Eloi, il débute sa carrière en développant l'angiographie, c'est-à-dire l'opacification des vaisseaux par des produits de contraste iodés, permettant d'importantes avancées diagnostiques (opacification des artères : artériographie - veines : phlébographie - lymphatiques : lymphographie). Le mérite de J.L. Lamarque est d'avoir compris très tôt l'intérêt de nouvelles techniques comme le **scanner à rayons X** et d'autres techniques n'utilisant pas les rayons X comme l'**échographie** (ultra-sons) et la **résonance magnétique** (I.R.M, utilisant le magnétisme).

Ces avancées rapides vont justifier la transformation du nom de la discipline qui de « **radiologie** », devient « **imagerie médicale** » et c'est grâce au visionnaire J.L. Lamarque que Montpellier s'équiperait de toutes ces nouvelles technologies, souvent en avance sur les autres villes universitaires (par exemple Montpellier se dote, dès 1975, du premier scanner X corps entier en France).

J.L. Lamarque a donné aussi à la discipline d'imagerie une orientation clinique en créant des sous-spécialités dirigées par des **radiologues-cliniciens** presque tous anciens internes, pouvant discuter de plain-pied avec leurs correspondants cliniciens. En effet, les premiers radiologues étaient des physiciens souvent considérés par les autres médecins comme de simples techniciens, voire des « photographes ». De ce fait beaucoup de cliniciens réalisaient eux-mêmes leurs examens radiographiques (bien souvent au mépris des règles de radioprotection et de qualité des examens), attitude qui ne se modifiera qu'avec l'orientation clinique de la discipline et l'apparition des nouvelles technologies, sans disparaître encore complètement.

La radiologie dite « conventionnelle » s'améliorait en s'ouvrant au numérique, et permettait l'essor de la **sénologie-mammographie** (dont J.L. Lamarque fut un des grands pionniers français) mais c'est l'apparition des **nouvelles technologies** qui sera pour beaucoup dans le changement d'attitude des cliniciens. J.L. Lamarque recruta des **radiologues-cliniciens** pour la plupart issus de l'internat et furent ainsi créées des **sous spécialités** au sein de la discipline d'imagerie médicale : la neuroradiologie avec le Pr. Ph. Castan, la radiopédiatrie avec les Drs Ferran et Couture, la radiologie cardiovasculaire et pneumologique avec le Pr. J.P. Sénac, la radiologie digestive avec le Pr. J.M. Bruel, etc...



Pierre Bétoulières et Jean-Louis Lamarque

4. La révolution technologique de l'imagerie médicale

Au cours de ces dernières décennies, des avancées technologiques majeures, dont les progrès n'ont pas cessé depuis lors, sont venues révolutionner la pratique diagnostique courante ainsi que certains de ses corollaires thérapeutiques.

4.1. La radiographie conventionnelle (rayons X)

Elle se libère d'abord de l'archaïque radioscopie avec la généralisation de la scopie télévisée et des amplificateurs de brillance. Elle s'affranchit ensuite des procédés fastidieux de développement en laboratoire grâce aux systèmes de développement automatique « en plein jour ». Puis apparaît la **numérisation de l'image**, dont la grande souplesse d'utilisation qu'elle procure permet à la radiologie conventionnelle d'être encore largement utilisée aujourd'hui en première intention. Parmi les innovations, le **système E.O.S.** (Electro-Optical-System) permet d'obtenir des bilans tridimensionnels au prix d'une très faible irradiation (convenant en particulier à l'analyse des scolioses chez l'enfant).

4.2. L'échographie et son corollaire le doppler

Ces techniques constituent des avancées exceptionnelles en raison de leur innocuité et des améliorations technologiques apportées ces dernières années (comme la 2D puis la 3D.) Ils constituent un mode diagnostique performant, non irradiant, très

accessible et à moindre coût, qui a bouleversé au quotidien les pratiques gynéco-obstétricale, cardio-angiologique, pédiatrique et gastro-entérologique.

4.3. L'Imagerie interventionnelle

Elle occupe aujourd'hui une place très importante dans de nombreuses pathologies en contribuant au diagnostic (ponctions biopsiques sous scanners et sous échographie) et au traitement de certaines pathologies (infiltrations médicamenteuses dirigées, drainage d'abcès,...) Une de ses applications les plus courantes est la dilatation endo-vasculaire des rétrécissements artériels athéromateux, permettant le traitement préférentiel des sténoses coronariennes (dilatation et pose d'endoprothèses ou stents, pour éviter les resténoses) mais aussi d'autres artères que les coronaires (artères des membres, artères rénales,...) qui bénéficient de ce type de traitement réalisé en hospitalisation de jour.

