

Protecció radiològica del pacient pediàtric en les exploracions de tomografia computada

Grup de Treball de Prevenció de les Radiacions Ionitzants Innecessàries en Edat Pediàtrica

Components del grup: Montserrat Ribas¹, Agustín Ruiz¹, Goya Enríquez², Glòria Oliva³, Pilar García-Peña⁴, Teresa Maristany⁵, Carmina Duran⁶, Eugènia Rodríguez⁷, Victòria Garriga⁸, Joan Baños⁹, Jordi Muchart⁵, Lluís Riera⁶, Anna Casadesús⁴, Ana Català⁴, Carlos Rodrigo¹⁰, Antoni Capdevila¹, César García-Fontecha⁴, Laura Navarro³, Fernando Álava³, Josep Davins³ i Roser Vallès³.

¹Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona; ²Vall d'Hebron Institut de Recerca. Barcelona; ³Servei de Promoció de la Seguretat dels Pacients. Direcció General d'Ordenació i Regulació Sanitàries. Departament de Salut. Generalitat de Catalunya; ⁴Hospital Universitari Vall d'Hebron. Barcelona; ⁵Hospital Sant Joan de Déu. Esplugues de Llobregat; ⁶UDIAT-SDI Corporació Sanitària i Universitària Parc Taulí. Sabadell; ⁷Cap del SDPI Poble Nou. Barcelona; ⁸Hospital General de Granollers; ⁹Hospital Universitari Doctor Josep Trueta. Girona; ¹⁰Hospital Germans Trias i Pujol. Badalona.

Introducció

La tomografia computada (TC) ha esdevingut una valuosa eina de diagnòstic per la imatge i, com a tal, s'ha experimentat un augment notable del seu ús en els darrers anys. Però aquesta eina diagnòstica implica l'exposició del pacient a radiació ionitzant. Malgrat que representa el 8% dels estudis radiològics realitzats, és responsable d'aproximadament el 47% de les dosis de radiació administrades¹. Es considera que el 33% de les exploracions amb TC es practiquen a pacients amb edat inferior als 10 anys^{2,3}.

Estudis recents vinculen l'ús de la TC en infants amb un increment del risc de patir leucèmia o tumors cerebrals, quan les dosis de radiació impartides superen determinats valors^{4,5}. No obstant això, aquest risc, analitzat individualment per a un pacient concret, és petit en comparació al benefici clínic que aporta la TC⁶.

Cal tenir en compte certes consideracions especials en el cas de l'exposició mèdica a la radiació en pacients pediàtrics:

- Els nens i els adolescents són més sensibles a la radiació, degut a una major radiosensibilitat d'òrgans i teixits (en fase de creixement)^{2,3,7}.
- Els nens i els adolescents tenen una expectativa de vida més llarga i, per tant, un període major per manifestar possibles danys derivats de l'exposició a la radiació^{2,3,7}.
- Els nens poden rebre una dosi de radiació més gran de la necessària en cas de fer servir procediments de TC per a adults (no optimitzats). Fent servir els mateixos paràmetres d'exploració, la dosi rebuda per un nen pot ser quatre vegades superior a la d'un adult^{2,8,9}.

Així doncs, el risc de desenvolupar càncer relacionat amb l'exposició a la radiació pot ser bastant més alt per a un nen o un adolescent en comparació amb el d'un adult sotmès al mateix estudi de TC. Per tant, és important incidir en el fet que cal adaptar els protocols de les exploracions a les dimensions i característiques d'aquests pacients^{2,3,7-10}.

Atès el grau de sofisticació tecnològica que impliquen els procediments radiològics amb TC, és molt important la formació i qualificació de tot el personal implicat en el seu desenvolupament, tant dels metges radiòlegs com del personal tècnic que opera amb aquest equipament. En aquest sentit, és necessari conèixer adequadament com és el funcionament, tant a nivell de maquinari (*hardware*) com de programari (*software*), dels equips de TC, així com estar familiaritzats amb els paràmetres relacionats amb la dosi de radiació en aquesta modalitat d'imatge⁷.

