

Simulacions de Montecarlo del transport de la radiació per a aplicacions en medicina i protecció radiològica

Ramon Casanovas, Maria Cros i Marçal Salvadó

Unitat de Física Mèdica de la Facultat de Medicina de la Universitat Rovira i Virgili

RESUM

L'aplicació dels principis bàsics de protecció radiològica (PR) implica disposar d'una quantificació realista dels paràmetres físics relacionats amb l'exposició a les radiacions ionitzants. Aquest fet requereix el plantejament i la resolució de sistemes físics força complexos que reproduïxien el transport de la radiació en la matèria. Habitualment, aquest problema s'aborda mitjançant simulacions basades en el mètode de Montecarlo (MC), que permeten simular i reproduir els processos físics involucrats en el transport de la radiació en la matèria mitjançant ordinadors.

En aquest treball es presenten diverses aplicacions d'aquest mètode utilitzades en dues línies d'investigació diferents: el radiodiagnòstic mèdic i la PR ambiental entorn de centrals nuclears. D'una banda, en la primera part, es presenta la utilització de simulacions de MC per calcular les dosis que reben els pacients sotmesos a diferents tipus d'exploracions mitjançant escàners de tomografia computada. D'altra banda, la segona part tracta sobre l'ús de tècniques de MC per al disseny i calibratge de diferents tipus d'equips de mesura de la radioactivitat ambiental mitjançant espectrometria gamma.

Doi: <http://dx.doi.org/10.2436/20.2001.01.3>

1 Introducció

L'ús pacífic de les radiacions ionitzants, majoritàriament emprades en medicina i en certs processos industrials, ha de proporcionar una protecció adequada de les persones i del medi ambient sense limitar indegudament les pràctiques beneficines que impliquen una exposició a la radiació. Per garantir una alta eficiència en l'obtenció d'una màxima quantitat i qualitat de beneficis, alhora que es minimitza la inherent probabilitat dels riscos derivats de l'ús de la radiació ionitzant, la protecció radiològica (PR) aplica tres principis bàsics: la justificació, l'optimització i la limitació de dosi.

Per garantir que els membres del públic no superen les dosis establertes en la legislació vigent (Reial decret 783/2001), el Tractat Euratom estableix l'obligatorietat en l'avaluació de l'impacte radiològic ambiental de les activitats que impliquen l'ús de radiacions ionitzants, el control i la vigilància de la qualitat radiològica del medi ambient (en l'atmosfera, l'agua i el sòl) i la vigilància radiològica ambiental a l'exterior d'instal·lacions nuclears o radioactives.

L'activitat humana que implica un major nombre de persones exposades a la radiació ionitzant artificial és el conjunt de procediments radiodiagnòstics i radioteràpics emprats en medicina, amb una tendència a l'alça a causa del constant augment del nombre de pacients tractats. A més, les dosis impartides als pacients sotmesos a certs procediments radioteràpics acostumen a ser les més elevades derivades d'activitats no naturals. Així, tal com indica la publicació 105 de la *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) referent a la PR en medici-

na, l'ús de la radiació en l'exposició mèdica de pacients suposa més del 95 % del total de l'exposició artificial.

L'aplicació dels principis bàsics de la PR és una tasca complexa que implica diferents professionals. En l'àmbit mèdic, els especialistes en física mèdica (i la corresponent especialitat sanitària anomenada *radiofísica hospitalària*) apliquen els coneixements físics relacionats amb les radiacions ionitzants a la PR dels membres del públic, del personal professionalment exposat i dels pacients. Les tasques que fan se centren fonamentalment en els tractaments mèdics (radioteràpia, medicina nuclear i radiodiagnòstic) per a la determinació de la dosi administrada, la realització i recerca de procediments per assegurar una bona qualitat de la pràctica mèdica o el desenvolupament de programes de garantia de qualitat.

D'altra banda, en l'àmbit industrial, els professionals dedicats a la PR duen a terme tasques relacionades amb la protecció de les persones i del medi ambient envers la perillositat potencial de la radiació procedent d'activitats no mèdiques (indústria nuclear, radiació natural, processos de control industrial, etc.) mitjançant l'establiment de protocols de dosimetria i controls de qualitat, la mesura i caracterització de la radiació o el disseny d'instal·lacions i d'aparells que usen radiacions ionitzants.

Per dur a terme totes aquestes tasques és necessari obtenir una quantificació realista dels paràmetres físics relacionats amb l'exposició a les radiacions ionitzants. Aquest fet requereix el plantejament i la resolució de sistemes físics força complexos que reproduïxien el transport de la radiació en la matèria (propagació i interacció). Com que la resolució analítica de les equacions del transport

de la radiació no és factible en geometries complexes, una alternativa usada habitualment és el desenvolupament de models numèrics que permeten simular i reproduir els processos físics involucrats en el transport de la radiació en la matèria mitjançant computadors.

1.1 El mètode de Montecarlo

Un dels mètodes de simulació més usats per obtenir informació del transport de la radiació ionitzant és el mètode de Montecarlo¹ (MC) que designa un ampli conjunt de mètodes numèrics que, emprant números aleatoris (en rigor pseudoaleatoris), permeten fer la simulació de processos complexos per obtenir aproximacions numèriques (valor esperat) al valor real de certes magnituds. Aquest mètode és àmpliament aplicat en àrees de coneixement molt diverses per a la resolució de problemes d'índole estocàstica: avaluació d'integrals, física quàntica, mecànica estadística, predicció meteorològica, mercats financers, aerodinàmica, fluxos de tràfic o ciències mediambientals, entre d'altres.

