

Unità di misura e metodi di calcolo della dose

3

M. Bonelli

Indice dei contenuti

- 3.1 Introduzione
 - 3.2 Radiazioni ionizzanti
 - 3.3 Radioattività
 - 3.4 Dose assorbita e rateo di dose
 - 3.5 Dose equivalente e fattori di ponderazione per la radiazione
 - 3.6 Dose efficace e fattori di ponderazione per il tessuto
 - 3.7 Dose equivalente impegnata
 - 3.8 Dose efficace impegnata
 - 3.9 Kerma e grandezze dosimetriche operative
 - 3.10 Descrittori di dose in radiografia convenzionale e radioscopia
 - 3.11 Calcolo della dose in radiografia convenzionale e radioscopia
 - 3.12 Descrittori di dose in tomografia computerizzata
 - 3.13 Calcolo della dose in tomografia computerizzata
- Bibliografia

3.1

Introduzione

Nel campo della medicina, le procedure che utilizzano le radiazioni ionizzanti sono diventate uno strumento fondamentale e indispensabile sia nella diagnostica che nella terapia. Le discipline mediche che ne fanno maggiormente uso sono la radiodiagnostica, la radiologia interventistica, la medicina nucleare, la radioterapia. Un problema che in generale si pone quando si eseguono esposizioni mediche è la valutazione degli effetti biologici anche in riferimento ai potenziali danni che esse potrebbero apportare.

Infatti le radiazioni ionizzanti, interagendo con gli atomi e le molecole dei tessuti, inducono eccitazioni elettroniche e ionizzazioni che a loro volta si trasformano in deposizioni di energia termica (agitazioni atomiche e molecolari) e in mutazioni chimiche, ossia in effetti biologici.

Data la complessità di tali processi microscopici e quindi la difficoltà di descriverli matematicamente e poiché ognuno di questi processi è connesso alla deposizione di energia, lo studio degli effetti biologici viene effettuato tramite grandezze che derivano dall'energia depositata nei tessuti.

La grandezza base introdotta per cercare di quantificare tali effetti e, quindi, per valutare il rischio radiologico, è la dose assorbita che, come vedremo più avanti, corrisponde alla quantità di energia depositata dalla radiazione nel mezzo irradiato per unità di massa. Tale grandezza non è però in grado, da sola, di tenere conto della diversa efficacia biologica dei vari tipi di radiazioni ionizzanti. Si è inoltre osservato che i tessuti non hanno tutti la stessa radiosensibilità, anzi vi sono tessuti, come per esempio il seno, il midollo osseo, il polmone e lo stomaco, che sono molto più radiosensibili di altri, come il tessuto cerebrale, la superficie dell'osso, il muscolo, ecc. Ciò ha reso necessaria l'introduzione di ulteriori grandezze, dette grandezze radioprotezionistiche, come la dose equivalente e la dose efficace.

L'obiettivo di questo capitolo è di fornire una visione panoramica su tali grandezze e gli strumenti necessari per la loro determinazione. Verranno inoltre presentati degli esempi pratici di calcolo di dose e valutazione del rischio radiologico stocastico, che potranno essere facilmente estesi ad altri tipi di esposizioni mediche, per poter effettuare valutazioni del rapporto rischio/beneficio.

3.2 Radiazioni ionizzanti

Le radiazioni che, propagandosi in un mezzo, sono in grado di produrre ionizzazione (nei gas e nei liquidi essa si manifesta come coppie di ioni, nei solidi come coppie elettrone-lacuna e, nel caso vengano liberati atomi dai loro siti, anche come coppie di ioni) vengono dette radiazioni ionizzanti. Affinché possano produrre ionizzazione, l'energia minima dei corpuscoli della radiazione deve essere superiore a quella di prima di ionizzazione del mezzo attraversato; tale energia è generalmente di alcuni eV.

3.2.1 Radiazioni indirettamente ionizzanti

Le radiazioni costituite da corpuscoli neutri (X , γ , n) sono dette radiazioni indirettamente ionizzanti in quanto, interagendo con gli atomi, cedono tutta o parte della propria energia a particelle secondarie direttamente ionizzanti (e , p , α , ecc.), le quali, a loro volta, dissipano la loro energia principalmente tramite ionizzazioni ed eccitazioni. Anche nelle interazioni delle particelle neutre vengono prodotte direttamente coppie di ioni e/o coppie elettrone-lacuna, il loro numero è però trascurabile rispetto

al numero di coppie prodotte dalle particelle secondarie, che in tali interazioni sono messe in moto, e perciò è giustificata la locuzione “indirettamente ionizzanti”.

Le principali interazioni tra i fotoni X e gamma e la materia sono: l'effetto fotoelettrico, dove il fotone viene assorbito e la sua energia trasferita a un elettrone; l'effetto Compton, nel quale il fotone viene diffuso da un elettrone, a cui cede parte della sua energia; per energie superiori a 1022 keV, la creazione di coppie elettrone-positrone; per energie elevate, le reazioni nucleari. L'effetto fotoelettrico predomina alle basse energie, per i tessuti biologici fino ad alcune decine di keV, l'effetto Compton alle energie intermedie, fino ad alcune decine di MeV, la materializzazione di coppie per energie superiori.

3.2.2

Radiazioni direttamente ionizzanti

Le radiazioni costituite da particelle cariche (e, p, α , ecc.) sono dette radiazioni direttamente ionizzanti, perché esse, penetrando nella materia, perdono energia essenzialmente tramite collisioni anelastiche (eccitazioni e ionizzazioni).

Nelle collisioni anelastiche l'energia cinetica persa dalle particelle in parte viene trasferita ai gradi di libertà interni degli atomi (eccitazioni) e in parte alle particelle cariche secondarie (elettroni) liberate (ionizzazioni). In queste interazioni non c'è conservazione della quantità di moto e quindi neanche dell'energia cinetica; per questo motivo, esse vengono dette collisioni anelastiche. Le collisioni anelastiche si distinguono in due grandi classi: le collisioni prossime, dove la particella incidente interagisce direttamente con i singoli elettroni; le collisioni distanti, nelle quali la particella interagisce con l'atomo come fosse un tutto unico.

Le particelle cariche sono soggette anche ad altri tipi di interazioni con la materia la cui sezione d'urto (probabilità di interazione) dipende dalla loro energia, dalla loro massa e dal numero atomico degli atomi costituenti il mezzo.

Per le particelle cariche leggere (elettroni, positroni) con energie superiori a qualche MeV, diventa importante il processo di produzione di radiazione di frenamento (*Bremsstrahlung*)¹: gli elettroni incidenti interagiscono con i nuclei della materia e parte della loro energia cinetica viene trasformata in raggi X. Per particelle cariche pesanti con elevate energie diventano finite (apprezzabili) le sezioni d'urto delle eccitazioni coulombiane del nucleo e delle reazioni nucleari; a basse energie quelle delle collisioni elastiche, nelle quali le particelle vengono diffuse elasticamente dal nucleo.

Gli elettroni liberati dalla radiazione incidente (primaria) che hanno energia sufficiente per produrre a loro volta ionizzazione, detta secondaria, vengono denominati elettroni secondari.

Se gli elettroni secondari hanno un'energia sufficiente (maggiore di 100, 200eV) per produrre una traccia propria, che si distingue da quella della particella primaria, prendono il nome di raggi delta.

¹ Per esempio, nelle interazioni degli elettroni con il Pb, la perdita di energia collisionale eguaglia quella radiativa quando l'energia degli elettroni è dell'ordine di 10 MeV. La sezione d'urto per *Bremsstrahlung* aumenta con il numero atomico del target.

3.2.3 Trasferimento lineare di energia

Come si è accennato, a seguito delle collisioni delle particelle cariche con gli atomi e le molecole del mezzo attraversato, vengono generati raggi delta che si comportano, a loro volta, come particelle primarie, trasportando lungo le proprie tracce l'energia ricevuta e trasferendola al mezzo in punti anche distanti dal sito dove è avvenuta la collisione. I raggi delta di bassa energia sono molto più probabili di quelli di alta energia. La distribuzione di queste particelle lungo una traccia primaria è di fondamentale importanza nell'interpretazione degli effetti indotti dalle radiazioni nei materiali biologici, in quanto fornisce informazioni dirette sul trasporto di energia a distanza e sulla densità della ionizzazione prodotta intorno alla traccia delle particelle primarie; per quantificare tale fenomeno è stata introdotta la grandezza "trasferimento lineare di energia" (*Linear Energy Transfer, LET*):

$$LET_{\Delta} = \frac{d\bar{E}_{\Delta}}{dl} \quad (3.1)$$

dove $d\bar{E}_{\Delta}$ rappresenta l'energia ceduta per collisioni in media da una particella carica in un segmento di percorso di lunghezza dl , avendo considerato nel computo di $d\bar{E}_{\Delta}$ solo i processi collisionali dove il trasferimento di energia nei singoli eventi è inferiore alla energia Δ (per scopi di radiobiologia, il valore di Δ è scelto generalmente dell'ordine delle centinaia di eV). Se $\Delta = \infty$ allora $LET_{\Delta} = LET_{\infty}$.

In genere $LET_{100\text{eV}} \approx 0,6 \times LET_{\infty}$. Il LET_{Δ} viene detto trasferimento lineare di energia ristretto, il LET_{∞} , indicato anche semplicemente con LET , viene detto trasferimento lineare di energia infinito e corrisponde al potere di frenamento S . Il LET si esprime abitualmente in keV/ μm .