Cette modalité thérapeutique aujourd'hui largement pratiquée se heurta au début à l'hostilité des chirurgiens vasculaires qui y voyaient une concurrence dangereuse mais qui, constatant ensuite son efficacité et son innocuité, en vinrent à la pratiquer eux-mêmes. Parmi les radiologues interventionnels formés à Montpellier le Professeur Robert Dondelinger a connu une carrière internationale.

Un autre pan d'activité de la radiologie interventionnelle est l'embolisation artérielle par voie endovasculaire (montée de sondes par voie artérielle et cathétérisme). Ce procédé est très efficace pour arrêter certaines hémorragies, comme les hémoptysies graves (saignement d'origine broncho-pulmonaire extériorisé par la bouche) qui sont traitées par embolisation des artères bronchiques. D'autres pathologies peuvent être traitées par la technique d'embolisation (les fibromes utérins par exemple).

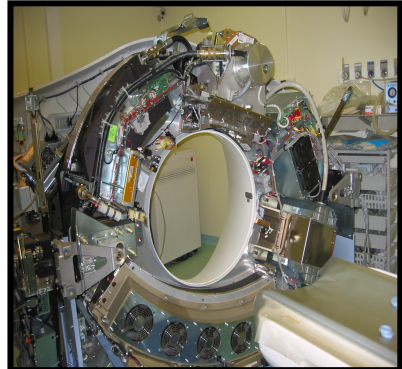
4.4. Le Scanner X

Appelé Computer Tomography (CT) des anglo-saxons et Tomodensitométrie (TDM) des français, le scanner X est une imagerie en coupes traduisant l'absorption tissulaire d'un faisceau de rayons X par une coupe choisie du corps humain. Cette coupe est obtenue par la rotation d'un couple émetteur-détecteur contenu dans un anneau et effectuant une rotation autour du patient. Ses inventeurs en sont Godfrey Newbold Hounsfield et Allan MacLeod Cormack, récompensés par un prix Nobel en 1979.

En pratique le sujet à examiner est allongé sur une table introduite dans un anneau où tournent en même temps l'émetteur (tube à rayons X) et le ou les détecteurs qui se font face. Les données recueillies sont traitées par ordinateur et traduites en images. Pour l'interprétation il est nécessaire d'établir une largeur de fenêtre et une hauteur de l'image obtenue, deux paramètres spécifiques à chaque organe. L'unité de densité est l'unité Hounsfield (par référence à l'un de ses inventeurs) et chacun des tissus ou des liquides biologiques a sa propre densité : ainsi la graisse a une valeur négative, l'eau une valeur proche du zéro et au contraire l'os a une valeur très élevée. Il est souvent utile d'injecter un produit de contraste iodé pour observer les vaisseaux (artères pulmonaires, aorte, etc ...) ou pour étudier le comportement de certaines lésions à l'arrivée du produit de contraste (études au temps précoce et au temps tardif).

A l'origine, la réalisation d'une coupe et la reconstruction des images nécessitaient plusieurs secondes, alors que le diamètre de l'anneau (gantry) était encore faible. Cela ne pouvait convenir qu'à l'exploration du cerveau, organe immobile, et les premières applications de la TDM concernèrent donc la neuro-radiologie. La TDM a

permis ainsi de supprimer la douloureuse encéphalographie gazeuse et la cruelle artériographie carotidienne par ponction directe des carotides au niveau du cou. Seule sera encore longtemps pratiquée pour détecter des lésions athéromateuses (sténoses, occlusions) l'artériographie non plus par ponction directe des carotides mais par une méthode moins agressive où la sonde est introduite dans l'artère fémorale (cathétérisme selon la méthode de Seldinger). L'artériographie carotidienne sera ensuite remplacée par des explorations non invasives comme échographie-Doppler, Scanner X ou IRM.



Scanner X, capot enlevé on peut observer dans l'anneau l'émetteur de RX face au détecteur

Vers 1975 apparaissent les premiers scanners capables d'explorer l'ensemble du corps (**scanners « corps entier »**). En effet les composants de l'acquisition (tube émetteur, détecteurs, mais aussi vitesse de rotation) s'étaient améliorés, les progrès de l'informatique avaient raccourci le temps de reconstruction et le calibre de l'anneau était devenu tel qu'il permettait l'étude de la totalité du corps, même chez un patient obèse.

