

# Descripció d'un índex de comparació de distribucions. Aplicació al camp de la física mèdica

Jaume Quera,\* Martí Lacruz,† Manuel Algara,‡ Núria Anton§ i Enric Fernández-Velilla¶

## Introducció

Des dels anys seixanta, molts professionals de la física han desenvolupat la seva tasca assistencial en els hospitals, però no ha estat fins fa ben poc que, gràcies al Reial decret 220/1007, de 14 de febrer, la radiofísica hospitalària ha estat considerada una especialitat sanitària. En l'actualitat som molts els físics que ens dediquem a la física mèdica en els diferents àmbits, com poden ser els mateixos hospitals, els grups de treball i recerca a les facultats, i empreses privades relacionades amb la radioprotecció. La presència en els hospitals està fonamentalment lligada a les àrees d'oncologia radioteràpica, radiodiagnòstic, medicina nuclear i protecció radiològica. En el departament d'oncologia radioteràpica, el radiofísic té dos àmbits principals de responsabilitat: el control de qualitat dels equips i el càlcul de la dosi als pacients.

## Control de qualitat dels equips

Les màquines de tractament de radioteràpia han seguit una evolució continuada des de les antigues unitats d'ortovoltatge, passant per les unitats que utilitzaven isò-

tops radioactius com el  $^{60}\text{Co}$  o el  $^{137}\text{Cs}$ , fins als actuals acceleradors lineals. Cal pensar que per tractar molts tipus de tumors fem servir fotons i electrons d'energies molt altes, entre els 6 MeV i els 23 MeV, només assolibles amb acceleradors de partícules.

Les tasques de control de qualitat que cal dur a terme en aquest àmbit estan regulades per diferents reials decrets (veure referències 1,2 i 3) d'aplicació relativament propera i que contenen un seguit de mesures per garantir el funcionament correcte dels equips. Aquestes activitats són l'acceptació, l'establiment de l'estat de referència i el control de qualitat periòdic de les unitats de radiació.

La complexitat tecnològica dels acceleradors lineals, que varia d'uns equips a uns altres, condiciona el temps necessari del calibratge per obtenir l'estat de referència inicial, que pot arribar a durar fins i tot alguns mesos.

## Càlcul de dosi als pacients

Aquí la feina del radiofísic comprèn tant el càlcul del temps d'irradiació com l'estudi de la distribució espacial de dosi més òptima. També ha d'assegurar que hi ha una correspondència acurada entre els càlculs i el que realment rebrà el pacient.

L'estudi dosimètric del malalt, anomenat *dosimetria* clínica, es fa amb els sistemes de planificació (RTP) o *planificadors*. Es tracta d'uns programes informàtics que tenen emmagatzemada tota la informació relativa als feixos de radiació en una base de dades. Amb aquests programes, el radiofísic decideix els paràmetres de tractament, alguns dels quals són el tipus de radiació (fotons de raigs X o electrons), la seva energia, les direccions dels feixos i les mides dels camps més òptims. L'objectiu és subministrar al tumor de manera homogènia la dosi prescrita per l'oncòleg radioterapeuta, evitant que els òrgans sans propers, que en radioteràpia s'anomenen òrgans crítics, rebin una dosi superior a la clínicament permesa.

Ens trobem, per tant, amb el fet que les característiques dels diferents camps i feixos de radiació dels acceleradors s'han de parametritzar i introduir en la base de dades del planificador. La parametrització i l'anàlisi

\***Jaume Quera** (Masnou, 1962) és llicenciat en Ciències Físiques per la Universitat de Barcelona i especialista en radiofísica hospitalària. És radiofísic de la Secció de Física de l'Institut d'Oncologia Radioteràpica de l'Hospital de l'Esperança de Barcelona i professor associat de la Universitat Pompeu Fabra de Barcelona.

†**Martí Lacruz** (Barcelona, 1962) és llicenciat en Ciències Físiques per la Universitat de Barcelona i especialista en radiofísica hospitalària. És cap de la Secció de Física de l'Institut d'Oncologia Radioteràpica de l'Hospital de l'Esperança de Barcelona i professor associat de la Universitat Pompeu Fabra de Barcelona.

‡**Manuel Algara** (Barcelona, 1960) és llicenciat i doctor en Medicina i Cirurgia per la Universitat Autònoma de Barcelona. És especialista en oncologia radioteràpica i cap de servei i director de l'Institut d'Oncologia Radioteràpica de l'Hospital de l'Esperança de Barcelona. També és professor associat de la Universitat Pompeu Fabra de Barcelona.