A més, atès el tipus de pacient de què es tracta (nens i adolescents), és important reforçar els serveis de radiologia amb radiòlegs pediàtrics, que tinguin una formació especialitzada tant en l'àmbit del diagnòstic per la imatge com en el de pediatria¹¹. Tenint en compte les característiques pròpies dels pacients pediàtrics, seria recomanable que el radiòleg estigués sempre supervisant l'exploració, amb presència física al llarg d'aquesta en casos especialment complexos.

Aquest article pretén ser una guia inicial per al desenvolupament de protocols d'exàmens pediàtrics de TC. Abastar totes les possibles situacions clíniques que es poden donar és pràcticament impossible; per tant, les recomanacions que s'estableixen a continuació són generals i per a les situacions més habituals. Hi haurà casos en què la seva aplicació no serà totalment factible i quedarà a criteri dels professionals implicats fer les modificacions que considerin oportunes partint de la seva experiència.

Justificació i optimització dels exàmens amb TC

És necessari que la indicació de TC en pacients pediàtrics es fonamenti en l'evidència científica i que les guies de pràc-

Correspondència: Dr. Agustín Ruiz
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau
C/ Sant Antoni M. Claret, 167
08025 Barcelona
Tel. 935 537 745
Adreça electrònica: aruizma@santpau.cat

tica clínica recomanin quan està indicat un examen de TC per a una determinada patologia. Quan estiguin indicats, es duren a terme únicament els exàmens de TC estrictament necessaris, després d'haver investigat si existeixen exàmens previs. Així mateix, quan existeixi una tècnica alternativa que no impliqui l'exposició a la radiació —o amb una exposició que sigui menor— i que pugui proporcionar la informació diagnòstica necessària, sempre s'optarà per aquesta alternativa (ecografia, ressonància magnètica...) ^{2,3,7,11}.

En el cas d'exàmens pediàtrics amb TC, cal fer servir protocols optimitzats a les dimensions i característiques d'aquest tipus de pacient ^{2,7,9,10}:

- Adaptar el kilovoltatge (kV) i la càrrega (mAs) a la mida del nen.

- Minimitzar el temps d'exposició, a través d'una selecció adequada del desplaçament de la taula per a cada rotació (*pitch*).

- En general, no estan indicats els exàmens amb múltiples fases, amb més d'una sèrie d'escaneig: sense contrast, amb contrast en fase arterial i amb contrast en fase venosa. Afegir més sèries d'escaneig augmenta de forma important l'exposició a la radiació i, per tant, el risc de càncer associat.

- Escanejar únicament l'àrea indicada per obtenir la informació diagnòstica que es necessita, d'acord amb la mida i l'edat del pacient.

La recomanació general és desenvolupar protocols per pacients pediàtrics intentant obtenir una qualitat d'imatge adequada, suficient per poder realitzar el diagnòstic. En aquest sentit cal tenir en compte que, per les característiques específiques de la formació de la imatge radiològica tomogràfica, una sobreexposició sempre produirà imatges de gran qualitat, però amb una dosi de radiació per al pacient superior a la necessària. Una imatge poc sorollosa habitualment implica una dosi alta de radiació. Per contra, una imatge sorollosa pot ser vàlida per realitzar un diagnòstic, amb una dosi de radiació raonable ^{3,7,10}.

Protocols pediàtrics en exploracions amb TC

Les exploracions radiològiques amb TC que es realitzin a pacients pediàtrics han de disposar de protocols per al seu desenvolupament exclusius per a aquest tipus de pacient i clarament diferenciats dels protocols per a adults. És responsabilitat dels radiòlegs i del personal tècnic d'operació, amb la col·laboració d'especialistes en radiofísica, la revisió dels procediments disponibles en els equips de TC dels seus centres per tal d'optimitzar-los en pacients pediàtrics. Cal tenir en compte que, degut a les dimensions més petites dels nens, aplicar la mateixa tècnica que en el cas d'un adult comportarà una dosi de radiació comparativament més elevada degut a la poca atenuació del feix quan travessa el pacient.