Le système « coupe par coupe » requérait encore entre chaque coupe un déplacement du lit sur lequel est allongé le malade et avait l'inconvénient de rendre aveugles certaines zones et de ne pas permettre les reconstructions d'images autres que dans le plan axial. Un progrès déterminant est alors survenu avec l'apparition du **mode spiralé** dans les années 1990, avec un principe simple : dans l'anneau, tube émetteur et détecteur tournent de façon continue pendant que la table supportant le sujet à examiner avance à une vitesse choisie. L'acquisition n'est plus une coupe mais un volume dans lequel il sera possible de travailler l'image.

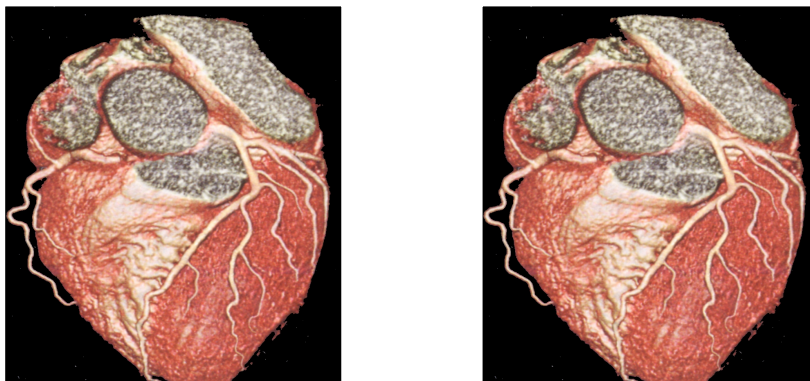
La puissance de l'informatique permet par ailleurs des acquisitions en temps réel. C'est à cette époque qu'apparaissent les consoles d'interprétation sur lesquelles l'imageur choisit les séquences utiles à son interprétation. L'étude devient possible dans tous les axes de l'espace (axial, sagittal, coronal, oblique)

Par la sélection des pixels correspondant à certaines structures anatomiques il est facile de réaliser des études en 3D (à l'exemple des petits vaisseaux pulmonaires par le mode Maximum Intensity Projection). **L'imagerie virtuelle** est aussi rendue possible en sélectionnant les pixels de l'air dans les organes creux (bronchographie virtuelle et coloscopie virtuelle où l'image est obtenue par absorption de rayons X et non par l'œil comme dans la fibroscopie classique).

Malgré tous ces progrès il restait difficile d'étudier le cœur et les coronaires. Le nouveau perfectionnement qui le permettra sera, à partir de 1993, le **scanner multi-barrettes** : la possibilité de placer plusieurs rangées de barrettes détectrices en face de

l'émetteur, là où on ne pouvait en placer qu'une seule, accroît le nombre de coupes acquises au cours d'une seule rotation. L'épaisseur des coupes a beaucoup diminué grâce à la qualité des détecteurs et elle est passée du millimètre (coupes millimétriques) à 0,5 puis 0,2 mm (coupes infra-millimétriques) améliorant ainsi la résolution spatiale. La vitesse de rotation du couple émetteur-détecteur a fortement augmenté atteignant 0,2 sec pour une rotation. Par ailleurs il est possible dans une seule rotation de balayer le cœur en entier.

Ces résolutions temporelle et spatiale permettent déjà d'« imager » les coronaires avec une précision égale ou supérieure à la coronarographie pour la pathologie sténosante et oblitérante. Mais la supériorité du scanner sur la coronarographie se situe dans l'étude de la paroi des artères coronaires (détection de la plaque molle athéromateuse) et dans l'étude des fonctions myocardiques rendues possibles par une simple injection intra-veineuse quand la coronarographie-ventriculographie nécessite toujours de monter une sonde par voie artérielle pour cathétériser les artères coronaires et injecter le ventricule gauche. La rapidité d'acquisition du scanner permet une évaluation de la fonction myocardique (volume systolique, volume diastolique, calcul de la fraction d'éjection) avec une précision égale au cathétérisme classique. Par contre, l'appréciation du muscle cardiaque lui-même est meilleure avec l'IRM.