§**Núria Anton** (Barcelona, 1974) és tècnica superior en Radioteràpia. És tècnica dosimetrista de la Secció de Física de l'Institut d'Oncologia Radioteràpica de l'Hospital de l'Esperança.

¶**Enric Fernández-Velilla** (Barcelona, 1968) és llicenciat en Ciències Físiques per la Universitat de Barcelona i especialista en radiofísica hospitalària. És radiofísic de la Secció de Física de l'Institut d'Oncologia Radioteràpica de l'Hospital de l'Esperança de Barcelona.

dels camps de radiació és una tasca llarga i costosa.

L'objectiu del present article és la comparació de distribucions relatives de dosi absorbida, que s'obtenen dins d'un maniquí per mitjà de detectors de mida petita i bona resolució espacial, siguin semiconductors o càmeres d'ionització gasosa. Un mètode alternatiu per fer aquestes mesures és l'ús de pel·lícula radiogràfica o radiocròmica (autorevelable) ateses la comoditat i la minimització del temps d'ocupació de la unitat de radiació.

Per tal de poder fer les planificacions dosimètriques cal parametritzar les característiques del feix de radiació i introduir-les en el planificador. Aquesta parametrització s'aconsegueix obtenint una matriu tridimensional de punts de dosi absorbida en un maniquí, elaborada a partir del desplaçament d'un detector en les tres direccions de l'espai.

Atès que no es poden mesurar totes les possibles situacions que es donen en els tractaments de radioteràpia, els sistemes de planificació han de complementar les dades experimentals discretes amb una sèrie de valors calculats mitjançant l'aplicació d'uns algorismes de càlcul matemàtic. Amb el conjunt complet de valors ja els és possible preveure i simular totes aquelles situacions que no han estat mesurades directament. D'algorismes de càlcul per a planificadors, n'hi ha de diferents al mercat, com per exemple *Pencil Beam*, *Collapsed Cone* i *Codis de Monte Carlo* (Salvat et al., 1997) tots amb un bon ajust als valors experimentals. Aquests algorismes també han de tenir en compte les correccions necessàries degudes al fet que la constitució anatòmica dels pacients és irregular i de densitat heterogènia mentre que les mesures introduïdes en el planificador han estat fetes en maniquins de geometria regular i de densitat homogènia.

Per tal de garantir una planificació dosimètrica correcta, és imprescindible comprovar que els algorismes de càlcul del planificador reproduïxen amb molta exactitud els valors obtinguts en les mesures experimentals. Això fa que els radiofísics hospitalaris cerquin mètodes d'intercomparació i d'anàlisi senzills i acurats que els permetin avaluar el grau de concordança entre distribucions de dosi.

En el Departament de Radiofísica de l'Hospital de l'Esperança de Barcelona, a partir d'un índex de comparació anomenat *gamma* ja proposat per altres autors (Low et al., 1998), hem desenvolupat l'índex *gamma* modificat que té una aplicació molt pràctica en aquesta anàlisi.

## Aplicació a la física mèdica

De les moltes possibilitats d'aplicació de l'índex ens centrarem en la verificació de dues de les mesures més importants per caracteritzar el feix de radiació. Es tracta de dues distribucions unidimensionals de dosi relativa, que s'anomenen *rendiment en profunditat* i *perfil del*

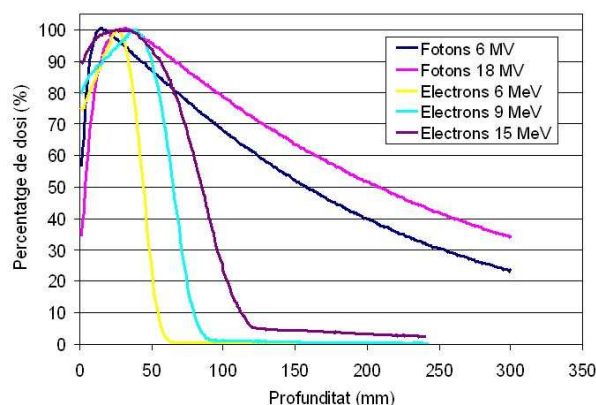


Figura 1: Rendiments en profunditat de feixos de fotons i electrons per diferents energies

camp.

## Rendiment en profunditat

Aquesta corba (figura 1) és una representació de la dosi absorbida pel maniquí començant per la superfície ( $X = 0$ ) i seguint la línia recta que representa l'eix del feix de radiació a mesura que augmenta la profunditat. En l'eix d'ordenades es representa el percentatge relatiu de dosi absorbida pel medi respecte d'un punt arbitrari, que s'anomena *punt de normalització*.

