

ISTITUTO NAZIONALE DI FISICA NUCLEARE
Laboratori Nazionali di Frascati

LNF-84/8(R)
13 Febbraio 1984

M. Pelliccioni: SULL'USO DELLE GRANDEZZE INDICI
DI EQUIVALENTE DI DOSE

M. Pelliccioni:

SULL'USO DELLE GRANDEZZE INDICI DI EQUIVALENTE DI DOSE

1. - INTRODUZIONE

La determinazione dell'equivalente di dose efficace richiede, com'è noto, la conoscenza della distribuzione degli equivalenti di dose ricevuti nei vari organi e tessuti dagli individui esposti.

Nel caso dell'irradiazione esterna a radiazioni penetranti, tale distribuzione dovrebbe essere ricavata dai risultati delle misure di grandezza fisiche (dose assorbita; rateo di dose assorbita; fluenza di particelle; etc.) effettuate nei vari punti dell'ambiente di lavoro, ciò che costituisce un problema generalmente assai complesso da risolvere. La quantità e la qualità stessa della radiazione possono infatti variare da istante a istante nei vari punti dello spazio, mentre a loro volta gli individui si muovono nell'ambiente in modo di norma non noto, né prevedibile o registrabile.

La stessa ICRP ha pertanto riconosciuto la necessità d'introdurre semplificazioni nell'interpretazione delle misure d'irradiazione esterna. Riprendendo concetti già sviluppati in sede ICRU^(1, 2), ha raccomandato a tal fine l'uso dei cosiddetti "indici di equivalente di dose"^(3, 4).

L'indice di equivalente di dose superficiale, $H_{T, s}$, in un certo punto dello spazio è definito come il massimo dell'equivalente di dose nella porzione compresa tra 0.07 mm e 1 cm di profondità di una sfera di composizione equivalente al tessuto molle, densità 1 gcm^{-3} e diametro pari a 30 cm, centrata nel punto in questione. Per il tes

suto molle si assume la seguente percentuale in peso: 76,2% O, 11,1% C, 10,1% H, 2,6% N. Gli elementi in traccia, generalmente di trascurabile interesse ai fini dosimetrici, non vengono considerati.

L'indice di equivalente di dose profondo, $H_{I,d}$, rappresenta invece il massimo dell'equivalente di dose a profondità superiori a 1 cm nella sfera di cui sopra.

Il valore massimo tra $H_{I,d}$ e $H_{I,s}$ viene detto indice di equivalente di dose, H_I .

I limiti secondari raccomandati dall'ICRP per $H_{I,d}$ (50 mSv/anno) e per $H_{I,s}$ (500 mSv/anno) servono rispettivamente a garanzia dei limiti primari raccomandati per l'equivalente di dose efficace e per l'equivalente di dose alla pelle.

Quando manchino informazioni sulla distribuzione degli equivalenti di dose nel corpo umano, è sufficiente quindi determinare i valori assunti dalle due grandezze sopra definite e confrontarli direttamente con i pertinenti limiti raccomandati.

Se un lavoratore è contemporaneamente esposto al rischio da irradiazione esterna e interna, la Commissione raccomanda che siano simultaneamente verificate le seguenti condizioni:

$$\frac{H_{I,d}}{H_{E,L}} + \sum_J \frac{I_J}{I_{J,L}} \leq 1 \quad (1)$$

$$\frac{H_{I,s}}{H_{sk,L}} \leq 1 \quad (2)$$

dove $H_{E,L}$ è il limite annuale per l'equivalente di dose efficace, $H_{sk,L}$ quello per la pelle, I_J l'introduzione annuale del radionuclide J e $I_{J,L}$ il corrispondente valore di ALI.

Conviene a questo punto osservare che la tendenza di sostituire cautelativamente una difficilmente ricostruibile distribuzione di dose nei vari organi e tessuti dell'individuo esposto con un valore massimo di dose, in qualche modo determinabile, cioè l'uso di grandezze "tetto", non è nuova nell'ambito protezionistico. Le grandezze indice di dose assorbita e indice di equivalente di dose introdotte con il rapporto ICRU 19⁽¹⁾ rappresentano un primo esempio in proposito. Un altro esempio, certamente anche di maggior rilievo, riguarda le modalità di scelta dei valori numerici dei fattori di conversione fluenza di particelle-equivalente di dose per i fasci di particelle elementari. Com'è noto, in questi casi, l'ICRP, per ovvi motivi conservativi, raccomanda l'uso di fattori di conversione determinati in corrispondenza dei massimi delle curve di penetrazione e per fasci unidirezionali di particelle incidenti in fantocci piani di materiale tessuto equivalente⁽⁵⁾. In queste condizioni d'irradiazione infatti gli equiva

lenti di dose per unità di fluenza raggiungono i valori più elevati possibili.

Gli stessi indici di dose non rappresentano una novità assoluta delle ultime raccomandazioni ICRP. Come si è già accennato, se ne trova traccia nelle pubblicazioni ICRU fin dal 1971, anche se solo dal 1976 nell'attuale formulazione^(2, 6). Sebbene si tratti di grandezze introdotte quindi da diversi anni, esse erano state di fatto trascurate nella pratica di radioprotezione. Soltanto dopo la loro adozione da parte dell'ICRP^(3, 4), si è cominciato a studiarne più accuratamente le proprietà, ciò che ha provocato una serie di discussioni e di contrasti tuttora in attesa di una definitiva composizione.

2. - NON ADDITIVITA' DELLE GRANDEZZE INDICI DI EQUIVALENTE DI DOSE

L'aspetto più discutibile delle grandezze indici di dose risiede, come è ormai ben noto, nella loro caratteristica di non additività rispetto alle componenti del campo di radiazione nell'angolo solido, nell'energia e nel tempo⁽⁷⁾. Ciò a causa della circostanza che il valore massimo dell'equivalente di dose nella sfera di tessuto dovuto a un campo di radiazioni composto da un certo numero di componenti J non necessariamente è uguale alla somma dei massimi degli equivalenti di dose \hat{H}_J prodotti da ciascuna componente:

$$H_I \leq \sum_J \hat{H}_J \quad (3)$$

Questa caratteristica, specie per quanto riguarda la distribuzione angolare della radiazione incidente, ha conseguenze pratiche indesiderate nell'uso degli abituali strumenti di monitoraggio. Questi infatti, sia nel caso della radiazione elettromagnetica sia di quella neutronica, hanno quasi sempre una risposta praticamente isotropa e quindi additiva rispetto alle varie componenti del campo di radiazione. Ne consegue in generale una sovrastima sistematica di H_I .

Il concetto può essere utilmente illustrato per mezzo dell'esempio particolare mostrato in Fig. 1 che riguarda la distribuzione angolare delle particelle incidenti. In tale figura si considera un campo di radiazione costituito da 10^6 neutroni/cm² da 1 MeV, in un caso incidenti sulla sfera ICRU tutti nella stessa direzione, in un altro metà da ciascuna di due direzioni opposte. Le relative distribuzioni di equivalente di dose prodotte nella sfera da 30 cm di diametro sono anche riportate nella figura. Come si può osservare, l'indice di equivalente di dose nel primo caso risulta doppio che nel secondo, ma un eventuale strumento, per esempio un comune rem-counter posto in luogo della sfera, e supposto opportunamente calibrato in termini di indice di equivalente di dose, fornirebbe praticamente la stessa risposta nei due casi, dipendendo questa soltanto dalla fluenza totale di particelle incidenti.