Coroscaner : coronaires normales. Scanner multibarrettes

De récents perfectionnements permettent d'obtenir **l'imagerie spectrale** ou **imagerie à double énergie**. Il s'agit d'étudier le même organe sous deux intensités de rayonnement X, l'une élevée, l'autre faible, déterminant ainsi deux spectres d'absorption superposés. Cette étude est obtenue soit en utilisant deux tubes à RX (Siemens) soit par le déplacement aller-retour très rapide d'un seul tube (switching de General Electric) soit par deux couches de détecteurs de taille inégale (Philips). L'imagerie spectrale permet d'isoler la ou les structures à étudier et, en sélectionnant les vaisseaux opacifiés par produit de contraste iodé, il est possible de détecter des troubles de perfusion (imagerie de perfusion) par exemple dans la détection précoce des AVC (accidents vasculaires cérébraux) Parmi ses nombreuses possibilités la double énergie permet de soustraire les calcifications pariétales des artères coronaires qui gênent souvent l'appréciation des rétrécissements athéromateux (calcul du pourcentage de sténose)

Il est difficile sinon impossible de décrire dans ce simple exposé tous les progrès induits par le Scanner X dans le diagnostic et le traitement des maladies. Nous

avons évoqué le rôle essentiel qu'il a acquis dans la pathologie des coronaires, mais un autre exemple est donné par l'étude du parenchyme pulmonaire : les hautes résolutions spatiale (0,14 mm) et temporelle (0,2 seconde) permettent une étude de ce parenchyme in vivo atteignant une qualité jusqu'ici inégalée et elles ont entre autres bouleversé nos connaissances des maladies interstitielles pulmonaires.

4.5. L'imagerie par résonance magnétique (IRM)

Cette technique utilise le phénomène de résonance magnétique des atomes d'hydrogène qui se produit entre une impulsion de radio-fréquence et le moment magnétique du noyau de ces atomes placés dans un champ magnétique externe. Il s'agit donc d'une image par résonance magnétique nucléaire mais l'adjectif nucléaire a été retiré car il évoquait à tort une irradiation qui n'existait pas. Le phénomène physique de l'IRM était connu depuis 1946 mais son application médicale n'aboutit qu'en 1977, grâce à des inventeurs comme Raymond Vahan Damadian, P. Lauterbur et Peter Mansfield.

L'IRM utilise le noyau d'hydrogène et il s'agit donc d'une imagerie de l'eau, composante très présente dans le corps humain sous forme liée ou liquide, ce qui explique les limites d'une méthode ne pouvant pas donner une image correcte du calcium et de l'air (l'étude du parenchyme pulmonaire reste de ce fait l'apanage du Scanner X). Mais dans beaucoup d'autres secteurs comme la neuro-radiologie, l'IRM est bien supérieure au Scanner X, et n'est pas irradiante comme ce dernier (même s'il a bénéficié d'importantes améliorations dans ce domaine) permettant la répétition des examens.

Lors de la réalisation d'une IRM, le sujet à examiner est soumis à un champ magnétique d'une puissance allant de 0,5 tesla (faible champ) à 1,5 ou 3 teslas ou plus (haut champ). Dans 80% des cas les installations IRM utilisent des champs de 1,5 tesla et 20 % utilisent des champs de 3 teslas. Augmenter la puissance du champ au-delà de 3 teslas améliore la résolution spatiale et temporelle mais a l'inconvénient de créer des hétérogénéités du champ magnétique et de déposer trop d'énergie sur le patient (effet micro-onde).

Le champ magnétique est fourni aujourd'hui par un aimant supraconducteur configuré en tunnel dans lequel est placé le sujet à examiner. Dès son arrivée dans le tunnel, les protons d'hydrogène du patient s'orientent dans l'axe du champ magnétique. La fréquence de précession des protons d'hydrogène (dénommée spin) est fonction de la puissance du champ magnétique selon la formule : $\omega = \gamma B_0$ (dans laquelle ω est la vitesse angulaire, γ le rapport gyromagnétique et B_0 l'intensité du champ magnétique). Pour un champ de 1,5 Tesla la fréquence de précession du proton d'hydrogène est de 63.86 MHz.

La connaissance de cette fréquence dite « de Larmor » permet, lorsque l'antenne envoie un signal de même fréquence (signal R.F.) de rentrer en résonance avec la fréquence de précession (le spin) des atomes d'hydrogène et de les basculer sur leur axe. Puis lorsque cesse le signal émis, les protons retrouvent leur axe initial et, en revenant à leur état d'origine, émettent un signal (signal IRM) que recueillera la même antenne (antenne émettrice et réceptrice).