A continuació, s'indiquen una sèrie d'aspectes a tenir en compte per desenvolupar protocols d'exploracions amb TC en el cas de pacients pediàtrics, basats en material formatiu

de la *International Atomic Energy Agency* (IAEA) ⁷. Les recomanacions següents s'han de prendre com un punt de partida general per tal que el personal implicat en la realització d'aquest tipus d'exploració disposi d'una informació inicial per a desenvolupar-los. Però el procés d'optimitzar protocols radiològics ha de ser sempre dinàmic i l'experiència del dia a dia ha de servir per millorar-les tenint sempre com a objectiu la qualitat d'imatge més adequada que serveixi per al diagnòstic amb la mínima dosi de radiació. També és important la implicació dels fabricants dels equips en aquest àmbit, atès que són els qui coneixen millor els seus sistemes i poden aportar informació molt útil en relació amb la viabilitat d'aquest tipus de procediment.

1) Aspectes generals

- Per a la majoria de nens, pot ser suficient emprar kV baixos. A més, alguns equips de TC moderns incorporen algorismes de reconstrucció optimitzats per a kV baixos, de manera que es poden aconseguir imatges de molt bona qualitat amb un estalvi important de dosi per al pacient.

- Els temps de rotació curts redueixen els artefactes deguts a moviment i, en procediments cardíacs, permeten imatges més detallades.

- La càrrega està relacionada tant amb la dosi com amb la qualitat de la imatge. Incrementar els mAs pot millorar considerablement la qualitat de la imatge, però al mateix temps incrementa la dosi de radiació que rep el pacient de forma directament proporcional. Per tant, cal fer una selecció de càrrega òptima, que ens proporcioni una imatge de qualitat diagnòstica amb el mínim possible de dosi impartida al pacient.

- Incrementar el *pitch* pot permetre un temps d'exploració més curt i (en alguns equips) una reducció de la dosi impartida al pacient. No obstant això, en aquest cas és important conèixer com estan definits els paràmetres d'adquisició, ja que podria ser que un augment del *pitch* impliqués un augment de la dosi, com en els equips de TC en què se selecciona un valor fixat de mAs/tall o de mAs efectiu.

- TC multidetector (TCMD): El major benefici de la TCMD és l'augment de la velocitat d'adquisició, que no ha de comportar necessàriament una reducció de la dosi. En les adquisicions helicoidals, cal tenir en compte l'efecte de l'*overranging* —necessitat de l'equip de fer rotacions addicionals en els extrems de la zona d'exploració per poder reconstruir els talls dels extrems— atès que comporta un augment de la dosi rebuda pel pacient. En aquest sentit, és important fer servir equips de TCMD on el nombre de detectors (corones) estigui optimitzat per tal que l'*overranging* sigui el menor possible. També és important fer una selecció adequada de la col·limació (N x T: producte del nombre de detectors per la longitud del detector) per reduir l'*overranging*. Els equips de TCMD tenen el potencial d'impartir una dosi més elevada ja que es tracta de feixos de radiació més amples.

– Els equips de TC moderns disposen de sistemes que permeten controlar automàticament l'exposició, modificant la intensitat del corrent (mA) en funció del gruix del pacient. Aquests sistemes de modulació de mA són la millor estratègia per reduir la dosi que reben els pacients, especialment en el cas dels equips de TCMD. Es poden aconseguir reduccions de dosi del 20%-60% sense pèrdua apreciable de la qualitat de la imatge.

– En pacients pediàtrics s'han d'evitar els estudis multifase, amb més d'una sèrie. Habitualment amb una única sèrie és suficient. Els estudis pre- i postcontrast o sèries retardades rarament aporten informació addicional en el cas dels nens i poden doblar o triplicar la dosi rebuda.

2) Col·limació i gruix de tall

– S'ha d'intentar que la col·limació sigui la màxima possible, compatible amb la mida del pacient, amb el gruix de tall que es necessita en la visualització (1 o 1,5 mm en la majoria dels casos) i del tipus d'aplicació que es tracti (aplicacions que requereixin alta resolució, probablement necessitin col·limacions petites).

– Les col·limacions petites en TCMD (gruix de tall petit, en el cas de TC monotall) poden implicar dosis més elevades al pacient atès que s'ha d'incrementar la càrrega (mAs) per mantenir la qualitat de la imatge.