La seva representació gràfica mostra que, a prop de la superfície, la dosi creix en augmentar la profunditat, com es pot observar en la figura 1. Aquesta regió, anomenada de *buildup*, és deguda a la manca d'equilibri electrònic que es produeix en la regió més superficial. Una vegada arribada la dosi al punt màxim, recupera la caiguda contínua de caràcter gairebé exponencial.

Un comportament similar es dona si el feix incident està format per electrons. En aquest cas, i a causa del fet que les partícules carregades pateixen una interacció més elevada que no pas els fotons, el dipòsit de dosi té lloc en un interval de maniquí molt més reduït. Això comporta que, més enllà del màxim de dosi, la corba de rendiment en profunditat per als electrons descriu una caiguda que en aquest cas ja no té caràcter exponencial sinó que és molt més pronunciada. A continuació d'aquesta regió el valor de la dosi no és nul a causa de la contribució de la radiació de frenada.

En física mèdica s'utilitzen les corbes de rendiment en profunditat per verificar la constància en l'energia de feixos de fotons i electrons. Els estàndards internacionals introdueixen un nombre molt reduït de paràmetres per descriure-les, que presenten importants limitacions (Andreo et al., 2000). Per això, s'han d'introduir altres mètodes d'anàlisi que permetin comparar les corbes completes, com els que explicarem més endavant.

Tant en el cas de feixos de fotons com d'electrons

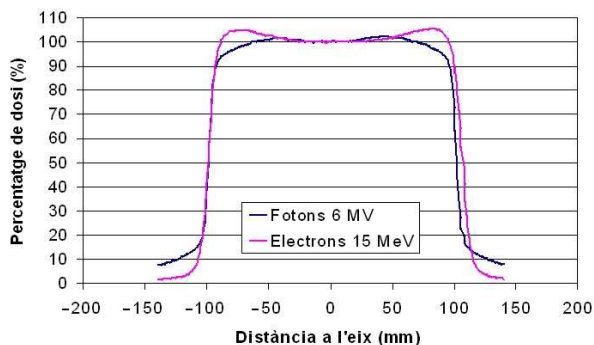


Figura 2: Perfil de dosi d'un camp de fotons i d'electrons

hi ha un seguit de paràmetres que modifiquen sensiblement la forma del rendiment en profunditat com són la distància de la font al maniquí, la mida del camp de radiació i l'energia del feix. Com també es pot veure en la figura 1, el comportament de la corba per a un mateix tipus de radiació és diferent en funció de l'energia. Com més gran sigui l'energia del feix incident, més profund serà el màxim de dosi, menys pendent presentarà la corba d'atenuació posterior, i més percentatge de dosi tindrem a una profunditat determinada.

### Perfils del camp

Considerem ara un pla ortogonal a l'eix central d'un feix de radiació. Es defineixen en aquest pla uns eixos perpendiculars  $X$  i  $Y$ , que s'anomenen respectivament *crossline* i *inline*, i sobre els quals es mesuren les distribucions de dosi referides a l'eix, desplaçant un detector al llarg de cada un d'ells sense variar-ne la profunditat. Les corbes així obtingudes són els anomenats perfils de camp (figura 2).

Aquesta corba es divideix en tres regions. En les regions més llunyanes la dosi és molt baixa. En acostar-se al límit del camp, experimenta una brusca variació, passant des d'un percentatge proper al 20 % fins a un valor del 80 %. Aquest augment té lloc en un espai molt curt, de només 5 o 6 mm, que s'anomena zona de penombra i coincideix amb els voltants del límit de camp. Atès l'alt gradient de dosi que presenta la penombra, hem d'evitar que el tumor que s'ha de tractar quedi en l'àrea de penombra, perquè petits desplaçaments provocarien grans canvis en la dosi. Després de la zona de penombra tenim la zona plana, amb valors propers al 100 %. Un camp de radiació òptim per a planificació dosimètrica ha de tenir una zona central com més plana millor, i ha de presentar un elevat índex de simetria a una i altra banda de l'eix, per tal de garantir una irradiació homogènia del volum desitjat.

A diferència del que succeeix amb el rendiment en profunditat, els perfils per un camp de fotons i un d'electrons són molt similars. Cal destacar només que, te-

nint en compte la capacitat de difusió més gran dels electrons, la zona de penombra en aquests casos és més gran, i per tant el camp de radiació efectiu per a tractaments és menor.