En el camp de les radiacions ionitzants, el mètode de MC permet simular el transport de la radiació, tenint en compte l'inherent comportament estocàstic dels processos físics involucrats, per quantificar paràmetres que serien difícils o impossibles d'obtenir experimentalment. Les simulacions de MC són freqüentment utilitzades en física mèdica i en PR [1] per resoldre problemes relacionats amb l'estimació de les distribucions de dosi en radioteràpia, la millora de la qualitat d'imatge, l'estimació de dosis a pacients en radiodiagnòstic i medicina nuclear, la PR dels professionals sanitaris, el disseny de detectors de radiació, la caracterització i quantificació de substàncies radioactives o els efectes biològics deguts a dosis impartides en estructures de DNA.

1.2 Simulació del transport de la radiació

Durant la simulació, que es produeix en ordre cronològic d'ocurrència, les probabilitats associades a cada esdeveniment s'obtenen de les corresponents seccions eficaces, que són ben conegudes per les interaccions dels fotons (difusió de Rayleigh, efecte Compton, absorció fotoelèctrica, creació de parells electró-positró) i dels electrons/positrons (dispersió elàstica, col·lisió inelàstica, emissió de Bremsstrahlung i anihilació del positró) amb la matèria [2]. D'una forma equivalent, la informació dels processos

¹ Tot i que el mot *Montecarlo* no es recull a la segona edició del Diccionari de l'Institut d'Estudis Catalans, l'Oficina d'Assessorament Lingüístic de la Secció Filològica de l'Institut d'Estudis Catalans indica que cal designar amb aquesta grafia el mètode matemàtic basat en el repetit mostreig aleatori per obtenir resultats numèrics de sistemes complexos.

físics permet també fer simulacions de més d'una trentena de tipus de partícules, incloent-hi neutrons, leptons, barions, mesons, ions lleugers i ions pesants.

Per reproduir el transport de la radiació es consideren les distribucions de probabilitat dels diferents successos per poder escollir aleatòriament cadascuna de les variables que configuraran la trajectòria simulada: posició, velocitat i energia inicial de la partícula, distància recorreguda per la partícula fins a la interacció següent, tipus d'interacció, energia cedida per la partícula al medi, direcció de dispersió, generació de partícules secundàries, etc. El procés es repeteix fins que la partícula inicial, i totes les partícules secundàries generades, perden tota la seva energia cinètica, i així es completa la simulació del que es coneix com «una història». Per completar una simulació el procés es fa per a un nombre d'històries que oscil·la entre 10^6 a 10^9 depenent de la complexitat del sistema a estudiar i de la precisió requerida en els resultats obtinguts.

Una vegada s'ha comprovat i validat el correcte ajust del sistema de simulació, comparant certs resultats calculats amb els mesurats experimentalment, la simulació permet estimar diferents paràmetres i magnituds relacionades amb el transport de la radiació: estimació de la deposició d'energia (i de la dosi) en un cert volum, fluència dels diferents tipus de partícules, eficiència de producció de raigs X, eficiència de detecció en el cas de la modelització de detectors, quantificació de la influència de la radiació dispersa o determinació de la quantitat de vegades que s'ha repetit cada tipus d'interacció. Aquestes estimacions, que s'obtenen a partir dels valors mitjans de totes les històries simulades, s'han de contextualitzar amb les respectives incerteses associades.

1.3 Codis de simulació del transport de la radiació

L'elaboració de les rutines que controlen les interaccions de la radiació amb la matèria és una tasca complexa. Afortunadament, diversos codis ja elaborats aporten la programació base (interaccions físiques, caracterització de materials o definició de l'espai de simulació) i permeten, en major o menor grau, adaptar la simulació a cada estudi concret. Els nombrosos codis existents, cadascun d'ells amb els seus corresponents cursos de formació i grups de suport específics, abasten un ampli ventall de característiques pròpies i adequades per a cada tipus d'aplicació.

Entre els codis més usats, revisats i validats, desataquen l'EGS, PENELOPE, MCNP, ITS, Fluka o GEANT. La diferència entre els codis se centra en les aproximacions o models usats per descriure les interaccions i en el seu grau de flexibilitat a l'hora d'interaccionar amb l'usuari. Tots els codis permeten la simulació de materials de qualsevol composició, geometries complexes i operen en un rang d'energies que varia aproximadament des d'uns quants keV fins a alguns GeV.

1.4 Modelatge dels elements que intervenen en la simulació

Per aconseguir que una simulació aportí resultats realistes s'han de modelar amb suficients detalls les característiques de cadascun dels elements que puguin influir en el transport de la radiació. D'altra banda, també s'ha de detallar la distribució tridimensional dels diferents materials o teixits que actuaran com a elements dispersors de la radiació i permetran definir les regions on es calcularan els paràmetres d'interès. Els coeficients lineals d'atenuació o els poders de frenada associats a aquests materials es quantifiquen a partir de la seva composició química i la seva densitat.