Con riferimento al LET_{∞} , si suole distinguere tra particelle a basso LET (elettroni e positroni) e particelle ad alto LET (particelle alfa, ioni, ecc.). Il LET degli elettroni varia a seconda dell'energia tra 0,2 e 30 keV/ μm , quello delle particelle alfa tra 40 e 250 keV/ μm . I protoni cedono generalmente energia a basso LET , a esclusione dell'ultimo tratto della loro traiettoria dove si comportano come particelle ad alto LET .

Il LET non è definito per le radiazioni indirettamente ionizzanti, in quanto esse non sono soggette a interazioni collisionali. Per scopi di radioprotezione e di radiobiologia tale concetto viene però allargato anche a questo tipo di radiazioni, considerando il LET delle particelle secondarie messe in moto dalla radiazione primaria indirettamente ionizzante. In questo senso i fotoni sono radiazioni a basso LET con valori fino a 10 keV/ μm .

3.3

Radioattività

3.3.1

Decadimenti radioattivi

La radioattività è la proprietà di alcuni nuclei, detti instabili o radionuclidi, di trasformarsi spontaneamente in altri nuclei, emettendo una radiazione caratteristica: α , β^- , β^+ , γ , ecc.

L'origine dell'instabilità del nucleo risiede nell'eccesso di protoni, di neutroni oppure nel peso troppo elevato: tutti i nuclei più pesanti del bismuto, $Z=83$, sono instabili. Se il nucleo (come, per esempio, il ^{18}F , il ^{68}Ga) ha un eccesso di protoni, allora tende a stabilizzarsi emettendo un positrone, decadimento β^+ , e, quindi, riducendo il numero di protoni di un'unità e aumentando della stessa quantità il numero di neutroni; un decadimento equivalente è la "cattura elettronica" (*Electronic Capture*, EC), dove un elettrone del guscio più interno dell'atomo viene catturato dal nucleo. Se il nucleo (per esempio lo ^{131}I) ha un eccesso di neutroni, allora tende a decadere emettendo un elettrone, decadimento β^- . Nel caso del decadimento α , che avviene solo nei nuclei pesanti, viene emesso un nucleo ^4He .

Dopo il decadimento, il nucleo prodotto, detto nucleo figlio, si può trovare in uno stato eccitato; in questo caso il nucleo si stabilizza emettendo uno o più fotoni γ caratteristici.

Un altro decadimento, detto impropriamente radioattivo, è la transizione isomerica (*Isomeric Transition*, IT), dove il nucleo (per esempio il $^{99\text{m}}\text{Tc}$), che si trova in uno stato eccitato metastabile, decade emettendo un fotone gamma.

Nel decadimento radioattivo il sistema nucleo padre decade in un sistema, costituito dal nucleo figlio e dalle particelle emesse, che ha una massa di quiete inferiore rispetto al nucleo originario. La diminuzione di massa corrisponde (secondo la nota equazione di Einstein $E = \Delta mc^2$, che stabilisce l'equivalenza tra massa e energia) alla generazione di energia, detta energia di disintegrazione, che si manifesta sotto forma di energia cinetica, conferita al nucleo e alle particelle emesse, e di fotoni gamma; nei decadimenti β ed EC c'è anche l'energia del neutrino. L'energia di disintegrazione in genere è dell'ordine delle centinaia di keV fino ad alcuni MeV.

3.3.2

Attività

L'attività, A , di una sorgente radioattiva esprime il numero di decadimenti radioattivi (disintegrazioni) per unità di tempo. L'unità di misura dell'attività nel Sistema Internazionale (SI) è il Becquerel (Bq). 1 Bq corrisponde a 1 disintegrazione al secondo. Un'unità di misura non SI ma ancora largamente usata è il Ci e, in particolare, i suoi sottomultipli mCi e μCi , che corrispondono rispettivamente a un millesimo e a un milionesimo di Ci. $1\text{Ci} = 37 \cdot 10^9 \text{ Bq}$.

L'andamento temporale dell'attività è governato dalla legge statistica del decadimento radioattivo:

$$A(t) = A_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T_{1/2fis}}} \quad (3.2)$$

dove A_0 è l'attività a $t = 0$ e $T_{1/2fis}$ è il tempo di dimezzamento fisico e cioè il periodo di tempo dopo il quale l'attività di una sorgente, a causa dei decadimenti radioattivi, si è ridotta alla metà.

3.3.3

Tempo di dimezzamento effettivo e attività accumulata

Nella diagnostica mediconucleare viene somministrato un farmaco marcato radioattivamente (radiofarmaco) che va ad accumularsi preferenzialmente in determinati tessuti o organi, oggetto dell'indagine diagnostica (vedi capitolo 8).

Dopo la fase di accumulo, il radiofarmaco (in generale, la sostanza radioattiva) viene rimosso dal corpo per via biologica, tramite l'escrezione fisiologica e, in misura minore, l'espiazione e la sudorazione, e per via fisica, tramite i decadimenti radioattivi. Il periodo di tempo dopo il quale la quantità di radiofarmaco all'interno dell'organismo o di un organo/tessuto si è ridotta, solamente per via biologica, alla metà, è detto tempo di dimezzamento biologico, $T_{1/2bio}$. L'azione combinata del "decadimento" biologico e fisico determina il tempo di permanenza del radiofarmaco nell'organismo o nell'organo/tessuto. Il tempo di dimezzamento effettivo è dato dalla seguente relazione:

$$T_{1/2eff} = \frac{T_{1/2fis} \cdot T_{1/2bio}}{T_{1/2fis} + T_{1/2bio}} \quad (3.3)$$

Il numero complessivo di decadimenti radioattivi, che avverranno nell'organo/tessuto fino alla completa rimozione del radiofarmaco, viene detto attività accumulata ed è indicato con \tilde{A} :

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) \cdot dt = \int_0^{\infty} U \cdot A_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T_{1/2eff}}} \cdot dt = U \cdot A_0 \cdot \frac{T_{1/2eff}}{\ln 2} \quad (3.4)$$

dove A_0 è l'attività introdotta, U l'*uptake* (frazione dell'attività introdotta assorbita nell'organo/tessuto) e avendo scelto per semplicità l'istante iniziale $t_0 = 0$.

3.4

Dose assorbita e rateo di dose

3.4.1

Premessa

Quando una radiazione attraversa un mezzo materiale, essa deposita energia sotto forma di eccitazioni elettroniche, ionizzazioni, mutazioni chimiche e, se l'energia dei corpuscoli della radiazione è elevata (dell'ordine dei MeV) oppure se la radiazione è costituita da neutroni, anche come eccitazioni nucleari e trasformazioni nucleari.

Se consideriamo un piccolo volume di materia, V , attraversato da una radiazione e misuriamo l'energia radiante entrante nel volume, R_{in} , cioè la somma delle energie (escluse quelle di quiete) di tutte le particelle direttamente e indirettamente ionizzanti incidenti, e quella uscente, R_{out} , allora l'energia depositata dalla radiazione nel volume V , detta energia impartita, è data da²:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} \quad (3.5)$$

Se ora V viene fatto tendere a un volume molto piccolo (infinitesimo), dV , allora l'espressione finita (3.5) si trasforma nell'analogia definizione infinitesimale:

$$d\varepsilon = dR_{in} - dR_{out} \quad (3.6)$$

Poiché la distribuzione spaziale microscopica della materia è discreta (particellare) e le interazioni tra le particelle delle radiazioni ionizzanti e la materia avvengono su base stocastica, anche $d\varepsilon$ è una grandezza stocastica, che può subire, localmente, forti fluttuazioni, soprattutto nel caso di radiazioni ad alto LET . Per dare perciò consistenza deterministica alla grandezza $d\varepsilon$, cosa necessaria nelle applicazioni pratiche, se ne prende il valore medio $d\bar{\varepsilon}$.

3.4.2

Definizione

La dose assorbita, D , è definita come il rapporto tra l'energia media, $d\bar{\varepsilon}$, impartita dalla radiazione a un volumetto di materia, dV , e la massa del volumetto stesso, dm :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (3.7)$$

² Nel caso di radiazioni che inducono anche trasformazioni nucleari, l'energia impartita è data da: $\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q$, dove ΣQ è l'energia spesa per aumentare la massa di quiete del sistema in trasformazioni di nuclei o particelle (ΣQ ha il segno “-” se la massa aumenta).

L'unità di misura della dose assorbita nel SI è il J/kg, il suo nome speciale è il gray (Gy). Poiché tale unità di misura è molto grande, si usano spesso anche i sottomultipli mGy e μGy , che sono rispettivamente un millesimo e un milionesimo di Gy.

La grandezza dosimetrica *dose assorbita* ha il rango di grandezza di base, in quanto da essa discendono tutte le grandezze radioprotezionistiche che vedremo nei prossimi paragrafi.

Essa, a differenza delle grandezze radioprotezionistiche, che sono definite solo per i tessuti biologici, è definita per tutti i materiali, anche quelli non biologici. È inoltre una quantità direttamente misurabile ed esistono standard primari per determinarne il valore.

3.4.3

Applicazioni della dose assorbita

Nel caso di radiazioni fotoniche ed elettroniche (radiazioni a basso *LET*), la dose assorbita viene utilizzata come grandezza di riferimento per lo studio degli effetti biologici deterministici e per la definizione dei valori soglia.

Per tale motivo, essa è anche la grandezza fondamentale utilizzata in radioterapia (con campi fotonici ed elettronici) per misurare la “quantità di radiazioni” da “somministrare” al volume bersaglio (tumore) e per definire i limiti di esposizione degli organi critici.

