Grandezze di protezione

Adolfo Esposito
Radiation Protection Expert
adolfo.esposito@lnf.infn.it

Numerose attivita' umane comportano l'uso delle radiazioni ionizzanti e di conseguenza comportano rischio di esposizione per i lavoratori addetti e per la popolazione.

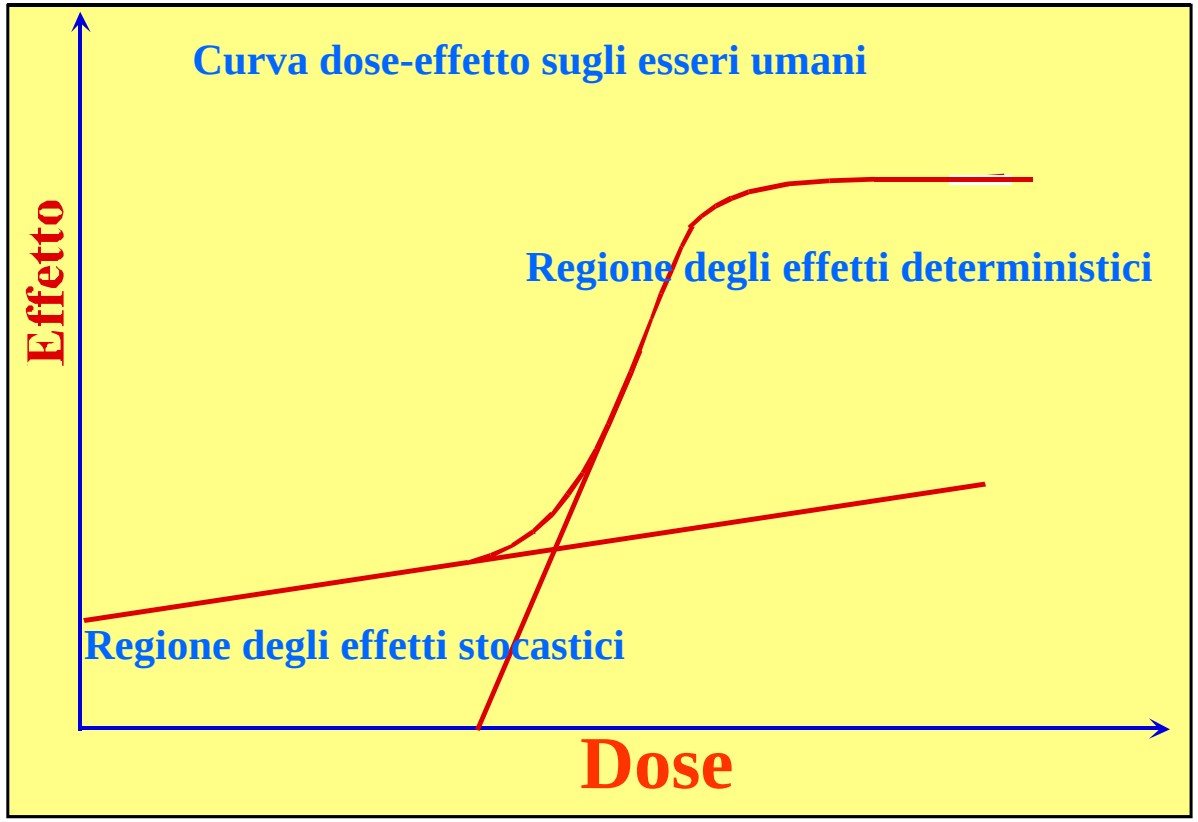
L'esposizione a sua volta comporta rischi di effetti sanitari sull'uomo e richiede pertanto l'adozione di misure di cautela

Gli effetti vengono distinti in effetti somatici e genetici

Gran parte degli effetti somatici sono del tipo non stocastico

Tutti gli effetti genetici e piu' importanti effetti somatici (carcinogenesis) sono di tipo stocastico

Probabilita' di accadimento funzione della dose ricevuta ma senza soglia



Allo scopo di assicurare la protezione degli individui esposti, della loro progenie e e del genere umano nel suo insieme, dai danni derivanti dall'uso delle radiazioni ionizzanti e' nata la *radioprotezione e l' ICRP*

La Commissione ICRP emana raccomandazioni il cui scopo primario è contribuire a raggiungere un adeguato livello di protezione della popolazione e dell'ambiente contro gli effetti dannosi dell'esposizione alle radiazioni, senza limitare in modo indebito le auspicabili azioni umane che possono essere associate a tale esposizione.

La Commissione ICRP propone sistema di protezione radiologica della Commissione tende principalmente a proteggere la salute dell'uomo. I suoi obiettivi sanitari sono chiari e diretti a gestire e controllare le esposizioni alle radiazioni ionizzanti al fine di evitare effetti deterministici, e ridurre i rischi di effetti stocastici per quanto ragionevolmente ottenibile.

Il sistema di protezione degli esseri umani è basato sull'impiego di

a) modelli anatomici e fisiologici di riferimento dell'essere umano per la valutazione delle dosi da radiazione,

b) studi a livello molecolare e cellulare,

c) studi su animali da laboratorio, e

d) studi epidemiologici.

La radioprotezione ha lo scopo generale di proteggere gli esseri umani e l'ambiente dal danno causato dalle radiazioni ionizzanti a seguito di esposizioni esterne e interne.

Questo richiede una descrizione quantitativa dei campi di radiazione esterni e interni al corpo umano.

Mentre i campi di radiazione esterna possono essere ben descritti da grandezze fisiche come la fluenza di particelle o il kerma in aria libera, i campi di radiazione interni, dopo l'incorporazione di radionuclidi, dipendono dalla loro biocinetica e dai parametri anatomici efisiologici del corpo umano.

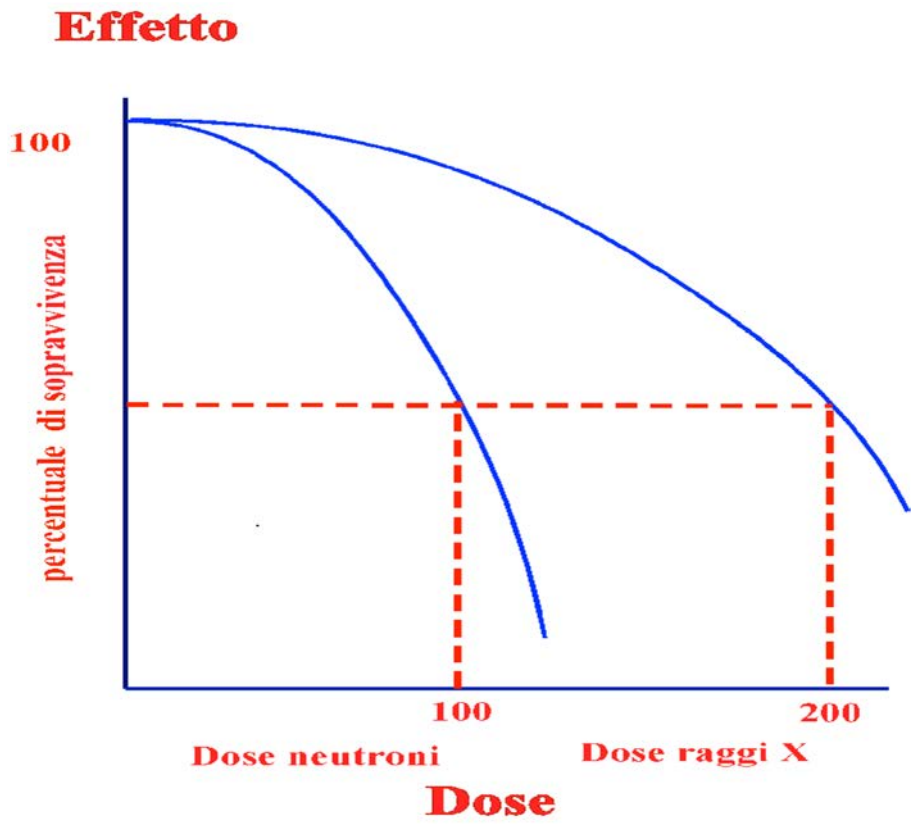
La fluenza è una grandezza usata per descrivere i campi di radiazione esterna. Non è, tuttavia, utile per un utilizzo generale in radioprotezione e per la definizione di limiti. La fluenza ha sempre bisogno della indicazione supplementare del tipo di particella, della distribuzione energetica, e della distribuzione angolare. La sua correlazione con il detrimento è complessa.

In radioprotezione è stata definita una singola grandezza per indicare una"quantità" d'esposizione correlata quantitativamente alla probabilità di effetti stocastici per tutti i tipi di radiazioni ionizzanti indipendentemente dal tipo di radiazione considerato o dal fatto che la radiazione sia incidente sul corpo o emessa da radionuclidi incorporati. Deve essere sottolineato che questa è una grandezza pratica impiegata inradioprotezione che implica parametri i cui valori sono basati su giudizi.

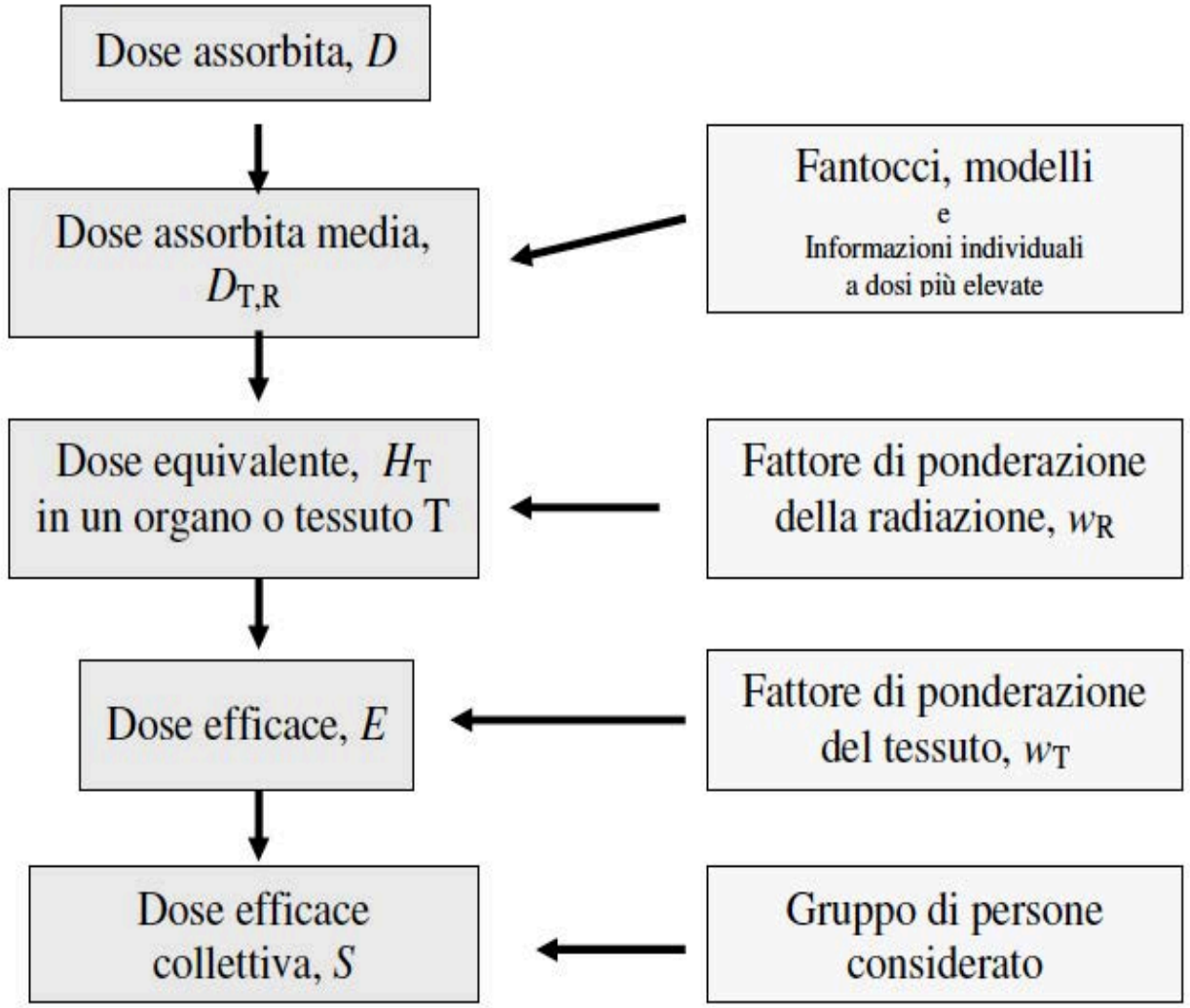
Il primo passo nell'interazione della radiazione ionizzante con il materiale biologico è il trasferimento d'energia che determina la ionizzazione. Potrebbe sembrare ragionevole utilizzare l'energia assorbita per unità di massa (dose assorbita) come unico termine per misurare l'esposizione in radioprotezione e per stimare il rischio associato. Tuttavia ciò non è sufficiente, poiché gli effetti della radiazione dipendono non solo dalla dose assorbita ma anche dal tipo di radiazione, dalla distribuzione spaziale e temporale dell'energia assorbita all'interno del corpo umano e dalla radiosensibilità dei tessuti o degli organi esposti

La procedura fondamentale di valutazione della dose adottata dalla Commissione, è di utilizzare il concetto di *dose assorbita* come grandezza fisica fondamentale, farne la media sugli organi e sui tessuti irradiati ed applicare fattori di ponderazione adeguatamente scelti al fine di tenere conto delle differenze nell'efficacia biologica dei diversi tipi di radiazioni e delle diverse radiosensibiltà degli organi e dei tessuti rispetto all'insorgenza di effetti stocastici.

