

ISTITUTO NAZIONALE DI FISICA NUCLEARE
Laboratori Nazionali di Frascati

LNF-81/61(R)
3 Novembre 1981

M. Pelliccioni
GRANDEZZE USATE IN RADIOPROTEZIONE

Relazione presentata al CONVEGNO NAZIONALE CAMEN-AIRP
su "Direttive CEE 1980 ed Aggiornamento della Legislazione Italiana in materia di radioprotezione".

1-2 Ottobre 1981, CAMEN, S. Pietro a Grado (Pisa)

M. Pelliccioni: GRANDEZZE USATE IN RADIOPROTEZIONE

Nella pubblicazione n° 26 dell'ICRP⁽¹⁾, da cui le Direttive CEE del 15/7/80⁽²⁾ discendono, vengono introdotti concetti talvolta radicalmente nuovi, per trattare i quali sono state appositamente definite alcune nuove grandezze, che hanno ulteriormente infoltito il già cospicuo numero di quantità da tempo in uso in radioprotezione. Tale numero sfiora ormai la cinquantina, fornendo così il sintomo probabilmente più evidente della loro inadeguatezza a soddisfare completamente le esigenze di questa disciplina. Val la pena di ricordare al proposito che nella pubblicazione n° 33 dell'ICRU⁽³⁾, quella in cui si fa il punto della situazione in materia di grandezze e unità di misura, ne vengono elencate 38, pur non facendosi ancora menzione delle nuove quantità introdotte con la citata pubblicazione N° 26 dell'ICRP.

In questa sede ci si limiterà comunque a considerare soltanto le 13 grandezze presentate nel Titolo 1 delle Direttive CEE, fornendone le definizioni e illustrandone la relativa problematica, compatibilmente con il tempo a disposizione. Maggior spazio verrà ovviamente riservato alle nuove grandezze, ma non si mancherà di accennare anche alle altre. Non verranno invece trattate le grandezze non esplicitamente richiamate nella citata Direttiva, anche se importantissime come ad esempio l'esposizione o il kerma.

FLUENZA (E INTENSITA' DI FLUENZA) DI PARTICELLE

Conviene dare inizio alla rassegna a partire dalle quantità che servono per descrivere il campo di radiazione.

Il modo più elementare per effettuare una tale operazione è quello di contare punto per punto il numero di particelle presenti. Ciò può essere fatto in maniera molto semplice facendo uso del concetto di fluensa di particelle.

Si definisce fluensa di particelle in un certo punto di un mezzo materiale irradiato, e s'indica con il simbolo Φ , la quantità:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1)$$

dove dN rappresenta il numero delle particelle che attraversano la sezione massima da di una sfera di raggio infinitesimo avente centro nel punto considerato.

La fluensa di particelle si esprime in particelle/m² (o in particelle/cm²) e quindi la sua unità di misura nel SI è il m⁻².

L'intensità o rateo di fluena di particelle, più spesso chiamata densità di flusso di particelle, è a sua volta definita da:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d^2N}{dadt} \quad (2)$$

e si misura in $m^{-2} s^{-1}$.

Da notare che nelle Direttive CEE ci si riferisce in modo improprio a questa quantità denominandola semplicemente "intensità di fluena", senza meglio specificare che trattasi di "intensità di fluena di particelle".

Le grandezze sopra presentate, e in modo particolare la fluena di particelle, svolgono un ruolo fondamentale nel campo della radioprotezione in quanto rappresentano il punto di partenza da cui valutare le grandezze dosimetriche.

Si ricorda inoltre che la fluena di particelle è la grandezza abitualmente usata nei calcoli di schermature, giacchè l'equazione del trasporto si esprime in termini di fluena e di spettri e che spesso, specie nel caso dei neutroni, anche la calibrazione della strumentazione di radioprotezione viene effettuata facendo riferimento a questa quantità.