3.4.4

Rateo di dose

Per poter caratterizzare la dose da un punto di vista temporale, cosa utile sia quando l'esposizione è prolungata nel tempo sia perché gli effetti biologici possono dipendere dall'andamento temporale con cui la dose viene impartita, si definisce anche il rateo di dose:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (3.8)$$

dove dD rappresenta l'incremento di dose nell'intervallo di tempo dt ; \dot{D} è quindi la variazione di dose nell'unità di tempo. L'unità di misura per il rateo di dose è il Gy/s; nella pratica radioprotezionistica si usano spesso i sottomultipli mGy/s, $\mu\text{Gy/s}$, ma anche unità non SI come il $\mu\text{Gy/h}$ per misure della radiazione diffusa o ambientali. In radioscopia, nel fascio primario si misurano, per esempio, ratei di dose di ingresso dell'ordine di 0,02-2mGy/s; in radiocinematografia, di 0,1-10 mGy/s. Per confronto, il rateo di dose dovuto al fondo naturale ammonta in media a circa 0,1 $\mu\text{Gy/h}$.

Nel caso, per esempio, di un campo di radiazioni variabile nel tempo, la dose assorbita nell'intervallo di tempo $[t_1, t_2]$ è data dalla relazione:

$$D = \int_{t_1}^{t_2} \dot{D} \cdot dt \quad (3.9)$$

dove il simbolo di integrale \int rappresenta la somma di tutti i contributi di dose $\dot{D} \cdot dt$ assorbiti negli intervalli di tempo dt . Se il campo di radiazioni è costante nel tempo (stazionario), allora la (3.9) si semplifica, trasformandosi in una semplice moltiplicazione: $D = \dot{D} \cdot (t_2 - t_1)$.

3.5

Dose equivalente e fattori di ponderazione per la radiazione

3.5.1

Definizione

A parità di dose assorbita, la probabilità di induzione di effetti biologici stocastici in un tessuto dipende dal tipo e dalla qualità (spettro di energia) della radiazione. Per tenere conto di questa dipendenza è stata introdotta la grandezza radioprotezionistica dose equivalente [1]:

$$H_T = w_R \cdot \bar{D}_T \quad (3.10)$$

dove \bar{D}_T è il valore medio della dose assorbita nell'organo/tessuto T e w_R il fattore di ponderazione per la radiazione. Il fattore w_R esprime l'efficacia biologica relativa (*Relative Biological Effectiveness*, RBE) dei diversi tipi di radiazione, R , rispetto alla radiazione X e gamma. Per definizione avremmo quindi, per i fotoni gamma e X, $w_X = 1$. Per gli altri tipi di radiazioni l'ICRP nella sua ultima pubblicazione del 2007 [2] raccomanda: $w_{\text{elettroni}} = 1$, $w_{\text{protoni}} = 2$, $w_{\alpha} = 20$, mentre per i neutroni il valore dipende dalla loro energia, secondo una funzione continua che va da 2,5 a energie termiche, raggiunge il massimo, 21, ad 1 MeV, e poi ritorna a un valore 2,5 per energie elevate³.

L'unità di misura della dose equivalente è il J/kg; essendo questa grandezza concettualmente e, per le radiazioni non fotoniche, anche numericamente diversa dalla dose assorbita, per tale unità è stato introdotto il nome speciale sievert (Sv). Per le

³ La RBE dipende dall'energia anche nel caso dei raggi X e gamma, secondo quanto dimostrato in recenti esperimenti su culture cellulari in vitro [2]. Le indagini in vitro sulle aberrazioni cromosomiche dicentriche nei linfociti umani (Sasaki, 1991; Schmid et al., 2002; Guerrero-Carbajal et al., 2003), e sulle mutazioni e le trasformazioni in altre linee cellulari nelle cellule umane e in quelle ibride uomo-criceto (Frankenberg et al., 2002), hanno mostrato, per esempio, che la radiazione prodotta con una tensione di accelerazione di 20 kV ha una RBE di circa 2-3 volte maggiore rispetto alla RBE della radiazione prodotta con 200 kV e quest'ultima è circa 2 volte maggiore rispetto a quella della radiazione emessa dal ⁶⁰Co. Tuttavia, per motivi pratici e di semplicità l'ICRP ha preferito mantenere per i fotoni e gli elettroni un $w_R = 1$ per tutte le energie.

radiazioni gamma, X e beta il valore numerico della dose equivalente coincide con quello della dose assorbita media: $H_T = \bar{D}_T$.

Nel caso di organi appaiati (reni, mammelle, gonadi, ecc.) il valore medio della dose assorbita viene calcolato su ambedue, anche se uno non è stato irraggiato; nel caso della pelle su tutta la superficie corporea, che per un uomo di statura media ha un'area di circa 2 m^2 .

Concettualmente la (3.10) esprime l'ipotesi che il rischio radiologico stocastico non dipenda da come è distribuita la dose all'interno dell'organo/tessuto, ma solo dal suo valore medio. Questa assunzione è legittima per gli effetti biologici stocastici, in quanto tali danni sono di tipo monocitico. Naturalmente essa non vale per gli effetti deterministici per i quali, insorgendo essi solo oltre una determinata soglia, la distribuzione della dose gioca un ruolo fondamentale. Per questo motivo, per definire i livelli soglia degli effetti deterministici viene impiegata la dose assorbita e non la dose equivalente; nel caso di radiazioni neutroniche e di particelle cariche pesanti (protoni, alfa, ecc.), insieme alla dose assorbita bisogna considerare anche la RBE specifica dell'effetto deterministico in questione, che in generale è diversa dalla RBE per gli effetti stocastici.

3.5.2

Applicazioni della dose equivalente

Tramite la dose equivalente è possibile esprimere la probabilità d'induzione di un determinato effetto biologico stocastico:

$$P_{pat} = f_{pat} \cdot H_T \quad (3.11)$$

dove il suffisso *pat* indica una determinata patologia cancerogena e f_{pat} il relativo coefficiente nominale di rischio [2] espresso in Sv^{-1} .

Se consideriamo, per esempio, l'irraggiamento del seno in un tipico esame mammografico di screening con due proiezioni, dove la dose ghiandolare media complessiva è dell'ordine di 3 mSv , la probabilità di insorgenza di un carcinoma mammario ad esito fatale è:

$$P_{mam} = f_{mam} \cdot H_{mam} = 1,4 \cdot 10^{-3} \cdot 3 \cdot 10^{-3} \cong 4 \cdot 10^{-6} \quad (3.12)$$

ossia circa 4 casi di decesso su 1.000.000 di persone esposte. $f_{mam} = 1,4 \times 10^{-3} \text{ Sv}^{-1}$ è il coefficiente nominale di rischio per la patologia in questione relativo alla popolazione adulta e calcolato sulla durata della vita (*Life Span Risk*, LSR).

La dose equivalente costituisce perciò la base per la valutazione del rapporto rischio/beneficio nelle attività radiologiche.

3.6

Dose efficace e fattori di ponderazione per il tessuto

3.6.1

Definizione

La probabilità di insorgenza degli effetti biologici stocastici, a parità di dose equivalente, dipende dal tipo di tessuto irraggiato: tessuti diversi possono presentare radiosensibilità differenti. Per tenere conto delle diverse radiosensibilità tissutali, è stata definita la grandezza radioprotezionistica dose efficace:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (3.13)$$

dove w_T è il coefficiente di ponderazione per il tessuto T , H_T la dose equivalente, vista nel paragrafo precedente, e \sum il simbolo di sommatoria che indica l'operazione di somma su tutti gli organi e tessuti interessati dall'irraggiamento. Se sono presenti più specie di radiazioni, allora occorre sommare anche i contributi dosimetrici delle diverse specie di radiazioni:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \cdot \left(\sum_R w_R \cdot \bar{D}_{T,R} \right) \quad (3.14)$$

L'unità di misura della dose efficace è il sievert (Sv) come per la dose equivalente.

I valori dei fattori w_T sono scelti in modo da essere rappresentativi del contributo dei singoli organi e tessuti al detrimento sanitario complessivo, dovuto agli effetti biologici stocastici sia ad esito fatale che non fatale [1, 2]; tali valori sono specificati nella Tabella 3.1.

La somma di tutti i fattori w_T è normalizzata a 1. Nel caso di una panirradiazione uniforme del corpo la (3.13) diventa:

$$E = H \cdot \sum_T w_T = H \quad (3.15)$$

dove H rappresenta la dose equivalente in ogni organo e tessuto. In questo caso specifico, se la radiazione è fotonica vale anche: $E = H \equiv D$. Se invece ipotizziamo un'irradiazione uniforme di metà corpo, con una divisione lungo l'asse longitudinale, e trascuriamo le asimmetrie anatomiche, come il cuore, lo stomaco, il fegato, ecc., allora, poiché in questo caso l'entità del rischio radiologico stocastico complessivo è ridotta alla metà, rispetto alla panirradiazione, anche la dose efficace sarà la metà: $E \equiv D/2$.

Tabella 3.1 Fattori di ponderazione per i tessuti raccomandati nella pubblicazione 103 dell'ICRP

| Tessuto | w_T | $\sum w_T$ |
|--|-------|-------------|
| Midollo osseo (rosso), colon, polmone, stomaco, seno, tessuti rimanenti* | 0,12 | 0,72 |
| Gonadi | 0,08 | 0,08 |
| Vescica, esofago, fegato, tiroide | 0,04 | 0,16 |
| Superficie dell'osso, cervello, ghiandole salivari, pelle | 0,01 | 0,04 |
| Totale | | 1,00 |

* Tessuti rimanenti: ghiandole surrenali, regione extratoracica, cistifellea, cuore, reni, linfonodi, muscolo, mucosa orale, pancreas, prostata, intestino tenue, milza, timo, utero/cervice.