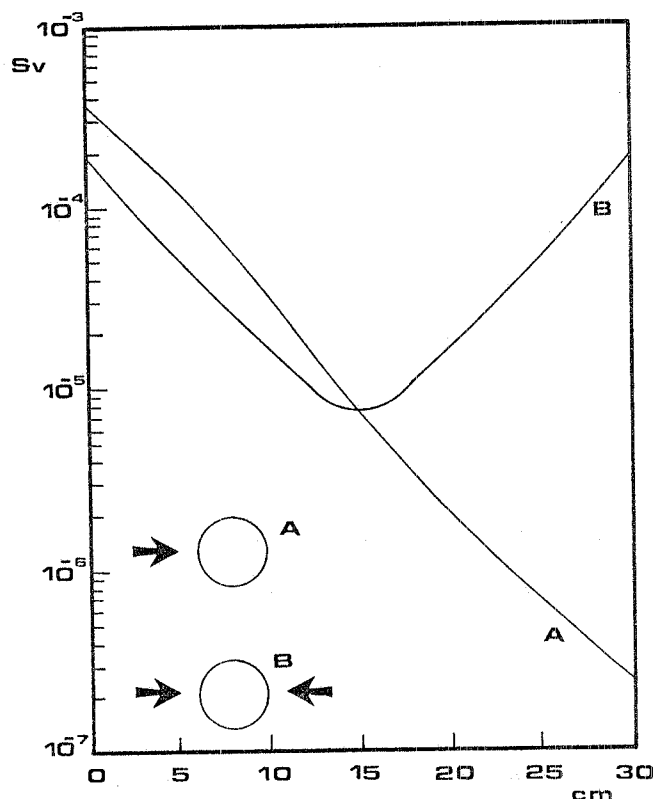


FIG. 1 - Equivalente di dose in funzione della profondità nel caso in cui la sfera ICRU sia irradiata unidirezionalmente (A) o da due direzioni opposte (B) con una fluena totale di 10^6 n/cm² da 1 MeV.

tra i valori che l'indice di equivalente di dose assume nel caso di un fascio unidirezionale e quando la stessa fluena è distribuita isotropicamente:

$$K = \frac{H_u}{H_i} \quad (5)$$

Uno strumento con risposta isotropa, calibrato per indicare l'indice di equivalente di dose in un campo monodirezionale usato in un campo isotropo indicherebbe H_u piuttosto che H_i , valore effettivo per questo caso particolare.

I valori numerici dei fattori d'isotropia per i vari tipi di particelle penetranti verranno presentati più avanti.

Considerazioni analoghe, seppur con effetti di più modesta entità pratica, possono essere svolte a proposito di un campo di radiazione costituito da più componenti di diversa energia, e aventi quindi ciascuna un massimo dell'equivalente di dose a diverse profondità. Anche in questo caso si può introdurre un fattore K_E definito da:

Lo scarto di H_I dalla somma dei massimi per le varie componenti in angolo può essere caratterizzato quantitativamente mediante un fattore K_Ω definito da:

$$K_\Omega = \frac{H_I}{\int \frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{d\Omega} d\Omega} \quad (4)$$

dove $\frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{d\Omega} d\Omega$ rappresenta il massimo dell'equivalente di dose per ciascuna delle componenti in angolo presenti.

La non additività dell'indice di equivalente di dose rispetto alle componenti nell'angolo solido comporta, come già accennato, delle sovrastime per la cui discussione può essere utile introdurre anche il cosiddetto "fattore d'isotropia"⁽²⁾. Detto fattore è definito come il rapporto

$$K_E = \frac{H_I}{\int \frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{dE} dE} \quad (6)$$

dove $\frac{d\hat{H}}{d\Phi} \frac{d\Phi}{dE} dE$ rappresenta il massimo dell'equivalente di dose per ciascuna delle componenti in energia presenti.

Per i fotoni sono stati determinati valori di K_E compresi tra 0.7 e 1⁽⁸⁾.

Se le componenti del campo di radiazione variano poi nel tempo, si deve considerare anche tale effetto, in quanto il massimo dell'equivalente di dose potrebbe variare di posizione nella sfera ICRU da istante a istante. Per tener conto di questo effetto si potrebbe introdurre un fattore analogo a quelli introdotti con le eq. (4) e (6) a proposito delle componenti in angolo e in energia.

3. - VALORI NUMERICI DEI FATTORI DI CONVERSIONE E DEI FATTORI D'ISOTROPIA

Il problema del calcolo dei fattori di conversione tra grandezze indici di dose e grandezze fisiche (fluenza, dose assorbita, esposizione, etc.) usate per descrivere il campo di radiazione è stato affrontato da diversi autori per le varie particelle penetranti (elettroni⁽⁹⁾, fotoni⁽¹⁰⁻¹⁴⁾, neutroni^(15, 16)) nelle più significative geometrie d'irradiazione. Una sintesi dei risultati ottenuti è presentata qui di seguito.

Per quanto riguarda gli elettroni, nelle Tabelle I e II sono riportati i valori rispettivamente degli indici di dose superficiale e profondo calcolati per varie distribuzioni angolari e per energie comprese tra circa 5 MeV e 22 MeV⁽⁹⁾. Tutti i dati sono stati normalizzati al valore H_0 del massimo delle curve di penetrazione nel caso di un fascio parallelo di elettroni, incidente perpendicolarmente su un assorbitore piano di carbonio, e avente energia e fluenza uguali a quello incidente sulla sfera ICRU. La necessità di tale normalizzazione è dovuta alle modalità seguite dagli autori nel calcolo condotto per il carbonio e quindi esteso all'acqua e al tessuto attraverso l'uso di "similarity rule". Secondo dette regole, scalando opportunamente l'energia, si conservano infatti nei diversi mezzi i rapporti D/D_0 e quindi H/H_0 . Per poter utilizzare i dati delle Tabelle I e II è quindi necessario conoscere H_0 , ovvero D_0 , visto che il fattore di qualità degli elettroni vale 1. Tale quantità può essere dedotta dalla Fig. 2, che mostra i massimi delle curve di penetrazione in carbonio in funzione dell'energia iniziale degli elettroni.

Nelle Tabelle I e II, oltre ai dati relativi alle irradiazioni con fascio unidirezionale e con due fasci contrapposti, sono considerati anche quelli per le distribuzioni

TABELLA I - Valori dell'indice di equivalente di dose superficiale per varie distribuzioni angolari degli elettroni incidenti⁽⁹⁾.

Energia iniziale (MeV)			Valori relativi dell'indice di equivalente di dose superficiale ($H_{I,s}/H_0$)						
Carbone	Acqua	T.E.	Fascio Unidir.	Fasci Oppos.	Rotat. $\pm 45^\circ$	Rotat. $\pm 90^\circ$	Rotat. $\pm 135^\circ$	Rotat. $\pm 180^\circ$	Irrad. Isotr.
4.6	5.0	4.9	0.98	0.49	0.95	0.75	0.51	0.39	0.40
6.4	7.0	6.8	1.03	0.51	1.01	0.81	0.55	0.41	0.43
8.2	9.0	8.8	1.02	0.51	1.00	0.82	0.56	0.42	0.44
10.0	11.0	10.7	1.01	0.50	1.00	0.86	0.59	0.44	0.46
11.8	13.0	12.7	1.04	0.52	1.03	0.90	0.64	0.48	0.48
13.6	15.0	14.6	1.07	0.59	1.06	0.96	0.71	0.54	0.50
15.5	17.0	16.6	1.08	0.67	1.06	1.00	0.78	0.66	0.53
17.3	19.0	18.5	1.08	0.75	1.06	1.01	0.82	0.73	0.54
20.0	22.0	21.4	1.06	0.88	1.05	1.03	0.92	0.88	0.56

TABELLA II - Valori dell'indice di equivalente di dose profondo per varie distribuzioni angolari degli elettroni incidenti⁽⁹⁾.