ATTIVITÀ

Quando si tratta con le sorgenti di radioattività, si preferisce specificarne l'intensità dal numero di disintegrazioni nell'unità di tempo piuttosto che dal numero di particelle o di fotoni emessi. Ciò in quanto i decadimenti radioattivi possono essere anche molto complessi. Si definisce dunque attività (A) della sorgente la quantità:

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (3)$$

dove dN è il numero di trasformazioni nucleari spontanee che avviene nella quantità di radionuclide considerata nell'intervallo di tempo dt; con il termine trasformazioni nucleari spontanee si vuole qui intendere un cambiamento di nuclide o una transizione isomerica.

L'unità di misura dell'attività nel SI è il becquerel (Bq):

$$1\text{Bq} = 1\text{ s}^{-1}$$

E' tuttavia ancora di largo uso anche la vecchia unità speciale, il Curie (Ci)^(*), il cui valore è:

$$1\text{Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$$

L'attività viene diffusamente impiegata nei limiti secondari e derivati (ALI, DAC, contaminazione superficiale, etc.) connessi con l'irradiazione interna.

(*) Secondo l'ICRU l'uso delle unità speciali (curie, rad, rem) dovrà essere abbandonato definitivamente dopo il 1985.

DOSE ASSORBITA

A questo punto in un buon testo di dosimetria si dovrebbero introdurre le "costanti del mezzo", cioè quelle quantità che insieme alle grandezze di campo consentono di risalire ai valori delle grandezze dosimetriche; poichè però, tali quantità non figurano nelle Direttive CEE, oggetto della presente relazione, si passerà ad illustrare direttamente la definizione della più importante delle grandezze dosimetriche: la dose assorbita. La definizione di questa grandezza ha subito una lunga evoluzione nel tempo, che sembra ormai essersi conclusa con la pubblicazione dei rapporti n° 19 e 33 dell'ICRU^(7,3).

Si definisce dunque dose assorbita D in un certo elemento di volume di massa dm la quantità:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (4)$$

dove $\bar{\epsilon}$ rappresenta il valore medio della grandezza stocastica energia ceduta (ϵ), a sua volta definita da:

$$\epsilon = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (5)$$

avendo indicato con R_{in} l'energia radiante incidente nel volume considerato, R_{out} l'energia radiante uscente dallo stesso volume, e $\sum Q$ la somma algebrica di tutte le variazioni di energia di massa intervenute.

L'unità di misura della dose assorbita nel SI è il gray (Gy):

$$1 \text{Gy} = 1 \text{Jkg}^{-1}$$

E' tuttavia ancora di uso comune, in dosimetria, anche il rad, l'unità speciale legata al gray da:

$$1 \text{rad} = 100 \text{erg g}^{-1} = 10^{-2} \text{Jkg}^{-1} = 10^{-2} \text{Gy}$$

Si noti che l'energia ceduta, come tutte le grandezze stocastiche, è soggetta a fluttuazioni casuali che possono essere anche molto grandi sia se ci si riferisce ad elementi di volume di dimensioni particolarmente ridotte, sia se la densità di flusso delle particelle cariche presenti è particolarmente modesta. E' questo il motivo per cui quando le dimensioni dell'elemento di volume diventano molto piccole, per esempio dell'ordine delle dimensioni delle cellule, il concetto di dose assorbita perde di significato. In microdosimetria, com'è noto, si preferisce usare in tal caso le quantità microdosimetriche energia specifica.

La dose assorbita gioca un ruolo di assoluto rilievo nella valutazione degli effetti indotti dalle radiazioni ionizzanti nei tessuti biologici, anche se non è tuttavia sufficiente a darne una completa interpretazione quantitativa.

LET

Di fondamentale importanza a questo riguardo è anche il ruolo svolto dalla distribuzione spaziale dell'energia trasferita lungo le tracce delle particelle. I secondari carichi messi in moto possono infatti avere sufficiente energia cinetica per costituire a loro volta tracce distinte da quella della particella primaria (raggi δ) e produrre quindi ionizzazione a distanza da questa. Per tener conto in qualche modo di questo aspetto è stata introdotta un'apposita quantità, il LET, detto anche trasferimento di energia lineare o potere frenante per collisione lineare ristretto, che si indica con il simbolo L_A .