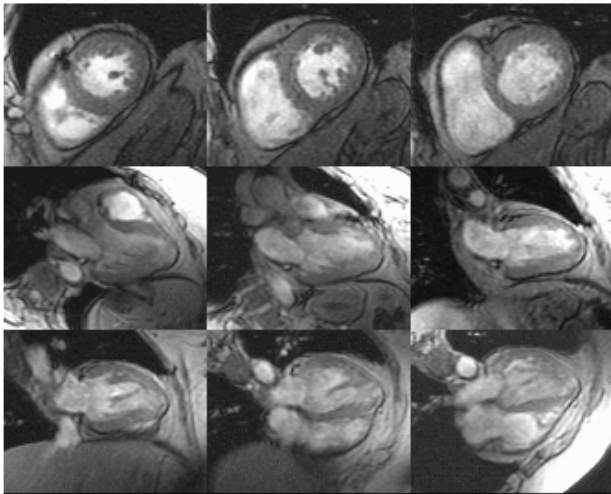
Pour construire une image il est nécessaire de discriminer l'origine des signaux IRM issus des différents secteurs du corps humain et dans ce but seront utilisées des bobines de champ magnétique qui détermineront l'origine du signal. Afin d'améliorer l'émission du signal RF et la réception du signal IRM on utilise des antennes de surface appliquées au plus près des organes à étudier. Il s'agit aujourd'hui

d'antennes souples en fibres, utilisées en remplacement des anciennes antennes en matériau dur (bobines de cuivre) par exemple sous forme de casque pour étudier le cerveau, alors que les antennes souples peuvent se présenter sous forme de T-shirts ou de bonnets. Cette amélioration aide à humaniser cet examen souvent perçu comme anxiogène (sensation de claustrophobie dans un tunnel pouvant évoquer un cercueil, tintamarre des antennes de surface, etc...)

Comme pour le Scanner X l'amélioration de la résolution spatiale et temporelle de l'IRM est essentielle pour étudier les organes en mouvement tels que le cœur.

Le grand intérêt du signal IRM est sa spécificité dans la caractérisation des éléments anatomiques, histologiques et biologiques en fonction des séquences utilisées, trop nombreuses pour être ici décrites et qui ont bénéficié des progrès de l'électronique et de l'informatique ainsi que de l'utilisation de produits de contraste (comme les sels de gadolinium) sensibilisant le signal IRM.

Chaque séquence a un but précis : sélectionner ou éliminer un composant tissulaire, imager le sang circulant (angio-IRM). Parmi les résultats les plus marquants, il est devenu possible d'apprécier l'importance de la nécrose myocardique chez des sujets ayant souffert d'infarctus du myocarde (rehaussement tardif de gadolinium dans les territoires nécrosés).



CINE-IRM cardiaque

L'IRM fonctionnelle permet de localiser les zones d'activité cérébrales, rendues détectables par les stimulations sensorielles ou cognitives qui déterminent des flux vasculaires localisés dans certains territoires cérébraux. Une cartographie in vivo de l'activité cérébrale a ainsi pu être dressée et sera certainement perfectionnée pour l'activité cognitive, des travaux ayant déjà été réalisés sur les démences et les psychoses.

Il serait particulièrement intéressant de coupler IRM et PET-Scan mais le coût d'un tel appareillage (environ plus de deux millions d'euros soit le double du prix d'une IRM équipée d'un aimant à 1,5 Tesla) est aujourd'hui rédhibitoire (d'autant que de tels appareils ne bénéficient pas d'un tarif de remboursement particulier). Seuls deux centres en France disposent actuellement d'un tel appareillage.

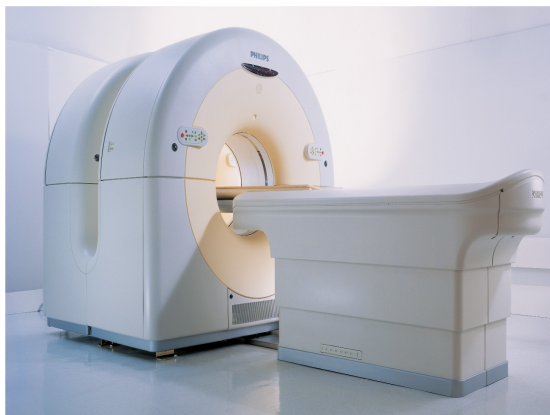
4.6. La Médecine nucléaire et le PET Scan

La médecine nucléaire a connu un grand développement avec la réalisation de **scintigraphies** de plus en plus précises, utilisant de nombreux radio-isotopes dont les émissions sont captées par des gamma-caméras et intéressant de nombreux organes comme la thyroïde, le système osseux ou le myocarde. Ces techniques largement utilisées continuent encore de se perfectionner.

Mais c'est aujourd'hui le **PET Scan** qui est l'examen de médecine nucléaire promis au plus grand avenir, en combinant scanner et radioactivité. La Positons Emission Tomography (PET) ou en français Tomographie par Emission de Positons (TEP) consiste en l'injection chez le sujet à examiner d'un traceur marqué par un atome radioactif qui cible un comportement métabolique. Cet atome émet des positons dont l'annihilation produit deux photons qui, captés en coïncidence, permettent de détecter le lieu de l'émission et son intensité. L'information obtenue étant d'ordre métabolique, l'imagerie est dite fonctionnelle par comparaison à l'imagerie dite morphologique (obtenue par exemple par le Scanner X).