Per modelar objectes amb geometries senzilles (alguns equips emissors de radiació, objectes de test i maniquins geomètrics per a la mesura de dosis o alguns detectors de radiació) es pot recórrer a combinacions d'equacions matemàtiques de cossos geomètrics elementals (esferes, cons, el·lipses, plans, etc.). D'altra banda, les geometries més complexes s'acostumen a caracteritzar a partir d'imatges tridimensionals de tomografia computada (TC) que aporten una bona resolució espacial i permeten una reproducció realista de la distribució de materials, òrgans i teixits en un pacient. Una adequada segmentació de la imatge de TC permet disposar d'un espai geomètric dividit en petits elements de volum anomenats *vòxels*, cadascun d'ells compost per un material homogeni.

Normalment es requereix una gran potència de càlcul i una gran quantitat de memòria per modelar amb precisió totes les característiques de l'equipament emprat i calcular el transport de la radiació en espais de simulació que modelen el cos humà, molt heterogeni i complex.

Per obtenir incerteses acceptables en les simulacions de MC es requereixen temps de càlcul elevats, tot i l'optimització que es pot aconseguir mitjançant la utilització de tècniques de reducció de variància que possibiliten la reducció dels temps de computació sense que la incertesa se'n vegi ressentida. Per dur a terme simulacions de manera més eficient, és usual recórrer a centres de supercomputació com ara el Centre de Serveis Científics i Acadèmics de Catalunya (CESCA), actualment integrat al Consorci de Serveis Universitaris de Catalunya (CSUC), on s'han fet els càlculs per obtenir els resultats presentats en aquest treball.

2 Radiodiagnòstic mèdic

2.1 Introducció

Des de la introducció de les adquisicions helicoïdals i multitall en escàners de tomografia computada (TC), un pro-

cés continu d'evolució tecnològica ha possibilitat el sorgiment d'una nova gamma d'exploracions de diagnòstic. El gran desenvolupament tecnològic dels últims anys ha propiciat l'obtenció d'imatges d'alta qualitat en un temps molt breu. No obstant això, l'augment continu del nombre de pacients sotmesos a exploracions mitjançant TC i l'impacte de les aplicacions clíniques impliquen un increment considerable de les dosis rebudes pels pacients. La preocupació sobre els riscos potencials per a la salut dels exàmens de TC, així com diverses iniciatives i accions d'organismes oficials i societats científiques, constitueixen un estímul per buscar vies de reducció de l'exposició a la radiació dels pacients sense comprometre'n l'eficàcia diagnòstica. Amb aquesta finalitat s'han establert recomanacions de bona pràctica i s'han dut a terme investigacions per optimitzar l'ús clínic de la TC, de manera que ha sorgit la necessitat de desenvolupar metodologies i eines per avaluar les dosis rebudes pels pacients en aquest tipus d'exploracions diagnòstiques.

Hi ha diferents tècniques que permeten l'estimació de dosis a pacients. Una d'elles, utilitzada en nombrosos estudis, és la basada en mesures experimentals. La majoria d'aquests estudis es duen a terme utilitzant un tipus de detectors de radiació anomenats *dosímetres termoluminescents* (TLD), els quals permeten fer mesures en punts localitzats gràcies a les seves petites dimensions. El principal inconvenient d'aquesta metodologia és la impossibilitat de posicionar els detectors de radiació en els òrgans o teixits on la mesura de dosi és interessant, de manera que només és possible mesurar dosis a la superfície del pacient (dosis a l'entrada o a la sortida del pacient) o en cavitats externes que permetin la col·locació dels dosímetres. Una alternativa per conèixer la dosi en òrgans interns és l'ús de maniquins antropomòrfics, compostos per materials que simulen alguns teixits com ara esquelet, múscul, pulmó i greix. Aquests maniquins estan constituïts per diferents talls, i a dins s'hi poden col·locar els TLD.

Tot i així, una certa preocupació per la fiabilitat i la precisió en les seves mesures, així com la necessitat de disposar d'equipament específic per fer-ne els calibratges i les lectures de dosi corresponents, posen en dubte que aquest tipus de metodologia sigui la més adequada per a l'estimació de dosi. Si, a més a més, s'afegeix que els maniquins utilitzats en aquestes mesures no representen amb precisió els humans estàndard, sorgeix la necessitat de buscar eines alternatives per calcular dosis en pacients.

2.2 Simulacions de Montecarlo

Una de les eines més utilitzades actualment és la simulació de Montecarlo (MC), la qual permet avaluar la dosi del pacient en diversos equips i maniquins sota diferents

condicions. Durant els últims anys, seguint aquesta línia d'investigació, la Unitat de Física Mèdica de la Universitat Rovira i Virgili (URV) ha desenvolupat un programa basat en simulació de MC, concretament utilitzant el codi EGS4 (Electron Gamma Shower, versió 4). Aquest programa de simulació permet tenir en compte les característiques específiques de l'equip de TC i reproduïx el transport de la radiació sobre maniquins virtuals. Per fer una simulació suficientment precisa dels processos d'interacció del feix de fotons, s'han tingut en compte tant les característiques que defineixen la geometria intrínseca del feix (la mida efectiva del focus, l'angle de l'ànode, la penombra, la distància focus-isocentre, la filtració primària, el filtre de forma, l'efecte anòdic, l'angle d'inici i final de la irradiació i la influència dels col·limadors en les dimensions del camp d'irradiació), com els paràmetres relacionats amb el protocol d'adquisició emprat i la distribució espectral dels raigs X. D'altra banda, els maniquins virtuals són objectes tridimensionals dividits en vòxels, que s'han implementat al programa de simulació mitjançant la segmentació dels diferents tipus de teixits o materials, els quals estan definits per paràmetres com ara la densitat i la composició química.