Detta dE l'energia dissipata dalla particella carica primaria considerata nel tratto dl in collisioni che comportano trasferimenti di energia inferiori a un prefissato valore Δ :

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dl} \right)_{\Delta} \quad (6)$$

Di norma Δ viene espresso in elettrovolt. Così L_{100} significa prendere in esame tutte le collisioni che comportano il trasferimento di energia in quantità inferiori a 100 eV. Soltanto queste vengono considerate come "energie cedute localmente" al mezzo.

Naturalmente se si prendono in considerazione tutte le perdite di energia, senza imporre alcun valore limite, si ottiene per il LET, che in questo caso si suole indicare con il simbolo L_{∞} , lo stesso valore numerico del potere frenante per collisione.

Nel SI il LET si esprime in Jm^{-1} , ma è molto usata in pratica anche l'unità speciale $keV/\mu m$.

Il LET è formalmente analogo al potere frenante, ma richiama l'attenzione più sull'energia assorbita nel mezzo che sull'energia ceduta dalle particelle. Scegliendo opportunamente il valore di Δ si era sperato di poter descrivere adeguatamente le distribuzioni microscopiche di cessione di energia e quindi spiegare i diversi effetti biologici prodotti da particelle diverse. In pratica però il LET non soddisfa lo scopo in quanto varia lungo la traccia delle particelle, non consente di tener conto delle fluttuazioni dovute alle perdite di energia per "straggling" e non tiene sufficientemente in conto il profilo radiale delle tracce dovuto ai raggi δ , che può essere diverso per particelle di eguale LET. Analogamente a quanto avviene per la dose assorbita, in microdosimetria, si sostituisce al LET la quantità microdosimetrica energia lineale.

FATTORE DI QUALITA'

In radioprotezione si preferisce specificare la qualità della radiazione in modo più empirico per mezzo del "fattore di qualità" (Q), che è una funzione del potere frenante per collisione (L_{∞}) in acqua, e i cui valori numerici sono mostrati nella Tabella I.

Nel caso in cui l'irradiazione sia dovuta a particelle aventi uno spettro di valori di L_{∞} , in luogo di Q, si deve calcolare un opportuno valore efficace \bar{Q} dato da:

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q \frac{dD}{dL_{\infty}} dL_{\infty} \quad (7)$$

Se infine, come spesso accade in pratica, lo spettro della radiazione incidente non è noto, i valori raccomandati per \bar{Q} sono quelli indicati nella Tabella II.

TABELLA I

Relazione tra Q e L_{∞}

L_{∞} in acqua ($keV/\mu m$)	Q
3,5 (e meno)	1
7	2
23	5
53	10
175 (e più)	20

TABELLA II

Valori raccomandati per \bar{Q} quando non è nota l'energia delle particelle incidenti

Tipo di radiazione	\bar{Q}
Raggi X, raggi gamma ed elettroni	1
Neutroni, protoni e particelle di carica unitaria e di massa a riposo più grande dell'unità di massa atomica, di energia non conosciuta	10
Particelle alfa e particelle di carica multipla o non conosciuta, di energia non conosciuta	20

Si noti che i valori sopra riportati per Q e \bar{Q} sono stati proposti per essere usati esclusivamente nel campo della radioprotezione e, anche in questo caso, fin quando le dosi si mantengono inferiori ai limiti raccomandati.

Il fattore di qualità, ovviamente, non è una quantità misurabile e sui valori numerici ad esso attribuiti non sempre vi è completo accordo. In base ai risultati di alcuni recenti esperimenti di radiobiologia e di microdosimetria sembrano ad esempio proponibili delle modifiche per i neutroni⁽⁴⁾, specie alle basse dosi, e per i raggi X di bassissima energia⁽⁵⁾.

EQUIVALENTE DI DOSE

Il fattore di qualità viene utilizzato in radioprotezione per definire l'equivalente di dose, la quantità cioè che serve per stabilire limiti comuni per i vari tipi di particelle ionizzanti. Com'è ben noto, l'equivalente di dose (H) in un certo punto di un tessuto irradiato è dato da:

$$H = DQN \quad (8)$$

dove D è la dose assorbita, Q il fattore di qualità della radiazione e N il prodotto di tutti gli altri fattori correttivi, tra i quali potrebbero rientrare quelli che servono a tener conto delle caratteristiche specifiche dell'irradiazione (frazionamento della dose, intensità di dose, etc.).