La *dose efficace* è dunque una grandezza basata sui campi di radiazione interni ed esterni, sulle loro interazioni fisiche primarie con i tessuti e sulla valutazione delle reazioni biologiche che determinano gli effetti stocastici.



Sistema delle grandezze dosimetriche usate nella radioprotezione



Come descritto in precedenza, la grandezza dose assorbita è definita per fornire un valore specifico in ogni punto nella materia.

Tuttavia, nelle applicazioni pratiche, le dosi assorbite sono spesso mediate su volumi maggiori di tessuto.

Si suppone così che, per basse dosi, il valore medio di dose assorbita in uno specifico organo o tessuto, possa essere correlato con la precisione sufficiente a scopi radioprotezionistici con il detrimento dovuto agli effetti stocastici in tutte le parti di quell'organo o di quel tessuto

la dose media assorbita in una regione di un organo o in un tessuto T, D_T e' data dalla

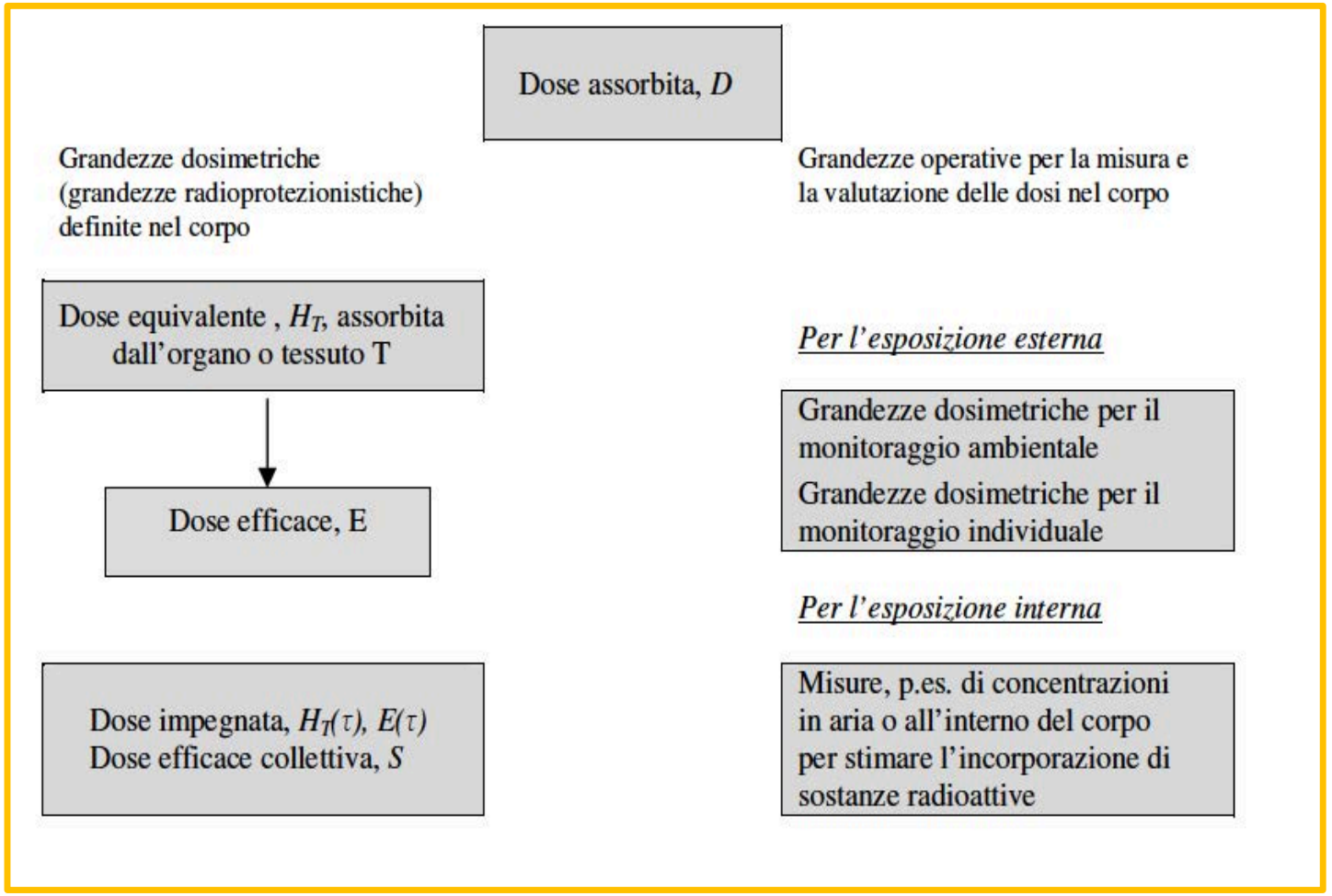
$$D_T = \frac{\int_T D(x,y,z)\rho(x,y,z)dV}{\int_T \rho(x,y,z)dV}$$

Dove V è il volume della regione T del tessuto, D la dose assorbita nel punto (x, y, z) di quella regione e ρ la densità in quel punto. In pratica, la dose media assorbita in un organo o in un tessuto

Le grandezze radioprotezionistiche sono utilizzate per definire i limiti di dose al fine di assicurare che la probabilità di effetti stocastici sia mantenuta a livelli accettabili e che siano evitate reazioni tissutali

Le grandezze a fianco si basano sulla dose media assorbita, D_{TR}, nel volume di un organo o di un tessuto T, dovuta a una radiazione di tipo R o in un'altra regione bersaglio all'interno dell'organismo

La radiazione R è definita dal tipo e dall'energia della radiazione sia incidente sul corpo sia emessa dai radionuclidi all'interno del corpo.



La grandezza radioprotezionistica dose equivalente in un organo o in un tessuto, H_T, è definita

$$H_T = \sum_R w_r D_{T,R}$$

dove w_R è il fattore di ponderazione per la radiazione R e la somma è estesa a tutti i tipi di radiazioni in causa. L'unità di misura della dose equivalente è il J kg^{-1} ed il suo nome speciale è il Sievert (Sv)

Tabella 2. Fattori di ponderazione per le radiazioni raccomandati

Tipo di radiazione	Fattore di ponderazione della radiazione, w_R
Fotoni	1
Elettroni[a] e muoni	1
Protoni e pioni carichi	2
Particelle alfa, frammenti di fissione, ioni pesanti	20
Neutroni	Funzione continua dell'energia del neutrone (vedi Fig. 1 e Eq. 4.3)

Tutti i valori si riferiscono alla radiazione incidente sul corpo o, per sorgenti di radiazione interne emessa dai radionuclidi incorporati.

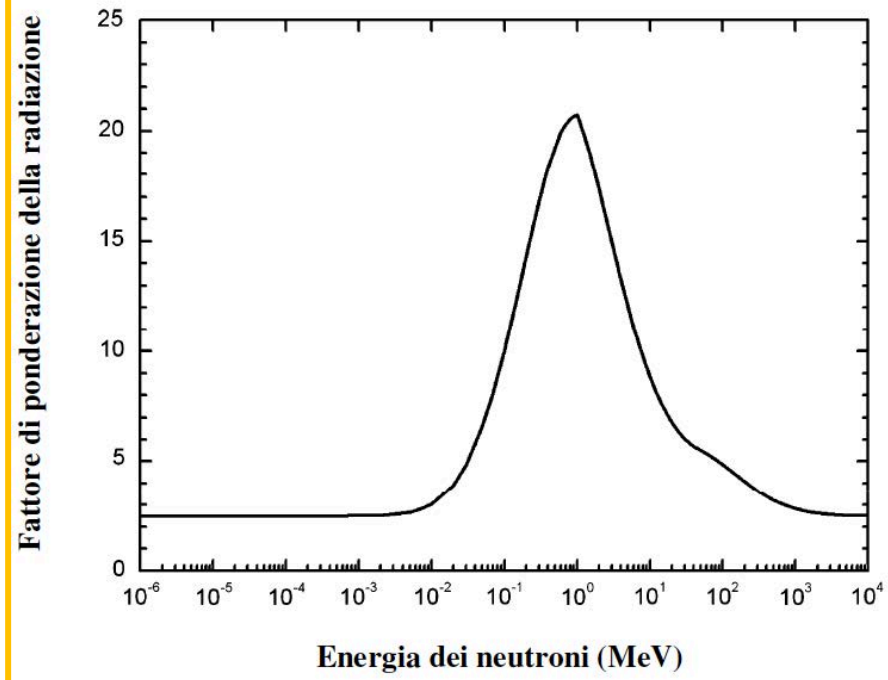


Fig 1. Fattore di ponderazione della radiazione, w_R, per i neutroni in funzione della loro energia

$$w_R = \begin{cases} 2{,}5 + 18{,}2\, e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1\,MeV \\ 5{,}0 + 17{,}0\, e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1\,MeV \le E_n \le 50\,MeV \\ 2{,}5 + 3{,}25\, e^{-[\ln(0{,}04E_n)]^2/6}, & E_n > 50\,MeV \end{cases}$$

La dose efficace, E, introdotta nella Pubblicazione 60 del 1990 è stata definita come:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_t w_T H_T$$

dove w_T è il fattore di ponderazione per il tessuto T La somma è estesa a tutti gli organi e tessuti del corpo umano considerati nella definizione di E, e per i quali in Tabella sono forniti i valori di w_T. L'unità di misura della dose efficace è il J kg^{-1} ed il suo nome speciale è il Sievert (Sv)

La stessa unità utilizzata per la dose equivalente e la dose efficace è utilizzata anche per le grandezze operative

Nota bene la dose assorbita in un tessuto definito è una *grandezza fisica*, la dose equivalente e la dose efficace comprendono i fattori di ponderazione che sono basati su risultanze di tipo radiobiologico ed epidemiologico.
In definitive la definizione ed il valore della dose efficace non sono basati soltanto su proprietà fisiche

Tabella 3. Fattori di ponderazione per i tessuti raccomandati

Tessuto	w_T	$\sum w_T$
Midollo osseo (rosso), Colon, Polmone, Stomaco Seno, Tessuti rimamenti *	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 (♀).

Per capire meglio facciamo un esempio.
Se un dato radionuclide causa un esposizione del polmone, del fegato e della superficie delle ossa, nel caso che le dosi equivalenti ai tessuti siano 200, 80 e 400 mSv, la dose efficace viene calcolata nel seguente modo:

$$E = (200 \times 0.12) + (80 \times 0.04) + (400 \times 0.01) = 31.2 \text{ mSv}$$

Questo calcolo mostra che il rischio di effetto dannoso da un particolare tipo di esposizione sara' lo stesso di quello causato da una dose di 31.2 mSv ricevuti uniformente su tutto il corpo

Nota Bene

La definizione di dose efficace è basata sulle dosi medie assorbite dagli organi o dai tessuti del corpo umano. La grandezza fornisce un valore che tiene conto di un determinato tipo di esposizione ma non delle caratteristiche di un individuo specifico.

Nel caso dell'esposizione interna, ad esempio, le dosi assorbite da un organo sono spesso determinate valutando l'incorporazione di radionuclidi ed applicando i coefficienti dosimetrici che mettono in relazione l'incorporazione con le corrispondenti dosi medie assorbite dall'organo.
Questi coefficienti sono calcolati utilizzando modelli biocinetici e fantocci di riferimento

Ne consegue che, per una data attività di un radionuclide specifico, viene stimata la dose efficace corrispondente. Quest'approssimazione nella valutazione della dose è generalmente considerata accettabile per scopi radioprotezionistici.

L'utilizzo della dose efficace consente di sommare in un unico valore le esposizioni insituazioni molto diverse (per esempio, esposizione interna ed esterna dovuta a diversi tipi di radiazione).

Di conseguenza, i *limiti primari* di esposizione possono essere espressi in termini di un'unica grandezza.

Questo facilita il sistema di *limitazione e registrazione delle dosi*.