3) *Pitch* (avanç de la taula en cada rotació)

– En equips de TC monotall es recomana *pitch* = 1,5 per a la majoria de les exploracions. Això pot implicar el 25% menys de dosi que si s'escull *pitch* = 1.

– En equips de TCMD no es compleix necessàriament la regla anterior. Si l'equip manté fixada la càrrega per tall, un valor de *pitch* superior a 1 pot implicar un augment de mAs, per tal de mantenir constant la qualitat de la imatge en cada tall. És essencial conèixer com està definit el paràmetre mAs per poder escollir adequadament el valor de *pitch*. Generalment, en equips de TCMD el *pitch* acostuma a ser un valor proper a 1.

4) Kilovoltatge (kV)

– Per a pacients pediàtrics, hi ha pocs avantatges en fer servir kV alts, especialment si es fan servir també intensitats de corrent (mA) elevades, ja que pot implicar una dosi elevada per al pacient.

– En el cas de nens, fer servir 100 kV, o fins i tot 80 kV, pot ser suficient, sobretot en el cas de pacients amb pes inferior a 45 kg.

– En el cas d'adolescents, 100 kV per exploracions de tòrax i 120 kV per les d'abdomen pot ser suficient.

5) Càrrega (mAs)

– S'ha de fer servir la càrrega més baixa possible.
– Només les exploracions que requereixin una alta definició d'imatge poden necessitar càrrega elevada.

– L'ús de sistemes de modulació de la intensitat de corrent (mA) en funció del gruix del pacient pot implicar reduccions de dosi, en l'àmbit pediàtric, de fins al 60%³. Els sistemes de modulació actuen en funció del gruix de pacient: Longitudinalment: al llarg de l'eix axial del pacient (eix z); Angularment: en el pla transversal del pacient (eixos x-y); Combinant els anteriors. Poden produir imatges sorolloses quan el pacient és molt prim, però també cal tenir en compte que aquests sistemes estan pensats per a optimitzar l'exposició en pacients "irregulars" i ha de ser el personal que realitza l'exploració qui determini la idoneïtat del seu ús.

– Quan l'equip no disposi de sistema d'exposició automàtic, cal reduir el mA segons el diàmetre del pacient fent servir taules d'exposició. D'aquesta manera també es poden aconseguir reduccions importants de la dosi impartida al pacient.

6) Angulació de l'estatiu (*gantry*)

– Un estatiu sense angulació (perpendicular a la taula) implica la irradiació d'un volum menor i, per tant, es recomana fer servir sempre aquesta configuració.

– Excepcionalment, pot ser necessari fer servir l'angulació per evitar l'exposició al feix de radiació dels teixits i estructures especialment sensibles (per exemple, els ulls en el cas d'exploracions del cervell).

7) Rang (longitud) a explorar

– La zona a explorar ha de ser la mínima possible requerida per obtenir la informació necessària i cal ser molt restrictiu en la definició dels límits inferior i superior.

– S'han d'optimitzar el tipus i els paràmetres de l'escaneig (col·limació/gruix de tall, *pitch*) per aconseguir una cobertura adequada del volum a explorar, evitant al màxim el solapament del feix de radiació entre rotacions. En determinats casos, pot ser suficient un simple escaneig axial en comptes d'un d'helicoïdal.

– Maximitzar el gruix de tall de la imatge reconstruïda i/o la col·limació pot millorar la qualitat de la imatge i comportar una reducció de la dosi impartida al pacient.

– Cal tenir en compte, com es veurà més endavant, que la dosi efectiva rebuda pel pacient està relacionada amb el producte dosi-longitud (DLP) i, per tant, serà més gran quan augmentem la longitud de l'exploració.

– En cas de ser necessari dur a terme un estudi amb múltiples sèries, cal utilitzar longituds d'escaneig més curtes per a les sèries addicionals.

8) Posicionament del pacient

– S'ha de posicionar correctament el pacient: al centre del *gantry* de l'equip.

– El centratge correcte del pacient evita l'aparició d'artefactes i manté la màxima distància possible entre la font de radiació i les superfícies d'entrada del pacient¹¹.

