

Médecine nucléaire : gamma-caméra et caméra à positons

Jean Philippe Vuillez, Inserm 00-08, Service biophysique et médecine nucléaire, Hôpital Michallon et LER, Grenoble

La médecine nucléaire se définit par l'utilisation de médicaments radioactifs, administrés à des patients à des fins diagnostiques ou thérapeutiques. Le devenir biologique de ces radiopharmaceutiques dans l'organisme, c'est-à-dire leur distribution dans les tissus et son évolution au cours du temps, procure des informations irremplaçables pour étudier *in vivo* des processus biochimiques de façon non invasive.

Pour cela, il faut détecter les molécules radioactives et en préciser la distribution à l'intérieur de l'organisme. Les médecins disposent pour ce faire de caméras adaptées, permettant la détection de molécules à l'état de traces (ne perturbant donc pas les phénomènes explorés), mais repérables grâce au marquage radioactif. C'est le principe de l'imagerie scintigraphique. Il faut distinguer les gamma-caméras, utilisées pour détecter les radionucléides émetteurs de simples photons (photons gamma, émis au niveau du noyau par désexcitation de celui-ci après une transformation radioactive) comme le technétium 99m, l'iode 123, l'indium 111, et les caméras à positons, utilisées pour détecter les photons d'annihilation des émetteurs de positons, comme le fluor 18.

La détection des photons gamma utilise depuis son invention par Anger un cristal scintillant de iodure de sodium dopé au thallium, qui absorbe l'énergie des photons et la restitue sous forme de lumière ultra-violette par fluorescence. La quantité de lumière émise est proportionnelle à l'énergie absorbée. L'effet photo-électrique étant prédominant dans ce milieu à Z élevé, la plupart des photons contribuent à un pic d'absorption totale. La lumière est collectée sur la photocathode de photomultiplicateurs (PM), qui par amplification électronique sur plusieurs dynodes successives, génèrent finalement un signal électrique, dont l'amplitude est proportionnelle à la quantité de lumière, donc à l'énergie déposée dans le cristal par le photon gamma incident. Cette proportionnalité est à la base de la spectrométrie, qui permet de sélectionner les photons en fonction de leur énergie et donc d'éliminer les rayonnements diffusés générés dans le corps du patient (et dont l'énergie est inférieure à celle des photons primaires). En effet, on souhaite cartographier les centres d'émission (représentatifs de la concentration du radiopharmaceutique en chaque point) en écartant les centres de diffusion (qui ne sont pas informatifs). Afin de localiser l'origine des événements détectés, donc de construire une image scintigraphique, il faut sélectionner les photons de direction perpendiculaire au détecteur grâce à un collimateur, puis repérer les coordonnées de l'interaction dans le cristal grâce à la combinaison de plusieurs PM et un circuit de pondération. Les gamma-caméras permettent des acquisitions soit planaires (2D), soit tomographiques (3D).

Les noyaux émetteurs de positons, en excès de charge positive, se désintègrent par transformation d'un proton en neutron en émettant un positon. Celui-ci parcourt quelques millimètres dans la matière en abandonnant par interactions successives son énergie cinétique ; lorsqu'il est pratiquement au repos, il s'annihile avec un électron et la masse des deux particules est transformée en leur équivalent énergétique, soit 1,022 Mev répartis en deux photons de 511 keV (photons d'annihilation) émis simultanément selon des directions opposées à 180 degrés. La distribution d'une molécule marquée par un émetteur de positons est étudiée en combinant la détection en coïncidence des photons

d'annihilation et les principes de la tomographie : c'est la technique de tomographie par émission de positons ou TEP. Un avantage majeur est qu'un collimateur n'est pas nécessaire, puisque la coïncidence renseigne sur la direction de l'émission, et qu'on prend en compte toutes les directions au lieu d'en sélectionner une seule. La détection est assurée dans les caméras dédiées par une couronne de détecteurs (cristaux de BGO, LSO ou GSO couplés à des photomultiplicateurs) indépendants. Sur les appareils les plus récents et les plus performants, les détecteurs sont agencés en une série d'anneaux complets couvrant une quinzaine de cm dans la direction axiale et produisant simultanément entre 35 et 63 coupes pour l'étude du corps entier. Il est nécessaire d'éliminer par spectrométrie les photons diffusés et également d'éviter le phénomène de coïncidences fortuites propres à la TEP.

La détection monophotonique et la TEP ne sont pas en concurrence, elles permettent l'une comme l'autre d'étudier la biodistribution de molécules marquées : le marquage par un émetteur gamma ou par un émetteur de positons dépend des propriétés chimiques et biologiques de la molécule, dont le choix est imposé par le processus que l'on souhaite étudier.