Nel caso delle irradiazioni esterne, l'ICRP ha finora assegnato ad N sempre il valore di 1, per cui la (8) si può scrivere semplicemente:

$$H = DQ \quad (9)$$

Nel sistema internazionale delle unità di misura, l'equivalente di dose si esprime in sievert (Sv). Le dimensioni del sievert sono Jkg^{-1} . Nel caso di particelle di fattore di qualità unitario:

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ Jkg}^{-1} \quad (10)$$

Quando si usa il rad per misurare la dose assorbita, l'equivalente di dose si esprime in rem:

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

E' particolarmente importante rilevare che la grandezza equivalente di dose, per il modo stesso in cui è definita, può essere usata soltanto nell'ambito di esposizioni non superiori ai limiti raccomandati in radioprotezione. Il suo uso è pertanto ristretto a tale disciplina, ma anche in questo caso, con esclusione tuttavia delle occasioni (per es. esposizioni accidentali) in cui i limiti siano superati.

E' quasi superfluo sottolineare la debolezza intrinseca di questa quantità, che riflette peraltro la mancanza di chiarezza tuttora esistente in merito agli effetti delle piccole dosi sugli organismi viventi. L'equivalente di dose, a rigore, non può essere considerato nemmeno una grandezza fisica. Esso rappresenta soltanto un mezzo per esprimere su scala comune gli effetti prodotti da radiazioni di qualità diversa.

EQUIVALENTE DI DOSE EFFICACE

Sulla base del concetto di equivalente di dose sono state quindi definite un certo numero di quantità radioprotezionistiche, per mezzo delle quali si dovrebbero meglio esprimere gli effetti delle irradiazioni

sull'uomo. Una prima quantità di questo tipo è l'equivalente di dose efficace (EDE) introdotta in modo implicito con la pubblicazione n° 26 dell'ICRP e più esplicitamente in occasione del successivo "Statement del meeting di Stoccolma"⁽⁶⁾.

Nelle citate pubblicazioni viene accolto il principio innovatore che, a un dato livello di protezione, il rischio relativo agli effetti stocastici deve essere lo stesso sia nel caso di irradiazione uniforme dell'intero corpo umano sia nel caso di irradiazioni non uniformi o parziali. Si deve cioè considerare la somma dei rischi connessi con una data esposizione e non soltanto l'addendo più grande della somma stessa, com'era implicito nel concetto di rischio critico legato all'irradiazione del tessuto o dell'organo più radiosensibile.

Questo nuovo principio può essere soddisfatto imponendo che i limiti raccomandati siano applicati appunto a una nuova quantità, l'equivalente di dose efficace H_E , definita come:

$$H_E = \sum_T w_T H_T \quad (10)$$

dove H_T è l'equivalente di dose ricevuto dal tessuto o organo T e w_T il fattore di ponderazione relativo a tale tessuto o organo ricavato in base a considerazioni sul rischio radiologico.

I valori di w_T raccomandati dall'ICRP sulla base delle stime dei rischi ai vari organi sono mostrati nella Tabella III.

TABELLA III

Valori raccomandati dall'ICRP per w_T sulla base delle stime del rischio ai vari organi.

Organo e tessuto	Stima del rischio (casi $\times 10^{-3}$ Sv ⁻¹)	w_T
Gonadi	4,0	0,25
Mammella	2,5	0,15
Midollo osseo rosso	2,0	0,12
Polmoni	2,0	0,12
Tiroide	0,5	0,03
Superficie ossea	0,5	0,03
Rimanenti organi e tessuti	5,0	0,30

Non si può escludere che in futuro i valori di w_T possano subire modifiche sulla base di eventuali nuovi dati epidemiologici e biologici.