– El funcionament dels sistemes de modulació de mA és més òptim quan el pacient està correctament centrat en el gantry¹².

9) Algorismes de reconstrucció i filtres d'imatge

– S'han de fer servir els algorismes de reconstrucció més apropiats al tipus d'examen, així com escollir adequadament el valor de finestra de visualització i la seva amplada.

– Cal tenir en compte que un algorisme de reconstrucció òptim i una elecció adequada dels filtres pot millorar considerablement la qualitat de la imatge.

– Existeixen equips de TC moderns dotats amb algorismes iteratius de reconstrucció que aconsegueixen imatges de molt bona qualitat amb una reducció significativa dels paràmetres de l'exposició (kV i mA/mAs).

10) Indicadors de dosi

Més endavant es desenvoluparan aspectes més específics de la dosimetria en el cas dels equips de TC.

– Els equips de TC moderns han d'informar dels paràmetres de dosi $CTDI_{vol}$ i DLP que pot comportar una sèrie abans de ser realitzada. Un cop completada l'exploració, s'ha de disposar dels valors totals d'aquests indicadors de dosi específics per a un pacient en concret².

– Els paràmetres de dosi són un ajut important per optimitzar procediments en TC, especialment pel cas de pacients pediàtrics, donat que es poden comparar entre diferents procediments per poder decidir quin és el que implicarà menor dosi al pacient. Així mateix, es pot saber de forma immediata com repercutirà un canvi en qualsevol paràmetre (kV, mA, col·limació...) en la dosi rebuda pel pacient.

11) Blindatges

Existeix una certa controvèrsia en relació a l'ús de blindatges per protegir zones especialment sensibles del pacient, donat que hi ha estudis que els desaconsellen¹³:

– Poden implicar l'aparició d'artefactes en la imatge reconstruïda.

– Poden implicar l'augment de la intensitat de corrent i, per tant, de la dosi rebuda pel pacient, en el cas de fer servir modulació de mA.

En cada cas particular, el personal d'operació de l'equip haurà de valorar el seu ús en funció de si preveu que pot interferir en la imatge. No obstant això, no s'ha de descartar l'ús de blindatges de bismut (reutilitzables), ja que poden ser adequats per protegir els ulls, les gònades, les mames i la tiroide.

Dosimetria en TC

La determinació de la dosi rebuda pels pacients sotmesos a exploracions amb TC és especialment complexa, ateses les característiques intrínseques d'aquesta modalitat. Per obtenir una imatge tomogràfica, el pacient és irradiat mitjançant un feix de raigs X en rotació al seu voltant, mentre que en

les exploracions simples, com una placa de tòrax posteroanterior, hi ha una superfície d'entrada del feix (part posterior del pacient) i una altra de sortida (anterior). En exploracions simples és relativament senzill determinar la dosi rebuda pel pacient ja que hi ha una atenuació de la radiació en l'interior del pacient (gradient de dosi), essent aquesta més gran a l'entrada i més baixa a la sortida. D'aquesta manera, coneguda la dosi en un punt, és relativament senzill determinar-la en qualsevol altre punt (Figura 1).

En canvi, en les exploracions de TC totes les superfícies irradiades del pacient ho són tant d'entrada com de sortida, de manera que el gradient de dosi és diferent i té simetria radial (Figura 2).

Per aquestes característiques, en el cas de la TC s'utilitzen paràmetres que estan relacionats amb la dosi que rep el pacient però que no es poden considerar, en cap cas, com la dosi de radiació rebuda per aquest^{3,14}. Així doncs, el paràmetre bàsic utilitzat per representar la dosi rebuda pel pacient és l'índex de dosi en TC (CTDI), que és la mitjana al llarg de la col·limació nominal de la dosi absorbida en aire en un punt. Habitualment es mesura aquest paràmetre en el centre d'un maniquí de metacrilat (PMMA) i en quatre punts de la perifèria. A partir d'aquestes mesures s'obté el $CTDI_w^{10}$ ponderat, que representa la mitjana per tall transversal de la dosi absorbida en aire. Aquests indicadors de dosi depenen del kV i els mAs emprats en la realització de l'exploració, però també poden dependre de paràmetres que depenen del disseny de l'equip: presència o no de filtres modificadors del feix (*bowtie filters*), distància focus-detectors i eficiència dels detectors⁵. Quan es té en compte el volum d'escaneig, a través del paràmetre *pitch*, s'obté l'índex de dosi TC de volum ($CTDI_{vol}$). Finalment, quan es considera la longitud total escanejada,