Energia iniziale (MeV)			Valori relativi dell'indice di equivalente di dose profondo ($H_{I,d}/H_0$)						
Carbonio	Acqua	T.E.	Fascio Unidir.	Fasci Oppos.	Rotat. $\pm 45^\circ$	Rotat. $\pm 90^\circ$	Rotat. $\pm 135^\circ$	Rotat. $\pm 180^\circ$	Irrad. Isotr.
4.6	5.0	4.9	0.99	0.49	0.92	0.70	0.47	0.35	0.20
6.4	7.0	6.8	0.99	0.49	0.94	0.74	0.50	0.37	0.29
8.2	9.0	8.8	0.99	0.49	0.94	0.76	0.51	0.38	0.34
10.0	11.0	10.7	0.99	0.49	0.95	0.80	0.55	0.41	0.38
11.8	13.0	12.7	0.99	0.49	0.97	0.86	0.60	0.45	0.42
13.6	15.0	14.6	1.01	0.51	1.00	0.90	0.66	0.50	0.45
15.5	17.0	16.6	1.03	0.54	1.03	0.95	0.73	0.59	0.48
17.3	19.0	18.5	1.05	0.59	1.05	0.98	0.80	0.69	0.51
20.0	22.0	21.4	1.03	0.67	1.03	1.00	0.88	0.83	0.54

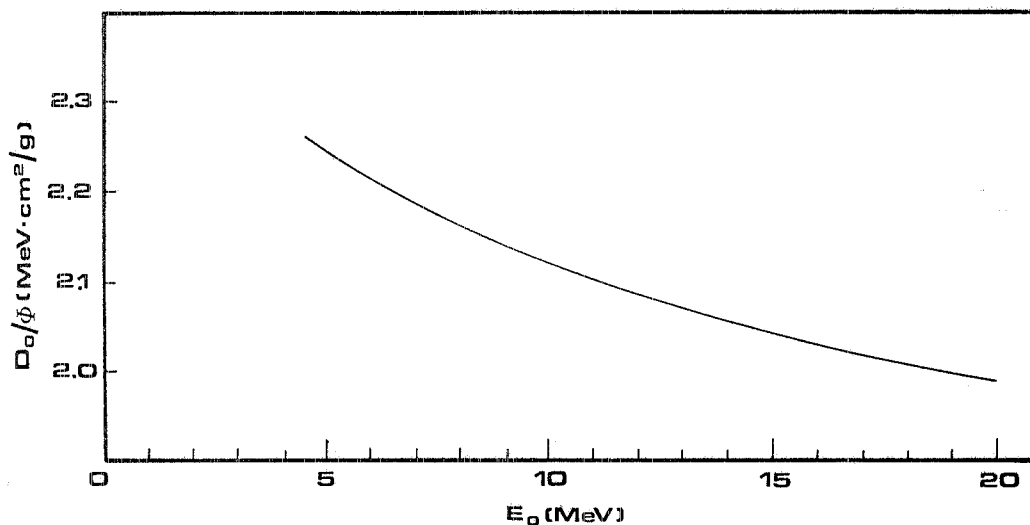


FIG. 2 - Valore massimo della dose assorbita per unità di fluena nel carbonio in funzione dell'energia iniziale degli elettroni incidenti nel caso d'irradiazione unidirezionale (da ref. (9)).

angolari corrispondenti a fasci unidirezionali che ruotano intorno all'asse verticale della sfera su angoli rispettivamente di $\pm 45^\circ$, $\pm 90^\circ$, $\pm 135^\circ$ e $\pm 180^\circ$.

Per i fotoni, nella Tabella III, sono riportati i risultati dei calcoli effettuati per energie comprese tra 16,6 keV e 10 MeV da Dimbylow e Francis⁽¹¹⁾ in tre diverse condizioni d'irradiazione: fascio parallelo, sorgente puntiforme distante un metro dal centro della sfera e campo isotropo. Si noti che in questo caso interessano i fattori di conversione con le grandezze esposizione o dose assorbita piuttosto che con la fluena, in quanto sono queste le quantità usate in pratica per descrivere il campo di radiazione. I dati di Tabella III sono appunto espressi in Sv/Gy in aria.

Tali dati si riferiscono a calcoli condotti considerando la sfera ICRU nel vuoto. Più recentemente, gli stessi autori⁽¹⁴⁾ hanno ripetuto il calcolo tra 660 keV e 10 MeV, tenendo conto anche dell'effetto dovuto alla presenza dell'aria intorno alla sfera. Si sono distinte due condizioni a seconda che si raggiungano condizioni parziali o totali di equilibrio elettronico. I risultati ottenuti sono mostrati nella Tabella IV espressi, come al solito, in Sv Gy⁻¹. Tra parentesi è indicato l'errore statistico percentuale. Come si può osservare, l'effetto dell'aria ha qualche rilevanza soltanto per energie dei fotoni superiori a qualche MeV. Si noti che i risultati relativi al caso della sfera nel vuoto non coincidono esattamente con quelli presentati nella precedente Tabella III in quanto ricalcolati migliorando la statistica.

Calcoli analoghi a quelli i cui risultati sono mostrati nella Tabella III, effettuati da Kramer e Drexler⁽¹³⁾, portano a fattori di conversione un pò più elevati, specie

TABELLA III - Valori degli indici di equivalente di dose superficiale e profondo per varie distribuzioni angolari dei fotoni incidenti.

Energia (MeV)	Fascio parallelo		Sorgente puntiforme a 1 m di distanza		Campo isotropo	
	H _{I,s}	H _{I,d}	H _{I,s}	H _{I,d}	H _{I,s}	H _{I,d}
	(Sv/Gy in aria)	(Sv/Gy in aria)	(Sv/Gy in aria)	(Sv/Gy in aria)	(Sv/Gy in aria)	(Sv/Gy in aria)
0,0166	1,05 ± 0,03	0,35 ± 0,01	1,46 ± 0,05	0,47 ± 0,01	0,48 ± 0,01	0,08 ± 0,01
0,03085	1,30 ± 0,03	1,16 ± 0,05	1,80 ± 0,07	1,59 ± 0,06	0,63 ± 0,02	0,44 ± 0,01
0,0491	1,71 ± 0,07	1,67 ± 0,03	2,37 ± 0,03	2,18 ± 0,03	0,89 ± 0,03	0,77 ± 0,02
0,0749	1,68 ± 0,05	1,75 ± 0,05	2,26 ± 0,07	2,18 ± 0,07	0,89 ± 0,03	0,85 ± 0,01
0,097	1,67 ± 0,08	1,65 ± 0,06	2,16 ± 0,06	2,09 ± 0,07	0,91 ± 0,02	0,85 ± 0,02
0,248	1,42 ± 0,07	1,34 ± 0,03	1,82 ± 0,06	1,74 ± 0,05	0,84 ± 0,02	0,79 ± 0,01
0,662	1,22 ± 0,03	1,17 ± 0,03	1,61 ± 0,05	1,53 ± 0,03	0,86 ± 0,02	0,83 ± 0,01
1,25	1,16 ± 0,02	1,14 ± 0,01	1,52 ± 0,02	1,50 ± 0,03	0,89 ± 0,02	0,85 ± 0,02
3,0	1,16 ± 0,02	1,14 ± 0,02	1,32 ± 0,03	1,48 ± 0,03	0,93 ± 0,02	0,92 ± 0,01
5,0	1,10 ± 0,03	1,09 ± 0,01				
6,0			1,12 ± 0,02	1,36 ± 0,01	0,82 ± 0,02	0,94 ± 0,01
10,0	1,01 ± 0,03	1,05 ± 0,01	0,99 ± 0,02	1,29 ± 0,02	0,70 ± 0,01	0,96 ± 0,01

TABELLA IV - Valori degli indici di equivalente di dose superficiale e profondo per un fascio unidirezionale di fotoni considerando la sfera nel vuoto o in aria (equilibrio elettronico parziale o totale) (Sv/Gy in aria).

