



IRCBG_21030

La Radioprotezione del paziente

Le grandezze dosimetriche e gli indicatori di dose in radiologia convenzionale e TC

Dott.ssa Paola Bregant - Dott. Michele Signoriello
S.C. Fisica Sanitaria

Modalità

- Apparecchiature per diagnostica convenzionale
- Mammografia
- TC
- CBCT
- Apparecchiature per tecniche interventistiche
- Medicina Nucleare
- Radioterapia (verifica del corretto posizionamento pre-trattamento)

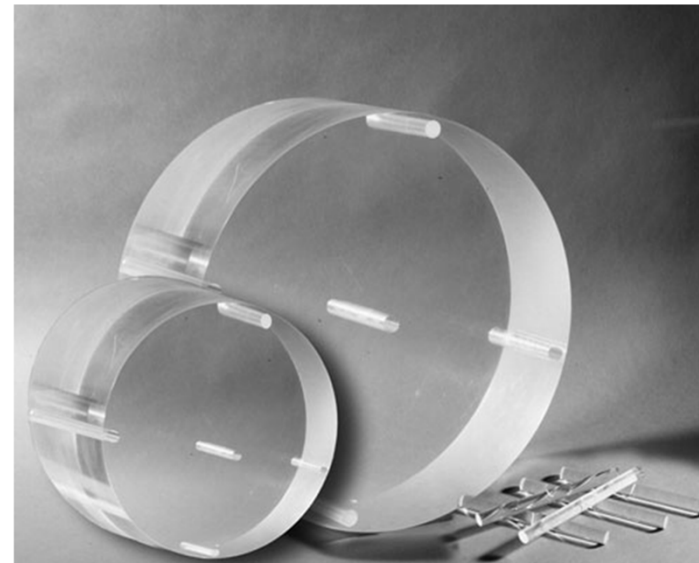
Indicatori di esposizione e LDR

Grandezze dosimetriche radioprotezionistiche

Indici di rischio

Gli indicatori di esposizione

Sono grandezze, definite specificamente per ogni diversa **tipologia di apparecchiatura**, misurabili direttamente in aria o in fantoccio secondo procedure stabilite da linee guide internazionali.



Dipendono dalle modalità di esecuzione dell'indagine

Indicatori di esposizione

Modalità	Indicatori di esposizione
Tomografia computerizzata	• Computed tomography dose index - CTDI_{vol} [mGy] • Dose Length Product - DLP [mGy·cm]
Radiologia interventistica e Fluoroscopia	• Air Kerma Area product KAP [Gy·cm²] • Reference Air Kerma [mGy]
Radiologia convenzionale	• Air Kerma Area product - KAP [mGy·cm²] o DAP [mGy·cm²] • Entrance Surface Air Kerma – ESAK [mGy]
CBCT	• Air Kerma Area product - KAP [mGy·cm²] o DAP [mGy·cm²]
Mammografia	• Entrance Surface Air Kerma – ESAK [mGy], • Mean Glandular Dose –MGD [mGy]
Medicina nucleare	• Attività somministrata [MBq]
Radioterapia	• Gy al target e agli organi critici

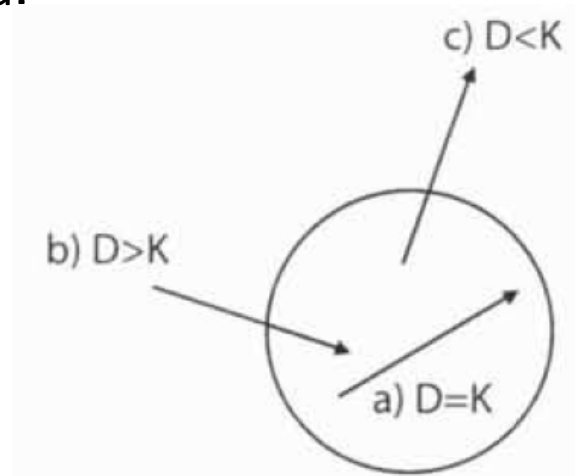
Diagnostica convenzionale

- KERMA in aria (K_a) [mGy]
- KERMA in aria incidente (misurato a livello della cute) [mGy]
- KERMA in aria all'ingresso del paziente [mGy]
- KAP [mGy·cm²]