Al fine di fornire un metodo praticabile per la valutazione della dose efficace, I coefficienti che collegano la dose assorbita alle grandezza fisiche, per esempio la fluenza di particelle o il kerma in aria nel caso dell'esposizione esterna o l'incorporazione di sostanzeradioattive nel caso dell''esposizione interna, sono calcolati in condizioni standard (per esempio, radiazioni monoenergetiche, geometrie standard d'irradiazione, particolari composti chimici marcati con radionuclidi, modelli per il trasferimento di radionuclidi nel corpo) impiegando fantocci antropomorfi con geometrie chiaramente definite.

$$E=\sum w_t \left[\frac{H_T^M + H_T^F}{2}\right]$$

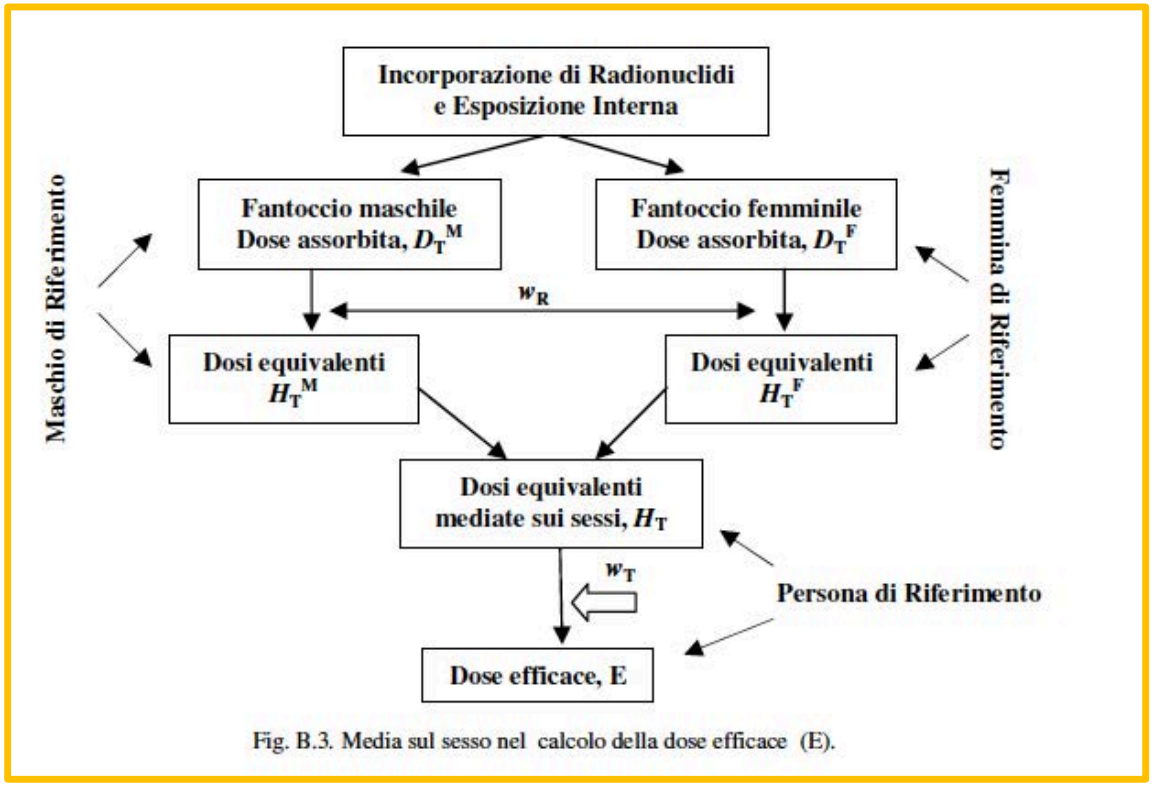


Fig. B.3. Media sul sesso nel calcolo della dose efficace (E).

Grandezze usate in radioprotezione

Grandezze fisiche

K	kerma
D	Dose assorbita
Φ	FluenzadN/da

Grandezze Limite	Dose equivalente all'organo T H_T Dose efficace E	Grandezze operative ALI	DAC
Tipo di limite Limite	Limite primario Garantisce ai singoli la limitazione degli effetti deterministici e mantiene entro livelli accettabili gli effetti stocastici	Limite secondario Garantisce il rispetto del limite primario	Limite derivato Garantisce il rispetto del limite primario e del Limite secondario

La *dose equivalente* e la *dose efficace* non sono grandezze misurabili *misurabili* !!!

Grandezze operative sono utilizzate per la valutazione della dose efficace o delle dosi equivalenti medie nei tessuti o negli organi.

Tali grandezze servono per ottenere una stima cautelativa per il valore delle grandezze radioprotezionistiche collegate all'esposizione, o ad una potenziale esposizione, di persone, nella maggior parte delle condizioni di irradiazione.

Le grandezze operative per il monitoraggio ambientale e individuale dell'esposizione esterna sono state definite dall'ICRU gia' a partire dale pubblicazioni 39 e 43

Grandezze appropriate per monitoraggio ambientale di area

Equivalente di dose ambientale, H *(d)

Equivalente di dose direzionale, H'(d, Ω)

Grandezze appropriate per monitoraggio individuale

Equivalente di dose personale, Hp(d)

Queste grandezze in linea di principio misurabili

gli strumenti di misura delle radiazioni sono calibrati nei termini di queste quantità

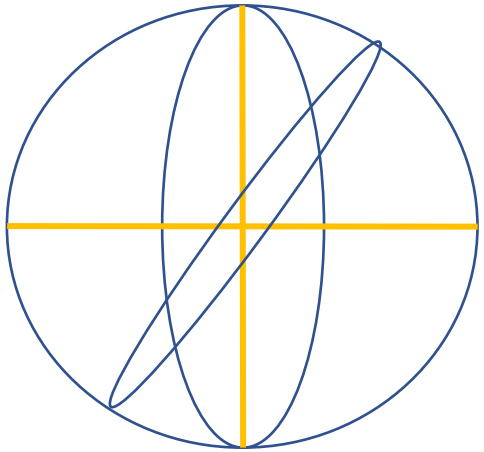
Definizioni

La sfera ICRU viene definita per la prima volta nel 1980 nella pubblicazione ICRU 33.

Composizione

72.2% O	10.1% H
11.1% C	2.6% N

Densita' 1g/cm^3



Diametro 30 cm

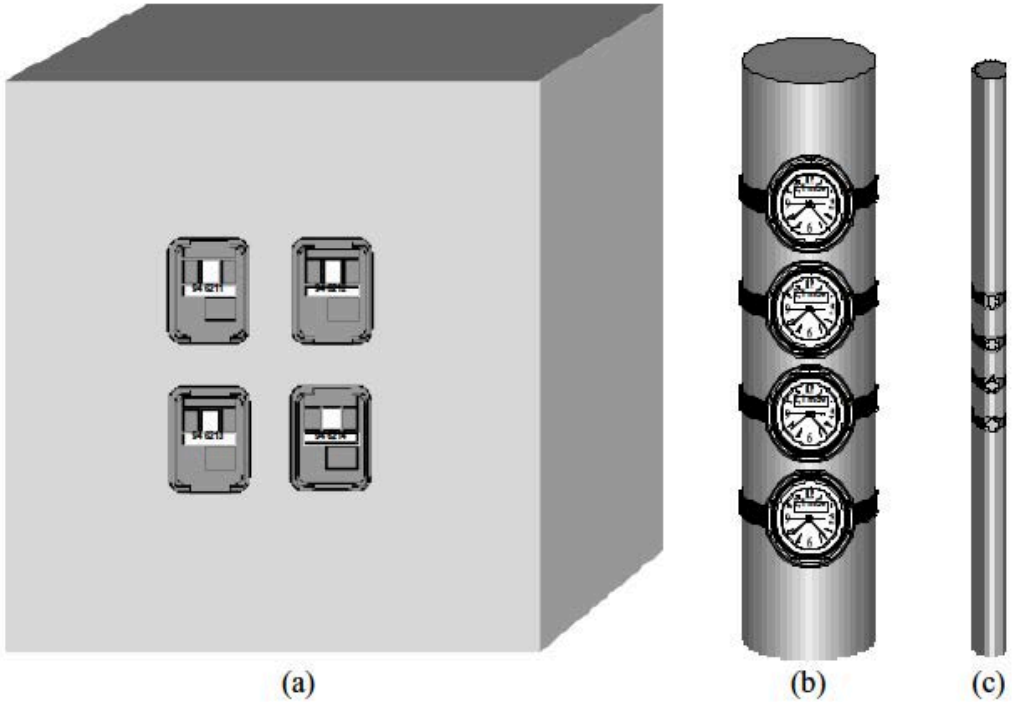
La sfera ICRU non puo' essere fabbricata e questo pone un problema nel fatto che i coefficienti di conversione calcolati non possono essere verificati sperimentalmente

Altro problema deriva dal fatto che i quattro elementi non sono adatti per fantocci per calcolare i coefficienti di conversione per neutroni di bassa energia.

In conclusione la sfera ICRU deve intendersi some un modello semplificato del corpo umano

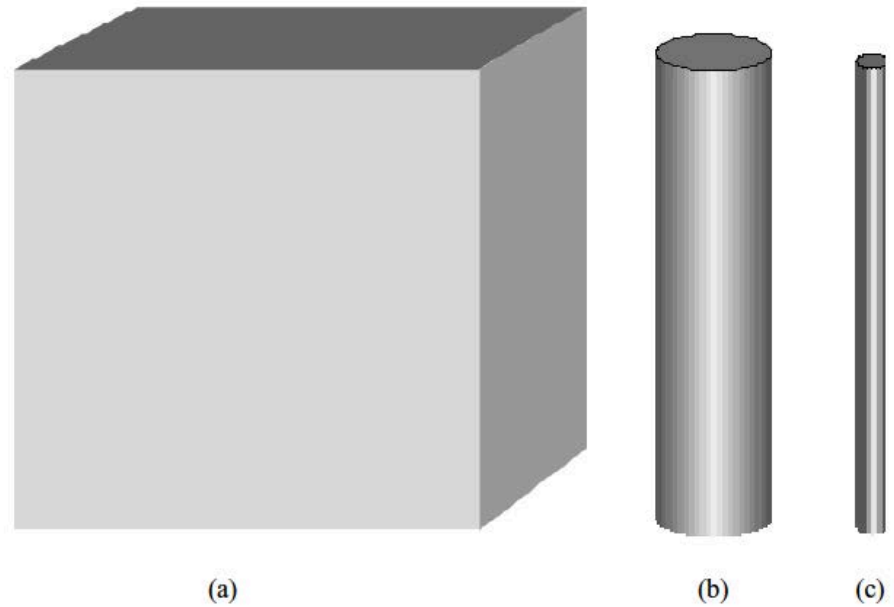
Peraltro come vedremo difficolta' nelle definizioni delle grandezze operative esistono

Per lavori pratici di calibrazione al posto della sfera ICRU si usa un fantoccio della stessa composizione ma 30cmx30cmx15cm



(a) (b) (c)

Fig. 4b: ISO-phantoms used for the calibration of individual dosemeters.
(a) water slab phantom (b) water wrist phantom (c) PMMA finger phantom



(a) (b) (c)

Fig. 4a: ICRU-tissue phantoms for the calculation of conversion coefficients for $H_p(10)$ and $H_p(0,07)$.
(a) slab phantom (b) wrist phantom (c) finger phantom

Le grandezze operative sono definite per motivi di semplicita' concettuale e pratiche per le misure in un punto e di conseguenza loro valori dipendono solo dal campo di radiazioni in quel punto.

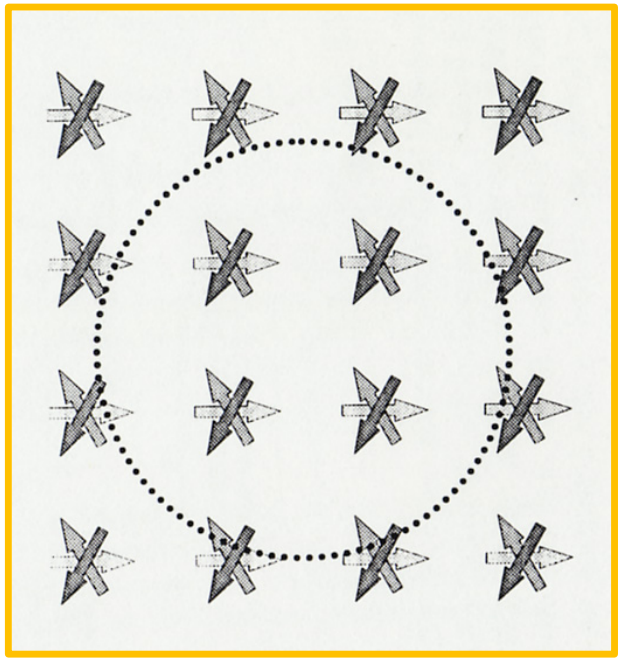
***Campo di radiazione reale*, con fluenza nel punto p.**
Detto campo consta di tre componenti nello spazio

Tuttavia esse, come vedremo, sono strettamente connesse con un fantoccio esteso, la sfera ICRU.