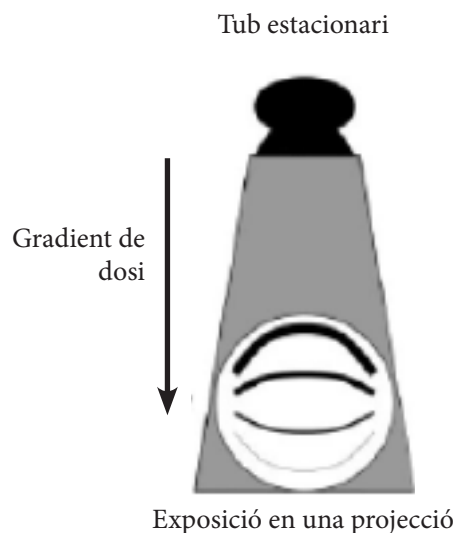


FIGURA 1. Gradient de dosi en exploracions radiològiques simples

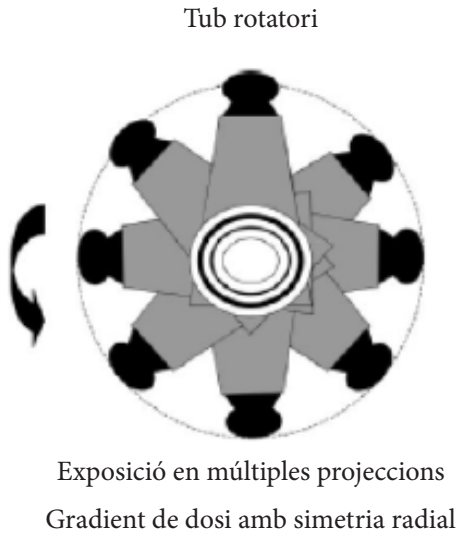


FIGURA 2. Gradient de dosi en exploracions de tomografia computada

s'obté el producte dosi-longitud (DLP). A la Figura 3 es mostren els diferents indicadors de dosi.

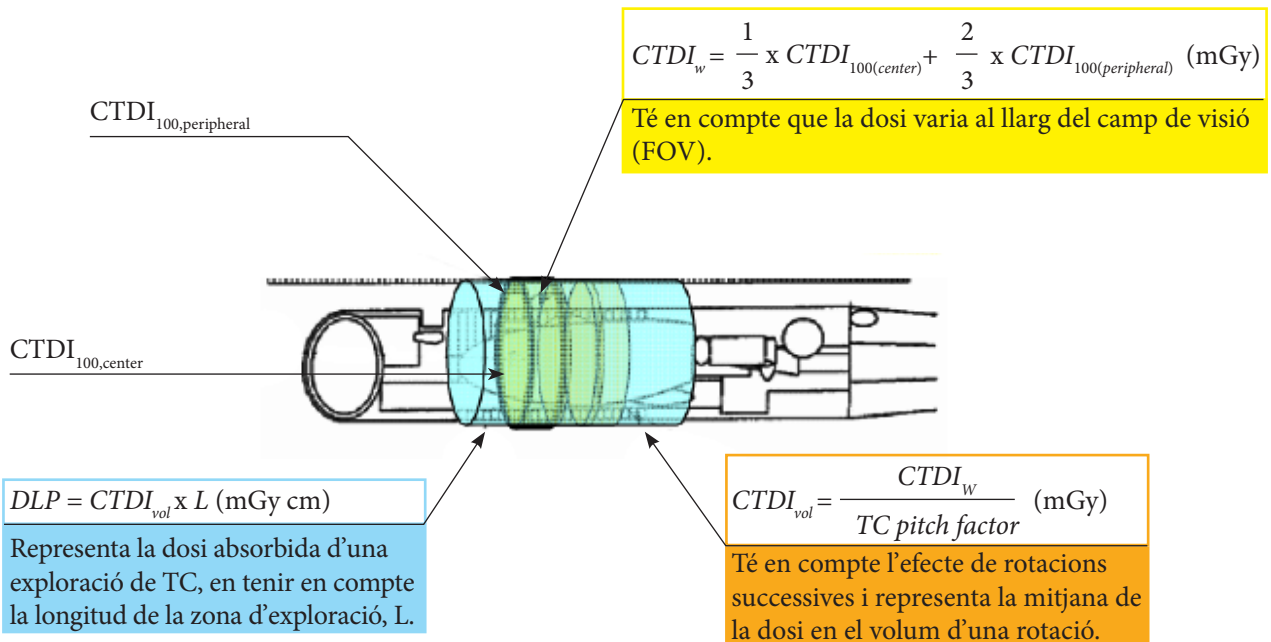
Els equips de TC moderns han d'informar dels indicadors de dosi $CTDI_{vol}$ i DLP abans de realitzar una exploració i, un cop finalitzada aquesta, han de mostrar els valors totals deguts a totes les sèries realitzades, tenint en compte l'estalvi de dosi que s'hagi pogut aconseguir per l'ús de modulació de mA.