Allo scopo di precisare meglio il significato dei valori riportati nella Tabella III, si osservi che se il rischio globale risultante da una data dose di radiazione distribuita uniformemente al corpo intero è assunto uguale a 1, allora tale rischio si deve considerare suddiviso tra i vari organi e per i vari effetti secondo le percentuali indicate in tale Tabella.

O anche, con riferimento ad esempio al midollo osseo, se questo solo organo fosse esposto a una data dose, il rischio risultante sarebbe 0,12 volte quello atteso nel caso di un'esposizione uniforme dell'intero corpo alla stessa dose. Si comprende da questo esempio che, se si vogliono mantenere equivalenti i rischi nei due casi ipotizzati, il limite di equivalente di dose al corpo intero e quello per l'irradiazione del solo midollo dovranno differire di circa un fattore 8.

Si noti infine che nel fissare il valore di w_T per le gonadi, e conseguentemente per gli altri organi, sono stati considerati soltanto i casi di cancro con esito fatale e i rischi genetici relativi alle prime due generazioni. Ne segue che l'equivalente di dose efficace può servire per una buona stima del rischio totale associato con tali eventi, ma non per valutare i rischi relativi a cancro di esito non fatale e agli effetti genetici relativi a tutte le successive generazioni. Ciò significa che in qualche particolare circostanza può essere quindi ragionevole

valutare separatamente gli effetti genetici totali attesi a partire dalle dosi alle gonadi o i cancri non fatali a partire dalle dosi ricevute negli appropriati organi.

INDICI DI EQUIVALENTE DI DOSE PROFONDO E SUPERFICIALE

L'ICRP, com'è noto, raccomanda limiti per gli equivalenti di dose ai vari organi e tessuti e per l'EDE. Poiché si tratta di quantità difficilmente misurabili nei casi pratici d'irradiazione nasce così il problema di definire delle "grandezze operative" cui imporre limiti secondari, il cui rispetto sia garanzia del rispetto dei limiti primari.

L'ICRP, riprendendo concetti già introdotti e discussi nelle pubblicazioni ICRU^(7,8), propone a questo proposito l'uso delle grandezze indici (indice di equivalente di dose profondo e indice di equivalente di dose superficiale). L'indice di equivalente di dose profondo ($H_{I,p}$) in un punto rappresenta il valore massimo dell'equivalente di dose nel volume centrale di 28 cm di una sfera di 30 cm di diametro realizzata in materiale equivalente al tessuto molle ($\rho=1 \text{ g cm}^{-3}$) e avente il centro nel punto considerato. Il valore massimo dell'equivalente di dose nella sub-regione della sfera compresa tra 0,07 mm e 1 cm di profondità serve a sua volta a definire l'indice di equivalente di dose superficiale ($H_{I,s}$). Il valore massimo tra $H_{I,p}$ e $H_{I,s}$ viene detto indice di equivalente di dose (H_I). La composizione assunta per il tessuto molle costituente la sfera è la seguente: O(76,2%), C(11,1%), H(10,1%), N(2,6%).

$H_{I,p}$ e $H_{I,s}$ servono per definire limiti secondari a garanzia rispettivamente dei limiti raccomandati per l'EDE e per la dose alla pelle.

L'introduzione di queste grandezze viene però ormai apertamente criticata negli ambienti più qualificati. Intanto si tratta di quantità che certamente non hanno quel carattere di "misurabilità" che sarebbe richiesto a delle grandezze "operative". Queste quantità soffrono infatti della stessa problematica che affligge le misure di equivalente di dose con l'aggiunta di alcuni altri aspetti più specifici, che sorgono quando se ne debba misurare il valore in prossimità di una sorgente o di una superficie di separazione, etc.