2.3 Aplicacions

El gran avantatge d'aquest programa és la seva flexibilitat, ja que es pot adaptar a qualsevol tipus d'escàner de radiodiagnòstic. És per aquest motiu que les seves aplicacions han anat variant des de l'inici del seu desenvolupament. Inicialment, per tal de validar el programa, es va estudiar la dosi absorbida en aire en maniquins cilíndrics i en maniquins antropomòrfics en equips de TC com el HiSpeed LX/i (General Electric Medical Systems, Milwaukee, USA) i l'Helicat II (Elscent/Philips, Eindhoven, Holanda). Els resul-

tats de les simulacions es van comparar amb les mesures realitzades mitjançant càmeres d'ionització i dosímetres TLD. La gran compatibilitat dels resultats va permetre validar el programa de simulació i poder-lo utilitzar a partir d'aquí per a diferents aplicacions i amb objectius concrets com ara fe estimacions de dosis impartides en objectes de diferent forma i composició mitjançant la seva divisió en vòxels (models obtinguts a partir de les pròpies imatges de TC dels objectes) o bé analitzar la influència de la utilització de diferents paràmetres geomètrics, del feix o d'adquisició de l'equip en les dosis impartides als pacients.

Una de les aplicacions es va basar en l'estudi comparatiu de dosis en pacients estàndards i no estàndards [3]. A partir de les imatges obtingudes per TC de tòrax i pelvis dels mateixos pacients es van reconstruir els corresponents models basats en vòxels per implementar-los en les simulacions, les quals es van fer utilitzant els paràmetres constants per a tots els pacients. Els resultats obtinguts van confirmar la necessitat de seleccionar específicament els factors d'exposició de l'escàner depenent de la mida del pacient en exàmens mitjançant TC. L'estudi va concloure que el mètode de simulació basat en els models dividits en vòxels era útil per analitzar les distribucions de dosi en pacients individuals i, per tant, per optimitzar els protocols de TC per a aquest tipus de pacients (vegeu la figura 1).

Es va seguir un procediment similar en el desenvolupament de l'estudi de dosis en pacients pediàtrics. Es van modelitzar maniquins pediàtrics dividits en vòxels a partir d'imatges obtingudes per TC de pacients reals i a partir de maniquins d'aigua que representaven el tronc de pacients pediàtrics per a diferents grups d'edat compreses entre els nounats i els quinze anys. Les diferències obtingudes en les dosis en els diferents grups d'edat en el cas de seleccionar paràmetres d'adquisició constants per a tots ells

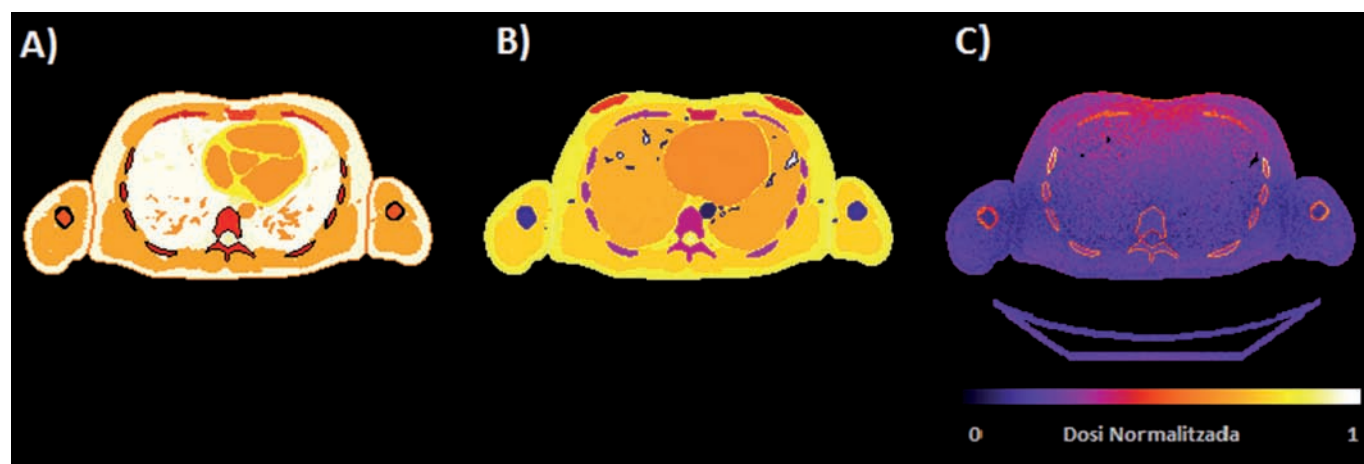


Figura 1: Secció axial amb la segmentació en materials (imatge A) i en òrgans (imatge B). La imatge C mostra el mapa de dosi obtingut en simular una irradiació de tòrax incloent l'atenuació i la radiació dispersa originada per la taula d'exploració. L'escala de referència de dosi s'ha normalitzat al valor màxim

van confirmar la necessitat d'utilitzar paràmetres específics per a exàmens mitjançant TC amb pacients pediàtrics en funció de l'edat.