Per risolvere questa incongruenza l'ICRU ha utilizzato il concetto (artificiale) del campo espanso

Campo di radiazione espanso

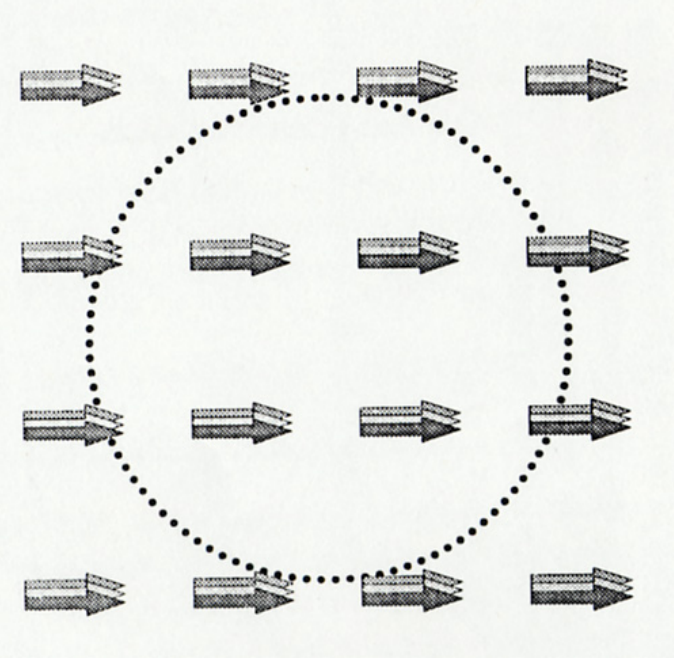
Trattasi di un ipotetico campo in cui la fluenza e la sua distribuzione energetica hanno gli stessi valori in tutto il volume di interesse di quelli del campo reale nel punto di riferimento

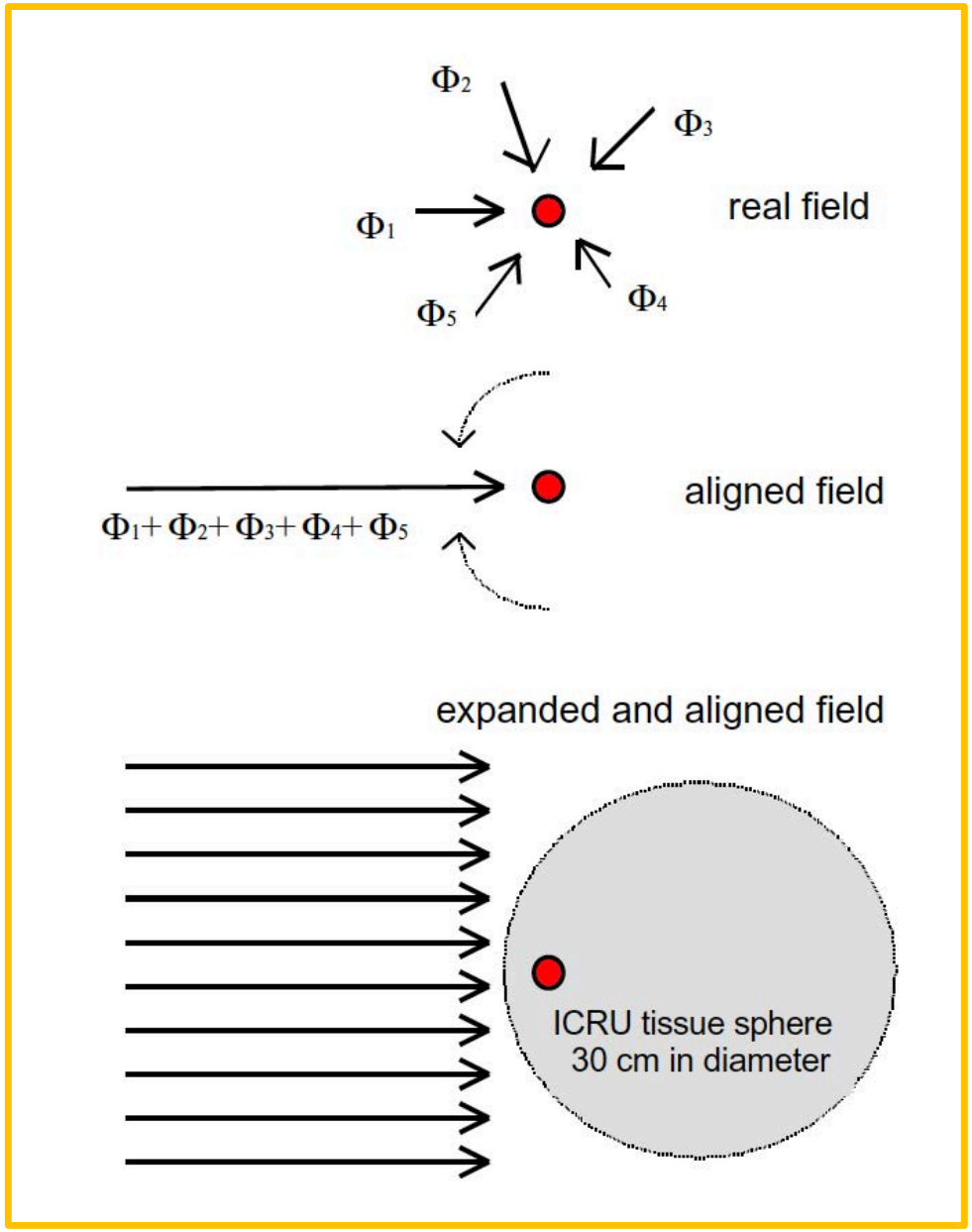


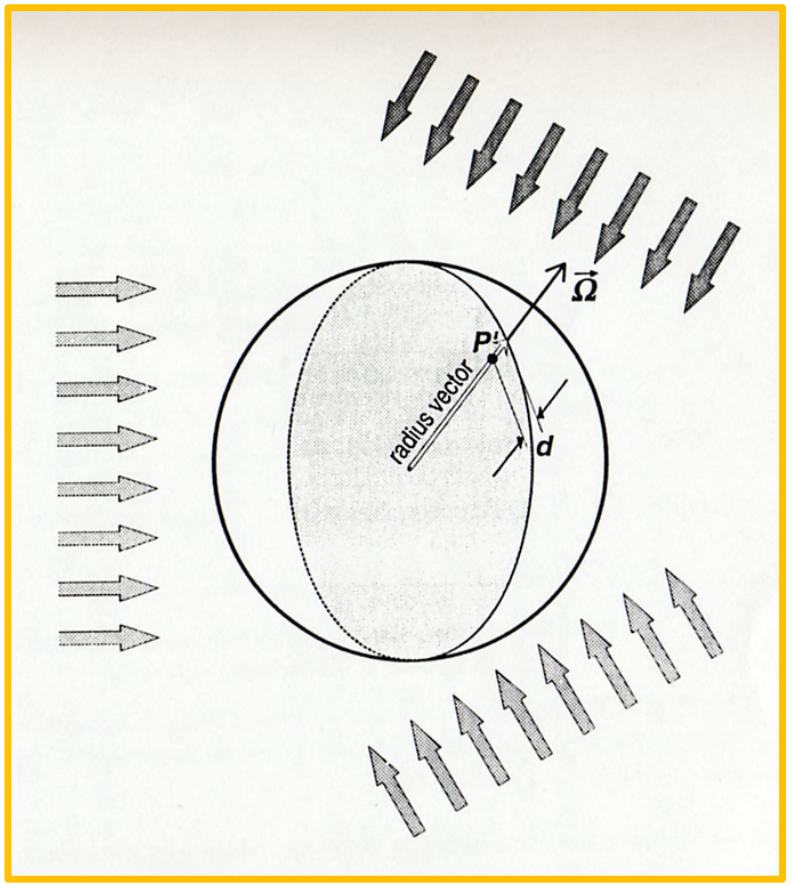
Le grandezze operative devono inoltre essere indipendenti dalla distribuzioe angolare e di conseguenza si e' fatto ricorso al nuovo artificio del campo allineato

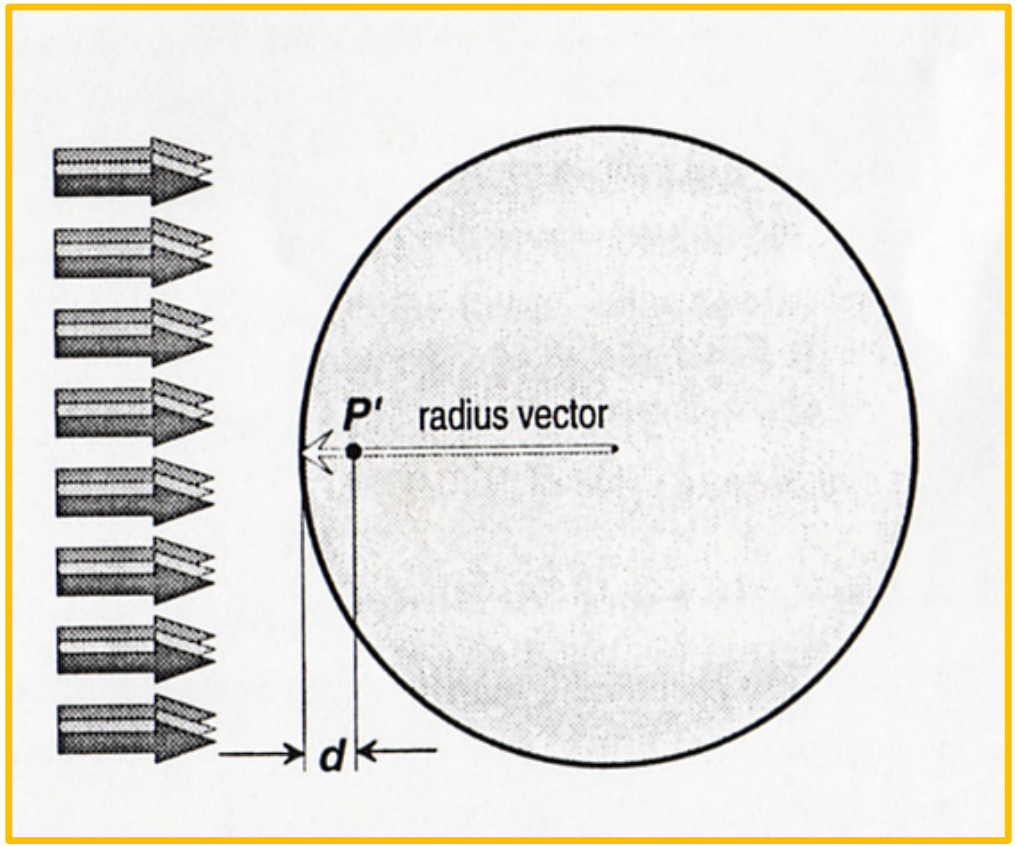
Campo di radiazione espanso ed allineato

Trattasi di un ipotetico campo in cui la fluenza e la sua distribuzione energetica hanno gli stessi valori di quelli del campo espanso, ma con fluenza unidirezionale





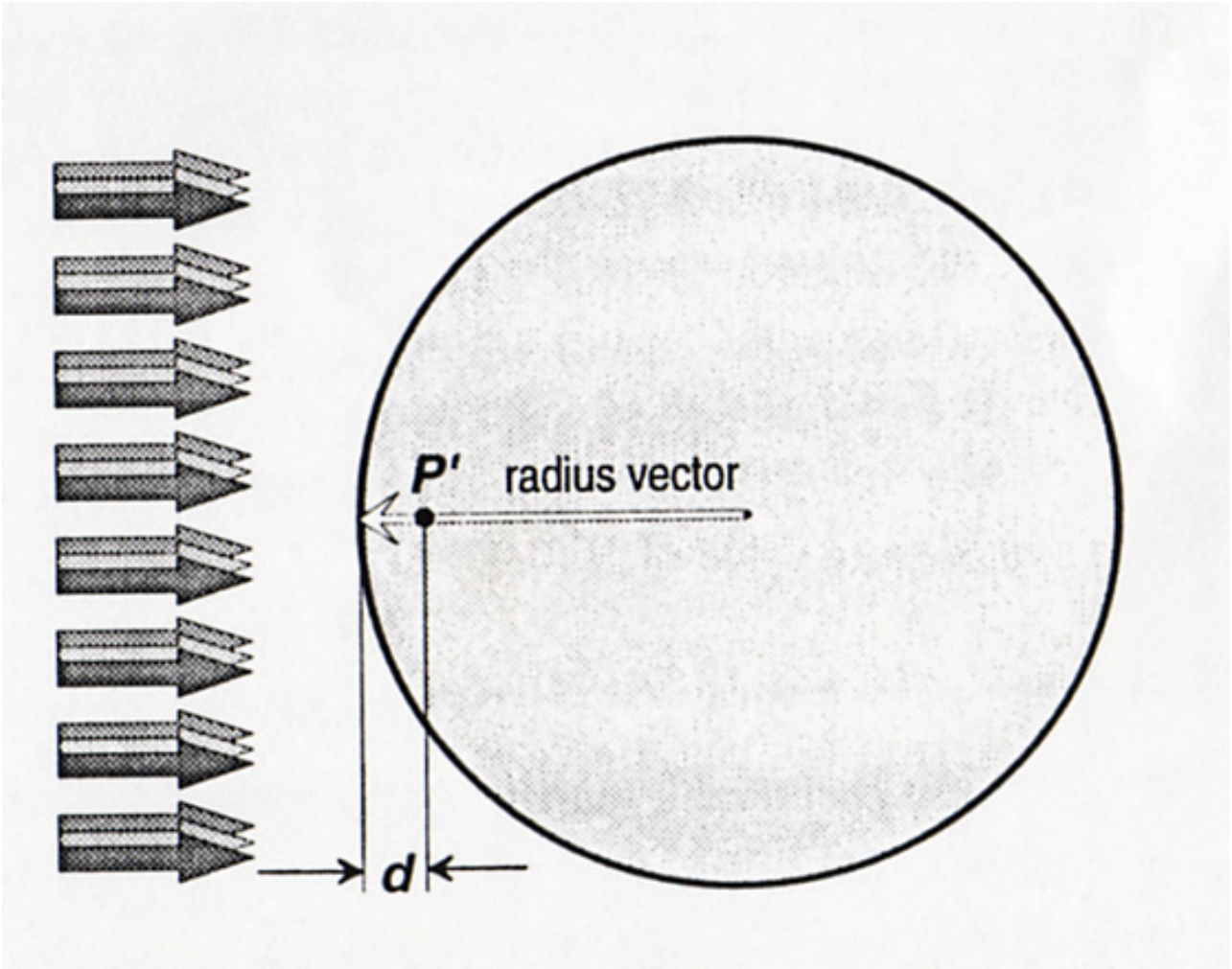




Le figure rappresentano le differenti geometrie di irradiazione della sfera ICRU, con l'indicazione del punto di riferimento nel quale si vuole determinare l'equivalente di dose.