A prima vista, le grandezze indici sembrerebbero tuttavia risolvere il problema almeno nei casi più semplici e comuni, come quando si tratta con fasci monoenergetici, unidirezionali e costanti nel tempo. Si può dimostrare che in questi casi i valori degli indici di equivalente di dose profondo e superficiale costituiscono effettivamente delle valutazioni approssimate per eccesso dell'EDE e della dose alla pelle⁽⁹⁾. In pratica però il loro uso risulta più in generale del tutto insoddisfacente in quanto trattasi di grandezze non "additive": il valore massimo dell'equivalente di dose dovuto a ciascuna delle componenti di un certo campo di radiazione può infatti situarsi a profondità diverse nella sfera di riferimento. Ne segue che il valore, ad esempio di H_I , relativo al campo di radiazione considerato nel suo insieme, è generalmente minore della somma dei valori degli H_I relativi alle singole componenti del campo stesso. A causa di tale caratteristica, che per semplicità qui si discute soltanto per H_I , sono state sollevate aspre critiche sull'opportunità di utilizzare le grandezze di cui trattasi.

Più specificamente, è stato dimostrato che l'indice di equivalente di dose H_I non risulta additivo rispetto alle sue componenti nel tempo, nell'angolo solido e nell'energia⁽¹⁰⁾.

Infatti, se il campo di radiazione varia nel tempo, l'indice di equivalente di dose H_I non necessariamente coincide con l'integrale del rateo dell'indice di equivalente di dose H_I in quanto la posizione del massimo di H_I nella sfera di riferimento può variare da istante a istante. Sarà cioè:

$$H_I \leq \int_0^T \dot{H}_I(t) dt \quad (11)$$

Analogamente, se s'indica con $(d\Phi/d\Omega) d\vec{\Omega}$ la fluensa differenziale di particelle incidenti dirette entro l'elemento di angolo solido $d\vec{\Omega}$ e con $d\hat{H}=d\vec{\Omega} (d\hat{H}/d\Phi)/(d\Phi/d\Omega)$ il corrispondente massimo differenziale dell'equivalente di dose si ha:

$$H_I \leq \int_{4\pi} \frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{d\Omega} d\vec{\Omega} \quad (12)$$

Per esprimere quantitativamente lo scostamento del valore di H_I da quello dell'integrale che compare nella (12) si suole introdurre il fattore di anisotropia K_Ω definito come:

$$K_\Omega = \frac{H_I}{\int_{4\pi} \frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{d\Omega} d\vec{\Omega}} \quad (13)$$

Allo stesso modo per le componenti in energia si può scrivere:

$$H_I \leq \int \frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{dE} dE \quad (14)$$

e introdurre il fattore K_E definito da:

$$K_E = \frac{H_I}{\int \frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{dE} dE} \quad (15)$$

E' stato stimato che i valori di K_Ω possono variare tra 0,25 e 1 e quelli di K_E tra 0,7 e 1⁽¹⁰⁾. Complessivamente la massima incertezza sul valore di H_I derivante dalla non additività delle componenti in angolo ed energia è quindi caratterizzata da valori estremi compresi tra 0,175 e 1, da valori cioè il cui rapporto è 5,7. Non v'è dubbio che una misura con un'incertezza di un fattore così elevato avrebbe effettivamente poco senso.

In base alle considerazioni sopra svolte, tenuto anche conto che in sede internazionale sembra prevalere l'orientamento di un tacito abbandono dell'uso delle grandezze in parola, sarebbe opportuno che esse non venissero recepite nella normativa italiana in corso di aggiornamento.

Merita anche accennare che numerosi studi sono tuttora in corso al fine di individuare delle quantità più idonee degli indici a soddisfare i problemi operativi di radioprotezione. Tra le quantità che sembrano attualmente più promettenti si ricordano il "tetto dell'equivalente di dose" ($H_c = \int d\hat{H}$), somma dei massimi dell'equivalente di dose nella sfera di riferimento per tutte le componenti del campo di radiazione⁽¹¹⁾; l'equivalente di dose medio \bar{H} nella suddetta sfera; gli equivalenti di dose H_d e H_s a prefissate profondità nella sfera. Quest'ultima soluzione sembra particolarmente indicata per scopi di dosimetria personale^(12,13).