		ENERGIA DEI FOTONI (MeV)							
		0.662	1.0	1.25	2.0	3.0	5.0	7.0	10.0
		Equilibrio elettronico totale	H _{I,s}	1.267(2)	1.214(2)	1.211(2)	1.176(1)	1.165(2)	1.185(2)
	H _{I,d}	1.220(2)	1.176(2)	1.136(1)	1.095(1)	1.143(2)	1.144(2)	1.144(5)	1.145(5)
Equilibrio elettronico parziale	H _{I,s}	1.256(2)	1.198(2)	1.177(2)	1.108(1)	1.064(2)	1.053(2)	1.027(2)	1.001(1)
	H _{I,d}	1/221(2)	1.176(2)	1.136(1)	1.086(1)	1.085(2)	1.083(2)	1.052(1)	1.046(1)
Nel vuoto	H _{I,s}	1.233(2)	1.198(2)	1.174(2)	1.088(1)	1.062(1)	1.038(2)	1.013(2)	0.999(1)
	H _{I,d}	1.221(2)	1.176(2)	1.136(1)	1.085(1)	1.056(2)	1.081(2)	1.040(1)	1.037(1)

per energie dei fotoni superiori ai 3 MeV, in quanto questi ultimi autori trascurano il trasporto degli elettroni, assumendo per semplicità che un elettrone venga assorbito nello stesso punto ove è stato creato.

Dai lavori di Kramer e Drexler⁽¹³⁾ è tratta la Fig. 3, ove sono mostrati, per varie geometrie d'irradiazione, i fattori di conversione tra equivalente di dose efficace e indice di equivalente di dose profondo in funzione dell'energia dei fotoni. È interessante osservare come, nelle diverse situazioni, diverso sia il fattore di conservazione introdotto quando si sostituisce H_E con $H_{I,d}$.

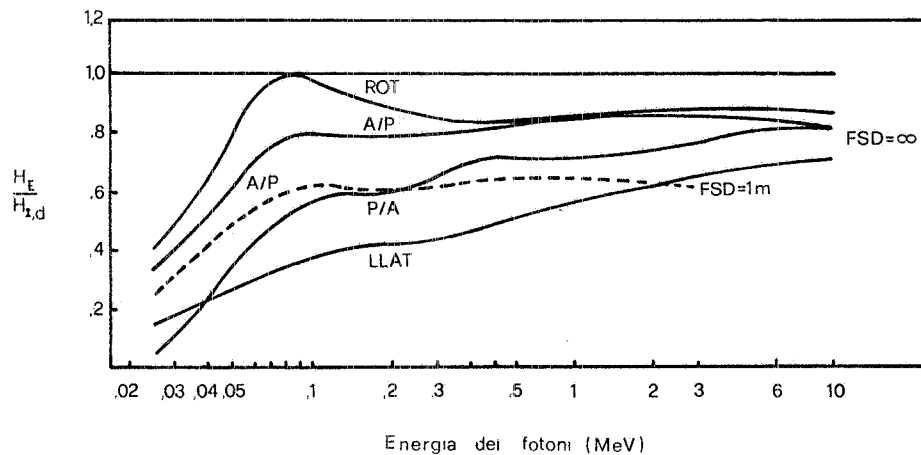


FIG. 3 - Fattori di conversione tra indice di equivalente di dose profondo e equivalente di dose efficace in funzione dell'energia dei fotoni per diverse geometrie d'irradiazione (da ref. (13)).

Per quanto riguarda infine i neutroni, nella Tabella V sono mostrati i fattori di conversione tra grandezze indici di dose e fluensa di particelle nel caso di irradiazione unidirezionale e isotropa. I valori riportati sono stati dedotti dagli accurati calcoli effettuati da Chen e Chilton⁽¹⁵⁾ e da Shiue e Chilton⁽¹⁶⁾.

Sulla base dei fattori di conversione sopra presentati possono essere ricavati i valori dei fattori d'isotropia di cui all'eq. (5). Tali valori sono riportati nelle Tabelle VI, VII e VIII rispettivamente per gli elettroni, i fotoni e i neutroni.

Come si può notare, il fattore d'isotropia per gli elettroni varia moderatamente intorno a un valore medio prossimo a 2.

Il fattore d'isotropia dei fotoni cresce al diminuire dell'energia. Gli alti valori alle basse energie non hanno però conseguenze pratiche, in quanto diventa limitante in questi casi la dose ricevuta negli organi superficiali. Se si considerano i limiti di dose raccomandati per la pelle e per gli organi profondi, cioè per l'indice di dose profondo, si trova che la dose superficiale diventa limitante sotto a circa 13 keV,

TABELLA V - Valori degli indici di equivalente di dose superficiale e profondo per irradiazione neutronica unidirezionale e isotropa.

Energia dei neutroni (MeV)	Fascio monoenergetico unidirezionale		Fascio monoenergetico isotropo	
	$H_{I,d}$ (Sv·cm ²)	$H_{I,s}$ (Sv·cm ²)	$H_{I,d}$ (Sv·cm ²)	$H_{I,s}$ (Sv·cm ²)
20	6,5	6,6	4,9	5,2
17	6,1	6,4	4,2	4,4
14	5,2	5,2	3,8	4,0
10	4,1	4,2	2,9	2,9
7,5	4,0	4,1	2,6	2,7
5,0	3,9	3,9	2,4	2,6
2,5	3,4	3,4	1,9	2,1
1,0	3,5	3,8	1,4	1,9
0,5	2,2	2,4	0,85	1,2
0,3	0,99	1,1	0,40	0,63
0,1	0,87	1,0	0,21	0,33
0,06	0,42	0,6	0,12	0,30
0,03	0,21	0,31	0,058	0,147
0,01	0,086	0,095	0,031	0,043
0,001	0,095	0,062	0,030	0,020
10 ⁻⁴	0,110	0,071	0,031	0,024
10 ⁻⁵	0,116	0,092	0,033	0,028
10 ⁻⁶	0,118	0,112	0,034	0,033
Termici	0,080	0,095	0,021	0,030

N.B.: Tutti i dati riportati devono essere moltiplicati per 10⁻¹⁰

TABELLA VI - Valori dei fattori d'isotropia per gli elettroni⁽⁹⁾.

Energia iniziale (MeV)	Fattore d'isotropia
4,9	2,48
6,8	2,40
8,8	2,32
10,7	2,20
12,7	2,17
14,6	2,14
16,6	2,04
18,5	2,00
21,4	1,89

TABELLA VII - Valori dei fattori d'isotropia per i fotoni^(17, 30).

Energia (MeV)	Fattore d'isotropia
0,015	5,1
0,030	2,6
0,1	2,0
0,150	1,8
1	1,4
10	1,2

TABELLA VIII - Valori dei fattori d'isotropia per i neutroni^(15, 16).

Energia dei neutroni (MeV)	$\nu_{\text{H}^1\text{I}}/\text{iH}^1\text{I}$
20	1,3
17	1,5
14	1,3
10	1,4
7,5	1,5
5,0	1,5
2,5	1,6
1,0	2,0
0,5	2,0
0,3	1,7
0,1	2,0
0,06	2,0
0,03	2,1
0,01	2,2
0,001	3,1
10 ⁻⁴	3,5
10 ⁻⁵	3,5
10 ⁻⁶	3,5
termici	3,1

energia cui corrisponde una dose in superficie circa 10 volte più grande di quella alla profondità di un cm. Il più elevato fattore di isotropia di rilevanza pratica per esposizione ai fotoni è quindi quello a 13 keV, che vale circa 6,7.

Nel caso dei neutroni infine il più elevato valore del fattore d'isotropia risulta 3,5 alle basse energie, molto prossimo a un valore 4, deducibile con semplici considerazioni geometriche⁽¹⁷⁾.

4. - L'APPROCCIO SPERIMENTALE

Fin qui si è trattato delle proprietà delle grandezze indici e dei risultati dei calcoli ad esse relativi. Sarebbe ora opportuno passare ad esaminare le tecniche sperimentali messe a punto per la loro misura. Sorprendentemente i lavori in questo campo sono assai rari: le due grandezze non sono infatti direttamente misurabili. Si può solo tentare di determinarne i valori, a partire dalla misura di qualche grandezza fisica, attraverso l'uso di opportuni fattori di conversione. L'argomento della scelta dei predetti fattori è stato oggetto di studio specifico⁽²³⁾. Qui basterà ricordare che, per comprensibili motivi di cautela, essi non possono che essere scelti in condizioni di irradiazione unidirezionale.