Una altra aplicació basada en l'ús del programa de simulació desenvolupat es va publicar en un estudi sobre l'eficàcia dels blindatges de bismut utilitzats en ulls, tiroides i pit en exàmens mitjançant TC per a pacients adults [4]. Per a aquest treball, el programa es va adaptar per a un nou equip de TC, Aquilion16CFX (Toshiba, Japan). En aquest equip, es van fer les exploracions reals utilitzant blindatges, disponibles comercialment, en un maniquí antropomòrfic, per tal d'obtenir les imatges i quantificar-ne el soroll en teixit tou. Mitjançant simulació, es van calcular les dosis absorbides en el model dividit en vòxels del maniquí antropomòrfic, de manera que va ser possible avaluar la dosi i la qualitat d'imatge simultàniament. Els resultats obtinguts van demostrar que el soroll en les imatges augmentava en les zones on s'utilitzava el blindatge i, per tant, es va concloure que la dosi en òrgans es podia reduir més eficientment disminuint la càrrega del tub que utilitzant els blindatges.

Posteriorment, la comercialització de nous equips de TC va anar introduint moltes peculiaritats tècniques, de manera que es van implementar nous equips, com l'Aquilion 64, al programa amb l'objectiu de reproduir estudis TC molt més específics [5]. En aquest cas, es van estimar les dosis que reben els pacients en protocols de TC cardíacs que utilitzen 64 files de detectors, concretament d'angiografia coronària (CTA). L'estudi va concloure que les eines utilitzades fins ara subestimaven les dosis efectives rebudes pels pacients.

En els últims anys, Toshiba Medical Systems ha començat a comercialitzar un escàner de TC de feix cònic de 320 fileres de detectors, l'Aquilion ONE, que és capaç d'adquirir simultàniament una longitud nominal de 160 mm en una única rotació de 0,35 s. Aquestes característiques es tradueixen en una reducció del temps d'irradiació, una minimització dels artefactes de moviment i una eliminació de la sobreexposició (*overbeaming*) i, d'aquesta manera, en una reducció de dosi en els pacients. Des de l'aparició de l'Aquilion ONE, i a causa de les seves característiques, algunes quantitats de dosis de referència, com ara el CTDI, han hagut de ser redefinides [6]. A més a més, algunes exploracions i protocols específics de TC s'han adaptat a aquest nou equipament.

Actualment, s'està duent a terme un estudi sobre les dosis en òrgans i dosis efectives en exploracions d'aquest equip en concret. Per aquest motiu, s'han implementat les seves característiques (geomètriques, de feix, espectrals i de modulació de corrent del tub) al programa de simulació i s'ha validat mitjançant mesures experimentals de dosis de referència en TC (CTDI). Alhora, s'han implementat també els nous maniquins antropomòrfics dividits en vòxels, proposats per la ICRP a la seva publicació número 110, els quals representen l'home (AM) i la dona

(AF) adults estàndard i pretenen ser la referència internacional per calcular l'exposició de dosi en pacients adults (vegeu la figura 2). A partir d'aquest programa de simulació adaptat i validat per l'Aquilion ONE, s'han estimat les dosis en òrgans i les dosis efectives rebudes per pacients estàndard en alguns dels protocols generals utilitzats per l'equip. No obstant això, aquestes exploracions no són les més habituals en aquest model d'escàner. Per aquest motiu, en els pròxims anys, la investigació se centrarà en els estudis de TC més comuns en l'Aquilion ONE, com ara l'angiografia o la perfusió.

En paral·lel, s'està fent un estudi sobre l'estimació de dosis en equips de TC de feix cònic (CBCT) per a radiologia oral i maxil·lofacial [7]. Per al càlcul de dosis en òrgans i dosis efectives rebudes pels pacients s'utilitza el programa MC adaptat i validat per a l'equip i-CAT CBCT [8] i els maniquins de referència AM i AF de la ICRP. En aquest treball, s'avaluen les dosis rebudes en funció de l'angle d'adquisició, de la mida del camp i de la posició del feix respecte als òrgans més radiosensibles. A més a més, s'estudia la correlació entre el producte dosi-àrea (DAP) mesurat en l'equip i les dosis efectives calculades mitjançant simulació. En futurs treballs, es té previst aplicar la mateixa metodologia per avaluar les dosis en exploracions diagnòstiques orals i maxil·lofacials en altres equips de CBCT.



Figura 2: D'esquerra a dreta, imatges coronals i sagitals dels materials, els òrgans que computen en el càlcul de la dosi efectiva i la imatge tridimensional, de l'AF (fila superior) i l'AM (fila inferior)

3 Protecció radiològica ambiental

3.1 Introducció

A Espanya, hi ha vuit reactors nuclears en operació, ubicats en sis centrals nuclears que produeixen, en l'actualitat, aproximadament el 20 % de la capacitat elèctrica del país. Tres d'ells estan ubicats a Catalunya i s'anomenen Vandellòs-II, Ascó-I i Ascó-II.

El Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) és l'organisme nacional responsable de la protecció de les persones dels efectes nocius de les radiacions ionitzants. Per tal de garantir que els nivells de radioactivitat estan d'acord amb els límits legals, el CSN disposa d'una xarxa de vigilància anomenada Red de Vigilancia Radiológica Ambiental (REVIRA). Aquesta xarxa es compon de dues subxarxes: la Red de Estaciones Automáticas (REA) i la Red de Estaciones de Muestreo (REM). La REA implica diversos tipus de mesures de la radiació a distància, en temps real i *in situ*, mentre que la REM està basada en el mostreig (aire, aigua, aliments, terra i sediments), seguit d'una anàlisi al laboratori.

A Catalunya, la gestió de REVIRA està transferida al Servei de Coordinació d'Activitats Radioactives de la Generalitat de Catalunya i integrat amb la seva pròpia xarxa de vigilància radiològica en temps real. Des de l'any 2006, la Unitat de Física Mèdica de la URV s'encarrega de fer els treballs de control, manteniment tècnic, calibratge, anàlisi de dades i gestió de les estacions automàtiques de mesura en temps real que integren la Xarxa de Vigilancia Radiológica de la Generalitat de Catalunya.

L'experiència adquirida durant aquest període amb la Xarxa de Vigilancia Radiológica va permetre fer un estudi complet de les seves capacitats on es va definir un criteri per identificar increments radiològics, però també es va posar de manifest la necessitat d'obtenir més informació radiològica en temps real per tal de classificar-los més eficaçment [9]. Així, com a solució al problema es va fer palesa la necessitat d'implementar nous sistemes de detecció que permetessin la identificació d'isòtops radioactius en temps real.

Per tant, es va optar per dissenyar i desenvolupar tres tipus d'equips de mesura de la radioactivitat ambiental: un monitor de riu, un monitor d'aerosols sobre filtre i un monitor de mesura directa. Els equips desenvolupats estan basats en la tècnica d'espectrometria gamma i utilitzen cristalls d'escintil·lació de NaI(Tl) o LaBr₃(Ce) com a detectors. L'espectrometria gamma consisteix a identificar i quantificar els diferents isòtops radioactius mitjançant l'obtenció de l'espectre energètic de les partícules gamma originades durant els seus processos de desintegració radioactiva.

3.1.1 Espectrometria gamma

El procés de mesura mitjançant espectrometria gamma comença quan la radiació gamma incideix al detector i interacciona amb el cristall d'escintil·lació, que emet una quantitat de llum proporcional a l'energia de la radiació incident. Aquesta llum és recollida al fotocàtode, que per efecte fotoelèctric emet electrons. Aquests electrons són recollits al tub fotomultiplicador, que té com a objectiu multiplicar-ne el nombre per tal de fer una primera amplificació del senyal elèctric que generen. Aquest senyal és recollit primerament per un preamplificador i posteriorment per un amplificador fins que el senyal és adequat per arribar a una targeta multicanal connectada a un ordinador. Aquesta targeta és capaç de discriminar els impulsos recollits en canals de forma gairebé proporcional a l'energia de les partícules gamma incidents, cosa que permet finalment generar un histograma energètic.

Per tal d'establir la relació entre el número de canal i l'energia de la partícula gamma detectada, cal fer un calibratge en energia, que s'ha de realitzar amb fonts radioactives conegudes. Així, els isòtops més habituals utilitzats per calibrar equips d'espectrometria gamma per vigilància radiològica ambiental són ²⁴¹Am, ¹³³Ba, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co i ¹⁵²Eu.

No obstant això, aquesta relació es veu afectada de forma significativa com a conseqüència dels canvis de temperatura que pateix el detector pel fet d'estar mesurant a l'aire lliure. Per tant, s'ha de corregir aquest efecte i així aconseguir estabilitzar els espectres. Els sistemes electrònics digitals més moderns inclouen sistemes que ho corregeixen automàticament, però si no és així, cal corregir aquest efecte mitjançant mètodes numèrics [10].

D'altra banda, com que el procés de mesura no és ideal, cal tenir en compte el que s'anomena *resolució energètica del detector*. La resolució d'un detector és la capacitat que té de distingir dues partícules gamma d'energies molt properes. Així, com a conseqüència de la resolució limitada dels detectors, l'espectre d'una font gamma monoenergètica no és una delta de Dirac centrada en l'energia de l'emissió, sinó que és una distribució gaussiana al voltant d'ella. L'amplada d'aquesta gaussiana depèn bàsicament de l'energia de la partícula gamma incident i es pot establir una relació entre elles mitjançant el calibratge en resolució, que s'estableix també experimentalment.

Finalment, l'últim calibratge necessari en un detector d'espectrometria gamma és el càlcul de l'eficiència de detecció. L'eficiència de detecció és un paràmetre que relaciona el nombre de partícules detectades d'una certa energia amb el nombre de partícules totals emeses per una font radioactiva per unitat de temps (activitat d'una font radioactiva). Aquest paràmetre, per a un mateix detector, depèn bàsicament de l'energia de les partícules gamma i de la distribució espacial d'aquestes. Per tant, si es vol fer de forma experimental un calibratge en eficiència

complet, que compregui tot el rang energètic d'interès, s'ha de disposar de múltiples fonts radioactives d'activitat coneguda que tinguin la mateixa geometria que tindran quan es mesurin amb el detector. Així, per exemple, si es volgués calcular l'eficiència d'un detector mesurant directament a l'aire prop de la central de Fukushima després de l'accident, caldria disposar de diverses fonts radioactives d'activitat coneguda i distribuïdes de la mateixa forma que el núvol radioactiu de l'accident. Aquest fet, que a la pràctica és inviable, fa necessari l'ús de simulacions pel mètode de MC, que permeten simular qualsevol situació difícil de reproduir experimentalment o bé complementar amb més dades les que sí que es poden reproduir.