Il valore di $w_T = 0,12$ per i tessuti rimanenti si applica alla media aritmetica della dose equivalente ricevuta dagli organi e tessuti elencati nella nota della Tabella 3.1. In questo modo la dose efficace è additiva⁴. Questo significa che nel caso di esposizioni multiple con diverse geometrie, o nel caso di irradiazione esterna e interna, le dosi efficaci delle singole esposizioni possono essere sommate.

3.6.2

Applicazioni della dose efficace

La dose efficace viene utilizzata in radioprotezione per definire i limiti di esposizione per i lavoratori e le persone del pubblico.

Nelle esposizioni mediche, essa permette di confrontare, dal punto di vista del deterioramento sanitario, esposizioni diverse, come per esempio un esame radiografico del torace con uno del bacino oppure con un esame tomografico. Viene inoltre utilizzata, insieme alla dose equivalente, per la valutazione del rapporto rischio/beneficio nelle attività radiologiche.

In genere, per avere un primo termine di comparazione si considera la dose efficace dovuta al fondo naturale, a cui ogni persona è soggetta, che ammonta in media a 2,4 mSv/anno e può variare da luogo a luogo, in funzione dell'altitudine e della radioattività contenuta nel suolo, da circa 1,5 a oltre 10 mSv/anno. Altri valori di riferimento sono: esame radiografico PA del torace per una persona standard, $E = 0,02$ mSv (con tecnologia digitale); esame tomografico del torace, 4 mSv; dell'encefalo, 3 mSv; fegato (3 fasi), 10 mSv; esame PET con 240 MBq di FDG (vedi capitolo 8), circa 6 mSv.

3.7

Dose equivalente impegnata

La grandezza “dose equivalente impegnata” rappresenta la dose equivalente che, in seguito all'introduzione di un radionuclide nell'organismo, i singoli organi/tessuti assorbiranno o fino alla completa rimozione, per decadimento fisico e/o decadimento biologico, del radionuclide oppure, nel caso di sostanze radioattive a lungo tempo di dimezzamento effettivo, fino alla fine della vita.

Se $\bar{D}(t)$ è il rateo di dose assorbita media all'interno dell'organo/tessuto T , dovuto alle radiazioni prodotte nei decadimenti radioattivi di una sostanza introdotta nell'organismo, allora la dose equivalente impegnata è data dalla seguente relazione:

$$H_T(\tau) = w_R \cdot \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{D}_T(t) \cdot dt = w_R \cdot \bar{D}_T(\tau) \quad (3.10')$$

⁴ Nella pubblicazione 60 dell'ICRP, il valore di w_T per i tessuti rimanenti non veniva ripartito in modo uniforme tra i tessuti, ma in misura maggiore al tessuto (tra i tessuti rimanenti) più esposto (principio di ripartizione), rendendo la dose efficace non additiva.

dove t_0 è il momento dell'introduzione, $\bar{D}_T(\tau)$ la dose assorbita media impegnata e τ l'intervallo di tempo, espresso in anni, sul quale viene calcolato l'integrale. Se non è indicato esplicitamente, per gli adulti si prende un intervallo di 50 anni, per i bambini un periodo che va dalla rispettiva età fino a 70 anni.

3.8

Dose efficace impegnata

Nel caso di radionuclidi gamma-emittenti puri, come il ^{99m}Tc , di emettitori beta puri o di emettitori alfa puri, la dose efficace impegnata viene calcolata, in analogia con la dose efficace, tramite la formula (3.13):

$$E(\tau) = \sum_T w_T \cdot H_T(\tau) \quad (3.13')$$

Nel caso invece di radionuclidi che emettono diversi tipi di radiazioni (ad esempio, beta e gamma), occorre sommare la dose equivalente impegnata nell'organo T dovuta a ogni tipo di radiazione R:

$$E(\tau) = \sum_T w_T \cdot H_T(\tau) = \sum_T w_T \cdot \left(\sum_R w_R \cdot \bar{D}_{T,R}(\tau) \right) \quad (3.14')$$

3.9

Kerma e grandezze dosimetriche operative

3.9.1

Kerma

Il processo di trasferimento di energia al mezzo da parte dei fotoni (e, in generale, da parte delle radiazioni indirettamente ionizzanti) avviene sostanzialmente in due fasi successive. Nella prima la radiazione primaria mette in moto i secondari carichi. Nella seconda questi ultimi depositano la loro energia cinetica attraverso le collisioni che subiscono nel mezzo. La dose assorbita descrive l'effetto finale del processo sopra illustrato. Per descrivere invece soltanto la prima fase si suole far uso in dosimetria di un'altra grandezza, il kerma, il cui nome trae origine dall'acronimo che in lingua inglese sta per “*kinetic energy released in matter*”.

Il kerma, K , è definito come:

$$K = \frac{d\bar{\mathcal{E}}_{tr}}{dm} \quad (3.16)$$

dove $d\bar{\mathcal{E}}_{tr}$ è il valore medio della somma dell'energia cinetica iniziale di tutte le particelle cariche prodotte dai fotoni (o dai neutroni) in un elemento di volume di massa dm . L'unità di misura per il kerma nel SI è il Gy. Le unità più spesso utilizzate sono i sottomultipli μGy e mGy .

La valenza pratica del kerma risiede nel fatto che questa grandezza in aria è esattamente la grandezza misurata dalle camere a ionizzazione (ad aria libera).

In condizioni di equilibrio delle particelle cariche⁵ liberate dalla radiazione, il kerma è numericamente identico alla dose assorbita: $D = K$; questa condizione, nelle misure con la camera a ionizzazione ad aria libera, è praticamente verificata fino a energie dell'ordine di 400 keV.

Nella pratica radioprotezionistica relativa alla radiodiagnostica, il kerma in aria può essere perciò utilizzato in vece della dose in aria e viceversa.

3.9.2

Equivalente di dose

L'equivalente di dose in un punto del tessuto è definito come il prodotto della dose assorbita per il fattore di qualità Q :

$$H = Q \cdot D \quad (3.17)$$

Q , similmente ai fattori w_R , i quali devono approssimare il "valore medio" di Q calcolato sulla distribuzione di dose⁶, tiene conto della diversa efficacia biologica delle varie specie di radiazioni, R , relativamente alla radiazione X e gamma. Per definizione avremmo quindi $Q = 1$ per i fotoni gamma e X. In generale Q è una funzione del LET (vedi paragrafo 3.2) [3].

L'unità di misura dell'equivalente di dose è il sievert (Sv). Per radiazioni gamma, X e beta il valore numerico della dose assorbita coincide con quello dell'equivalente di dose.

L'equivalente di dose è utilizzato dall'ICRU per la definizione delle grandezze radioprotezionistiche operative: 1) per il monitoraggio ambientale: l'equivalente di dose ambientale $H^*(10)$ e l'equivalente di dose direzionale $H'(0,07)$, misurati ambedue nella sfera ICRU tessuto equivalente alla profondità di 10 e 0,07 mm, rispet-

⁵ Nelle interazioni con la materia, le radiazioni indirettamente ionizzanti trasferiscono energia cinetica alle particelle cariche (nel caso di campi di fotoni con energie fino a 1022 keV, le particelle liberate sono solo elettroni, per energie più elevate possono venire prodotti anche positroni e protoni), che così sono in grado di muoversi autonomamente. Si definisce equilibrio delle particelle cariche, all'interno di un volume di interesse, la condizione in cui le somme delle energie cinetiche delle particelle cariche che entrano ed escono da esso sono uguali.

⁶ La media di Q viene calcolata tramite la relazione: $\bar{Q} = (1/D) \int Q(L)(dD/dL)dL$, dove L rappresenta il LET infinito, dD/dL la distribuzione (differenziale) di dose e $(dD/dL)dL$ la dose assorbita nell'intervallo di LET compreso tra L e $L+dL$. Q è per definizione il fattore di qualità della radiazione nel punto del tessuto in cui viene misurata la dose D e varia perciò da punto a punto. Per semplificare i calcoli, i fattori w_R sono invece definiti sulla base dello spettro di energia della radiazione incidente e non variano all'interno dei tessuti, anche se lo spettro, a causa dell'assorbimento differenziato delle diverse componenti energetiche, viene modificato.

tivamente; 2) per il monitoraggio individuale: l'equivalente di dose personale $H_p(d)$, dove d indica la profondità, espressa in mm, sotto un punto specifico della superficie del corpo umano, che in generale coincide con la posizione del dosimetro [2]. Nel caso di esposizione di tutto il corpo, $H_p(10)$ viene preso come approssimazione della dose efficace. La vigente normativa (D. Lgs. 230/1995 e succ. mod.) prescrive l'uso di $H^*(10)$, per il monitoraggio ambientale delle radiazioni penetranti, come i raggi X e gamma, e quindi già molti strumenti dosimetrici di nuova generazione sono calibrati secondo questa grandezza, in modo che una misura effettuata in aria fornisca il valore che si avrebbe in tessuto molle alla profondità di 10 mm. C'è la necessità dunque di conoscere i coefficienti di conversione tra $H^*(10)$ e dose in aria o kerma in aria e viceversa. Alcuni coefficienti di conversione, $H^*(10)/K$, per fasci primari usati in radiodiagnostica sono: 1,34 Sv/Gy a 74 kV, 1,51 a 101, 1,56 a 125 [4].