Una volta fissati i valori dei fattori di conversione, si potrebbe tentare di realizzare uno strumento per la misura dell'indice di dose selezionando opportunamente rivelatore, assorbitori e diffusori in modo da ottenere la risposta voluta.

Tra i pochi risultati sperimentali disponibili, si cita che un sistema di dosimetri a termoluminescenza è stato effettivamente calibrato in termini di equivalente di dose superficiale⁽²⁴⁾ o profondo⁽²⁵⁾ in campi di radiazione elettromagnetica. Nei lavori cui si fa riferimento, recependo quanto raccomandato nello standard ANSI n. 13-11, i valori degli indici di dose vengono però identificati con quelli dell'equivalente di dose rispettivamente alle profondità di 7 mg cm^{-2} e 1 g cm^{-2} in tessuto⁽³³⁾. In effetti si misurano così due quantità diverse degli indici e che, come si dirà più avanti, è probabile vengano a questi in pratica preferite.

E' utile notare che quando si procede nel modo sopra descritto, non è affatto necessario ricoprire i rivelatori con spessori di materiali pari alla profondità a cui si vuol conoscere l'equivalente di dose. E' sufficiente soltanto che la risposta del rivelatore, opportunamente filtrato e calibrato, coincida con il valore numerico della quantità che si vuole determinare. Lo spessore che ricopre i dosimetri dipende invece da altri parametri quali la necessità di assicurare le condizioni di equilibrio di particelle cariche, la possibilità di separare la radiazione β da quella γ , etc.

Per concludere, la determinazione degli indici di dose, almeno allo stato attuale degli studi, sembra possibile soltanto attraverso tecniche empiriche. Questa circostanza, come anche la rarità stessa dei lavori sperimentali, sintomo di un uso pratico assai limitato, costituisce probabilmente la prova più chiara dell'inadeguatezza degli indici di dose come grandezze operative.

5. - PUNTO DELLA SITUAZIONE

Come si è accennato, a causa della loro caratteristica di non additività rispetto alle componenti del campo di radiazione, le grandezze indici di dose consentono una ragionevole stima cautelativa dell'equivalente di dose efficace e dell'equivalente di dose alla pelle soltanto in casi particolari. In generale, il loro uso finisce invece per introdurre inaccettabili fattori di sopravvalutazione, che, nel caso dei campi di radiazione isotropi o multidirezionali, possono effettivamente risultare eccessivi ai fini di una corretta ottimizzazione della radioprotezione. Si tenga presente che, in pratica, a causa del movimento stesso dei lavoratori nell'ambiente di lavoro, le cose vanno come se ci si trovasse sempre in tali condizioni di esposizione. Questo inconveniente è stato recentemente ammesso anche dall'ICRP, che ha però riaffermato l'uso delle grandezze indici di dose⁽¹⁸⁾.

Tra le conseguenze che eccessive sovrastime delle dosi potrebbero comportare, merita ricordare anche gli inopportuni errori sistematici che così s'introdurrebbero nell'interpretazione delle dosi ricevute in termini di studi epidemiologici⁽¹⁹⁾.

A queste critiche, altre di diverso genere se ne aggiungono da parte dei vari autori, che studiano questo tipo di problemi. Merita qui menzionarne almeno due. La prima riguarda l'uso dell'indice di equivalente di dose superficiale, che sembra del tutto inutile in pratica, in quanto gli organi protezionisticamente significativi situati a profondità inferiori a un centimetro sono soltanto la pelle e il cristallino, due organi cioè per i quali è agevole determinare direttamente l'equivalente di dose alle loro effettive profondità⁽²⁰⁾.

L'altra riguarda la sfera ICRU che non sempre può essere considerata come un adeguato fantoccio antropomorfo e certamente non lo è nel caso dei campi di radiazione neutronica, a causa della sua troppo modesta massa⁽¹⁹⁾, o nel caso di alcune irradiazioni parziali (per es. alle estremità).

Alle critiche sopra illustrate si aggiungono poi le limitazioni sperimentali già discusse nel paragrafo precedente, particolarmente gravi nel caso di grandezze introdotte solo per fini operativi.

In questa situazione, numerosi sono gli studi effettuati o in corso presso varie organizzazioni nazionali e internazionali allo scopo di individuare più adeguate grandezze operative^(21, 34). Tra le varie grandezze proposte si ricordano le due quantità "dose pelle" (H_S) e "dose profonda" (H_D) suggerite dall'International Electrotechnical Commission (IEC) per il monitoraggio della radiazione β e γ ⁽²⁰⁾, l'equivalente di dose tetto (H_E)⁽⁸⁾, l'equivalente di dose medio nella sfera ICRU (\bar{H}), la fluenza massima permessa⁽²²⁾. Per tutte queste quantità sono stati effettuati studi e calcoli analoghi a quelli condotti per gli indici di dose, e i cui risultati possono essere reperiti in letteratura.

6. - GLI ORIENTAMENTI ATTUALI

Alla luce della situazione sopra descritta, si vuol infine tentare di delineare un quadro quanto più possibile realistico delle tendenze e degli indirizzi che sembrano attualmente prevalere per la soluzione del problema del controllo dell'irradiazione esterna. Gran parte delle considerazioni che verranno esposte non hanno però carattere definitivo ed è quindi probabile che possano subire modifiche nel prossimo futuro sulla base dei risultati degli studi in corso.

6.1. - Radiazione elettromagnetica

Nel caso della radiazione elettromagnetica la proposta formulata in sede IEC, cioè la determinazione dell'equivalente di dose a determinate profondità sembra attualmente quella più avanzata da un punto di vista strettamente operativo, essendo già in corso di definizione uno standard sperimentale⁽²⁶⁾. Tale soluzione rappresenta però soltanto un parziale passo avanti rispetto agli indici di dose, in quanto non risolve che alcuni dei problemi sollevati. Conviene comunque definire esplicitamente le due quantità "dose pelle" e "dose profonda" raccomandate dalla sopra citata organizzazione e illustrarne le principali caratteristiche. La prima di esse (H_S) rappresenta l'equivalente di dose (o il suo rateo) alla profondità di 7 mg cm^{-2} nella sfera ICRU, quando questa viene esposta a radiazione unidirezionale (vedi Fig. 4). Analogamente, la seconda (H_D), rappresenta l'equivalente di dose (o il suo rateo) alla profondità di 1000 mg cm^{-2} nelle stesse condizioni d'irradiazione di cui sopra.

I valori di H_S e H_D in un certo punto di un campo di radiazione, avente una qualsiasi distribuzione angolare, sono i valori che si avrebbero se quella stessa fluenza di particelle con lo stesso spettro d'energia investisse unidirezionalmente la sfera ICRU. Poichè, a parità di ogni altra condizione, le dosi nel caso dei fasci unidirezio-