Le principe du PET remonte aux années 1950 mais ce n'est que dans les années 1980 qu'apparaissent les premiers appareillages utilisés en pratique clinique. Il est rapidement apparu utile de coupler l'image obtenue par PET avec celle obtenue simultanément par un Scanner X, ce qui permet de mieux localiser l'émission radioactive et de calculer son exacte intensité, en appréciant le facteur d'atténuation qui prend en compte la nature superficielle ou profonde de l'émission. Cette nécessaire fusion d'images a entraîné dès les années 2000 l'apparition des scanners multimodalités TEP/TDM qui sont la règle aujourd'hui.

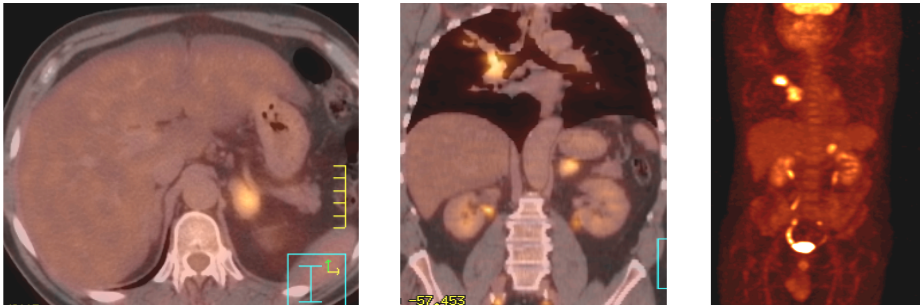
La première application du PET Scan a été l'oncologie où il est devenu indispensable. L'atome radioactif utilisé le plus fréquemment est le Fluor 18 couplé à un analogue du glucose (désoxyglucose) ainsi que le 18FDG (fluorodésoxyglucose) créé au sein d'un cyclotron et injecté par voie veineuse pour être capté par les cellules cancéreuses avides de glucose. Il s'agit pour elles d'un leurre car le 18FDG n'est pas reconnu par les enzymes du cycle de dégradation du glucose et il s'accumule dans ces cellules cancéreuses où il a été phosphorylé et empêché ainsi d'en sortir. L'irradiation fournie par cette concentration est mesurée par le PET Scan doté d'un système de détection couplé à un Scanner X qui permet de repérer l'organe émetteur dont l'intensité d'émission est corrélée à l'activité métabolique.



PET Scanner couplé à un Scanner X

On observe toutefois des faux positifs (certaines lésions infectieuses et inflammatoires fixant le 18FDG) et des faux négatifs (certains cancers au métabolisme restreint ne fixant pas le 18FDG) D'autres traceurs que le FDG peuvent être utiles :

- Le F-Choline dans le cancer de la prostate et le carcinome hépatocellulaire.
- Le F-DOPA dans l'exploration des tumeurs carcinoïdes et dans certaines atteintes neurologiques.
- D'autres isotopes que le Fluor tels que le Gallium (par exemple le 18 Gallium PSMA dans le cancer de la prostate).
- Certains marqueurs de la plaque amyloïde comme le florbétapir sont à l'étude et pourraient intervenir dans le diagnostic et le suivi des patients de la maladie d'Alzheimer.



Cancer du hile pulmonaire droit avec métastase surrénalienne gauche

L'étude du myocarde est un enjeu essentiel de l'imagerie cardiologique et on connaît les limites de la classique scintigraphie myocardique (par exemple au MIBI) dans l'appréciation de la souffrance myocardique et surtout dans l'appréciation de la viabilité myocardique (distinction entre myocarde « hibernant » et nécrose myocardique). Si l'IRM permet d'évaluer l'importance de la nécrose grâce au rehaussement tardif de gadolinium, il se trouve que le PET Scan donne des résultats équivalents en utilisant soit le classique FDG, soit d'autres marqueurs comme le rubidium (plus aptes à évaluer la perfusion myocardique)

On sait que la complémentarité des examens d'imagerie est devenue un enjeu d'avenir essentiel, mais alors que le couplage PET Scan-Scanner X permet d'obtenir les images simultanées des deux modalités, le couplage à l'IRM, bien qu'envisagé, n'est pas encore à l'ordre du jour.