3.2 Simulacions de Montecarlo

Per tal d'efectuar les simulacions dels detectors d'espectrometria, utilitzem el paquet de subrutines EGS5. Aquest paquet de subrutines serveix per simular les trajectòries i interaccions tant d'electrons com de partícules gamma a la matèria. Per utilitzar EGS5, cal programar un codi d'usuari que controla les subrutines [11].

El codi d'usuari ha d'incloure tota la informació sobre la font de radiació (tipus de partícules, energies i probabilitats d'emissió, posició i geometria, direcció de les emissions, etc.) i sobre la geometria del detector (components, mides, materials, etc.). A més, el codi d'usuari ha d'incloure tots els càlculs necessaris associats a les quantitats que es volen obtenir (energia total dipositada, obtenció de l'espectre energètic, càlcul d'eficiències, càlcul d'incerteses de les magnituds calculades, etc.). En particular, per al càlcul d'eficiències de detecció de fonts radioactives molt extenses, és recomanable utilitzar tècniques de reducció de variància.

3.3 Aplicació als equips desenvolupats

L'aplicació concreta de l'espectrometria gamma i les simulacions de MC s'ha fet en els tres monitors de radioactivitat desenvolupats (vegeu la figura 3). Les simulacions permeten calcular l'eficiència de cadascun dels equips i l'espectre energètic (vegeu la figura 4), sigui amb un detector de NaI(Tl) o un de LaBr₃(Ce).

El primer equip, es tracta d'un monitor de la radioactivitat en aigua de riu [12]. El monitor recull aigua del riu mitjançant una bomba d'aspiració i aquesta s'analitza en una cubeta (blindada amb plom per reduir la radiació de fons) on es troba el detector d'escintil·lació.

El segon equip està constituït per una bomba d'aspiració d'aire que permet la circulació de l'aire a través d'un filtre [13]. El filtre, que reté els isòtops radioactius, es fa passar per sobre d'un cristall d'escintil·lació (tot inclòs dins d'un blindatge de plom) que permet la detecció de les partícules gamma i la posterior identificació isotòpica.

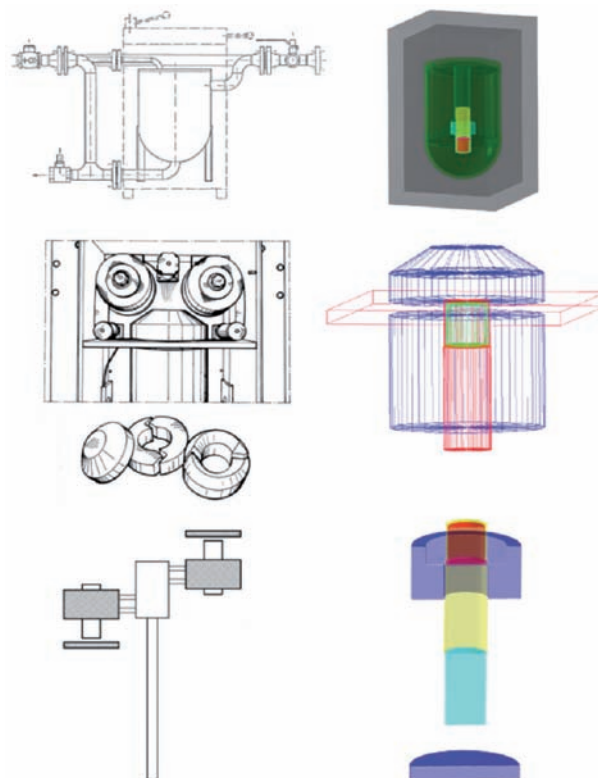


Figura 3: Esquemes dels equips desenvolupats (esquerra) i geometries utilitzades en les simulacions de Montecarlo (dreta)

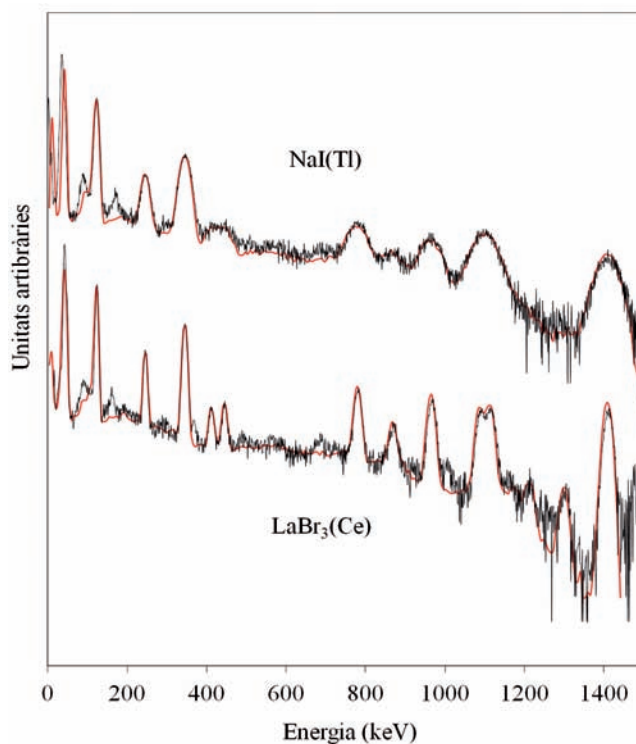


Figura 4: Espectres reals (negre) i simulats (vermell) per una font d'¹⁵²Eu, obtinguts amb un detector de NaI(Tl) i amb un de LaBr₃(Ce)

L'equip funciona automàticament i tots els seus paràmetres es poden controlar i programar remotament.