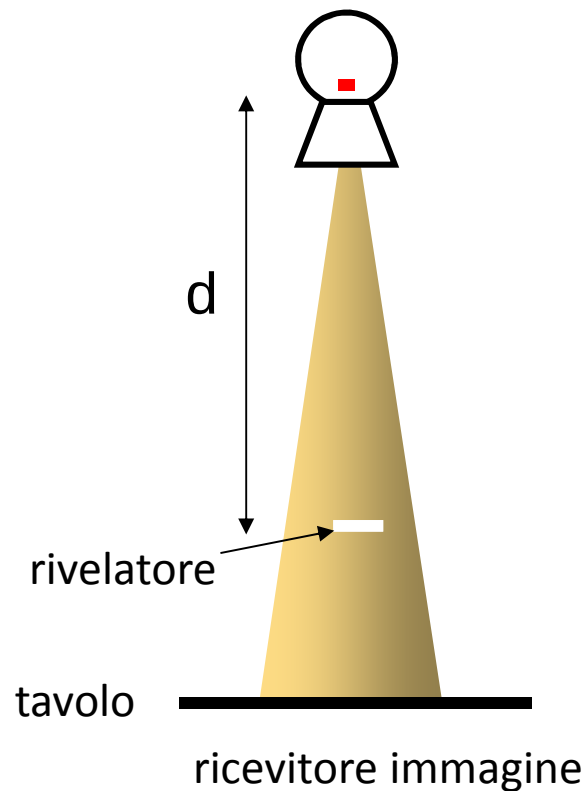
Alle energie tipiche della radiodiagnostica, in aria

Dose $\approx$ KERMA => Equilibrio Particelle Cariche (EPC)

quindi **spesso invece del termine KERMA si usa il termine dose**, anche se è una dicitura imprecisa perché tutti gli strumenti di misura sono tarati in termini di KERMA in aria.

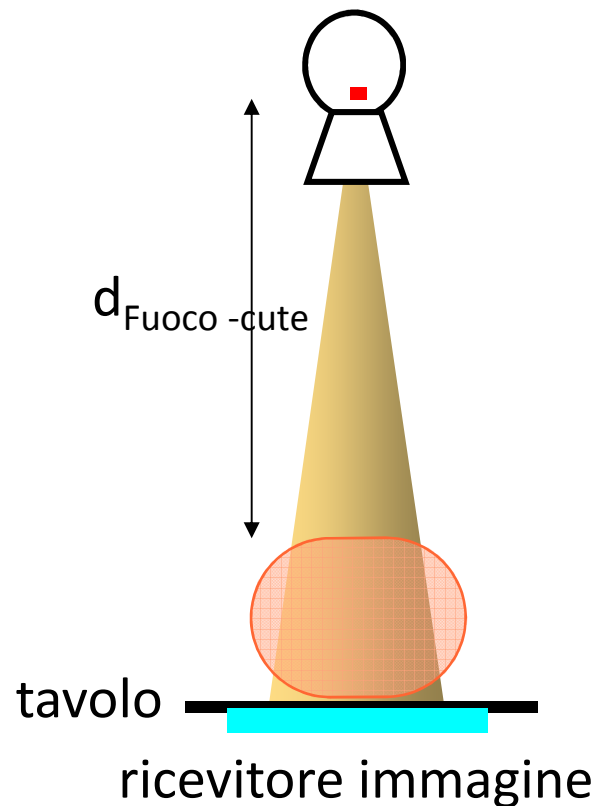


Misure di KERMA in aria (K_a) a 100 cm dal fuoco



Rivelatore in aria a 1 m dal fuoco [Si stima la resa (K_a/mAs) in funzione dei kV]

KERMA in aria incidente ($K_{a,d}$) (misurato a livello della cute)



Si calcola applicando l'inverso del quadrato della distanza

Esempio

Distanza fuoco-camera = 100 cm

Lettura dosimetro = 1.65 mGy

Distanza fuoco-cute = 150 cm

$$\begin{aligned} K_{a,d} &= 1.65 \text{ mGy} \cdot (100/150)^2 = \\ &= 1.65 \text{ mGy} \cdot (0.44) = 0.73 \text{ mGy} \end{aligned}$$

KERMA in aria all'ingresso del paziente (K_p)

Il KERMA in aria all'ingresso del paziente è spesso indicato come Dose all'ingresso del paziente

$$K_p = K_{a,d} B$$

I fattore di backscatter (B) dipendono da:

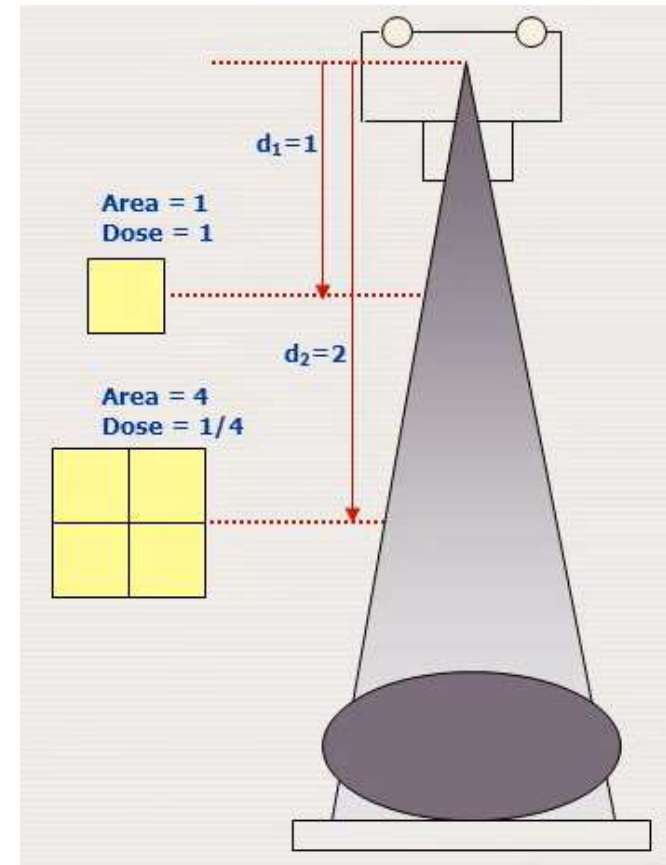
- dimensione del campo RX
- composizione e spessore del materiale (paziente o fantoccio)
- spettro raggi X $\rightarrow$ kV, anodo/filtro, HVL