Tra le altre proposte sostitutive un cenno a parte merita quella di Burlin⁽¹⁴⁾, che suggerisce di risolvere il problema introducendo un limite derivato per la fluenza di particelle. Tale soluzione presenterebbe tra l'altro delle analogie con il caso dell'irradiazione interna, per la quale anzichè inventare nuove quantità si è preferito far uso di limiti derivati basati sull'attività (Bq). Burlin ha dimostrato che è possibile stabilire limiti per la fluenza di particelle tali da garantire i limiti primari raccomandati dall'ICRP. Questi limiti derivati sarebbero influenzati in maniera modesta dalla geometria dell'irradiazione (campo di radiazione e orientamento della persona) e dipenderebbero poco anche dalla posizione dei vari organi profondi (esclusi quindi la pelle e gli occhi). Il valore della "massima fluenza annuale permessa" corrisponderebbe a quella fluenza che limita l'EDE a 50 mSv nelle condizioni geometriche più sfavorevoli.

L'uso della fluenza, come si è già detto, è del tutto compatibile con le esigenze di chi calcola schermature, di chi progetta o calibra strumenti, etc. e, soprattutto, consente di risalire a qualsiasi valutazione protezionistica, qualora intervenissero variazioni nel concetto di equivalente di dose (per es. a causa di un cambiamento nei valori di Q).

Prima di stabilire quale delle grandezze sopra presentate possa effettivamente sostituire le grandezze indici,

sarà però necessario valutare meglio le caratteristiche e i vantaggi offerti da ciascuna di esse e, soprattutto, seguire l'evoluzione degli studi che si stanno conducendo sull'argomento in sede internazionale.

EQUIVALENTE DI DOSE COLLETTIVO

Un'altra quantità ufficialmente introdotta con la pubblicazione n° 26 dell'ICRP, e ripresa nelle Direttive europee, è l'equivalente di dose collettivo (S), che serve per valutare gli effetti delle piccole dosi sulle popolazioni. La definizione di questa nuova quantità è la seguente:

$$S = \sum_i H_i P_i \quad (16)$$

dove H_i è l'equivalente di dose individuale ricevuto al corpo intero, o in ogni precisato organo o tessuto, dai membri P_i del sottogruppo i della popolazione esposta.

L'equivalente di dose collettivo rappresenta cioè la somma delle dosi ricevute da tutti gli individui del sottogruppo della popolazione esposta preso in esame. L'opportunità di considerare tale quantità come un'indicazione dei potenziali danni per la popolazione non è tuttavia una completa novità introdotta con la pubblicazione n° 26 dell'ICRP, giacché tale tendenza si era andata manifestando fin da quando ebbero inizio gli studi degli effetti delle piccole dosi sulle popolazioni, in conseguenza della ricaduta radioattiva (fallout) originata dalle esplosioni nucleari nell'atmosfera.

In alcune circostanze, risulta utile poter valutare l'equivalente di dose collettivo relativo a una determinata attività umana o a una determinata sorgente di radiazioni K. Tale quantità è definita dall'espressione:

$$S_K = \int_0^{\infty} HP(H) dH \quad (17)$$

ove $P(H) dH$ rappresenta il numero di individui che ricevono al corpo intero, o a qualsiasi specificato organo o tessuto, un equivalente di dose compreso tra H e $H+dH$ in conseguenza dell'attività o della sorgente considerata.

Meraviglia che, nelle Direttive CEE, pur essendo stato recepito il concetto di equivalente di dose efficace, non si sia poi considerato, anziché l'equivalente di dose collettivo, l'equivalente di dose efficace collettivo (S_E), e cioè:

$$S_E = \int_0^{\infty} H_E N(H_E) dH_E \quad (18)$$

dove $N(H_E) dH_E$ rappresenta il numero di individui della popolazione che ricevono un equivalente di dose efficace compreso tra H_E e H_E+dH_E .

L'aggiunta di un suffisso K ($S_{E,K}$) serve a ricordare anche in questo caso quando la grandezza in esame si riferisce a una certa attività o a una determinata sorgente di radiazioni K.