El tercer equip consta de dos cristalls d'escintil·lació, orientats verticalment i en sentits contraris, que mesuren la radioactivitat ambiental directament (no hi ha un procés de concentració dels isòtops radioactius com en els altres dos equips) [14]. Aquesta disposició geomètrica, juntament amb un blindatge de plom, permet diferenciar la radioactivitat que prové d'un núvol radioactiu respecte de la que prové de partícules radioactives depositades a terra. Així, en cas que hi hagi una emissió radioactiva, es pot identificar i caracteritzar més adequadament.

Una vegada desenvolupats i calibrats (energia, resolució i eficiència), els tres tipus d'equips ja estan preparats per obtenir mesures amb significat físic. En particular permeten identificar i quantificar els isòtops radioactius involucrats en possibles increments radiològics, de manera que proporcionen una informació de vital importància a l'hora de prendre decisions relacionades amb la PR sobre les persones i el medi ambient.

Bibliografia

- [1] D.W.O ROGERS. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. *Phys. Med. Biol*, **51(13)**, (2006) R287-301.
- [2] J. BARÓ, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA, R. MAYOL, F. SALVAT, A. SÁNCHEZ-REYES, J. SEMPAU. Simulació Montecarlo del transport d'electrons i fotons d'alta energia. *Revista de Física*, **12**, (1997) 38-46.
- [3] M. SALVADÓ, M. LÓPEZ, J.J. MORANT, A. CALZADO. Monte Carlo calculations of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Radiat. Prot. Dosim*, **114(1-3)**, (2005) 364-368.
- [4] J. GELEIJNS, M. SALVADÓ, W. VELDKAMP, M. LÓPEZ, A. CALZADO. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. *Eur. Radiol*, **16(10)**, (2006) 2334-2340.
- [5] J. GELEIJNS, R.M.S. JOEMAI, M. DEWEY, A. DE ROOS, M. ZANKL, A. CALZADO, M. SALVADÓ ARTELLS. Radiation Exposure to Patients in a Multicenter Coronary Angiography Trial (CORE 64). *Am. J. Roentgenol*, **196(5)**, (2011) 1126-1132.
- [6] J. GELEIJNS, M. SALVADÓ, P.W. DE BRUIN, R. MATHER, Y. MURAMATSU, M.F. MCNITT-GRAY. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Phys. Med. Biol*, **54(10)**, (2009) 3141-3159.
- [7] J.J. MORANT, M. SALVADÓ, I. HERNÁNDEZ-GIRÓN, R. CASANOVAS, R. ORTEGA, A. CALZADO. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac. Radiol*, **42(3)**, (2013) 9255589.
- [8] J.J. MORANT, M. SALVADÓ, R. CASANOVAS, I. HERNÁNDEZ-GIRÓN, E. VELASCO, A. CALZADO. Validation of a Monte Carlo simulation for dose assessment in dental cone beam CT examinations. *Phys. Med*, **28(3)**, (2012) 200-209.
- [9] R. CASANOVAS, J.J. MORANT, M. LOPEZ, I. HERNANDEZ-GIRON, E. BATALLA, M. SALVADÓ. Performance of data acceptance criteria over 50 months from an automatic real-time environmental radiation surveillance network. *J. Environ. Radioact*, **102**, (2011) 742-748.
- [10] R. CASANOVAS, J.J. MORANT, M. SALVADÓ. Temperature peak-shift correction methods for NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) gamma-ray spectrum stabilization. *Radiat. Meas*, **47**, (2012) 588-595.
- [11] R. CASANOVAS, J.J. MORANT, M. SALVADÓ. Energy and resolution calibration of NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) scintillators and validation of an EGS5 Monte Carlo user code for efficiency calculations. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A*, **675**, (2012) 78-83.
- [12] R. CASANOVAS, J.J. MORANT, M. SALVADÓ. Implementation of gamma-ray spectrometry in two real-time water monitors using NaI(Tl) scintillation detectors. *Appl. Radiat. Isot*, **80**, (2013) 49-55.
- [13] R. CASANOVAS, J.J. MORANT, M. SALVADÓ. Development and calibration of a real-time airborne radioactivity monitor using gamma-ray spectrometry on a particulate filter. *IEEE Trans. Nucl. Sci*, **61(2)**, (2014) 727-731.
- [14] R. CASANOVAS, J.J. MORANT, M. SALVADÓ. Development and calibration of a real-time airborne radioactivity monitor using direct gamma-ray spectrometry with two scintillation detectors. *Appl. Radiat. Isot*, **89**, (2014) 102-108.