3.10

Descrittori di dose in radiografia convenzionale e radioscopia

Per quanto riguarda la radioprotezione immediata del paziente, ossia quella che deve essere messa in atto in fase di programmazione o di esecuzione di un esame radiodiagnostico o di una procedura interventistica, occorre avere delle grandezze che siano facilmente determinabili e che forniscano un insieme completo di informazioni riguardanti l'esposizione. Per dare uno strumento di rapida valutazione agli operatori di radiologia, sono state perciò introdotte delle grandezze, dette descrittori di dose o indicatori di dose, che sono in grado di fornire indicazioni immediate sull'entità del rischio radiologico connesso con la procedura radiologica in questione.

3.10.1

Dose incidente

La dose incidente (sulla cute), D_{inc} , è definita come la dose assorbita in aria misurata in corrispondenza del luogo di ingresso del fascio X nel paziente. Tale grandezza viene misurata normalmente in assenza di corpo diffondente (paziente o fantoccio) tramite camera a ionizzazione o dosimetri allo stato solido. L'unità di misura normalmente utilizzata nell'ambito della radiodiagnostica è il mGy.

Il vantaggio dell'impiego di tale grandezza è la facilità con cui può essere misurata. Essa, insieme ai parametri geometrici di esposizione (dimensione del campo, regione anatomica esaminata e tipo di proiezione) viene utilizzata come grandezza di partenza (input) per la valutazione della dose equivalente agli organi. Come vedremo nel paragrafo 3.11, la dose equivalente può venire determinata moltiplicando la dose incidente per un coefficiente di conversione, r_T , specifico dell'organo, della regione anatomica irraggiata e del tipo di proiezione.

3.10.2 Dose di ingresso

La dose di ingresso o dose superficiale in entrata (*Entrance Surface Dose*, ESD) rappresenta la somma della dose incidente e della dose prodotta dalla radiazione retrodiffusa dal corpo, che può ammontare anche fino al 50% del valore della dose incidente stessa. La misura della dose superficiale può essere eseguita tramite camera a ionizzazione, dosimetri a termoluminescenza o pellicole radiosensibili (per esempio, pellicole gafchromic), posizionati sulla superficie del corpo o del fantoccio. In alternativa la dose superficiale può essere determinata tramite la misura della dose incidente e l'uso dei fattori di retrodiffusione, f_{ret} :

$$D_{sup} = f_{ret} \cdot D_{inc} \quad (3.18)$$

Per campi di raggi X tipici in radiologia, i fattori di retrodiffusione variano da 1,3 a 1,5 in funzione della tensione applicata al tubo e della dimensione del campo [5].

La dose di ingresso è utilizzata nell'ambito delle procedure interventistiche per prevenire eventuali danni deterministici. Essa è usata inoltre per definire i livelli diagnostici di riferimento (LDR) (D. Lgs. 187/2000). Tali livelli rappresentano valori di dose di ingresso per procedure radiologiche standard, che non “dovrebbero” essere superati nella pratica clinica, perché, in base all'esperienza e allo stato dello sviluppo tecnologico, con tale dose di ingresso la qualità diagnostica dell'esame è soddisfacente.

3.10.3 Dose alla cute

La dose alla cute in entrata (*Entrance Skin Dose*, ESD; *Surface Absorbed Dose*, SAD), da non confondere con la dose superficiale in entrata, che in inglese porta lo stesso acronimo, è la dose assorbita dalla cute nel luogo di ingresso del fascio. Matematicamente essa è espressa dalla relazione:

$$D_{cute} = D_{sup} \cdot (\mu_{en} / \rho)_{aria}^{tessuto} \quad (3.19)$$

dove $(\mu_{en} / \rho)_{aria}^{tessuto}$ rappresenta il rapporto tra i coefficienti di assorbimento di energia massici del tessuto e dell'aria, rispettivamente, e varia da 1,05, per una tensione al tubo di 65 kV, a 1,06, per 110 kV [6].

3.10.4 Prodotto dose-area

Il prodotto dose-area (*Dose Area Product*, DAP) è il prodotto della dose assorbita in aria, misurata sul percorso del fascio da una camera a ionizzazione trasmissiva, per l'area del fascio in corrispondenza della camera; il DAP è una grandezza invariante rispetto alla distanza dalla sorgente X.

La camera a ionizzazione trasmissiva è un dispositivo ionometrico che viene montato all'uscita del tubo radiogeno, subito dopo il collimatore. Tale dispositivo è collegato a un'unità di controllo che alimenta la camera, con una tensione di qualche centinaio di volt, e converte il segnale di misura analogico in un segnale digitale. L'informazione digitale viene poi visualizzata su un display, stampata tramite una stampante oppure, negli apparecchi radiologici digitali, registrata automaticamente insieme all'esame.

L'unità di misura del DAP più diffusa è il $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, ma sono usate anche altre unità come il $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$, il $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ o il $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$. I costruttori di misuratori di DAP ne calibrano la risposta generalmente in termini di dose assorbita in aria e quindi alle energie tipiche della radiodiagnostica anche in termini di kerma in aria.

Come vedremo nel paragrafo 3.11, la dose efficace può venire determinata moltiplicando il DAP per un coefficiente di conversione, $k_{DAP\rightarrow E}$, specifico della regione anatomica irraggiata.

3.11

Calcolo della dose in radiografia convenzionale e radioscopia

In radiografia convenzionale vengono in genere eseguite una o più proiezioni radiografiche di una regione anatomica, come per esempio le proiezioni antero-posteriori (AP) e latero-laterali (LL) del rachide, PA e LL del torace, ecc. In radioscopia, similmente, si eseguono proiezioni con la differenza, rispetto alla radiografia, che l'esposizione è prolungata nel tempo e può durare anche diversi minuti, rispetto ai ms o decine di ms di un'esposizione radiografica.

Il quesito, da un punto di vista dosimetrico, che viene posto in questi casi è l'ammontare della dose equivalente negli organi/tessuti e/o della dose efficace.

3.11.1

Valutazione della dose equivalente

I metodi impiegati per la valutazione della dose equivalente negli organi sono fondamentalmente di tre tipi: 1) la misura diretta della dose tramite fantocci antropomorfi, come il fantoccio "Rando-Alderson"; 2) l'utilizzo di software di calcolo sviluppati appositamente, che in genere si basano su fantocci matematici antropomorfi e sul metodo di calcolo "Monte Carlo"; 3) il metodo "analitico", che si basa sull'utilizzo di tabelle, contenenti i coefficienti di conversione, r_T , da dose (o kerma) incidente a dose equivalente nell'organo. Una raccolta molto completa di queste tabelle è contenuta, per esempio, nella pubblicazione 34 dell'ICRP [7].

In questo contesto verrà descritto il metodo analitico. Le informazioni necessarie per effettuare una valutazione di dose sono: 1) il tipo di esame radiografico; 2) il valore della dose incidente sulla superficie del paziente; 3) la tensione al tubo radiogeno in kV; 4) la qualità del fascio, espressa come spessore emivalente (SEV), ovvero lo spessore di alluminio in mm che riduce a metà l'intensità del fascio; 5) le dimensioni del campo; 6) lo spessore del paziente nella direzione della proiezione

radiografica; 7) la distanza “fuoco-rivelatore d’immagine”; 8) la tipologia di paziente (nelle tabelle ICRP sono contemplate le seguenti tipologie: neonato, pediatrico 1 e 5 anni, uomo adulto e donna adulta).

Il valore della dose incidente si può ricavare in diversi modi: misurandola direttamente con un dosimetro; sfruttando i coefficienti di conversione da mAs a dose incidente (vedi per es. ICRP 34); tramite il DAP. Dividendo, infatti, il DAP per l’area del campo sul piano del rivelatore, che è nota corrispondendo essa al formato dell’immagine, si determina la dose incidente sul piano del rivelatore; la dose incidente in corrispondenza della superficie del paziente si determina poi attraverso la legge dell’inverso del quadrato della distanza:

$$D_{inc} = D_{riv} \cdot \left(\frac{FID}{FSD} \right)^2 \quad (3.20)$$

dove FID (*Focus to Image-receptor Distance*) è la distanza fuoco-recettore d’immagine e FSD (*Focus to Skin Distance*) la distanza fuoco-pelle.

Moltiplicando ora la dose incidente per il coefficiente di conversione specifico dell’organo T , del tipo di esame e della proiezione radiografica, si ottiene la dose equivalente:

$$H_T = r_T \cdot D_{inc} \quad (3.21)$$

3.11.2

Esempio: valutazione della dose equivalente all’utero

Vediamo, come esempio, la stima di dose all’utero nel caso di un esame radiografico AP dell’addome effettuato con un sistema Computed Radiography (CR)⁷.

I dati dell’esame sono i seguenti:

| | |
|---------------------------|---|
| tipo di esame: | addome AP |
| carica el. erogata, Q : | 60 mAs |
| tensione: | 77 kV |
| SEV: | 2,5 mmAl |
| dimensione del campo: | 35 cm × 43 cm |
| spessore paziente: | 25 cm |
| FID: | 115 cm |
| FSD: | FID-25-5 = 85 cm (si è considerata una distanza tra il recettore d’immagine e il piano del lettino pari a 5 cm) |
| paziente: | donna adulta |

⁷ I sistemi radiografici CR sono sistemi radiografici in cui il recettore d’immagine è un pannello (*plate*) costituito da fosfori fotosensibili con memoria. Dopo l’esposizione, il *plate* viene inserito in un lettore laser (scanner), dove l’immagine viene digitalizzata; contemporaneamente il *plate* viene cancellato e può essere riutilizzato.