Ricordiamo rapidamente le definizioni che ci interessano e che fra l'altro ora sono inserite anche nella legge italiana.

L’equivalente di dose ambiente, H*(d), in un punto del campo di radiazioni e’ l’equivalente di dose che sarebbe prodotto nello stesso punto di riferimento dal corrispondente campo allineato ed espanso nella sfera ICRU alla profondita’, d, sul raggio opposto alla direzione del campo allineato. I valori raccomandati per d sono 10 mm per la radiazione fortemente penetrante e 0.07 mm per quella debolmente penetrante. H*(10) rappresenta una stima conservativa di E



L’equivalente di dose direzionale, H’(d,Ω) in un punto del campo di radiazioni e’ l’equivalente di dose che sarebbe prodotto nello stesso punto di riferimento dal corrispondente campo allineato ed espanso nella sfera ICRU alla profondita’, d, su un raggio in una specificata direzione Ω.
I valori raccomandati per d sono 10 mm per la radiazione fortemente penetrante e 0.07 mm per quella debolmente penetrante.

L’equivalente di dose personale, $H_p(d)$, e’ l’equivalente di dose in tessuto soffice ad una profondita’ appropriata d al di sotto di uno specificato punto del corpo.

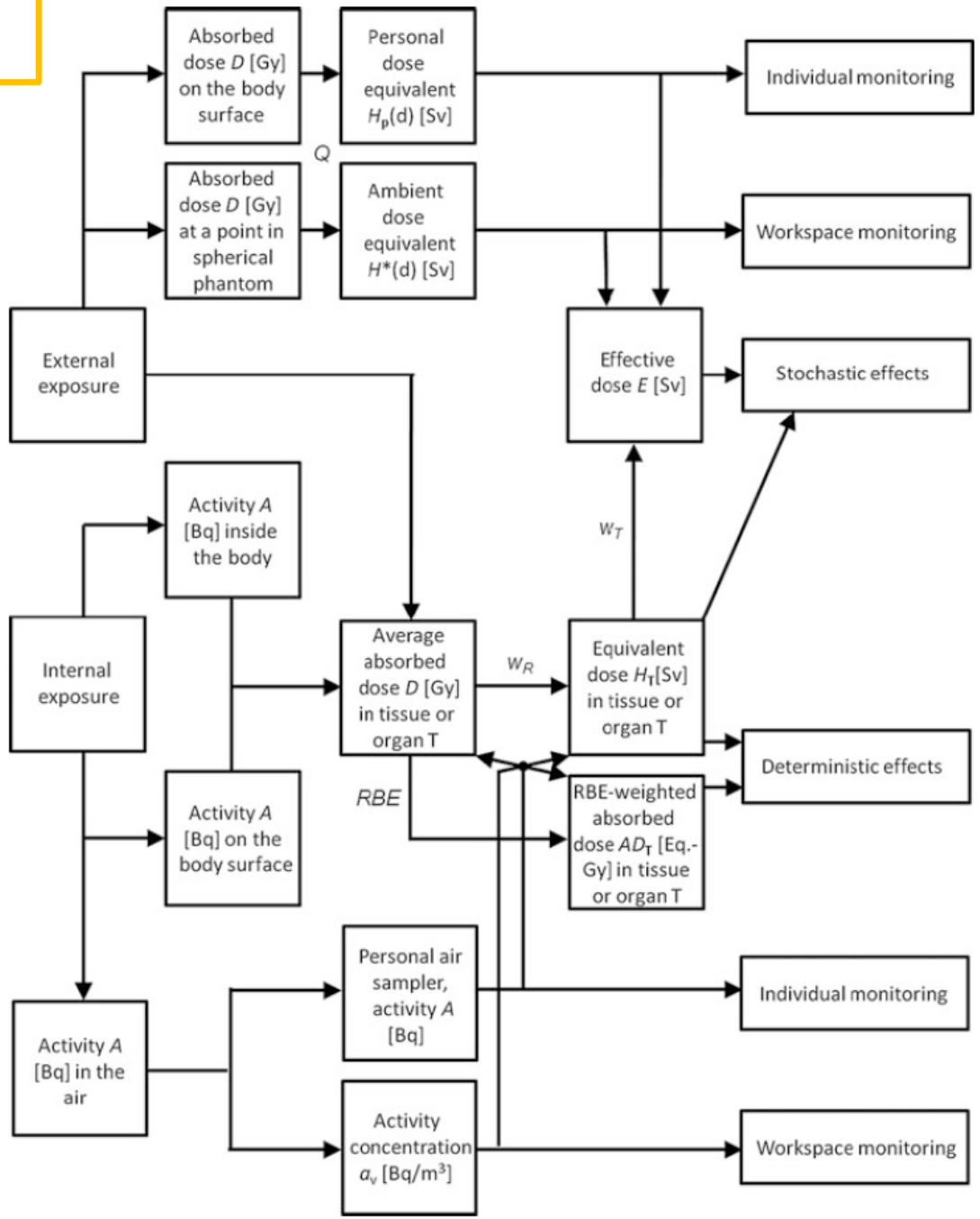
L’equivalente di dose personale e’ definito nel corpo umano. A causa della diffusione e dell’interazione della radiazione con il corpo (che dipendono fortemente dalla composizione e dalla geometria) $H_p(d)$, puo’ variare con gli individui e fra le posizioni di riferimento. Ne consegue che l’equivalente di dose personale e’ una grandezza a piu’ valori. I singoli valori possono essere calcolati solo se indicata la parte del corpo in osservazione. Cosicche’ sono stati sviluppati fantocci antropomorfi sulla base dei quali poter effettuare calcoli.
Solo per il tronco umano si puo’ fare riferimento a fantocci quali la sfera ICRU ovvero a slab.

Per la valutazione di dose efficace, è scelto Hp(10) con una profondità d = 10 mm, e per la valutazione della dose alla pelle e alle mani e ai piedi è usato l’equivalente di dose personale, Hp(0,07), con una profondità d = 0,07 mm. Una profondità d = 3 mm è stata proposta per monitoraggio della dose al cristallino.

Schema generale di relazioni fra le grandezze fisiche, le protezionistiche e le operative

Relationships between the ICRU operational quantities and the radiometric or dosimetric quantities for both area and individual monitoring

Radiation and monitoring type	ICRU operational quantities of interest	Conversion coefficients	Comments
Photons (area)	$H^*(10)$; $H'(0,07)$ $H'(10,\alpha)$; $H'(0.07,\alpha)$	$H^*(10)$ / K; $H'(0.07)$ / K $H'(10,\alpha)$ / $H^*(10)$ $H'(0.07,\alpha)$ / $H'(0.07, 0)$ (ICRU, 1992a)	----
Photons (individual)	Standard phantoms representing the body: "ICRU sphere" $H_p(10) \approx H'(10) \equiv H^*(10)$ $H_p(0.07) \approx H'(0.07)$ $H_p(10,\alpha) \approx H'(10,\alpha)$ $H_p(0.07,\alpha) \approx H'(0.07,\alpha)$ "Other phantoms of ICRU tissue" $H_p(10)$, $H_p(0.07)$, $H_p(10,\alpha)$, $H_p(0.07,\alpha)$ } quantities in a tissue phantom representing the body	$H^*(10)$ / K; $H'(0.07)$ / K $H'(10, \alpha)$ / $H^*(10)$ $H'(0.07, \alpha)$ $H'(0.07, 0)$ (ICRU, 1992a) $H_p(10)$ / K $H_p(0.07)$ / K $H_p(10, \alpha)$ / $H_p(10, 0)$ $H_p(0.07, \alpha)$ / $H_p(0.07, 0)$ (ICRU, 1992a) (Grosswendt, 1991, 1992)	The practical phantom most commonly used is the 30x30x15 cm slab of PMMA. $H_p(d)$ is the dose equivalent at depth d in a phantom made of ICRU tissue with the same size and shape as the calibration phantom. The recommended calibration phantom by ICRU is a 30x 30x15 cm slab of PMMA.
Neutrons (area)	$H^*(10)$ $H'(10, \alpha)$	$H^*(10)$ / Φ $H'(10, \alpha)$ / $H^*(10)$ (Wagner et al., 1985)	------
Neutrons (individual)	"ICRU sphere" $H_p(10) \approx H'(10) \equiv H^*(10)$ $H_p(10, \alpha) \approx H'(10, \alpha)$	$H^*(10)$ / Φ $H'(10, \alpha)$ / $H^*(10)$	The recommended calibration phantom by ICRU is a 30x30x15 cm slab of PMMA.
Beta rays (area) E < 2.5 MeV	$H'(0.07)$ $H'(0.07, \alpha)$	Conversion coefficients are not used for calibration of beta instrumentation. Many beta area monitors are calibrated to read in terms of absorbed dose under 7 mg/cm² of tissue substitute. This is equivalent to $H'(0.07)$ with a quality factor of unity.	The absorbed dose rate in calibration beams is determined either by using secondary standard sources under standard geometrical conditions, or it is measured with an extrapolation chamber with a 7 mg/cm² thick front window. The response of this chamber with respect to $H'(0.07,\alpha)$ is very close to isodirectional.
Beta rays (individual) E < 2.5 MeV	$H_p(0.07) \approx H'(0.07)$ $H_p(0.07, \alpha) \approx H'(0.07, \alpha)$	The individual dosimeters are calibrated in terms of absorbed dose under 7 mg/cm² of tissue substitute. Backscattering from the ICRU sphere is not significantly different from backscattering from a sufficiently thick plane slab.	The practical phantom most commonly used is the 30x30x15 cm slab of PMMA.



Le grandezze operative usate sono state introdotte per facilitare misure che diano una adeguata approssimazione delle grandezze protezionistiche per l'irraggiamento esterno e nel contempo di evitare sottostime od eccessive sovrastime della grandezza stessa.

Le figure di seguito indicate illustrano la qualita' delle grandezze operative quali indicatori delle grandezze protezionistiche.

Prima di entrare nel merito e' necessario spendere qualche parola in riferimento ai coefficienti di conversione fra grandezze operative e grandezze fisiche.

Fotoni monoenergetici

La maggior parte dei calcoli di equivalente di dose ambiente e direzionale viene effettuata a partire dalla fluenza di fotoni.

Il rapporto fra il kerma in aria e la fluenza di fotoni K_a/Φ, e' ottenuta a partire dai valori dei coefficienti di trasferimento di energia, μ_{tr}/ρ, calcolati a partire dalle sezioni d'urto per le varie interazioni dei fotoni.

Per fotoni monoenergetici di energia E_γ vale $K_a/\Phi = 160.22\ \mu_{tr}/\rho\ E_\gamma$ espresso in pGy cm^2

TABLE A.2 - *Conversion coefficients for monoenergetic photons, relating ambient dose equivalent, $H^*(10)$, fluence, ϕ, air kerma, K_a, and exposure, X, and relating directional dose equivalent, $H'(0.07)$, to fluence and air kerma. Values of $H^*(10)/K_a$ and $H'(0.07)/K_a$ are derived from the empirical functions of Wagner et al. (1985) (with the exception of values of $H^*(10)/K_a$ at energies less than 20 keV) and the other quantities are calculated from these and the values of Table A.1.*

Photon Energy keV	$H^*(10)/\phi$ pSv cm^2	$H^*(10)/K_a$ Sv Gy^{-1}	$H^*(10)/X$ cSv R^{-1}	$H'(0.07)/\phi$ pSv cm^2	$H'(0.07)/K_a$ Sv Gy^{-1}
10	0.077	0.0103	0.0091	7.1	0.95
15	0.85	0.271	0.237	3.10	0.99
20	1.00	0.60	0.521	1.76	1.05
30	0.79	1.10	0.96	0.88	1.22
40	0.63	1.47	1.29	0.60	1.41
50	0.54	1.67	1.46	0.50	1.53
60	0.50	1.74	1.52		
80	0.53	1.72	1.51		
100	0.61	1.65	1.44		
150	0.89	1.49	1.31		
200	1.20	1.40	1.22		
300	1.80	1.31	1.14		
400	2.38	1.26	1.10		
500	2.93	1.23	1.08		
600	3.44	1.21	1.06		
800	4.38	1.19	1.04		
1000	5.2	1.17	1.03		
1500	7.0	1.15	1.01		
2000	8.6	1.14	1.00		
3000	11.2	1.13	0.99		
4000	13.6	1.12	——[a]		
5000	15.7	1.11			
6000	17.9	1.11			
8000	22.3	1.11			
10000	26.4	1.10			

[a] Exposure is not accurately determined at energies above 3 MeV since there is significant departure from electronic equilibrium.