A partir del valor del DLP, mitjançant l'aplicació de factors mesurats experimentalment o determinats mitjançant simulacions, és possible estimar la dosi efectiva rebuda pel pacient. No obstant això, hi ha certa controvèrsia en l'ús d'aquesta magnitud dosimètrica:

- Tot i que la dosi efectiva pot ser un paràmetre útil per comparar les dosis impartides per diferents modalitats de diagnòstic per imatge (radiologia simple, intervencionisme, medicina nuclear, etc.) es tracta d'una magnitud ideada per protecció radiològica operacional.

- La determinació dels factors que permeten passar del DLP a la dosi efectiva es va realitzar en determinades condicions i per determinats tipus de TC (monotalls), de manera que no serien aplicables a tots els equips de TC existents en el mercat.

Com s'ha indicat anteriorment, la mesura dels paràmetres de dosi es duu a terme emprant maniquins de PMMA. Aquests maniquins són cilíndrics, de 15 cm de longitud, i diàmetres de 32 cm, per representar el cos, o 16 cm, per representar el cap. Per poder interpretar adequadament els resultats dels indicadors de dosi proporcionats pels equips, cal saber el tipus de maniquí en què està basada la mesura. Això és especialment important si es volen comparar determinats procediments pediàtrics per pacients de curta edat, atès que poden ser representats per maniquins de 16 cm de diàmetre. En aquest cas, comparar procediments pediàtrics mesurats amb mani-



CTDI: índex de dosi en tomografia computada

DLP: producte dosi-longitud

TC: tomografia computada

FIGURA 3. Paràmetres usats com indicadors de dosi en la tomografia computada

quí de 16 cm amb procediments mesurats amb maniquí de 32 cm seria incorrecte. Cal que el fabricant indiqui, juntament amb el valor dels indicadors de dosi, quin tipus de maniquí ha fet servir.

Nivells de referència per diagnòstic

Els nivells de referència per diagnòstic (NRD) són valors de dosi en radiodiagnòstic per exàmens típics per a grups de pacients de mida estàndard o per a maniquins estàndard⁴. Es tracta de valors que no s'haurien de sobrepassar en el cas de procediments habituals quan s'aplica una tècnica adequada. Els NRD es troben com el percentil 75 d'una distribució de dosi estimada, és a dir, en un conjunt d'estimacions de dosi en un grup de centres seleccionats, el 25% estaria per sobre d'aquest valor de dosi.

Els NRD no són límits de dosi que s'hagin d'aplicar a pacients individuals. Tampoc són un límit per determinar si una pràctica és bona o no. Els NRD són un mecanisme de salvaguarda per evitar dosis innecessàriament altes i una eina per facilitar el procés d'optimització de tècniques i protocols¹⁵.