Dall'ICRP 34 ricaviamo che la dose a 1 m per 1 mAs e per 77 kV (rendimento del tubo) è circa 0,054 mGy. Moltiplicando questo valore per 60 mAs otteniamo $D_{100cm}=3,2$ mGy.

Dall'ICRP 34 ricaviamo $r_{utero}=0,305$ mSv/mGy. Con questi valori otteniamo:

$$H_{utero} = r_{utero} \cdot D_{100cm} \cdot \left(\frac{100}{FSD}\right)^2 = 0,305 \cdot 3,2 \cdot \left(\frac{100}{85}\right)^2 \approx 1,35 \text{ mSv} \quad (3.22)$$

In generale si può dire che in radiografia, per tutte le proiezioni che non contengono l'utero, la dose all'utero è sempre inferiore a 1 mSv. Nel caso invece di esami, come la radiografia dell'addome, del rachide lombare, del bacino, dove l'utero è contenuto all'interno del campo X, le dosi all'utero con tecnologia CR sono: per la proiezione AP dell'ordine di 1 mSv, per le proiezioni PA e LL dell'ordine di 0,5 mSv. Con la tecnologia Direct Radiology (DR)⁸, grazie alla maggior sensibilità dei rivelatori *flat panel*, tali dosi sono ancora minori.

Nella Tabella 3.2 sono riportati: i parametri di esposizione tipici di un sistema DR (per alcuni esami radiografici standard a pazienti di corporatura media, effettuati con tecnica di controllo automatico dell'esposizione (*Automatic Exposure Control*, AEC); i coefficienti di conversione da mAs a dose incidente; le relative dosi equivalenti in alcuni organi di particolare importanza.

3.11.3

Valutazione della dose efficace

Avendo calcolato le dosi equivalenti nei vari organi e tessuti interessati dalla radiazione, è possibile valutare la dose efficace tramite la formula (3.13) e cioè sommando le dosi equivalenti moltiplicate per i relativi coefficienti di ponderazione per il tessuto.

La dose efficace può essere stimata anche moltiplicando il DAP per un coefficiente di conversione, specifico della regione anatomica irraggiata:

$$E = k_{DAP E} \cdot DAP \quad (3.23)$$

In Tabella 3.3 sono riportati i coefficienti di conversione per gli esami/interventi radiologici più comuni [8]. Come di consueto, tali valori si riferiscono a esami effettuati a pazienti di corporatura media (pazienti standard).

⁸ I sistemi radiografici DR sono sistemi radiografici digitali in cui il recettore d'immagine è un rivelatore digitale (pannello allo stato solido, *flat panel*) che trasforma direttamente il segnale trasportato dal fascio X in un segnale digitale.

Tabella 3.2. Dosi equivalenti negli organi per alcuni esami radiografici standard

| Tipo di esame | Proiez. | FID | kV | mAs | k | D | H _T [mSv] | Utero | Seno | Ovaie | Testicoli | Tiroide |
|----------------------|---------|-----|-----|------|-----------|-------|----------------------|-------|--------|--------|-----------|---------|
| | | | | | [mGy/mAs] | [mGy] | | | | | | |
| Bacino | AP | 115 | 77 | 22 | 0,049 | 1,495 | 0,4859 | | | 0,3543 | 0,1346 | |
| Addome | AP | 115 | 90 | 16 | 0,070 | 1,550 | 0,4728 | | | 0,3612 | 0,0279 | |
| | PA | 115 | 90 | 16 | 0,070 | 1,550 | 0,2310 | | | 0,2604 | 0,0141 | |
| | LL | 115 | 96 | 50 | 0,081 | 5,613 | 0,2413 | | | 0,3199 | 0,0185 | |
| Rachide lomb. | AP | 115 | 83 | 31 | 0,057 | 2,448 | 0,7025 | | | 0,5287 | 0,0103 | |
| | LL | 115 | 93 | 34 | 0,075 | 3,517 | 0,1090 | | | 0,1653 | 0,0028 | |
| Torace | AP | 180 | 125 | 1,09 | 0,130 | 0,063 | 0,0001 | | 0,0526 | 0,0001 | | 0,020 |
| | PA | 180 | 125 | 1,09 | 0,130 | 0,063 | 0,0001 | | 0,0031 | 0,0001 | | 0,002 |
| | LL | 180 | 125 | 4,1 | 0,130 | 0,237 | 0,0001 | | 0,0604 | 0,0001 | | 0,027 |
| Rachide dors. | AP | 115 | 77 | 36 | 0,049 | 2,446 | 0,0015 | | 1,0080 | 0,0015 | | 0,259 |
| | LL | 115 | 96 | 71 | 0,081 | 7,970 | 0,0016 | | 0,0717 | 0,0016 | | 0,056 |
| Cranio | AP | 115 | 73 | 23 | 0,046 | 1,454 | | | | | | 0,459 |
| | PA | 115 | 73 | 23 | 0,046 | 1,454 | | | | | | 0,033 |
| | LL | 115 | 70 | 29 | 0,042 | 1,686 | | | | | | 0,231 |
| Rachide cerv. | AP | 115 | 73 | 5,97 | 0,046 | 0,377 | | | | | | 0,328 |
| | LL | 115 | 70 | 14 | 0,042 | 0,814 | | | | | | 0,061 |

Tabella 3.3 Fattori di conversione da DAP a dose efficace

| Tipo di esame | E/DAP |
|-----------------------------------|-----------------------------|
| <i>Radiografia convenzionale</i> | [mSv/(Gy·cm ²)] |
| Cranio | 0,028 |
| Rachide cervicale | 0,13 |
| Rachide dorsale | 0,19 |
| Rachide lombare | 0,21 |
| Torace | 0,12 |
| Addome | 0,26 |
| Rachide lombare | 0,21 |
| <i>Radiologia interventistica</i> | |
| Sistema gastrointestinale | 0,26 |
| Sistema urinario e biliare | 0,26 |
| Cardiovascolare | 0,26 |
| Cerebrovascolare | 0,028 |

3.12

Descrittori di dose in tomografia computerizzata

3.12.1

Introduzione

In tomografia computerizzata (TC), come verrà descritto dettagliatamente nel capitolo 4, il tubo radiogeno ruota intorno al paziente a una distanza di circa 60 cm dall'asse di rotazione. Le dimensioni del fascio, misurate al centro del gantry, sono: nella direzione longitudinale, a seconda del numero di strati, dell'ordine di alcuni cm (collimazione) e circa 50 cm nella direzione trasversale. Durante l'esecuzione dell'esame, il paziente viene traslato lungo l'asse di rotazione del tubo. La traslazione può essere eseguita a passi sequenziali, scansione sequenziale, oppure in modo continuo, scansione elicoidale, spirale o volumetrica (vedi capitolo 4, Figg. 4.2 e 4.3). Il numero di giri effettuati dal tubo in un esame tomografico dipende dalla lunghezza di scansione, dalla collimazione e dal valore del *pitch* (avanzamento del lettino in una rotazione/collimazione).

In TC l'irraggiamento del paziente avviene perciò da tutte le direzioni radiali e quindi la distribuzione di dose nel corpo si differenzia significativamente rispetto alla radiografia convenzionale, com'è illustrato in Figura 3.1.

È chiaro, quindi, che i descrittori di dose utilizzati per la radiografia convenzionale non sono adatti nell'ambito della TC ed è necessario definire delle grandezze specifiche.

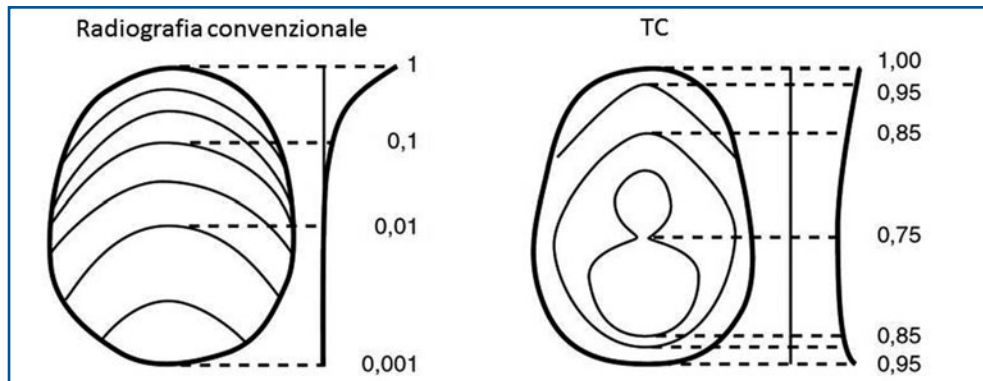


Fig. 3.1 Distribuzioni di dose assorbita tipiche in esami del cranio eseguiti con tecnica convenzionale, a sinistra, e con TC, a destra. Si noti che nell'esame TC la dose al centro della testa è solo il 25% inferiore rispetto a quella nelle regioni periferiche. Nel caso del tronco, la differenza ammonta a circa il 50%. Nell'esame radiografico, invece, la dose in ingresso è dell'ordine di 100-1000 volte maggiore rispetto a quella in uscita. (Per gentile concessione di Dr. H. D. Nagel, "Radiation exposure in computed tomography", 4th edition)

3.12.2 CTDI

Il fascio, che teoricamente ha una larghezza pari alla collimazione, propagandosi all'interno dei tessuti subisce un allargamento dovuto alla diffusione.