Coefficienti di conversion $H^*(10)/K_a$ per raggi X filtrati in accordo con i fasci ISO

TABLE A.3 - *Conversion coefficients relating ambient and directional dose equivalents, $H^*(10)$ and $H'(0.07)$, to air kerma, K_a, and exposure, X, for filtered x radiation specified by ISO 4037 and its amendments (ISO, 1979), and by Grosswendt et al. (1988) for the fourth series.*

Series	Tube Voltage kV	Additional Filtration[a] mm			Mean Energy keV	Conversion Factor $H^*(10)/K_a$ Sv Gy^{-1}	$H^*(10)/X$ cSv R^{-1}	$H'(0.07)/K_a$ Sv Gy^{-1}	$H'(0.07)/X$ cSv R^{-1}
		Cu	Sn	Pb					
	60	0.3			45	1.52	1.33	1.47	1.29
	80	0.5			58	1.67	1.46	1.57	1.38
Wide	110	2.0			79	1.71	1.50	1.60	1.40
Spectrum	150		1.0		104	1.62	1.42	1.54	1.35
	200		2.0		134	1.52	1.33	1.46	1.28
	250		4.0		169	1.45	1.27	1.40	1.23
	300		6.5		202	1.40	1.23	1.36	1.19
	40	0.21			33	1.17	1.02	1.26	1.10
	60	0.6			48	1.58	1.38	1.48	1.30
	80	2.0			65	1.73	1.52	1.60	1.40
Narrow	100	5.0			83	1.71	1.50	1.60	1.40
Spectrum	120	5.0	1.0		100	1.64	1.44	1.55	1.36
	150		2.5		118	1.58	1.38	1.49	1.31
	200	2.0	3.0	1.0	161	1.45	1.27	1.39	1.22
	250		2.0	3.0	205	1.39	1.22	1.34	1.17
	300		3.0	5.0	248	1.35	1.18	1.32	1.16

TABLE A.4 - *Conversion coefficients relating $H_p(10)$ for a slab phantom of ICRU tissue, 30 cm x 30 cm x 15 cm, and air kerma, K_a. The 15-cm dimension is in the direction of the radiation (Grosswendt, 1991). (Data for non-normal photon incidence are given in Figure A.5.)*

Photon Energy keV	$H_p(10)/K_a$ Sv Gy^{-1}	Photon Energy keV	$H_p(10)/K_a$ Sv Gy^{-1}
10	0.0097	150	1.600
15	0.268	200	1.489
20	0.613	300	1.370
25	0.879	400	1.301
30	1.105	500	1.256
40	1.495	600	1.230
50	1.769	800	1.191
60	1.890	1000	1.175
80	1.891	1500	1.140
100	1.812		

Coefficienti di conversion H_p/K_a per fotoni e per slab 30cmx30cmx15cm

Vengono riportate di seguito gli andamenti dei coefficienti di conversione fra dose efficace e kerma in aria, fra dose efficace e grandezze operative in funzione dell'energia

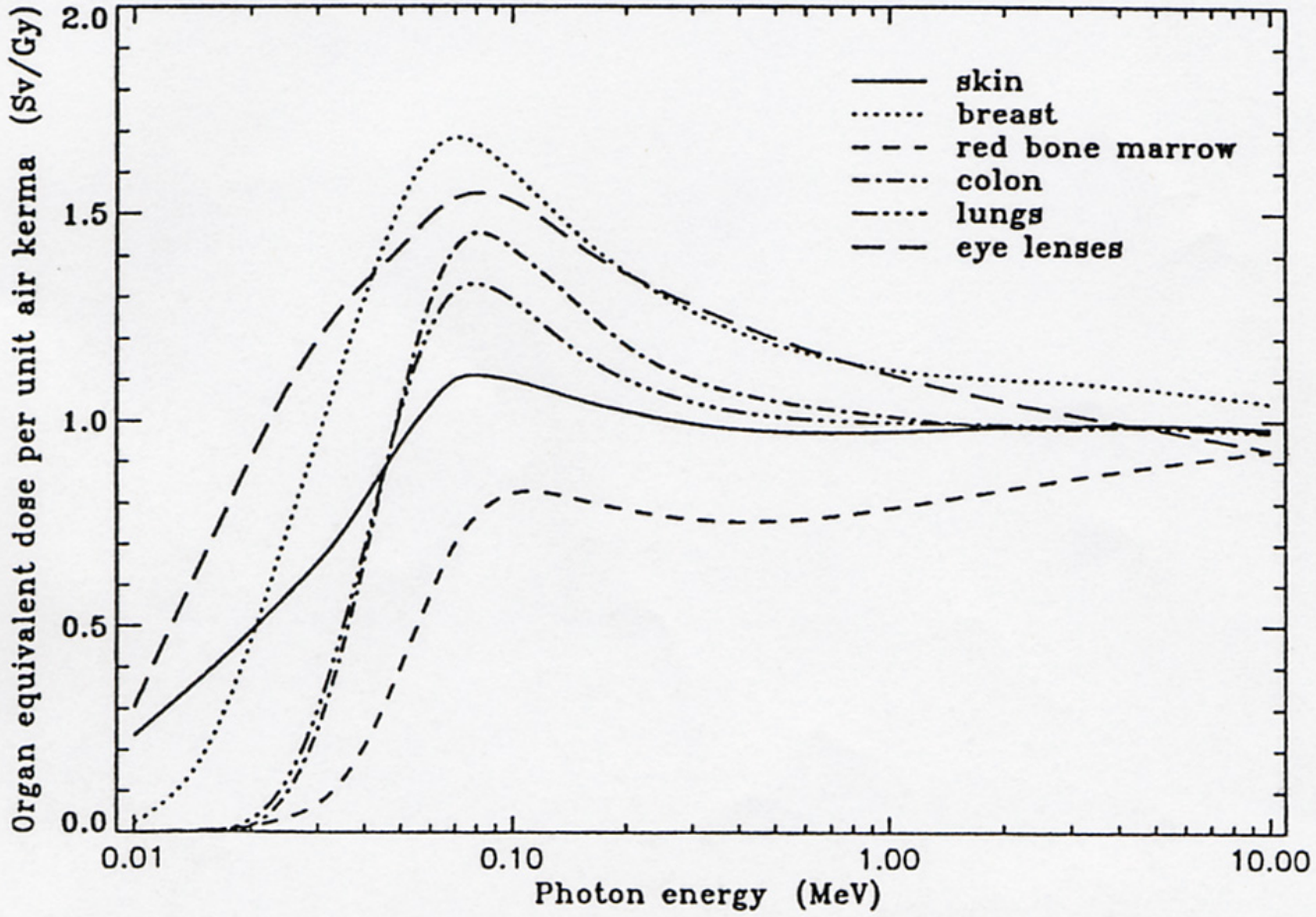


Fig. 7. Organ equivalent doses for selected organs in AP irradiation geometry as a function of photon energy.

La dipendenza energetica del coefficiente di conversione dose efficace kerma in aria dipende da vari parametri, principalmente le sezioni d'urto di interazione dei fotoni con il tessuto, la distribuzione degli organi all'interno del corpo, i fattori di peso per i singoli organi e la geometria di irraggiamento.

Fra 80 e 100 keV lo scattering e' elevato.

La curva mostra un picco nelle geometrie AP e PA che e' piu' evidente per organi superficiali. Sopra 100 keV la risposta e' praticamente indipendente dall'energia

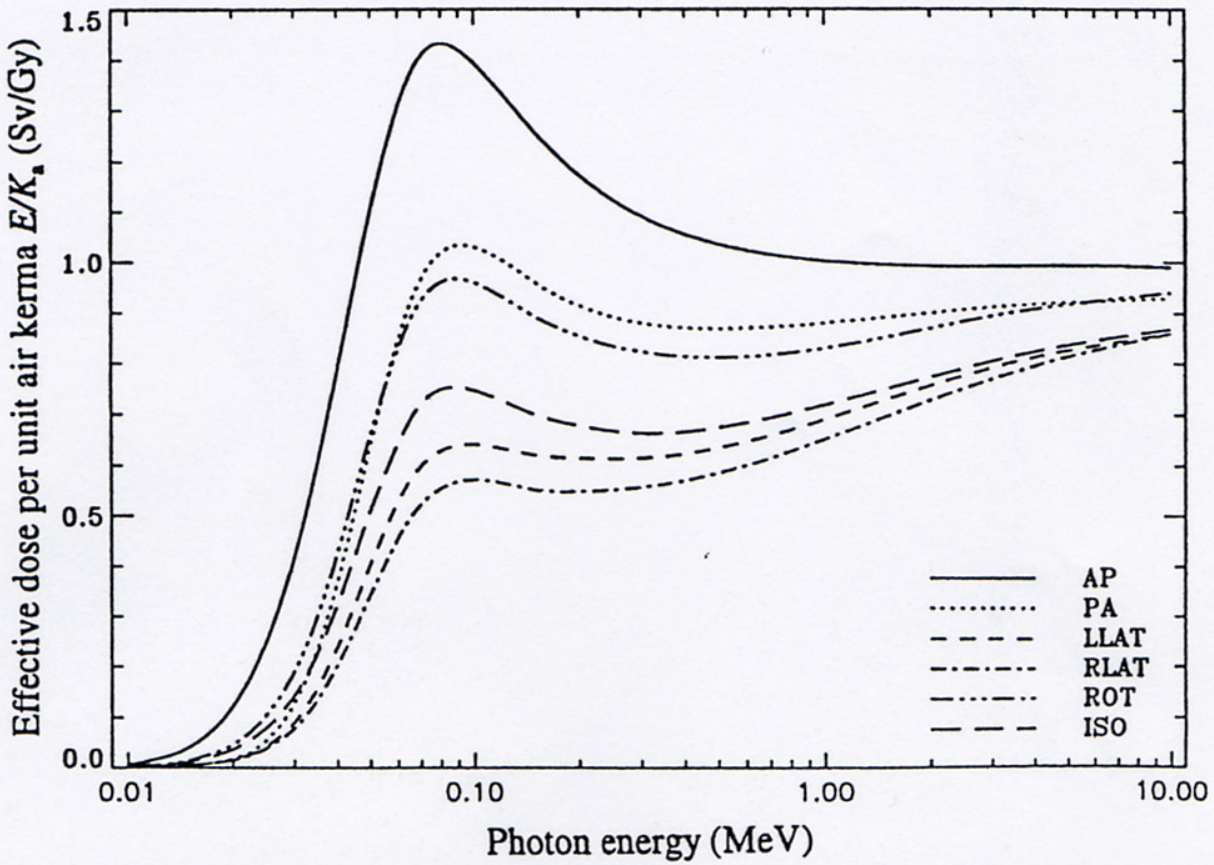


Fig. 8. Reference conversion coefficients for effective dose for photons in various irradiation geometries on an adult anthropomorphic computational model. Numerical data are given in Table A.17.

I coefficienti di conversione dose efficace kerma in aria dipendono fortemente dalla direzione dei fotoni incidenti.

L'evidente asimmetria fra l'irraggiamento di fronte e quello di dietro dipende dal fatto che gli organi che contano ai fini del calcolo della dose efficace sono principalmente situati verso la partefrontale del corpo.

Cosi' esiste una asimmetria Dx Sx che diperde dal fatto che alcuni organi non sono simmetrici.

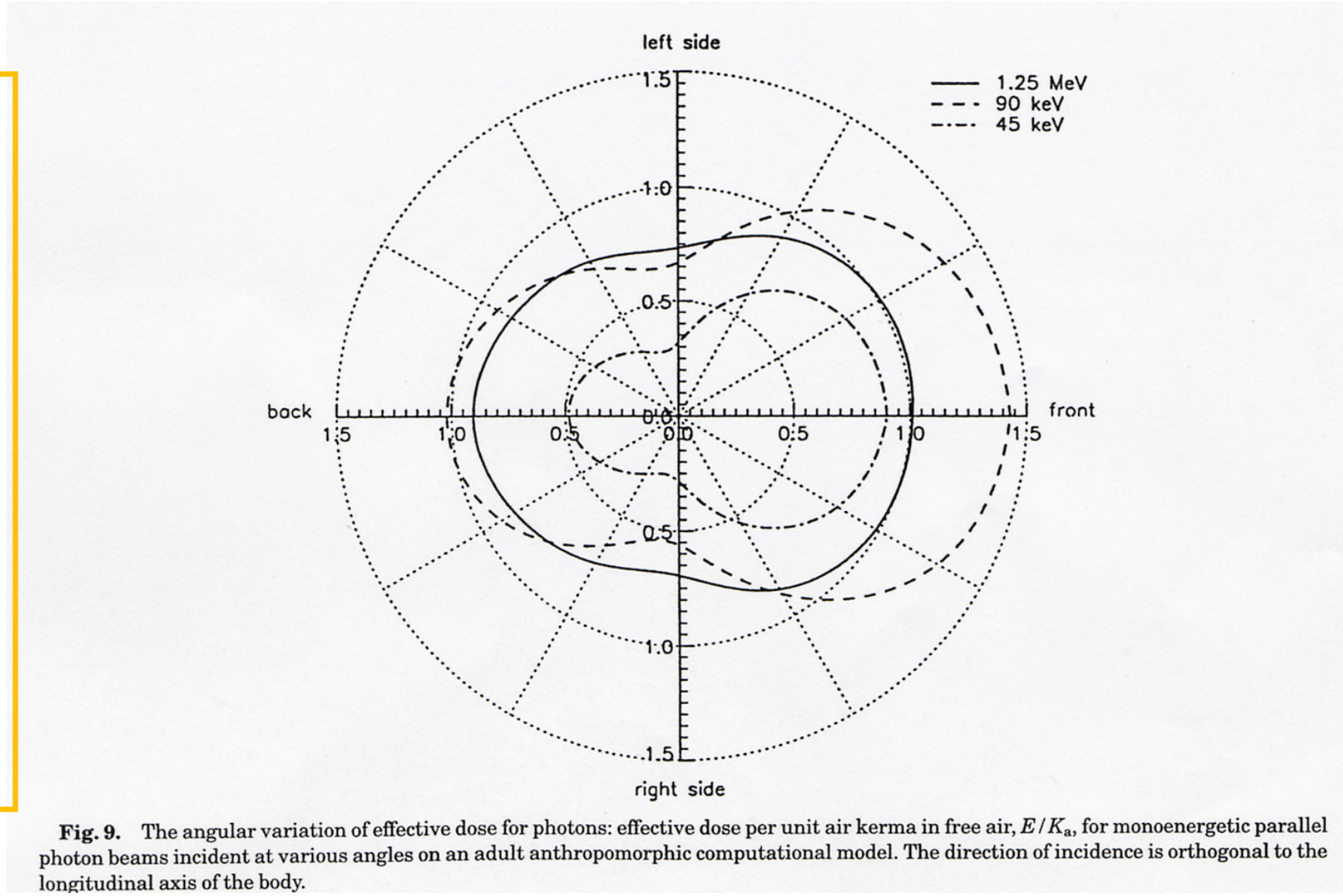


Fig. 9. The angular variation of effective dose for photons: effective dose per unit air kerma in free air, E/K_a, for monoenergetic parallel photon beams incident at various angles on an adult anthropomorphic computational model. The direction of incidence is orthogonal to the longitudinal axis of the body.