Un exemple de l'intérêt de cette **imagerie multimodale** pourrait s'illustrer dans la pathologie coronarienne. En pratique cardiologique quotidienne il est nécessaire d'apprécier l'état du myocarde situé en aval d'une sténose coronarienne ceci afin de poser l'indication d'une éventuelle thérapie de reperfusion (dilatation, stent, pontage etc...) Dans ce cas il paraîtrait judicieux de coupler un coroscanner (qui apprécie la sténose coronarienne) et un PET Scan (qui évalue la souffrance myocardique) et d'obtenir ainsi ces informations simultanément.

Au final, il apparaît que les différents progrès technologiques de ces nouveaux modes d'imagerie sont constants depuis leur origine et qu'ils constituent un enjeu économique vital pour les compagnies qui fabriquent ces appareils (Général Electric, Siemens, Philips, Hitachi, etc...).

5. La situation montpelliéraine.

Montpellier a toujours été en phase avec le développement de l'imagerie médicale tant au XX^e siècle qu'actuellement au XXI^e siècle, et la primeur de l'innovation technologique y a souvent été dévolue au C.H.U. Les Hôpitaux Saint-Eloi, Gui de Chauliac, Lapeyronie et Arnaud de Villeneuve disposent de plateaux d'imagerie très performants qui n'ont rien à envier aux meilleures structures diagnostiques françaises publiques ou privées. Le Professeur J.L.Lamarque et ses successeurs ont formé de nombreux élèves qui, installés en secteur libéral, ont diffusé largement les techniques d'imagerie hors du CHU de Montpellier. Ainsi se sont constitués de grands groupes de praticiens qui officient sur les plateaux d'imagerie des établissements de soins de la ville et de sa région (ICM Val d'Aurelle, Cliniques Saint-Roch, Saint-Jean, Beausoleil, Clémentville, le Millénaire, dans Montpellier-ville, le Parc à Castelnaud, Saint-Louis à Ganges, Pasteur à Pézenas, Sainte Thérèse à Sète et le Pôle Santé à Lunel). Là encore, Montpellier a été précurseur dans la conception des modalités juridiques complexes qui régissent l'exercice en commun des praticiens au sein de ces grands groupes libéraux.

Le coût des équipements dits « lourds », la nécessité de collaborations et de spécialisations au sein de la discipline ont poussé à mettre en place des plateaux d'imagerie bien équipés sur lesquels travaillent plusieurs médecins. Ils rendent aussi indispensable la collaboration entre praticiens du CHU et des établissements libéraux : les meilleurs exemples en sont l'ouverture de structures mixtes privé-public (comme l'IRM du Truel à Saint-Eloi) et le succès rencontré depuis longtemps par des organisations communes de formation continue comme la FIMED qui réunit les imageurs tant du secteur public que libéral.

Les cabinets de radiologie dits « de proximité » qui était nombreux avant l'arrivée de la nouvelle imagerie et qui aujourd'hui ne disposent que d'un appareil d'échographie et d'un appareillage de radiographie conventionnelle de « débrouillage », ont perdu de leur efficacité et n'attirent plus les jeunes radiologues. Ils ont donc tendance à disparaître ou à s'intégrer au sein de groupes ayant accès à des plateaux d'imagerie équipés de matériels plus performants. Il est devenu impossible de concilier encore **qualité et proximité** et seuls subsisteront à l'avenir des plateaux techniques complets qui seront par nécessité en nombre réduit.

Les progrès ininterrompus de l'informatique ont constitué un apport décisif à l'imagerie médicale. Tous les plateaux techniques sont équipés de dispositifs puissants (les « Pictures Archiving and Communication Systems » ou **PACS**) réunissant les informations médicales et toutes les images obtenues selon les diverses modalités (radiologie conventionnelle numérisée, échographie, scanner X et IRM), permettant le traitement, le stockage, et le transfert de ces images couplées à ces informations.

Par ailleurs l'ère du numérique a vu disparaître le support traditionnel film argentique au profit du CD, du DVD et du support papier, moins dispendieux. Dans certains groupes le support papier a même été supprimé et seul est fourni un CD. Montpellier a été précurseur dans la généralisation de ces supports.

Les plateformes d'imagerie, grâce à leurs PACS déployés tant au CHU de Montpellier que sur les plateaux techniques libéraux, procurent une amélioration du diagnostic, de la formation des praticiens et surtout de la prise en charge des patients. Le transfert sécurisé des images d'une plateforme à une autre sans perte d'information utile autorise par ailleurs les solutions de **télé-diagnostic** et de **télé-expertise** appelées à se généraliser grâce à **l'interopérabilité des systèmes**.