Il CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) rappresenta il valore della dose assorbita che si avrebbe all'interno dello "strato nominale acquisito"⁹ durante una rotazione del tubo e in assenza di tale allargamento, ipotizzando cioè che tutta la radiazione rimanga concentrata all'interno dello strato nominale e che il fascio abbia un profilo rettangolare. Questo concetto è illustrato nelle Figure 3.2 e 3.3.

In Figura 3.2 è riportato il profilo longitudinale di dose relativo a un fascio in aria con una collimazione di 40 mm; poiché in aria la diffusione del fascio è molto limitata, la forma del profilo è quasi rettangolare e quindi la dose all'interno dello strato nominale, ca. 18 mGy, è approssimativamente pari al CTDI, 19,8 mGy.

In Figura 3.3 è riportato, invece, il profilo di dose all'interno di un fantoccio in plexiglas di tipo "corpo", ossia con dimensioni che simulano il tronco (Fig. 3.4); a causa della diffusione del fascio, che nominalmente anche in questo caso ha una larghezza di 40 mm, il profilo di dose risulta molto allargato e si estende fino a una larghezza complessiva dell'ordine di 250 mm. Questo significa che vengono irradiate

⁹ Nel caso di tomografi multistrato, lo "strato nominale acquisito", inteso in questo contesto, è quella sezione trasversale del corpo (sezione acquisita) avente uno spessore pari al prodotto del numero di "strati elementari" simultaneamente acquisiti per lo spessore dello strato elementare stesso (collimazione): se lo spessore dello strato elementare è, per esempio, pari a 0,625 mm e il numero di strati è 64, allora lo strato nominale acquisito ha uno spessore di 40 mm. Nel caso di tomografi monostrato (diventati ormai molto rari) lo spessore dello strato nominale coincide con quello dello strato elementare.

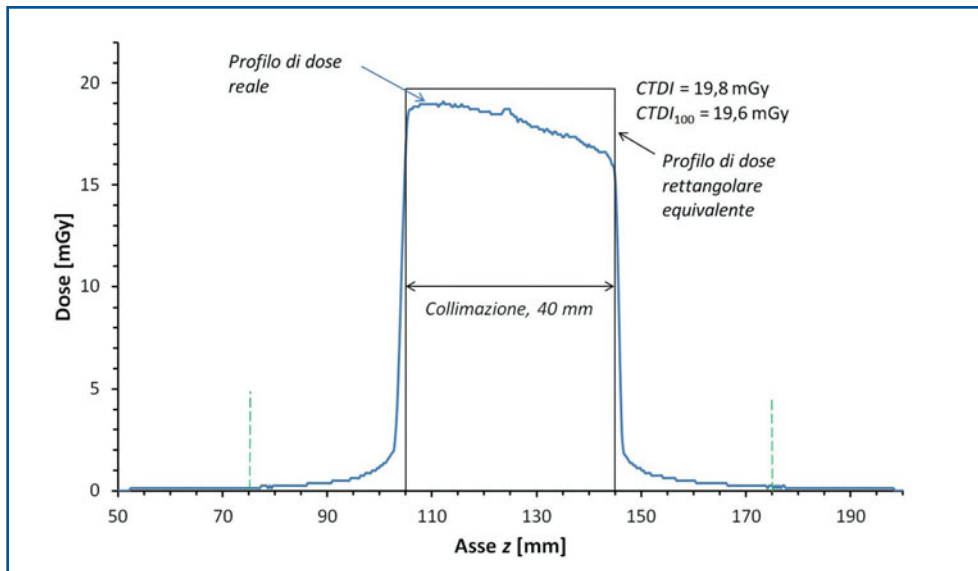


Fig. 3.2 Profilo longitudinale di dose in aria (senza fantoccio), relativo a uno scanner a 64 strati e a una collimazione di 40 mm. L'acquisizione del profilo è stata eseguita con un rivelatore allo stato solido puntiforme. Si noti la forma quasi rettangolare; le code, di ampiezza molto limitata, sono dovute alla diffusione del fascio sul bordo del collimatore e in misura minore sul sistema dei rilevatori

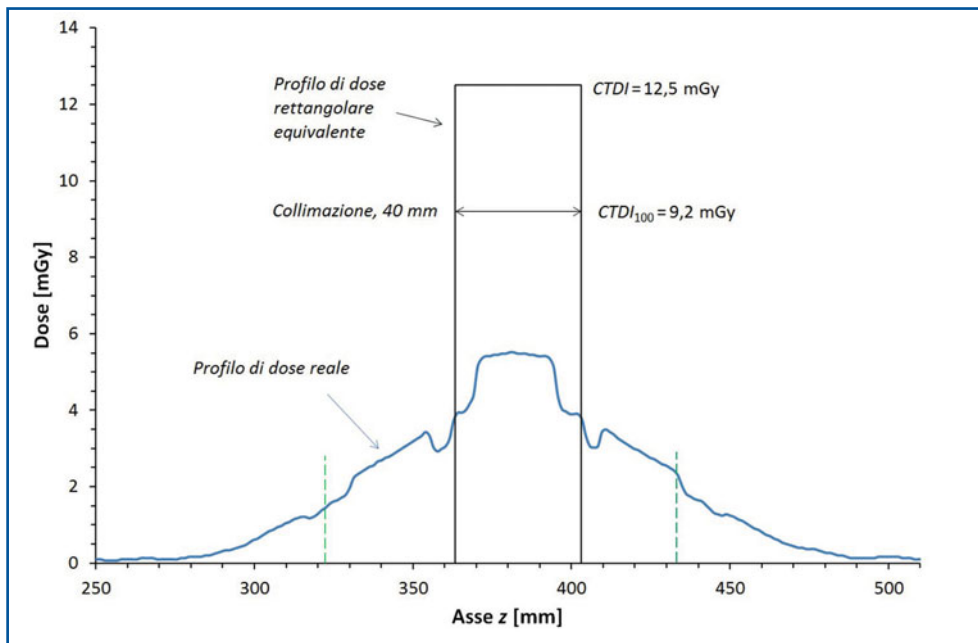


Fig. 3.3 Profilo longitudinale di dose all'interno di un fantoccio "corpo", relativo a uno scanner a 64 strati e a una collimazione di 40 mm. Si noti l'allargamento del fascio dovuto alla diffusione dei fotoni all'interno del fantoccio. Il valore della dose all'interno dello strato nominale ammonta a circa il 40% del relativo CTDI; il $CTDI_{100}$ a circa il 75%

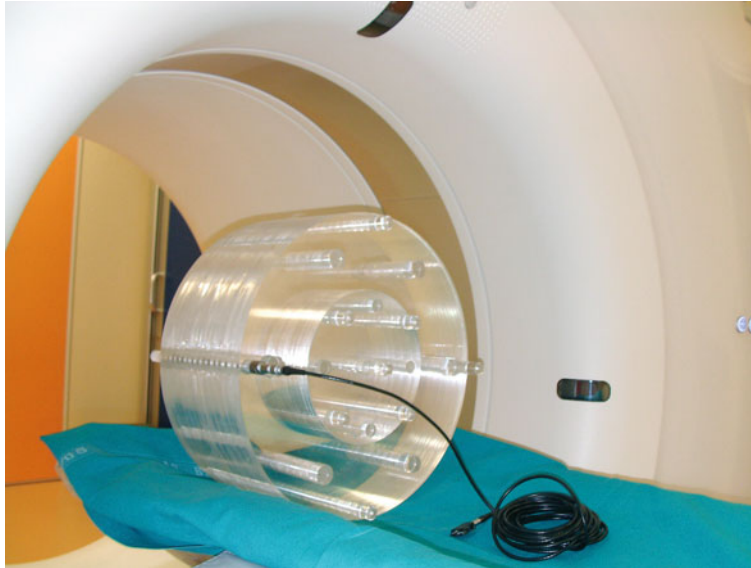


Fig. 3.4 Fantoccio e camera a ionizzazione utilizzati per la misura dei $CTDI_{100}$

anche regioni anatomiche lontane dallo strato nominale acquisito fino a distanze dell'ordine di molti centimetri¹⁰.

In questo caso, il $CTDI$ vale 12,5 mGy ed è molto maggiore rispetto alla dose, all'interno dello strato nominale, che vale circa 5 mGy.

Da un punto di vista matematico, il $CTDI$ è definito tramite la relazione:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (3.24)$$

dove z è la coordinata nella direzione longitudinale, N e T sono rispettivamente il numero e lo spessore degli strati elementari acquisiti simultaneamente, $N \cdot T$ la collimazione, $D(z)$ il valore della dose assorbita nel punto z (Figg. 3.2 e 3.3). Da un punto di vista geometrico il $CTDI$ è l'altezza del rettangolo che ha per base la collimazione e per area la stessa area compresa sotto il profilo di dose.

Nella pratica, poiché la misura del $CTDI$ si esegue tramite una camera a ionizzazione cilindrica lunga 100 mm (Fig. 3.4), per convenzione i limiti di integrazione vengono fissati a -50 mm e +50 mm e il relativo simbolo diventa $CTDI_{100}$. L'unità di misura utilizzata per il $CTDI$ è il mGy.

¹⁰ Nelle scansioni cliniche, siano esse sequenziali o elicoidali, compiendo il tubo diverse rotazioni, questo effetto si somma dando origine a un profilo di dose complessivo di ampiezza molto maggiore rispetto al profilo di una singola rotazione. Il valore medio di tale profilo di dose viene indicato con l'acronimo MSAD (*Multiple Scan Average Dose*).