Tant el rendiment en profunditat com el perfil són dues distribucions de dosi que s'obtenen experimentalment. Les corbes mesurades s'han d'introduir en els ordinadors de planificació dosimètrica. A partir d'aquestes dades de mostra, els algorismes matemàtics dels planificadors han de poder reproduir les corbes de rendiment en profunditat i de perfil per a totes i cadascuna de les possibles condicions geomètriques i energètiques del feix. Tot seguit, s'han de comparar i contrastar aquestes distribucions de dosi absorbida obtingudes pel sistema de planificació amb les distribucions experimentals. Es tracta, sens dubte, d'una de les tasques més importants en el control de qualitat i és per aquest motiu que el desenvolupament de sistemes còmodes, ràpids i sobretot fiables de comparació tenen una importància cabdal.

### Desenvolupament de l'índex de comparació

A fi de comparar uns valors mesurats o calculats d'una distribució de dosi amb uns altres de referència no és suficient utilitzar com a criteri d'acceptació la diferència en dosi punt a punt, perquè les distribucions, tant rendiments en profunditat com perfils, presenten zones amb gradients molt alts de dosi.

Tot i que el mètode que presentarem és útil per comparar distribucions de dosi tant de fotons com d'electrons, ens centrarem en el cas particular dels electrons perquè presenten un gradient de dosi més alt en profunditat i això posarà a prova la nostra proposta. Així, compararem els rendiments en profunditat i perfils de feixos d'electrons calculats pel planificador (RTP) amb els obtinguts de manera experimental. El nostre RTP separa el càlcul en dos algorismes diferents, un per al càlcul de la propagació dels electrons i l'altre per a la distribució de la dosi absorbida. Per a la propagació dels electrons a l'aire, abans de penetrar al cos humà, utilitza un model d'acoblament de fonts múltiples de feixos d'electrons. Per al càlcul de la distribució de dosi dins del malalt utilitza un algorisme de Monte Carlo.

L'objectiu és comprovar si les distribucions de dosi calculades s'ajusten a les experimentals amb prou exactitud, incloses les regions on el gradient és molt alt. Aquesta comprovació és necessària perquè els càlculs del sistema de planificació s'utilitzen per fer la dosimetria d'un gran nombre de tractaments. A més les característiques de cada planificació són molt diverses i per tant el planificador ha de ser capaç de calcular correctament en qualsevol situació que ens trobem a la pràctica clínica diària.

(Van Dyk et al., 1993) descriuen els efectes observats sobre la dosi, deguts a petits desplaçaments en zones amb alts gradients, i introdueixen el concepte distance-

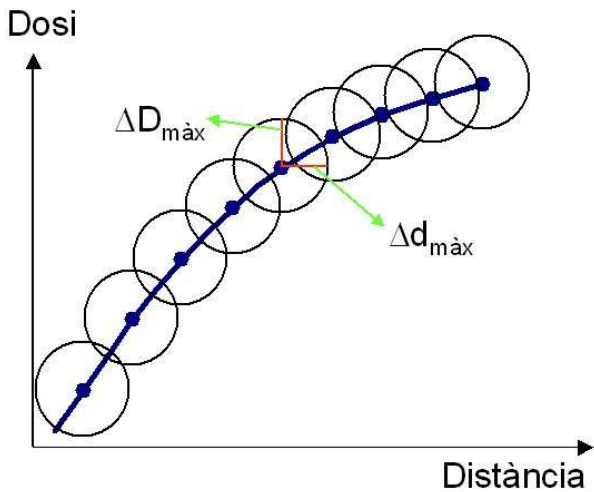


Figura 3:  $\Delta D_{max}$  i  $\Delta d_{max}$  són els eixos dels el·lipsoïdes d'acceptació. Es determinen en funció de la precisió desitjada

to-agreement (DTA). La DTA per a un punt de la distribució de referència defineix la mínima distància espacial entre el punt de la distribució que es vol comparar i el de referència que absorbeix la mateixa dosi. Van Dyk suggereix utilitzar per a regions on el gradient de dosi és baix un criteri de diferència màxima en la dosi i per a regions on el gradient és molt alt fer una anàlisi basada en el criteri DTA. Altres autors (Venselaar et al., 2001) proposen variar el criteri de diferència màxima de la dosi depenent de si ens trobem en una regió de baix o alt gradient de dosi. La utilització d'aquests criteris no permet obtenir un índex quantitatiu de precisió en la mesura o en el càlcul.

Per evitar aquest problema, (Low et al., 1998) introdueixen el mètode de l'avaluació  $\gamma$  que complementa la proposta de Van Dyk de no utilitzar el mateix criteri per a regions de baix i alt gradient de dosi absorbida. Aquesta tècnica consisteix a comparar distribucions de dosi de dues dimensions en un espai distància-dosi de 2 + 1 dimensions, proper a l'espai euclidià.