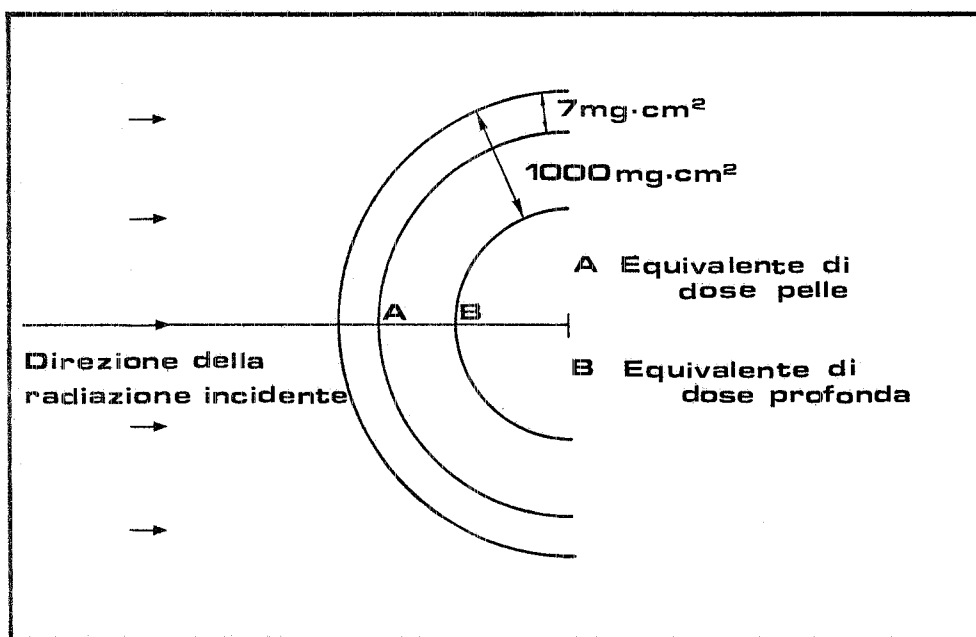


FIG. 4 - Specifiche per la definizione di H_S e H_D (da ref. (26)).

nali sono maggiori che nelle altre geometrie, i valori così determinati per H_S e H_D risultano certamente conservativi rispetto ai valori delle dosi effettivamente ricevute alle profondità di 7 mg cm^{-2} e di 1000 mg cm^{-2} .

I valori numerici di H_S e H_D non risultano molto diversi da quelli di $H_{I,s}$ e $H_{I,d}$ in geometria unidirezionale. Le due nuove quantità non risolvono quindi il problema delle eccessive sovrastime nei campi multidirezionali e isotropi. La sola sostanziale differenza è che esse, al contrario degli indici di dose, sono completamente additive.

Si può dimostrare inoltre che il rispetto di un limite per H_S (500 mSv/anno) e per H_D (50 mSv/anno), nel caso di fotoni ed elettroni di energia non superiore ai 4 MeV, è sufficiente per il rispetto, nelle più frequenti situazioni incontrate in pratica, di tutti i limiti raccomandati dall'ICRP. Soltanto nel caso di fotoni di energia compresa tra 10 e 14 keV e di emettitori beta con energia massima superiore a 1.5 MeV potrebbe infatti essere necessaria anche una terza misura a 300 mg cm^{-2} per verificare il rispetto del limite del cristallino.

Da un punto di vista pratico val la pena di osservare che lo schema illustrato in Fig. 4 non vuole affatto configurare le specifiche per un eventuale strumento di misura, ma serve solo di base per la definizione delle due quantità di cui trattasi. Ha senso parlare di "dose pelle" e "dose profonda" in qualsiasi punto dello spazio senza che vi si debba pensare collocata la sfera ICRU, introdotta soltanto come base per la definizione concettuale delle due quantità.

Nell'effettuazione delle misure, non è quindi necessario circondare il rivelatore con la predetta sfera, né pretendere che questo abbia pareti spesse 7 mg cm^{-2} o 1000 mg cm^{-2} . E' soltanto richiesto che la risposta dello strumento coincida numericamente con il valore nel punto in esame di H_S o H_D secondo le definizioni sopra date. Se si volesse ad esempio misurare H_D con un contatore Geiger, basterà circondare il tubo con assorbitori o filtri di spessore opportuno affinché la risposta dello strumento così realizzato segua la curva riportata in Fig. 5. Tale curva non ha peraltro alcun carattere di ufficialità e potrebbe quindi essere modificata in futuro sulla base dei risultati di eventuali altri calcoli. Serve però a capire come il problema debba essere affrontato. Si tratta in pratica dello stesso metodo empirico già seguito nel campo della dosimetria dei neutroni per realizzare il contatore di Andersson-Braun.

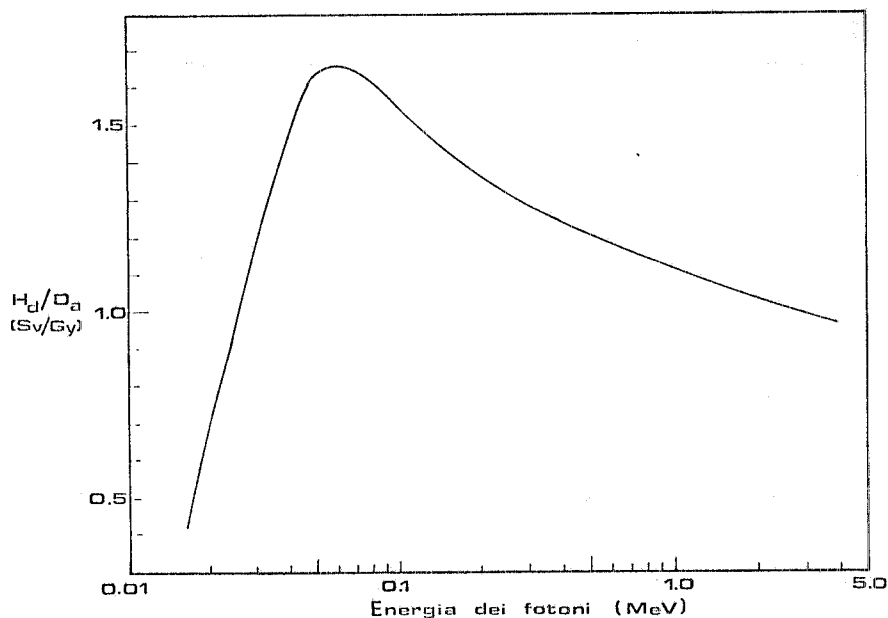


FIG. 5 - Fattori di conversione tra H_D e dose assorbita in aria in funzione dell'energia dei fotoni (da ref. (26)).

Si noti infine che, mentre uno strumento con risposta isotropa, calibrato in termini di indice di equivalente di dose in un campo unidirezionale, sovrastimerebbe l'indice di equivalente di dose nei campi multidirezionali, la quantità H_D corrisponde sempre alle indicazioni di un tale strumento. Questa indubbia razionalizzazione non risolve tuttavia, come già accennato, il problema di fondo della sovrastima in certe condizioni delle grandezze radioprotezionistiche.

Sulla base delle considerazioni esposte, la IEC ha anche proposto uno standard per le apparecchiature da utilizzare per la determinazione delle grandezze radiopro-

tezionistiche con i criteri sopra illustrati, nel caso di radiazione β , X e γ di energia fino a 4 MeV⁽²⁶⁾. Lo studio di detto standard è stato recentemente esteso anche a fotoni di energie più elevate di 4 MeV, e si è così trovato che esso può di fatto essere utilizzato fino a 10 MeV, giacchè le eventuali sottostime delle dosi resterebbero comprese soltanto tra il 3% a 6 MeV e il 12% a 10 MeV⁽²⁷⁾.

Per fini di dosimetria personale, la stessa ICRP, nella sua già citata Pubblicazione n. 35⁽¹⁸⁾, suggerisce la stima dell'equivalente di dose in superficie e a 10 mm di profondità (paragr. 102). Tali determinazioni vengono riconosciute nella maggior parte dei casi sufficienti per fini radioprotezionistici e le conseguenti sovrastime delle dosi effettivamente ricevute nei vari organi e tessuti, non vengono giudicate particolarmente gravi, salvo naturalmente il caso dell'esposizione a radiazioni poco penetranti (paragr. 86, 102 e 106). Non è tuttavia completamente chiaro se l'ICRP abbia inteso riferirsi alle due quantità IEC.

Anche l'ICRP riconosce che il criterio di cui trattasi potrebbe non garantire il limite per il cristallino nel caso di esposizione a particelle beta di alta energia, ma ritiene che in tal caso la corretta applicazione del principio ALARA (uso di idonei occhiali protettivi nella circostanza specifica) dovrebbe bastare per rendere improbabile un superamento del predetto limite (paragr. 106).