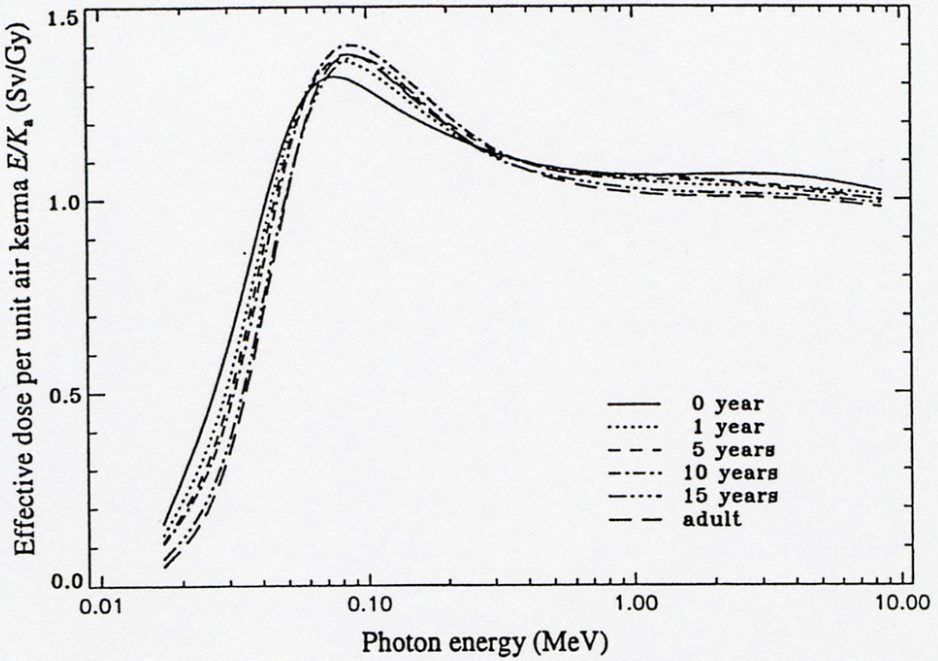


Fig. 11. Effective dose per unit air kerma free-in-air, E/K_a, for incident photons in AP irradiation geometry on anthropomorphic computational models of various ages.

Fotoni
geometria di irraggiamento AP

Fotoni
geometria di irraggiamento isotropica

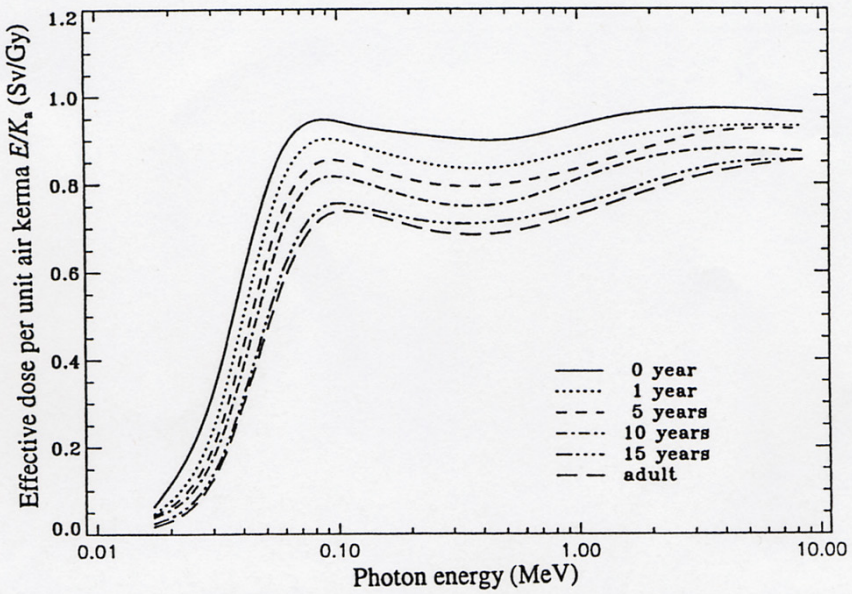


Fig. 12. Effective dose per unit air kerma free-in-air, E/K_a, for incident photons in isotropic (ISO) irradiation geometry on anthropomorphic computational models of various ages.

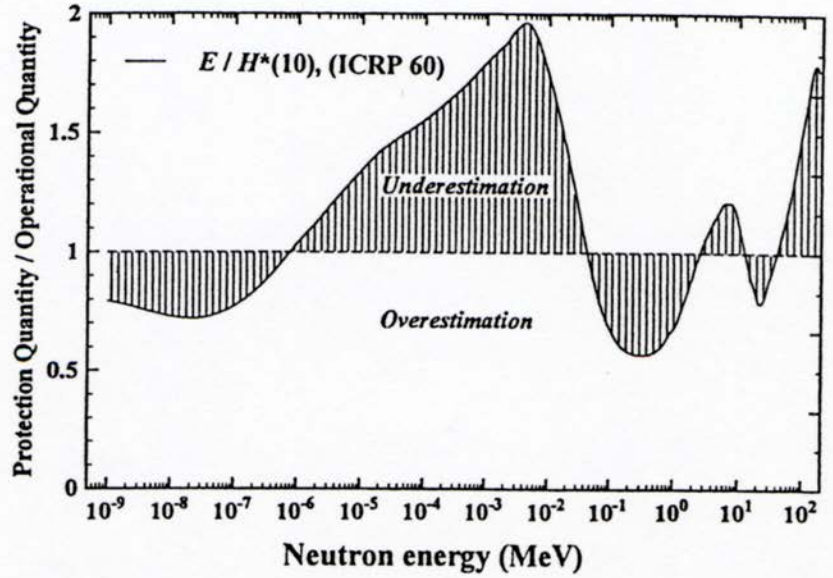


Fig. 53. The performance of ambient dose equivalent $H^*(10)$ as indicator of effective dose for neutrons in AP irradiation geometry.

Neutroni
Verifica della performance di H*(10) e $H_{p,slab}$ (10,0º)

Neutroni
Geometria di irraggiamento AP
Verifica della performance di H*(10) come Indicatore della dose efficace E

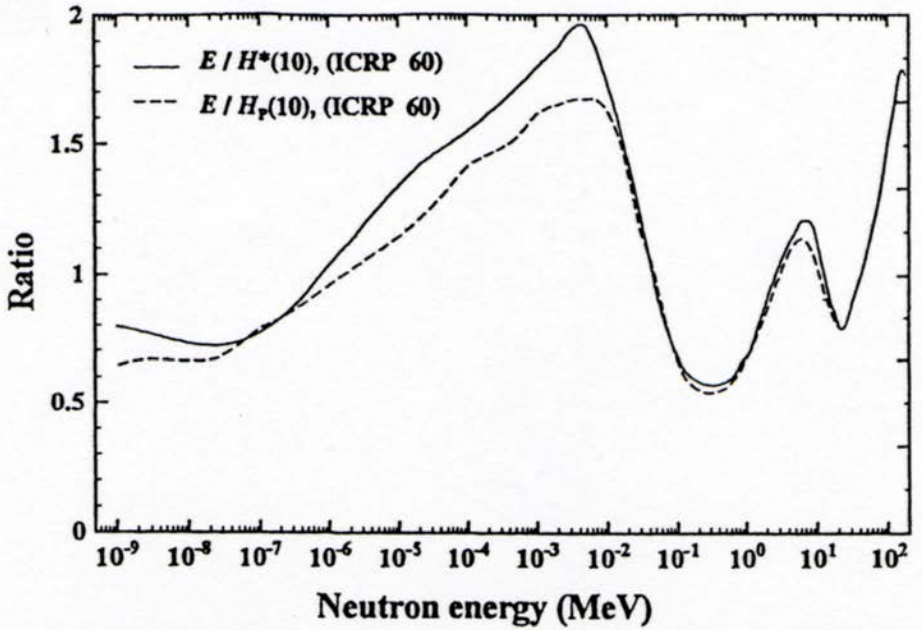


Fig. 52. The ratios of effective dose, E, to $H^*(10)$ and $H_{p,slab}(10,0°)$ as a function of neutron energy.

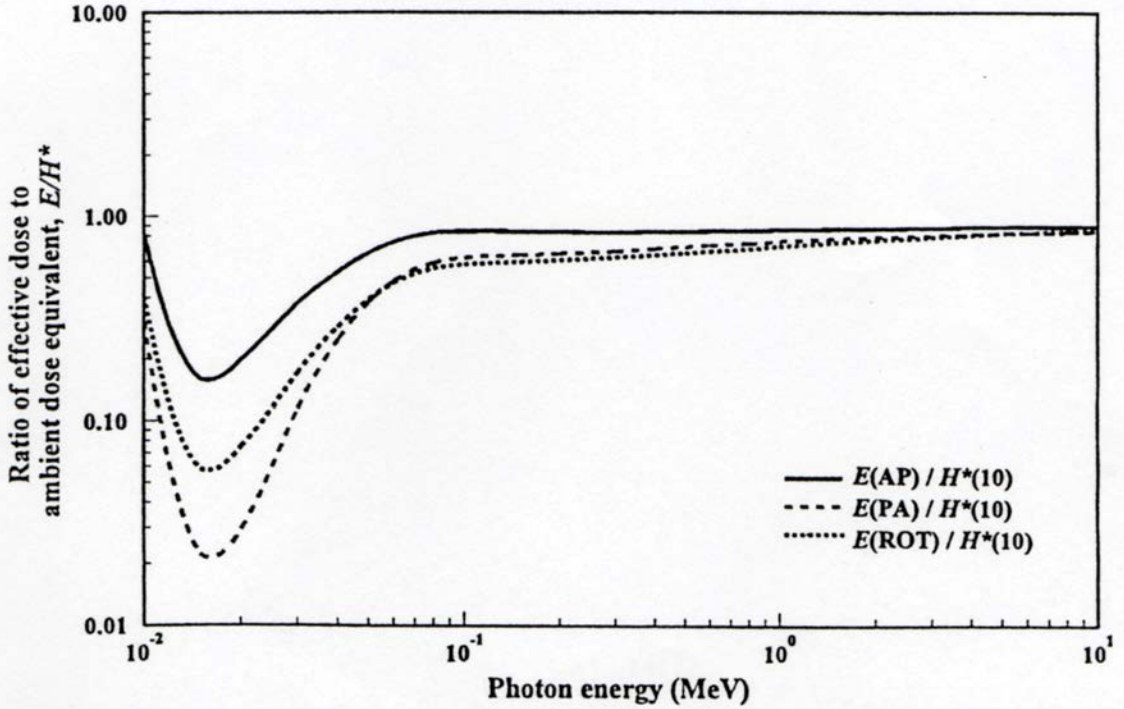


Fig. 55. The ratio of $E/H^*(10)$ for various irradiation geometries as a function of photon energy.