No existeixen NRD per exploracions pediàtriques amb TC a Espanya. Hi ha un valor recomanat per a l'exploració d'abdomen pediàtric (5 anys) de $CTDI_{vol} < 25$ mGy en el *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*¹⁶. Hi ha valors proposats per a diferents països europeus en referències bibliogràfiques^{7,10,15}, en exploracions de crani, tòrax i abdomen/pelvis.

Finalment, com a resum, es recomanen les següents estratègies per optimitzar la dosi de radiació de les exploracions de TC en pacients pediàtrics:

1) Ús justificat de la TC i considerar sempre com a alternativa altres modalitats com els ultrasons o la ressonància magnètica, que no utilitzen radiacions ionitzants.

2) Ajustar la tècnica d'exploració (kV, mAs, *pitch*) a les dimensions del pacient.

3) Fer servir sistemes de control automàtic de l'exposició (modulació dels mA).

4) Assumir que les imatges poden ser sorolloses, sempre que ens proporcionin la informació diagnòstica que es necessita clínicament.

5) Evitar la realització de múltiples sèries en una mateixa exploració.

6) Limitar la longitud de l'exploració al mínim necessari per obtenir la informació clínica que es necessita.

7) Valorar la utilització de blindatges, però tenint en compte que en determinades situacions poden afectar el funcionament dels sistemes de control automàtic de l'exposició.

8) Cal tenir en compte que els paràmetres $CTDI_{vol}$ i DLP proporcionats pels equips representen la radiació produïda per la TC i no la dosi de radiació rebuda per un pacient individual.

REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation, UNSCEAR 2008 Report: Volume I: Sources - Report to the General Assembly Scientific Annexes A and B. Nova York: United Nations; 2010.
2. National Cancer Institute. Radiation Risks and Paediatric Computed Tomography (CT): A Guide for Health Care Providers. Disponible a: <http://www.cancer.gov/cancertopics/causes/radiation-risks-pediatric-CT>. Accés el 24 de juliol de 2014.
3. Frush DP, Donnelly LF, Rosen NS. Computed tomography and radiation risks: What pediatric health care providers should know. *Pediatrics*. 2003;112;951-7.
4. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet*. 2012 Aug 4;380(9840):499-505.
5. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ*. 2013;346.
6. A letter to parents regarding medical imaging in children from the Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. Disponible a: www.imagegently.org. Accés el 24 de juliol de 2014.
7. Radiation Protection in Paediatric Radiology. Safety Report Series No. 71 IAEA. Viena: International Atomic Energy Agency; 2012.
8. Kanal K. How to develop CT protocols for children. Image gently: the alliance for radiation safety in pediatric imaging; 2007. Disponible a: <http://pedrad.org/Portals/6/Procedures/Protocols.pdf>. Accés el 24 de juliol de 2014.
9. Hernanz-Schulman M. Pediatric CT and Image Gently. Disponible a: <http://www.imagewisely.org/Imaging-Modalities/Computed-Tomography/Imaging-Physicians/Articles/Pediatric-CT-Imaging>. Accés el 24 de juliol de 2014.
10. ICRP; Khong PL, Ringertz H, Donoghue V, Frush D, Rehani M, Appelgate K, et al. ICRP publication 121: radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. *Ann ICRP*. 2013 Apr;42(2):1-63.
11. Brody AS, Frush DP, Huda W, Brent RL; American Academy of Pediatrics Section on Radiology. Radiation risk to children from computed tomography. *Pediatrics*. 2007;120;677-82.
12. Callahan MJ. CT dose reduction in practice. *Pediatr Radiol*. 2011;41(Suppl 2):488-92.
13. AAPM position statement on the use of bismuth shielding for the purpose of dose reduction in CT scanning; 2012. Disponible a: <https://www.aapm.org/org/policies/details.asp?id=319&type=PP¤t=true>. Accés el 24 de juliol de 2014.
14. AAPM Task Group. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult CT examinations. AAPM report 204. College Park: American Association of Physicists in Medicine; 2011.
15. Thomas KE. CT utilization - trends and developments beyond the United States' borders. *Pediatr Radiol*. 2011;41(Suppl 2):562-6.
16. Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica, Sociedad Española de Radiología Médica. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (revisión 2011)*. Madrid: Senda Editorial; 2012.