Recentemente anche la NEA si è espressa in favore delle due quantità IEC⁽³⁵⁾, mentre l'ANSI le ha di fatto già recepite per scopi di dosimetria personale⁽³³⁾.

Ripensamenti in ordine all'uso degli indici di dose si vanno infine manifestando anche in sede ICRU attraverso la maturazione del concetto di "expansion and alignment"⁽³⁶⁾. Gli studi in corso presso tale organizzazione sembrano portare alla definizione di una quantità, l'equivalente di dose convenzionale (H_d), del tutto simile alla dose profonda dell'IEC, mentre per gli organi superficiali si parla di equivalente di dose a 0,07 mm ($H_{0,07}$) e a 3 mm (H_3) di profondità.

Per scopi di dosimetria personale si dovrebbero usare H_d e $H_{0,07}$ e la dose determinata dalla lettura dei dosimetri, attraverso opportuni fattori di calibrazione, verrebbe denominata "dose amministrativa".

6.2. - Neutroni

Per quanto riguarda i neutroni, la situazione non si presenta molto diversa da quella preesistente alla Pubblicazione n. 26 e tuttora in atto. Il procedimento abitualmente seguito in pratica consiste infatti nel determinare un valore massimo di equivalente di dose a partire da misure di fluenza, facendo uso di fattori di conversione derivati in corrispondenza del massimo delle curve di penetrazione dei neutroni in

fantocci piani o cilindrici di materiale equivalente al tessuto molle. Tali fattori sono stati in passato raccomandati da diverse organizzazioni nazionali e internazionali (ICRP⁽⁵⁾, NCRP⁽²⁸⁾, ANSI⁽²⁹⁾).

La quantità così determinata, cui talvolta si dà il nome di MADE (Maximum Dose Equivalent), è quindi anch'essa una grandezza "tetto" e, come tale, non presenta sostanziali differenze dall'indice di dose, dal massimo cioè della dose nel fantoccio ICRU.

E' appena il caso di far presente che per scopi pratici, nel caso dei neutroni, ha poco senso distinguere tra indice di dose profondo e indice di dose superficiale.

Un confronto tra MADE e indice è mostrato, a titolo di esempio, in Tabella IX, nel caso di fasci paralleli di neutroni di varie energie. I dati relativi agli indici di

TABELLA IX - Confronto tra MADE e Indice di equivalente di dose per i neutroni.

Energia dei neutroni (MeV)	(ICRP)	(NCRP)
	$\frac{H - \hat{H}}{H_I} \times 100$ (%)	$\frac{H - \hat{H}}{H_I} \times 100$ (%)
$2,5 \times 10^{-8}$	- 6,4	- 7,3
1×10^{-6}	- 3,1	- 5,1
1×10^{-5}	- 8,8	- 6,9
1×10^{-4}	- 12,8	- 9,1
1×10^{-3}	- 6,5	- 7,3
1×10^{-2}	- 4,2	- 4,2
1×10^{-1}	34,3	37
5×10^{-1}	- 40,4	- 8,3
1	- 8,9	2,6
5	- 17	- 10,2
10	0	0
20	- 43	3

dose sono stati desunti da recenti calcoli effettuati con il metodo di Montecarlo^(15,16). Quelli relativi al MADE sono stati ricavati sulla base dei diversi coefficienti di conversione fluenza-equivalente di dose raccomandati dall'ICRP⁽⁵⁾ e dall'NCRP⁽²⁸⁾.

Come si può notare, gli scarti tra le due quantità risultano in genere piuttosto contenuti, specie quando il confronto è fatto sulla base dei coefficienti raccomandati

dall'NCRP.

Considerazioni analoghe valgono per le altre geometrie d'irradiazione.

Come l'indice di dose, anche il MADE non è additivo rispetto alle distribuzioni in energia e angolo della radiazione incidente.

Entrambe le quantità tendono infine a sopravvalutare piuttosto pesantemente l'equivalente di dose efficace nella regione delle energie intermedie. Facendo uso del fantoccio MIRD per la valutazione di quest'ultima grandezza, si è infatti trovato che, tra 10 keV e 1 MeV, le due quantità considerate possono sovrastimare la dose efficace da 2 a 6 volte⁽³⁰⁾ (cfr. Fig. 6). Se si tiene poi conto degli ulteriori fattori di cau-

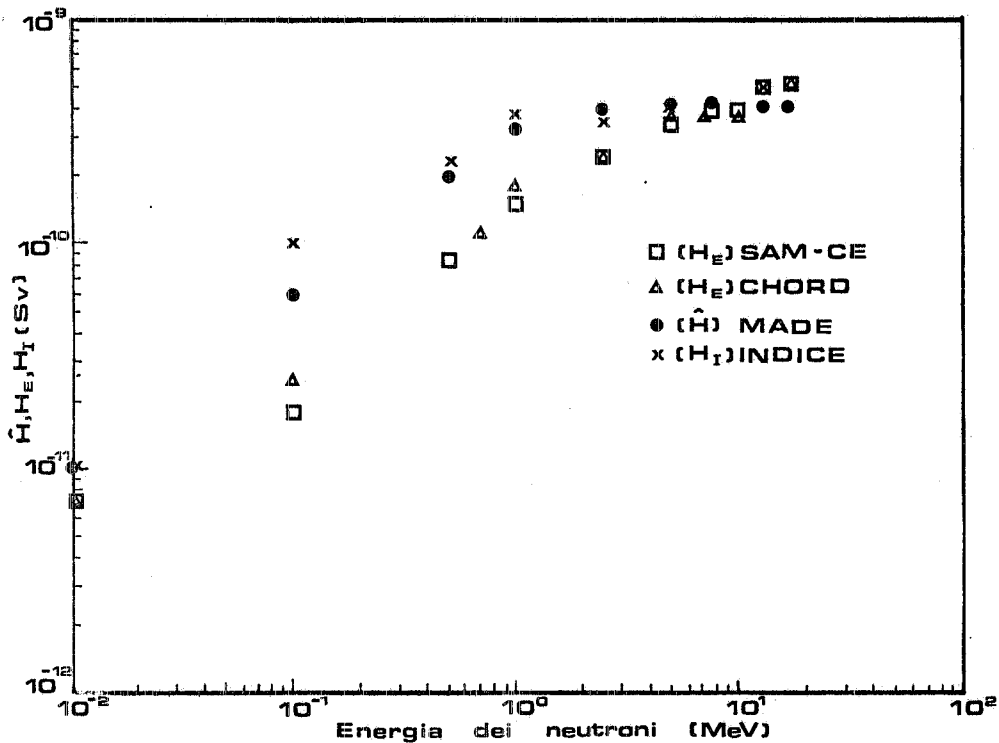


FIG. 6 - Equivalente di dose efficace (H_{eff}), massimo dell'equivalente di dose (\hat{H}) e indice di equivalente di dose (H_I) in funzione dell'energia dei neutroni incidenti (da ref. (31)).

tela che in tale regione s'introducono in pratica, quando ad esempio si determina il MADE con un comune rem-counter, si può finire per pervenire a sovrastime della dose efficace anche maggiori di un fattore 20. All'inaccuratezza propria della risposta in energia del contatore sotto ai 100 keV, si associa infatti l'effetto dovuto alla non additività rispetto alle componenti in angolo (cfr. Fig. 1) e in energia della grandezza che si misura⁽³²⁾.

7. - CONCLUSIONI

Da quanto sopra esposto si comprende come si sia ben lungi dall'aver risolto i problemi dell'individuazione di idonee grandezze operative e della messa a punto dei relativi metodi di misura.

La tendenza di voler introdurre quantità radioprotezionistiche definite attraverso la presenza di un fantoccio (la sfera ICRU) sembra la radice di tutti gli inconvenienti lamentati. Potrebbe dunque essere auspicabile un ritorno alle origini, quando la dosimetria protezionistica si basava sull'uso di grandezze fisiche definite nei vari punti dello spazio, anche se trattasi di un approccio pur esso non privo di aspetti criticabili.