Normalmente, il CTDI viene misurato in fantocci cilindrici di plexiglas in cui vengono riprodotte approssimativamente le distribuzioni di dose all'interno del corpo. Le dimensioni standard di tali fantocci sono lunghezza 16 cm e diametro 32 cm, per la simulazione del corpo, e diametro 16 cm per la testa (Fig. 3.4). Il CTDI può essere però misurato anche in aria e in questo caso viene indicato con il simbolo $CTDI_{aria}$. Come vedremo nel paragrafo 3.13.2, i valori del $CTDI_{aria}$, misurati sull'asse di rotazione, sono utilizzati per la valutazione della dose agli organi.

3.12.3

$CTDI_w$

La base per definire il $CTDI_w$ (*weighted CTDI*) sono le misure del CTDI eseguite al centro e in periferia del fantoccio, in quattro posizioni equidistanti. Le misure sono eseguite inserendo una camera a ionizzazione cilindrica all'interno del fantoccio (Fig. 3.4) ed eseguendo un singolo *scan* (una rotazione del tubo) con tavolo stazionario. La camera a ionizzazione misura la dose media su una lunghezza di 100 mm. Moltiplicando quindi tale dose per la lunghezza della camera, 100 mm, e dividendo per la collimazione si ottiene il $CTDI_{100}$. Il $CTDI_w$ rappresenta una media pesata dei $CTDI_{100}$ misurati all'interno del fantoccio:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (3.25)$$

dove $CTDI_{100,c}$ è il valore centrale e $CTDI_{100,p}$ il valore medio delle quattro misure periferiche.

3.12.4

$CTDI_{vol}$

Nelle scansioni elicoidali, strati nominali successivi possono essere, in funzione del valore del pitch, parzialmente sovrapposti o distanziati, con conseguente incremento o diminuzione della dose. Per tenere conto, da un punto di vista dosimetrico, del pitch è stato introdotto il $CTDI_{vol}$:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_w \quad (3.26)$$

In un esame TC, il $CTDI_{vol}$ rappresenta in pratica l'ordine di grandezza della dose assorbita all'interno del corpo.

3.12.5

Prodotto dose-lunghezza, DLP

Il *Dose-Length Product* (DLP) è la grandezza dosimetrica, analoga al DAP, che descrive l'esposizione complessiva in un esame TC. Il suo valore è ottenuto moltiplicando il $CTDI_{vol}$ per la lunghezza di scansione, L :

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (3.27)$$

3.12.6

Norme di sicurezza, LDR

Gli standard di sicurezza [9] raccomandano che, per ogni indagine TC, i valori delle grandezze dosimetriche $CTDI_{vol}$ e DLP siano forniti automaticamente dal sistema TC. In genere essi sono forniti sul monitor della console e all'interno di un report dosimetrico riassuntivo allegato all'esame (vedi capitolo 4, Figg. 4.9 e 4.10). L'unità di misura del DLP è il mGy·cm.

I descrittori $CTDI_w$ e DLP costituiscono le grandezze base utilizzate nel D. Lgs. 187/2000 per la definizione dei livelli diagnostici di riferimento (LDR) in TC; per questo motivo i corrispondenti valori visualizzati dalle apparecchiature devono essere verificati periodicamente, tramite misure sperimentali.

3.13

Calcolo della dose in tomografia computerizzata

3.13.1

Valutazione della dose efficace

Il DLP in TC, analogamente al DAP in radiografia convenzionale, può essere sfruttato per stimare la dose efficace e quindi per fare una prima valutazione del rischio radiologico. Nella Tabella 3.4 sono riportati i coefficienti di conversione, $k_{DLP E}$, da DLP a dose efficace per le differenti regioni del corpo [10, 11].

Tabella 3.4 Coefficienti di conversione E/DLP in mSv/(mGy·cm)

| Regione anatomica | Neonato | 1 anno | 5 anni | 10 anni | Adulto |
|-------------------|---------|--------|--------|---------|--------|
| Testa e collo | 0,013 | 0,0085 | 0,0057 | 0,0042 | 0,0031 |
| Testa | 0,011 | 0,0067 | 0,0040 | 0,0032 | 0,0021 |
| Collo | 0,017 | 0,012 | 0,011 | 0,0079 | 0,0059 |
| Torace | 0,039 | 0,026 | 0,018 | 0,013 | 0,014 |
| Addome e pelvi | 0,049 | 0,030 | 0,020 | 0,015 | 0,015 |
| Tronco | 0,044 | 0,028 | 0,019 | 0,014 | 0,015 |

Come esempio per il calcolo della dose efficace, prendiamo in considerazione l'esame TC del torace illustrato in Figura 4.10a (vedi capitolo 4). Per questo esame, il DLP visualizzato è 515 mGy·cm. Utilizzando il coefficiente di conversione riportato in Tabella 3.4 per l'esame del torace, si ricava:

$$E = k_{DLP E} \cdot DLP = 0,014 \cdot 515 = 7,21 \text{ mSv} \quad (3.28)$$

In questo calcolo non si è considerato il topogramma, in quanto il suo contributo alla dose efficace è dell'ordine delle decine o al massimo di alcune centinaia di μSv ed è quindi trascurabile.

3.13.2

Valutazione della dose equivalente

I principali metodi utilizzati per la valutazione della dose equivalente negli organi/tessuti in TC sono di tre tipi: la misura diretta della dose tramite fantocci antropomorfi; l'utilizzo di software di calcolo sviluppati ad hoc; il metodo "analitico", che si basa sull'utilizzo di tabelle, contenenti i coefficienti di conversione da $CTDI_{aria}$ a dose equivalente nell'organo, e su formule matematiche.

In genere, questi metodi contemplano quattro tipologie di paziente: neonato, bambino, donna standard e uomo standard. Essi non permettono perciò un calcolo personalizzato della dose.

Con il metodo analitico, il fantoccio viene suddiviso in sezioni trasversali da 1 cm di spessore, che vengono numerate, a partire dalla sinfisi pubica, con numeri positivi da 0 a 94, in direzione della testa, e con numeri negativi decrescenti verso i piedi. La regione di scansione viene determinata specificando i numeri delle sezioni irraggiate: $z_1, z_2 \dots z_n$.

La dose equivalente nell'organo T si calcola quindi sommando i contributi di dose provenienti da ogni sezione irraggiata:

$$H_T = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_{aria} \cdot \sum_{z=z_1}^{z=z_n} f(T, z) \quad (3.29)$$

I fattori di conversione $f(T, z)$ sono tabulati in funzione dell'organo T [12], dei kV, della tipologia di paziente e sono espressi in mSv/mGy. Se l'acquisizione, come avviene ormai per la maggior parte degli esami TC, viene eseguita con la tecnica di modulazione automatica di corrente (*Automatic Tube Current Modulation*, ATCM, vedi capitolo 5), allora la (3.29) deve essere modificata in:

$$H_T = \frac{{}_nCTDI_{aria}}{pitch} \cdot \sum_{z=z_1}^{z=z_n} mAs(z) \cdot f(T, z) \quad (3.29')$$

dove ${}_nCTDI_{aria}$ è il $CTDI_{aria}$ normalizzato a 1 mAs e $mAs(z)$ il valore dei mAs erogati durante una rotazione del tubo in corrispondenza della sezione z . I valori $mAs(z)$

vengono dati automaticamente dal tomografo e in genere sono riportati al margine dei tomogrammi.

I software di calcolo implementano praticamente il metodo analitico. In generale, tali software sono dotati di una banca dati contenente i fattori $f(T,z)$ e i valori dei $CTDI_w$ ¹¹ normalizzati a 1 mAs, $nCTDI_w$, per la maggior parte degli scanner commerciali. I parametri di ingresso richiesti sono l'intervallo di scansione, espresso come sezione iniziale z_i e sezione finale z_f , i mAs/rotazione, il pitch, la collimazione ed i kV; i dati forniti in uscita sono le dosi equivalenti negli organi e tessuti e la dose efficace.

Bibliografia

1. ICRP (1991) 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann ICRP 21:1–3
2. ICRP (2007) The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP 37:2–4
3. ICRU (1993) Quantities and units in radiation protection dosimetry. Report No. 51
4. Calamia E, Ropolo R (2003) Determinazione del rapporto tra equivalente di dose ambientale e kerma in aria per fasci utilizzati in radiodiagnostica. Atti del III Congresso Nazionale AIFM, Agrigento
5. Grosswendt B (1990) Dependence of photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size. Phys Med Biol 35:1233–1245
6. McParland BJ (1998) Entrance skin dose estimates derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures. Br J Radiol 71:1288–1295
7. ICRP (1982) Protection of the patient in diagnostic radiology. ICRP Publication 34. Ann ICRP 9:2–3
8. Hart D, Wall BF (2002) Radiation exposure of the UK population from medical and dental X-ray examinations. NRPB-W4
9. IEC (2009) Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. IEC 60601-2-44
10. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA et al (2006) National survey of doses from CT in the UK: 2003. Br J Radiol 79:968–980
11. Jessen KA, Panzer W, Shrimpton PC et al (2000) EUR 16262: European guidelines on quality criteria for computed tomography. Paper presented at: Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg
12. Zankl M, Panzer W, Drexler G (1995) Organ doses from computed tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91

¹¹ Nei programmi di calcolo si preferisce usare i $CTDI_w$, al posto dei $CTDI_{aria}$, in quanto essi sono forniti direttamente dal sistema TC, mentre i $CTDI_{aria}$ devono essere misurati.