Coefficienti di conversione per H*(10) e E in varie geometrie di irraggiamento vs l'energia dei fotoni

Fotoni

Verifica della performance di H*(10) come indicatore della dose efficace E

geometria di irraggiamento AP, PA, ROT

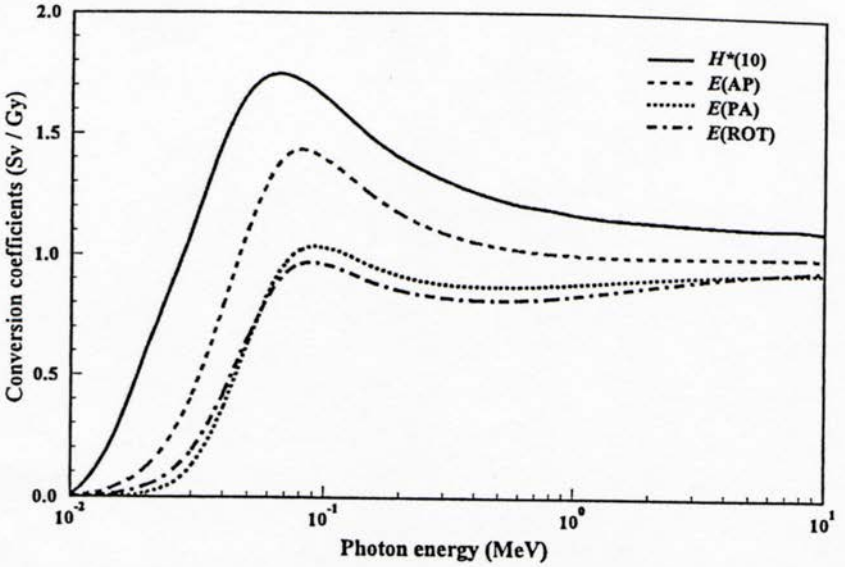


Fig. 54. Conversion coefficients for ambient dose equivalent and effective dose in various irradiation geometries as a function of photon energy.

Vale la pena ricordare che la normativa nazionale ed internazionale prevede l'uso della dose efficace quale grandezza per la valutazione del rischio e delle grandezze operative quali indicatori del rischio.
Tutta la strumentazione di radioprotezione deve fornire una risposta in termini di H*(10), H'(0.07) e Hp(10).

La strumentazione e' in genere studiata per rispondere bene alle grandezze fisiche.
I coefficienti di conversione permettono il passaggio da una grandezza all'altra.

Monitoraggio di area

Numerosi strumenti, attualmente correntemente usati hanno una risposta piu' accurata all'equivalente di dose ambiente che al kerma in aria.

Altro metodo e' quello di calibrare direttamente lo strumento in termini di grandezza operativa.

Valutazione delle esposizioni alle radiazioni

Esposizione esterna

La valutazione delle dosi da esposizione a radiazione da sorgenti esterne è normalmente effettuata o attraverso il monitoraggio personale usando dosimetri personali indossati sul corpo o,
per esempio nei casi di valutazioni di esposizioni in prospettiva, misurando o stimando H *(10) e applicando appropriati coefficienti di conversione.

Le grandezze operative per il monitoraggio individuale sono Hp(10) e Hp(0,07)

Esposizione interna

Il sistema di valutazione di dose per l'incorporazione di radionuclidi si basa sul calcolo della quantità di radionuclide introdotta nel corpo, che può essere considerata come una grandezz operativa per la valutazione di dose da esposizione interna.

L'incorporazione può essere stimata o da misure dirette (per esempio, monitoraggio diretto del corpo intero o di specifici organi o tessuti) o indirette (per esempio urine o feci), o da misure su campioni ambientali, e richiede l'uso di modelli biocinetici.

I radionuclidi introdotti nel corpo umano irraggiano i tessuti per periodi di tempo determinati dalla loro emivita fisica e dalla loro ritenzione biologica all'interno del corpo. In questo modo essi possono rilasciare dosi ai tessuti del corpo per molti mesi o anni dopo il momento dell'assunzione.

La necessità di regolamentare le esposizioni a radionuclidi e l'accumulo di dose di radiazione su periodi di tempo estesi ha portato alla definizione delle grandezze di dose impegnata.
La dose impegnata dovuta ad un radionuclide introdotto all'interno del corpo è la dose totale che cisi aspetta essere impartita nell'arco di un dato periodo di tempo. La dose equivalente impegnata ,$H_T(\tau)$, in un tessuto o organo T è definita da:

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}(t)dt$$

dove τ è il tempo di integrazione che segue l'istante di assunzione t_0 .

La grandezza dose efficace impegnata E (τ)

$$E(\tau) = \sum_T w_T \, H_T(\tau)$$

Per assicurare il rispetto dei limiti di dose, l'ICRP che la dose impegnata sia assegnata all'anno nel quale è avvenuta l'incorporazione di radionuclidi nel corpo.

Per i lavoratori, la dose impegnata è normalmente valutata su un periodo di 50 anni seguente l'incorporazione di radionuclidi

Le dosi ottenute dalla valutazione delle esposizioni in ambiente di lavoro a radiazione esterna e dalle incorporazioni di radionuclidi sono combinate per l'assegnazione del valore della dose efficace totale, E, al fine di verificare la conformità con i limiti e i vincoli di dose.

$$E=H_p(10)+E(50)$$

$$E(50)=\sum_J e_{J,inh}(50)I_{J,inh}+\sum_J e_{J,ing}(50)I_{J,ing}$$

$e_{J,inh}$ Coefficiente di dose effice impegnata dovuta all'inalazione

$I_{J,inh}$ Attivita' inalata

$e_{J,ing}$ Coefficiente di dose effice impegnata dovuta all'ingestione

$I_{J,ing}$ Attivita' ingerita

Nella valutazione delle dosi efficaci impegnate per i lavoratori, a partire dai dati operativi relativi ad una incorporazione effettiva di uno specifico radionuclide (o radionuclidi) o ad una concentrazione di radionuclide (o radionuclidi) presente nell'aria in un luogo di lavoro, è spesso utile riferire questi dati al *Limite Annuale di Introduzione (ALI)* e alla *Concentrazione Derivata in Aria (DAC*).

L'*ALI* è stato definito nella Pubblicazione 60 come l'introduzione di attività (Bq) di un radionuclide che condurrebbe ad una dose efficace corrispondente al limite annuale $E_{lim\ anno}$ nell'ipotesi che il lavoratore sia esposto soltanto a questo radionuclide. L'ALI per il radionuclide j è dato da

$$ALI_J = \frac{E_{\lim\ anno}}{e(50)}$$

dove e(50) è il corrispondente coefficiente di dose efficace impegnata di riferimento in ($Sv\ Bq^{-1}$)

l'ALI dovrebbe essere basato sul limite di dose di 20 mSv in un anno, senza effettuare la media temporale

Ma attenzione! Per il rispetto dei limiti di dose, devono essere considerate sia la dose totale da radiazione esterna sia quella da introduzione di radionuclidi.

$$E = H_p(10) + E(50)$$

Il concetto di ALI può essere utile in diverse situazioni pratiche, per esempio, nella caratterizzazione del rischio relativo di sorgenti di radiazioni, per assicurarsi che siano attivi adeguati controlli amministrativi.

Il DAC è la concentrazione di attività in aria, in Bq m^{-3}, del radionuclide considerato, che condurrebbe all'introduzione di un ALI (Bq) ipotizzando un tasso di respirazione mediato sui sessi di 1,1 m^3 h^{-1} e un orario di lavoro annuale di 2000 h (ovvero una introduzione annuale di aria pari a 2200 m^3). Quindi il DAC per un radionuclide j è dato da:

$$DAC_J = \frac{ALI_J}{2200}$$

Il DAC per i gas inerti che non vengono incorporati è limitato alla dose efficace risultante dall'incidenza delle radiazioni sul corpo a causa dell'attività presente in aria. Pertanto il DAC è dato da :

$$DAC_J = \frac{E_{lim\ anno}}{2000\ \dot{e}_{sub}}$$

dove $\dot{e}_{sub}$ è il coefficiente del tasso di dose efficace [mSv m^3 (Bq h)$^{-1}$] per immersione in una nuvola sospesa in aria che contiene il radionuclide gas nobile e 2000 h rappresentano il periodo lavorativo annuale. Per alcuni radionuclidi il DAC è limitato alla dose alla pelle.

Esposizione del pubblico

I principi basilari della stima delle dosi efficaci sono gli stessi per i membri della popolazione e per i lavoratori.

La dose efficace annua ai membri della popolazione è la somma della dose efficace ottenuta nell'arco di un anno da esposizione esterna e della dose efficace impegnata a seguito dell'introduzione dei radionuclidi nell'organismo nell'anno medesimo.

La dose non è ottenuta da una misura diretta delle esposizioni individuali come per l'esposizione lavorativa, ma è principalmente determinata da misure di attività rilasciata e misure ambientali, dati sulle abitudini di vita, e modelli.

Utilizzo della dose efficace

L'utilizzo principale e primario della dose efficace è quello di fornire un mezzo per dimostrare la conformità con i limiti di dose.

La dose efficace è utilizzata in tal senso per scopi regolatori in tutto il mondo.

La dose efficace è utilizzata per limitare il verificarsi di effetti stocastici (tumori ed effetti ereditari) e non è applicabile alla *valutazione della possibilità di reazioni tissutali*.

La dose efficace ad un lavoratore valutata come somma dell'equivalente di dose personale misurato, $H_P(10)$, e della dose efficace impegnata stimata dai risultati del controllo individuale del lavoratore, e dai modelli di riferimento biocinetici e di calcolo dosimetrici dell'ICRP, è denominata dose di registrazione . La dose di registrazione è assegnata al lavoratore allo scopo di registrazione, stesura di relazioni, e dimostrazione retrospettiva di conformità con limiti legali della dose.

La dose efficace è una grandezza relativa al rischio basata sulle conseguenze dell'esposizione del corpo intero.

I valori w_T sono valori selezionati tenendo conto del contributo dei singoli organi e tessuti al detrimento totale da radiazione per effetti stocastici, in termini di tumori ed effetti ereditari, sulla base delle attuali evidenze epidemiologiche (o, per effetti ereditari, sperimentali). Inoltre, i valori w_T si riferiscono a medie effettuate senza distinzione di sesso o età.

Poiché il rischio totale individuale per effetti stocastici a basse dosi R e' dato dalla somma dei rischi stocastici R_T degli organi e tessuti irradiati nel corpo umano, nell'ipotesi di una relazione lineare fra dose ed effetto, si avrà:

$$R = \sum_T R_T = \sum_T r_T H_T$$

Dove r_T e' il rischio per unita' di dose equivalente nell'organo o tessuto T.

$$w_T = \frac{r_T}{\sum_T r_T} \qquad \sum_T w_T = 1$$

La dose efficace non è una grandezza adatta all'utilizzo negli studi epidemiologici sui rischi da radiazione

Le analisi epidemiologiche invece richiedono stime delle dosi assorbite a tessuti e organi, che tengano in grande considerazione, nel limite del possibile, le circostanze di esposizione e le caratteristiche degli individui esposti nell'ambito della popolazione studiata.

Per i calcoli di probabilità di induzione di tumori negli individui esposti, sono da considerare le dosi assorbite, e non le dosi efficaci.

In definitiva la dose efficace deve essere utilizzata per la valutazione dell'esposizione e per il controllo degli effetti stocastici per scopi regolatori.

Può essere utilizzata per dimostrare la conformità con i limiti di dose e per le registrazioni della dose.

La dose efficace fornisce una grandezza conveniente per la valutazione dell'esposizione globale da radiazioni, che tiene conto di tutte le vie di esposizione, interne ed esterne, per l'archiviazione delle registrazioni di dose e per scopi regolatori.

Dose collettiva

Le grandezze dosimetriche per la radioprotezione discusse in precedenza sono relative alla “Persona di Riferimento”. Il compito della radioprotezione comprende l'ottimizzazione e la riduzione dell’esposizione alle radiazioni di gruppi di persone esposte per motivi lavorativi o del pubblico.

Al fine di ottimizzare la protezione radiologica, soprattutto nel contesto dell’esposizione professionale, l’ICRP ha introdotto le grandezze di dose collettiva per tener contoconto dell’esposizione di tutti gli individui in un gruppo in un dato periodo di tempo o durante una data operazione eseguita dagli individui del gruppo in definite aree soggette a radiazione.

La dose efficace collettiva, S è calcolata come la somma di tuttele dose efficaci individuali sul periodo di tempo o durante l’operazione considerati. Il nome speciale utilizzato per l’unità di dose efficace collettiva è il “sievert uomo”. Nel processo di ottimizzazione dell’esposizione, differenti misure di radioprotezione e scenari operativi sono confrontati in termini di valutazioni di dosi efficaci attese individuali e collettive.

La dose efficace collettiva, S, è basata sull’assunzione, per gli effetti stocastici, di una relazione dose-effetto lineare senza soglia (modello LNT).

La dose efficace collettiva risultante dai valori di dosi efficaci individuali compresi tra E1 e E2 dovuti a una data sorgente entro un dato periodo di tempo ΔT è espressa dalla formula:

$$S(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} E \left[\frac{dN}{dE}\right]_{\Delta T} dE$$

Il numero di individui esposti ad una dose efficace nell'intervallo tra E_1 e E_2, $N(E_1, E_2, \Delta T)$ è dato da:

$$N(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} \left[\frac{dN}{dE}\right]_{\Delta T} dE$$

e il valore medio di dose efficace $\overline{E}(E_1, E_2, \Delta T)$ nell'intervallo di dose individuale tra E_1 ed E_2 per il periodo di tempo ΔT è:

$$\overline{E}(E_1, E_2, \Delta T) = \frac{1}{N(E_1, E_2, \Delta T)} \int_{E_1}^{E_2} \left[\frac{dN}{dE}\right]_{\Delta T} dE$$

Per un gruppo di individui, la dose efficace collettiva S vale

$$S = \sum_i E_i N_i$$

dove E_i è la dose efficace media nel sottogruppo i, e N_i è il numero di individui in tale sottogruppo

La grandezza dose efficace collettiva è uno strumento per l'ottimizzazione, per confrontare tecnologie radiologiche e procedure di protezione, principalmente nel contesto dell'esposizione lavorativa.