Per quanto riguarda i metodi di misura, si è visto nei paragrafi precedenti, come l'orientamento in atto sia quello di determinare i valori delle quantità operative a partire dall'indicazione degli strumenti, attraverso curve empiriche di intercalibrazione, prive di qualsiasi fondamento fisico. Tanto varrebbe allora ricavare direttamente fattori di conversione che, nelle varie geometrie d'irradiazione, consentano di passare direttamente dai valori delle grandezze fisiche effettivamente misurate a quelli dell'equivalente di dose efficace, la quantità cioè che in ultima analisi interessa conoscere ai fini della radioprotezione.

Anche quest'ultima posizione non è in verità completamente esente da critiche. In primo luogo perchè non si può escludere che in futuro possano avvenire cambiamenti nei valori numerici dei fattori di ponderazione (w_T), che richiederebbero quindi cambiamenti nei predetti fattori di conversione. Secondariamente perchè attraverso le grandezze operative si dovrebbero poter stimare anche le dosi ricevute negli organi non considerati nel computo della dose efficace (cristallini, pelle, estremità).

Nel complesso si ha però spesso l'impressione che le grandezze cosiddette "operative" costituiscono comunque un passaggio del tutto superfluo nel processo di confronto tra quantità effettivamente misurabili e limiti raccomandati. Trattandosi di grandezze non direttamente misurabili, finiscono infatti per mancare proprio di quel requisito di "operatività" che dovrebbe in ultima analisi rappresentare l'unica giustificazione alla loro introduzione.

Numerosi sono naturalmente gli studi in corso per individuare più adeguate grandezze operative⁽²²⁾. Parte delle considerazioni sopra esposte non sono altro che risultati di questi studi. Merita però ancora aggiungere che vi è anche chi, in luogo dell'introduzione di nuove grandezze radioprotezionistiche, preferirebbe il ricorso a una grandezza fisica, per es. la fluena di particelle, cui eventualmente imporre un limite derivato nelle varie condizioni di irradiazione⁽²²⁾.

BIBLIOGRAFIA

- (1) - ICRU Report 19, Radiation quantities and units (1971).
- (2) - ICRU Report 25, Conceptual basis for the determination of dose equivalent (1975).
- (3) - ICRP Publication n. 26, Recommendations of the ICRP, Annals of the ICRP, Vol. 1, n. 3 (1977).
- (4) - Statement from the 1978 Stockholm Meeting of the ICRP, Annals of the ICRP, Vol. 2, n. 1 (1978).
- (5) - ICRP Publication n. 21, Data for protection against ionizing radiation from external sources (1971).
- (6) - ICRU Report 33, Radiation quantities and units (1980).
- (7) - S. R. Wagner, Is the dose equivalent index a quantity to be measured?, 5th Intern. Congress of the ICRP, Jerusalem, Book of the papers (1978), Vol. 1, pag. 163.
- (8) - J. R. Harvey, An approach to the surveying of radiation environments for radiation protection purposes, Phys. Med. Biol. 20, 1003 (1975).
- (9) - J. E. Peixoto, R. Blohm, M. Abou Mandour and D. Harder, Dose equivalent index for fast electrons, Health Phys. 40, 27 (1981).
- (10) - G. Drexler and R. Kramer, Relations between metrological quantities and quantities relevant in radiation protection for external gamma exposure, Paper presented at XIVth Intern. Congress Radiology, Rio de Janeiro, 23-29 October 1977.
- (11) - P. J. Dimbylow and T. M. Francis, A calculation of the photon depth-dose distributions in the ICRU sphere for a broad parallel beam, a point source and an isotropic field, NRPB-R92 (1979).
- (12) - R. Kramer, Ermittlung von Konversionsfaktoren zwischen Körperdosen und relevanten Strahlungskenngrößen bei externer Röntgen und Gamma-Bestrahlung, GSF Bericht S-556, München (1979).
- (13) - R. Kramer and G. Drexler, Practical implications of the concept of dose equivalent index, Proceedings of a Seminar, Vienna, 5-9 March 1979 (IAEA, 1979), pag. 451.
- (14) - P. J. Dimbylow and T. M. Francis, The effect of photon scatter and consequent electron build-up in air on the calculation of dose equivalent quantities in the ICRU sphere for photon energies from 0.662 to 10 MeV, Phys. Med. Bio. 28, 817 (1983).
- (15) - S. Y. Chen and A. B. Chilton, Calculation of fast neutron depth-dose in the ICRU standard tissue phantoms and the derivation of neutrons fluence-to-dose index conversion factors, Rad. Res. 78, 335 (1979).
- (16) - Yeong-Long Shiue and A. B. Chilton, Calculation of low-energy neutron dose indices and depth doses in the ICRU tissue sphere, Rad. Res. 93, 421 (1983).
- (17) - J. R. Harvey, A proposed system for protection against ionizing radiation compatible with recent changes in quantities and units, Proceedings of the European Seminar, Braunschweig, 13-15 October 1980.
- (18) - ICRP Publication n. 35, General principles of monitoring for radiation protection of workers, Annals of the ICRP, Vol. 9, n. 4 (1982).
- (19) - K. O'Brien, Dosimetric quantities and the radiation field, Rad. Prot. Dos. Vol. 3, n. 1/2 (1981).
- (20) - D. F. White, The IEC skin and depth-dose concepts, Proceedings of the European Seminar, Braunschweig, 13-15 October, 1980.
- (21) - Radiation protection quantities for external exposure, Proceedings of the European Seminar, Braunschweig, 13-15 October, 1980.
- (22) - T. E. Burlin, The relevance of fluence data to radiation protection, Proceedings of the European Seminar, Braunschweig, 13-15 October, 1980.
- (23) - M. Ehrlich, Choice of conversion factors to the shallow and deep dose equivalents for use in a U. S. personnel dosimetry performance testing programme, Rad. Prot. Dos. 1, 271 (1981).

- (24) - V. P. Gupta, Rem response of the Idaho National Engineering Laboratory personnel dosimeter to photons, Health Phys. 42, 833 (1982).
- (25) - V. P. Gupta, Estimation of shallow-dose equivalent using a two element dosimeter, Health Phys. 44, 373 (1983).
- (26) - British Standards Institution, Beta, X and gamma radiation dose equivalent rate meters for use in radiation protection, Draft for public comment (1983).
- (27) - M. Hoefert, G. R. Stevenson and C. Yamaguchi, On the determination of dose equivalent for photons of energies between 4 and 10 MeV, HS-RP/092/PP (1982).
- (28) - NCRP, Protection against neutron radiation, Report n. 38 (1971).
- (29) - ANSI, Neutron and gamma-ray flux-to-dose-rate-factors, ANSI/ANS-6. 1. 1. (1977).
- (30) - D. Harder, Recently proposed concepts and quantities in radiation protection, Proceedings of the European Seminar, Braunschweig, 13-15 October, 1980.
- (31) - G. Burger, A. Morhart, P. S. Nagarajan and A. Wittmann, Effective dose equivalent and its relationship to operational quantities for neutrons, Proceedings of the European Seminar, Braunschweig, 13-15 October, 1980.
- (32) - D. W. O. Rogers, Why not to trust a neutron remmeter, Health Phys. 37, 735 (1979).
- (33) - ANSI n. 13. 11, American National Standard for dosimetry - personnel dosimetry performance - criteria for testing (1983).
- (34) - Commission of the European Communities, Radiological protection 27, Operational quantities for use in external radiation protection measurements, An investigation of concepts and principles, Report Eur 8346 EN (1983).
- (35) - Report by the NEA expert group on the assessment and recording of worker doses. Meeting, 12-14 October, 1983, SAN/DOC 83 (17).
- (36) - M. Hoefert, From personnel dose to effective dose equivalent, CERN Internal Report TIS-RP/IR/84-04 (1984).