L'importanza di quest'ultima grandezza risiede nell'affermazione che, per le attività umane comportanti piccoli incrementi dell'equivalente di dose al di sopra del valore corrispondente al fondo naturale di radiazioni, il detrimento sanitario aggiuntivo deve essere considerato strettamente proporzionale a $S_{E,K}$ anche se la costante di proporzionalità può essere sconosciuta. Quest'affermazione, non sempre esente da polemiche specie per quanto riguarda l'ultima parte, si fonda sull'ipotesi di linearità senza soglia tra rischio sanitario ed equivalente di dose.

Si fa rilevare che $S_{E,K}$ è la quantità da usare nella fondamentale procedura di ottimizzazione della protezione, i cui aspetti di maggior rilievo saranno oggetto di altra relazione nel presente convegno.

EQUIVALENTE DI DOSE IMPEGNATO

Un'ultima quantità infine considerata nelle Direttive CEE è l'equivalente di dose impegnato in un certo tessuto o organo ($H_{50,T}$) a seguito dell'introduzione nel corpo di un determinato materiale radioattivo. Tale quantità è definita da:

$$H_{50,T} = \int_{t_0}^{t_0 + 50 \text{ anni}} H(t) dt \quad (19)$$

nella quale $H(t)$ è il rateo dell'equivalente di dose che interessa e t_0 il tempo di introduzione.

L'utilità di questa quantità risiede soprattutto nel fatto che l'ICRP ne ha calcolato i valori numerici per vari organi e tessuti e per numerosi dei più comuni radionuclidi⁽¹⁵⁾, sollevando così il fisico sanitario dalla necessità di effettuare valutazioni non sempre banali.

BIBLIOGRAFIA

- (1) International Commission on Radiological Protection, ICRP, Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 26, Annals of the ICRP, (Pergamon Press, Oxford, 1977), Vol. 1, n° 3.
Raccomandazioni della Commissione Internazionale per le Protezioni Radiologiche (adottata il 17/1/1977). Traduzione italiana a cura di L. Forti e C. Polvani. La Radiologia Medica, Vol. 64, Supplemento al n° 1 (1978).
- (2) Direttiva del Consiglio del 15 luglio 1980, Gazzetta Ufficiale delle Comunità Europee del 17 Settembre 1980.
- (3) International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Radiation Quantities and Units. ICRU Report 33, (1980).
- (4) H.H. Rossi, A proposal for revision of the quality factor, Rad. Env. Biof. 14, 275 (1977).
- (5) D.T. Goodhead, J. Thacker and R. Cox, The conflict between the biological effects of ultrasoft X-rays and microdosimetric measurements and application, 6th Symposium on Microdosimetry, Brussels, May 1980.
- (6) International Commission on Radiological Protection, ICRP, Statement from the 1978 Stockholm Meeting of the ICRP. Annals of the ICRP (Pergamon Press, Oxford, 1978), Vol. 2, n° 1.
- (7) International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Radiation Quantities and Units, ICRU Report 19 (1971).
- (8) International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Conceptual Basis for the Determination of Dose Equivalent, ICRU Report 25 (1976).
- (9) R. Kramer and D. Drexler, Practical implications of the concept of dose equivalent index, IAEA, Topical Seminar on the Practical Implications of the ICRP Recommendations (1977) and the Revised IAEA Basic Standards for Radiation Protection, Vienna, 5-9 March 1979.
- (10) S.R. Wagner, Is the Dose Equivalent Index a Quantity to be measured?, 5th International Congress of the IRPA, Jerusalem, Book of the papers, Vol. 1, pag. 163, (1980).
- (11) J.R. Harvey, An approach to the surveying of radiation environment for radiation protection purposes, Phys. Med. Bio. 20, 1003 (1975).
- (12) T.F. John, Dose equivalent index and personal dosimetry, Health Physics, 39, 92 (1980).
- (13) Commission of the European Communities, "Technical Recommendations for monitoring the exposure of individuals to external radiation". Rep. EUR 5287 (1975).
- (14) T.E. Burlin, The relevance of fluence data to radiation protection, Proceedings European Seminar on Radiation Protection Quantities for External Exposure, Braunschweig, 13-15 October 1980.
- (15) International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 30, Annals of the ICRP (Pergamon Press, Oxford, 1981), Vol. 5 n° 1-6.