Contrairement à la plupart des pays européens, l'implantation des équipements lourds d'imagerie (Scanner X, IRM, PET Scan) est strictement réglementée en France, donc dans le secteur sanitaire de Montpellier. Toute installation de ces matériels est soumise à **autorisation administrative**, même dans le secteur libéral. Cette réglementation, motivée par des soucis de limitation des dépenses de santé, est sous le contrôle de l'Agence Régionale de Santé et de son **Schéma Régional d'Organisation Sanitaire et Sociale (SROSS)** dont le « volet Imagerie » définit périodiquement les indices à partir desquels sont données les autorisations.

On compte actuellement dans le **bassin du grand Montpellier** (Montpellier Métropole, Lunel, Ganges, Lodève, Sète, Pézenas) soit 900.000 habitants environ :

- 20 Scanners X (dont 7 en secteur public) soit 1 / 45.000 habitants
- 13 IRM (dont 7 en secteur public) soit 1 / 70.000 habitants (France : 1/100.000 hab.)
- 3 PET-Scan soit 1 / 300.000 habitants. (8 dans toute l'ancienne région Languedoc Roussillon)

...deux réserves toutefois : ces chiffres intègrent des autorisations récentes non encore réalisées et ils ne tiennent pas compte de la population extérieure à ce bassin mais explorée à Montpellier en fréquentant les consultations et/ou l'hospitalisation du CHU et l'ICM.

Ces chiffres placent certes Montpellier en assez bonne position par rapport à la moyenne française – ce que Montpellier doit au dynamisme de ses équipes d'imagerie – mais s'avèrent cependant très insuffisants pour une pratique médicale respectueuse des recommandations de bon usage de l'imagerie. On peut espérer à l'avenir un desserrement des **indices administratifs drastiques qui limitent les installations d'imagerie** et qui font de la France (et donc de Montpellier) l'une des plus mal classées en Europe en nombre de Scanners X et d'IRM par habitants, engendrant des délais d'attente rédhitoires, des défauts de substitution des techniques irradiantes par celles qui ne le sont pas, des retards de diagnostic et des prolongations d'hospitalisations.

Le coût des conséquences de ce sous-équipement est mal quantifiable mais il est très vraisemblablement supérieur aux économies attendues de la limitation des autorisations d'équipements. Les derniers Projets Régionaux de Santé (2013-2018) qui prévoyaient d'autoriser environ 250 IRM sur 5 ans, ne nous permettront pas d'atteindre les 20 IRM / million d'habitants (moyenne européenne) ni de satisfaire aux délais d'attente souhaités dans le dernier Plan Cancer (15 jours au lieu de 25 jours actuellement).

Pour ce qui concerne la seule IRM et avec ses 10,1 IRM par million d'habitants, la France se situe aux dernières places de l'Europe de l'ouest qui en 2012 totalisait en moyenne 19,5 IRM par million d'habitants. On constate même dans certains pays comme le Danemark ou l'Allemagne, des moyennes qui frôlent les 30 IRM par million d'habitants soit 3 fois plus qu'en France.

6. Les perspectives d'avenir

De nouvelles techniques d'imagerie médicale encore en évaluation (comme la magnéto-encéphalographie dont le principe est d'enregistrer le magnétisme produit par le cerveau) auront certainement dans le futur une application clinique et viendront renforcer l'arsenal de techniques dont nous disposons déjà.

Il est difficile d'imaginer quel sera l'avenir de l'imagerie médicale. Qui aurait prédit, dans les années 60, l'arrivée du Scanner X et de l'IRM, puis celle du PET

Scan ? Qui aurait ensuite pu imaginer les perfectionnements récents de ces techniques, actuellement pratiquées dans le monde entier en routine quotidienne ? Pourra-t-on obtenir une vision micrométrique du corps humain ? De l'anatomopathologie in vivo ? Pourra-t-on bientôt répertorier les aires fonctionnelles et cognitives du cerveau ? L'imagerie biologique va-t-elle poursuivre sa progression ?

L'usage de la multimodalité (PET Scans couplés comme aujourd'hui aux Scanners X ou comme demain à l'IRM) va encore augmenter les performances de l'imagerie.

Les techniques actuelles restent en perpétuelle amélioration en raison de la recherche fondamentale et de la recherche clinique mais aussi à cause de la compétition féroce à laquelle se livrent entre eux les différents constructeurs.

Mais il reste à découvrir l'innovation technologique qui remplacera Rayons X, ultrasons et résonance magnétique... Gageons qu'une fois de plus Montpellier saura imaginer ou saisir toute nouvelle opportunité technologique pour conserver la place de pionnier qu'elle a su occuper jusqu'à présent !