

I. Radiotracteur

Traceur : Substance physiologiquement indiscernable de la substance tracée (étudiée) mais détectable indépendamment de celle-ci. Introduit en quantité minime, il ne modifie ni l'équilibre ni le parcours de la substance tracée.

Il est habituellement composée :

- D'un vecteur : partie physiologiquement « active »
- D'un marqueur : isotope radioactif qui permet la détection du traceur

Les marqueurs :

Différents types de particules :

- Particules α : TEL élevé, parcours fini (quelques dizaines μm)
- Particules β^- et électrons Auger : TEL moyen, parcours fini (mm/cm)
- **Particules β^+ : TEL moyen, parcours fini (mm/cm) mais émission de 2 photons d'annihilation** → gamma-caméra
- **Photons X ou γ : TEL très faible, parcours de type $I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$** → tomographie par émission de positons

Utilisable en
thérapies,
certains
radioéléments

Caractéristiques

- Le traceur doit être physiologiquement indiscernable de la substance tracée dans le processus physiologique étudié.
- Le traceur doit pouvoir être utilisé en quantité suffisamment faible pour ne pas intervenir dans le mécanisme étudié (→ concentration nano voire pico-molaire).
- Le marquage ne doit pas modifier le métabolisme du vecteur (exemple : marquage d'un ligand).
- Le marquage doit être stable. Il faut absolument s'assurer que les 2 parties du traceur resteront liés in vivo, sinon, on ne pourra suivre que le marqueur et non le vecteur.
- La demi-vie (physique) du marqueur doit être adaptée à la demi-vie (biologique) du vecteur, elle-même adaptée au processus physiologique étudié. La demi-vie biologique est la vitesse à laquelle l'organisme va éliminer le vecteur. Les 2 demi-vies doivent donc être à peu près égales.

demi-vie effective

$$\frac{1}{T_{\text{eff}}} = \frac{1}{T_{\text{biol}}} + \frac{1}{T_{\text{phys}}}$$

Activité spécifique : Contrainte : quantité du traceur très faible mais doit être facilement détectable et quantifiable → activité élevée pour une quantité (volume) donnée de traceur. $a(t) = A(t) / q$

Exemple de marqueurs

$^{99\text{m}}$ (métastable)Technétium : émetteur γ

- Utilisé en scintigraphie conventionnelle
- Énergie des photons (140 keV) optimale pour les détecteurs
- Demi-vie (6h) permettant de limiter l'exposition des patients, sans que la décroissance n'interfère avec la qualité des examens ou la gestion des patients
- Disponibilité permanente (générateur – production à partir du Molybdène-99) et faible coût
- Adapté au marquage de nombreux vecteurs (plus pratique)

18Fluor : émetteur de positons (β^+)

- Utilisé en tomographie par émission de positons (TEP)
- Demi-vie (110 min) permettant de limiter l'exposition des patients mais nécessitant une bonne entre livraison du traceur marqué (ex : FDG), injection au patient et acquisition des images
- Produit de cyclotron → livraison quotidienne / biquotidienne par un laboratoire radiopharmaceutique
- Adapté au marquage de nombreux vecteurs

II. Méthodes de détection

1. Gamma-camera

Afin d'être détectés, les photons doivent interagir avec le milieu de détection → utilisation de **crystal scintillant** (Milieu capable d'émettre un rayonnement de fluorescence après interaction avec un photon incident)

1. Interaction entre le photon incident et le cristal → création d'un effet photoélectrique avec production d'UN photoélectron
2. Interactions du photoélectron avec le cristal: excitations multiples avec émission d'un rayonnement de fluorescence (lors du retour à l'état fondamentale) dont l'énergie est proportionnelle à celle du photon incident (transfert d'énergie du photon incident au photoélectron)
3. Le photomultiplicateur transforme le signal lumineux provenant du cristal en un signal électrique proportionnel mais amplifié. La photocathode émet des photoélectrons à la suite de l'interaction avec les photons de fluorescence. Les électrons sont focalisés vers la 1ère dynode puis accélérés par l'application d'une tension entre chaque dynode. On a une augmentation du nombre d'e- entre chaque dynode et une amplification du signal
4. Chaque photomultiplicateur est relié à un système de positionnement permettant de localiser le point d'interaction du photon incident avec le cristal (2 dimensions, plan 0xy), l'intégrale de l'amplitude du signal fourni par les photomultiplicateurs pendant la durée de la scintillation est proportionnelle à l'énergie du photon incident. Cela correspond à la spectrométrie permettant d'identifier les photons en fonction de leur énergie.
5. On utilise un collimateur, grille en métal lourd (souvent du plomb ou du tungstène) composées de canaux séparés par des cloisons appelé **septa**. Ces canaux vont permettre de "**sélectionner**" les photons en ne laissant passer que ceux allant dans **une direction déterminée**. Ce filtre a deux conséquences, **la formation d'une image**, qui est la projection de la répartition du traceur à l'intérieur de la zone d'émission, mais **la perte d'une quantité importante d'information**

Mode d'acquisition

Différent types d'image en fonction :

- De l'espace : 2D, planaire, ou 3D, tomographique
- Du temps : Statiques, ou Dynamique

2. Tomographie par Emission de Position

Le principe est le même, la différence va être lié à la **localisation de la zone d'émission** des photons au sien de la source. Le radio traceur est marqué par une **émetteur de positon**.

Les positons vont créer des paires par annihilation.

Principale différence avec la Gamma Caméra -> détecteur en couronne

Cette couronne de détecteur permet de faire une **détection en coïncidence**

Les deux photons de 511 keV sont détectés dans un intervalle de temps, appelé **fenêtre de coïncidence**. cela permet de savoir que les deux photons sont issu de la **même annihilation**

Cela permet de d'établir la **ligne de réponse**, et ainsi situer la zone d'émission des positons

TEP/ TDM : caméra hybride

toute les caméra TEP sont couplé avec un scanner.

Cela permet 2 choses :

- combiner les informations métaboliques de la TEP avec celles anatomique du scanner pour localiser précisément la zone d'intérêt
- correction d'atténuation, elle permet **d'améliorer** les images **en terme de qualité**, mais aussi de mesurer précisément **la concentration absolue** du produit radioactif dans l'organisme.

Quantification

Grâce au coefficient d'atténuation, on peut faire une **quantification absolue**, en déterminant la concentration radioactive du produit au niveau du tissu, en connaissant l'activité et le poids du patient. On peut donc connaitre **précisément la concentration et la quantité** de l'agent d'imagerie présent dans organisme à partir d'images.

• *Quantification*

$$\text{SUV (Standardized Uptake Value)} = \frac{\text{Concentration du traceur (MBq/Kg)}}{\text{Activité injectée (MBq) / poids du patient (Kg)}}$$