Per a la nostra presentació dels índexs d'acceptació treballarem en un espai distància-dosi d'1 + 1 dimensions, que corresponen al fet que les nostres corbes de rendiments i perfils són unidimensionals.

Low suggereix la utilització d'el·lipsoïdes d'acceptació al voltant de cada punt de dosi de la corba de referència. Els eixos de cada el·lipsoïde queden determinats per la diferència màxima en dosi acceptable  $\Delta D_{max}$  i la màxima DTA acceptable  $\Delta d_{max}$  (figura 3). Per a cada punt de dosi de la corba de referència  $D_{ref}(x_{ref})$  es busca el punt de dosi de la corba per comparar  $D_{com}(x_{com})$  pel qual la distància és mínima. La distància d'aquest punt, escalada segons el criteri d'acceptació, ens dona l'índex de precisió  $\gamma$ ,

$$\gamma(x_{ref}, D_{ref}) = \min_{x_{com}} \{\Gamma_{ref}(x_{com}, D_{com})\} \quad (1)$$

amb

$$\Gamma_{ref}(x_{com}, D_{com}) = \sqrt{\frac{\Delta x^2}{\Delta d_{max}^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_{max}^2}}, \quad (2)$$

on  $\Delta x = x_{com} - x_{ref}$  i  $\Delta D = D_{com}(x_{com}) - D_{ref}(x_{ref})$ .

Si per a un punt  $x_{ref}$  trobem que el valor de  $\gamma$  és  $\leq 1$ , llavors hi ha un valor  $D_{com}(x_{com})$  que es troba dins l'el·lipsoïde d'acceptació. Si no n'hi ha cap que es trobi dins l'el·lipsoïde d'acceptació el valor de  $\gamma$  serà  $> 1$ . Si variem els criteris d'acceptació de  $\Delta D_{max}$  i  $\Delta d_{max}$  el nombre de punts que es troben dins l'el·lipsoïde d'acceptació variarà (figures 4 i 5).

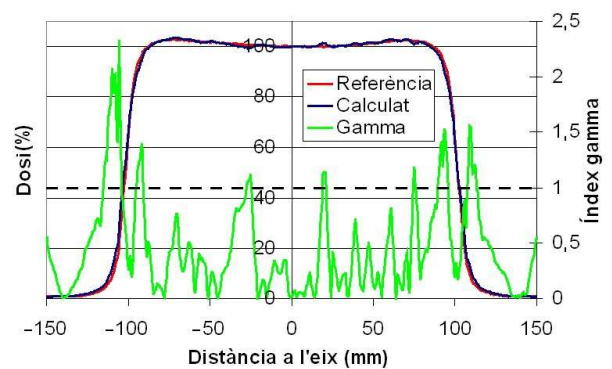


Figura 4: Índex  $\gamma$  per a perfils de dosi d'un feix d'electrons de 12 MeV amb els criteris d'acceptació de  $\Delta D_{max} = 1\%$  i  $\Delta d_{max} = 1$  mm

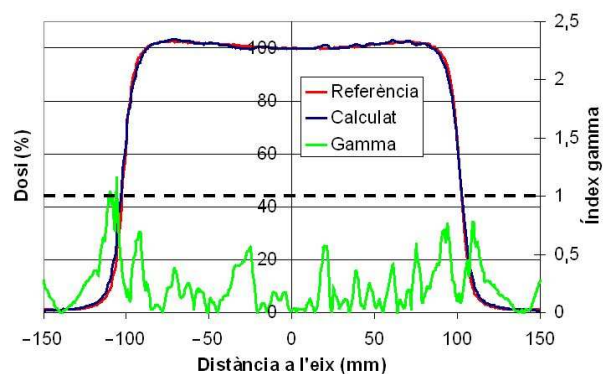


Figura 5: Índex  $\gamma$  per a perfils de dosi d'un feix d'electrons de 12 MeV amb els criteris d'acceptació de  $\Delta D_{max} = 2\%$  i  $\Delta d_{max} = 2$  mm

Per trobar el valor de l'índex  $\gamma$  en un cas general ens trobem amb tres problemes. En primer lloc, el nombre



de punts de la distribució que es vol comparar pot ser molt elevat; en segon lloc, si els punts de la distribució de referència són equidistants, per millorar la resolució és convenient fer una interpolació amb la qual cosa augmentem considerablement el nombre de punts de la distribució de referència. D'altra banda, la distribució de dosi té un caràcter discret i ens podem trobar que un punt de la distribució que es vol comparar es trobi prou llunyà d'un de la distribució de referència i quedi fora de qualsevol el·lipsoide d'acceptació, però es trobi dins de l'envolupant dels el·lipsoïdes d'acceptació. En la figura 6 es representen els el·lipsoïdes d'acceptació i la seva envolupant per al cas particular d'una distribució de dimensions 1 + 1 on s'observen punts que es troben fora de qualsevol el·lipsoide d'acceptació, però dins del tub format per l'envolupant. És per aquest motiu que (Bakai et al., 2003) introdueixen el nou índex d'acceptació  $\chi$  basat en la propagació d'errors. Aquest índex ve donat per:

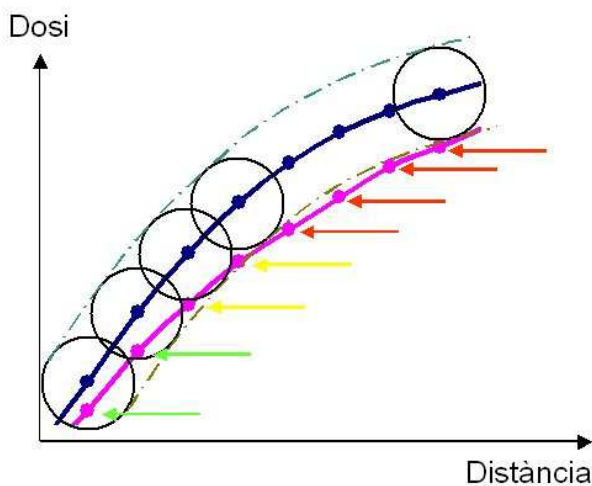


Figura 6: Els punts assenyalats amb la fletxa de color verd són acceptats seguint els criteris dels índexs  $\gamma$  i  $\chi$ . Els punts assenyalats amb la fletxa groga només amb els de l'índex  $\gamma$  i els assenyalats amb la fletxa vermella amb cap dels dos índexs

$$\chi = \frac{\Delta D}{\sqrt{\Delta D_{max}^2 + \Delta d_{max}^2 \cdot \nabla D_{ref}^2}} \quad (3)$$

El valor de  $|\chi|$  ( $\approx \gamma$ ) dona una mesura quantitativa per a l'acceptació d'una distribució de dosi per comparar. Si  $|\chi| \leq 1$  la diferència en dosi serà acceptable.

La utilització de l'índex  $\chi$  presenta dos avantatges respecte del  $\gamma$ : permet la inclusió de punts que es troben dins el tub d'acceptació però fora dels el·lipsoïdes d'acceptació de l'índex  $\gamma$  i a més reflecteix si la dosi que es vol comparar és més alta o més baixa que la de referència. En canvi, té l'inconvenient de la gran comple-

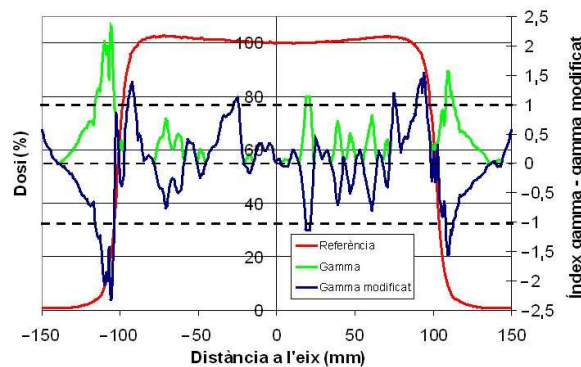


Figura 7: Índexs  $\gamma$  i  $\gamma^*$  per a perfils de dosi d'un feix d'electrons de 12 MeV amb els criteris d'acceptació de  $\Delta D_{max} = 1\%$  i  $\Delta d_{max} = 1$  mm. El nombre de punts no acceptats es el mateix però l'índex  $\gamma^*$  modificat introdueix la funció signe indicant una sobredosificació o una infradosificació

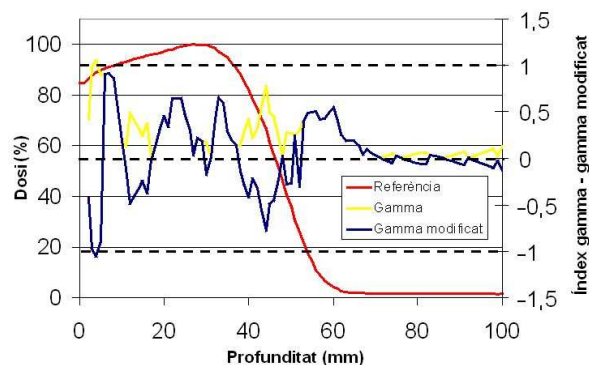


Figura 8: Índexs  $\gamma$  i  $\gamma^*$  per a rendiments en profunditat d'un feix d'electrons de 12 MeV amb els criteris d'acceptació de  $\Delta D_{max} = 1\%$  i  $\Delta d_{max} = 1$  mm

xitat de càlcul. Per evitar aquest problema, proposem la introducció d'un índex  $\gamma$  modificat, que anomenarem  $\gamma^*$ , que uneix a la simplicitat de càlcul del  $\gamma$  la inclusió del signe de la diferència en dosi. A més l'índex  $\gamma^*$  s'aproxima al valor de  $\chi$  quan s'incrementa el nombre de punts.

L'índex  $\gamma^*$  que presentem en aquest article es calcularà amb l'equació següent:

$$\begin{aligned} \gamma^*(x_{ref}, D_{ref}) &= \frac{D_{com} - D_{ref}}{|D_{com} - D_{ref}|} \gamma(x_{ref}, D_{ref}) \\ &= \frac{D_{com} - D_{ref}}{|D_{com} - D_{ref}|} \min \{ \Gamma_{ref}(x_{com}, D_{com}) \} \end{aligned} \quad (4)$$

on  $\Gamma_{ref}$  ve donada per l'equació (2). Per tant, la diferència en dosi serà acceptable si  $|\gamma^*| \leq 1$ . Els punts amb  $\gamma^* > 0$  presenten una sobredosificació, mentre que els punts amb  $\gamma^* < 0$  una infradosificació (figures 7 i 8).

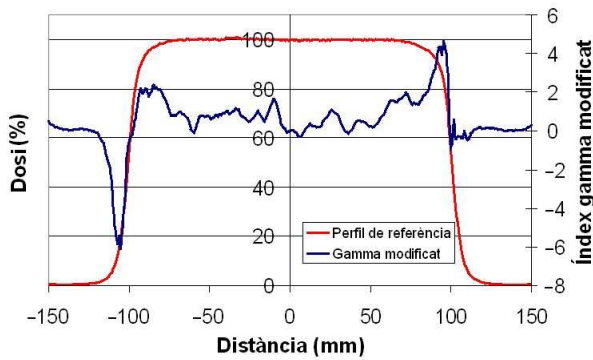


Figura 9: Índex  $\gamma^*$  per perfils d'un feix d'electrons de 6 MeV amb els criteris d'acceptació de  $\Delta D_{max} = 1\%$  i  $\Delta d_{max} = 1$  mm que permet observar un desplaçament en el camp de radiació

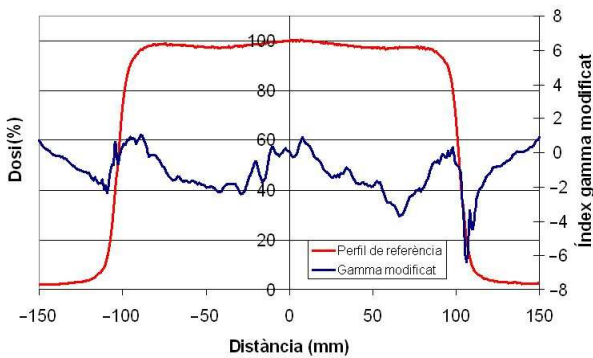


Figura 10: Índex  $\gamma^*$  per perfils de dosi d'un feix d'electrons de 21 MeV amb els criteris d'acceptació de  $\Delta D_{max} = 1\%$  i  $\Delta d_{max} = 1$  mm que permet observar una de les mandíbules de col·limació massa tancada

En el cas dels perfils de dosi, ens podem trobar en casos en què una de les regions de penombra presenti una  $\gamma^* > 0$  i l'altra una  $\gamma^* < 0$ . Això ens indicaria un desplaçament del perfil que es vol comparar respecte del de referència (figura 9). En altres casos tindrem  $|\gamma^*| \geq 1$  en una de les regions de penombra i  $|\gamma^*| \leq 1$  a l'altra. Això ens indicarà que la mida del camp de radiació que correspon a  $|\gamma^*| \geq 1$  no es correspon amb el de referència. Serà més petit que el de referència si  $\gamma^* < 0$  i més gran si  $\gamma^* > 0$  (figura 10).

## Conclusions

Contrastar i comparar distribucions de dosi té un pes rellevant en el control de qualitat en radiofísica hospitalària. La utilització d'un índex com el gamma modificat, per les seves característiques, millora la comparació entre corbes. En primer lloc, i per la seva pròpia definició, permet que l'observador esculli la tolerància en la concordança de la mesura. Segons la naturalesa de

la magnitud que es vol comparar, el nivell d'exigència requerit en la comparació pot variar, i es poden utilitzar uns valors diferents de la DTA i la diferència màxima en dosi. A més, a diferència de la funció gamma, l'índex modificat permet conèixer no tan sols la concordança, sinó també quin és el signe de les desviacions trobades.

Una altra utilitat de l'índex és la comparació entre diferents algorismes de càlcul. Com s'ha esmentat en la introducció, els planificadors utilitzen diferents algorismes per calcular la dosi a partir de les dades experimentals i en conseqüència, segons l'algorisme emprat, s'obtenen distribucions de dosi calculades diferents. Aquestes discrepàncies entre diferents algorismes són més grans en regions d'alt gradient de dosi com per exemple les regions de penombra del camp de radiació, la interfície entre el teixit adipós i el pulmonar, cavitats aèries anatòmiques, o en presència de pròtesis artificials fetes amb metalls de nombre atòmic elevat. L'ús de l'índex ens permet de fer una comparació dels resultats obtinguts amb cadascun dels algorismes, de manera que puguem escollir quin d'aquests algorismes s'ajusta més als valors experimentals en cada cas.

Un altre benefici addicional que se'ns presenta amb una simple anàlisi del gràfic de l'índex gamma modificat és la informació que proporciona sobre discrepàncies entre les mides de camp de radiació mesurats i els calculats, la major o menor extensió de la regió de penombra i les variacions de la corba de rendiment en profunditat.

Finalment tenim també la possibilitat d'obtenir una visió global del resultat de la comparació de dues distribucions elaborant un histograma de l'índex gamma modificat. Això és un gràfic on apareixen representats a la vegada tots aquells punts amb valors gamma  $> 1$  o  $< 1$ , de manera que s'obté qualitativament una idea global de l'exactitud del càlcul que s'ha fet.

## Bibliografia

- Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia (BOE de 28 de agosto de 1998).
- Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear (BOE de 19 de diciembre de 1997).
- Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico (BOE de 29 de diciembre de 1999).
- SALVAT F., FERNÁNDEZ-VAREA J.M., SEMPAY J., ACOSTA, E. I BARÓ, J., An algorithm for Monte Carlo simulation of coupled electron-photon transport, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, **132**, 377–390 (1997).
- LOW, D.A., HARMS W.B., MUTIC, S. I PURDY, J.A., A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Medical Physics*, **25**, 656–661 (1998).
- ANDREO P., BURN D.T., HOHLFELD K., HUQ M.S.,

KANAI T., LAITANO F., SMYTH V.G. I VYNCKIER S., *TRS-398, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*, International Atomic Energy Agency, (2000).

DYK J.V., BARNETT R.B., CYGLER J.E. I SHRAGGE P.C., Commissioning and quality assurance of treatment planning computers, *International Journal of Radiation Oncology, Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, **26**, 261–273 (1993).

VENSELAAR J., WELLEWEERD H. I MIJNHEER B. V., Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems, *Radiotherapy and Oncology*, **60**, 191–201 (2001).

BAKAI A., ALBER M. I NÜSSLIN F., A revision of the -evaluation concept for the comparison of dose distributions, *Physics in Medicine and Biology*, **48**, 3543–3553 (2003).

## PREMI “JORDI PORTA I JUÉ”

de la Societat Catalana de Física

Convocat per quaranta-cinquena vegada serà adjudicat el 24 d'abril de 2008. L'import del premi és de 1000 €.

Es podran concedir fins a dos accèssits.

Poden prendre part en aquesta convocatòria estudiants de qualsevol centre universitari i persones titulades des de l'1 de gener de 2004.

Els treballs que aspiraran al premi hauran de ser escrits en català i s'hauran de presentar en dos exemplars escrits a màquina i un exemplar en format digital signats per l'autor, el qual indicarà la seva adreça, així com la facultat o escola on estudia i el curs en què està matriculat. En queden excloses les tesis doctorals.

Farà l'adjudicació un jurat format per tres membres designats per la Junta Directiva de la Societat.

Els premis es faran efectius el dia del lliurament dels premis de l'Institut d'Estudis Catalans.

La Societat no s'obliga a retornar els treballs no premiats que no hauran estat recollits dins els tres mesos següents a la data d'adjudicació dels premis.

El Comitè de Redacció de la Revista de Física es compromet a publicar un article del mateix autor basat en el treball premiat.

Les obres aspirants al premi hauran de ser trameses per correu certificat a la Secretaria de la Societat, o bé presentades a la seu de l'Institut d'Estudis Catalans (carrer del Carme, 47, 08001 Barcelona) abans del 3 de desembre de 2007.