Per radiologia convenzionale: variano da **1.25** a **1.60**

Per mammografia: variano da **1.08** a **1.14**

KAP (KERMA Area Product)

$$\text{KAP} = \text{KERMA} \times \text{Area} \text{ [mGy} \cdot \text{cm}^2\text{]}$$



- Il valore del KAP non varia in funzione della distanza dal fuoco (la dose cala come l'inverso del quadrato della distanza, l'area aumenta come il quadrato della distanza, quindi il **prodotto dose x area rimane costante**).

Il termine KAP è corretto ma spesso si usa il termine DAP (Dose Area Product)

Misuratore di KAP

Si misura con una camera a ionizzazione che si fissa in corrispondenza alla finestra d'uscita del fascio radiante. Consente pertanto una misura diretta su paziente, in modo assolutamente non invasivo, perché la presenza della camera a ionizzazione è “trasparente” per il paziente.



Entrance Surface Air Kerma – ESAK

Per ottenere il valore del KERMA in aria all'ingresso del paziente (ESAK), è necessario dividere il valore misurato del KAP per l'area del fascio radiante a livello della cute e moltiplicarlo per il fattore di backscatter.

$$ESAK = \frac{KAP}{S} \cdot B \quad [mGy]$$

KAP misurato tramite camera a trasmissione

B : fattore di backscatter

S : superficie del campo in cute [cm²]

Le grandezze dosimetriche in TC

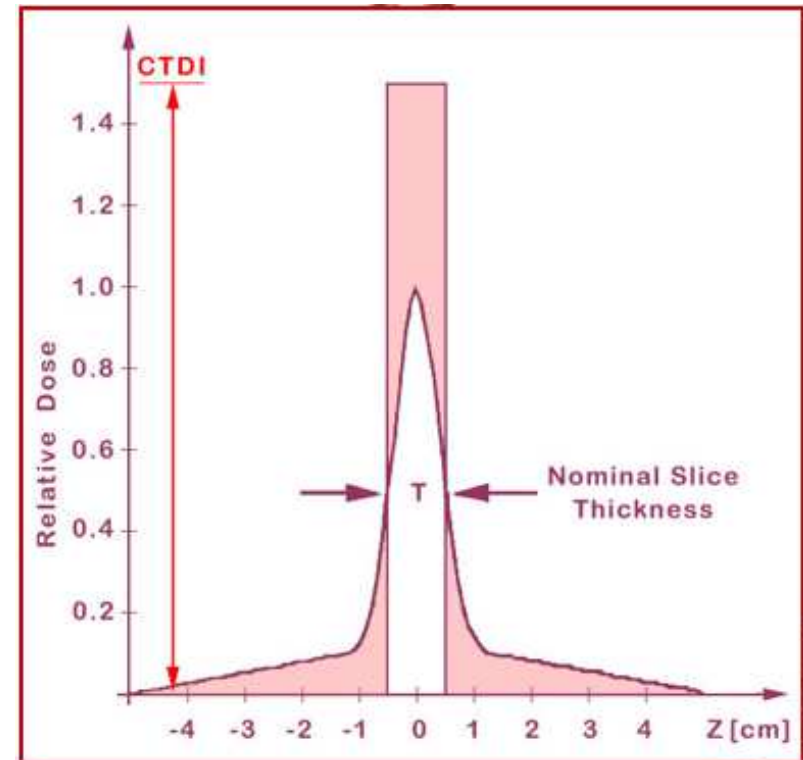
- CTDI – Computed Tomography Dose Index
- $\text{CTDI}_{100, \text{air}}$
- $\text{CTDI}_{100, c}$ e $\text{CTDI}_{100, p}$
- CTDI_w
- CTDI_{vol}
- DLP

CTDI (Computed Tomography Dose Index)

Parametro introdotto per le TC assiali

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(Z) dz \quad [\text{mGy}]$$

D(z)	= profilo di dose lungo z
T	= collimazione nominale

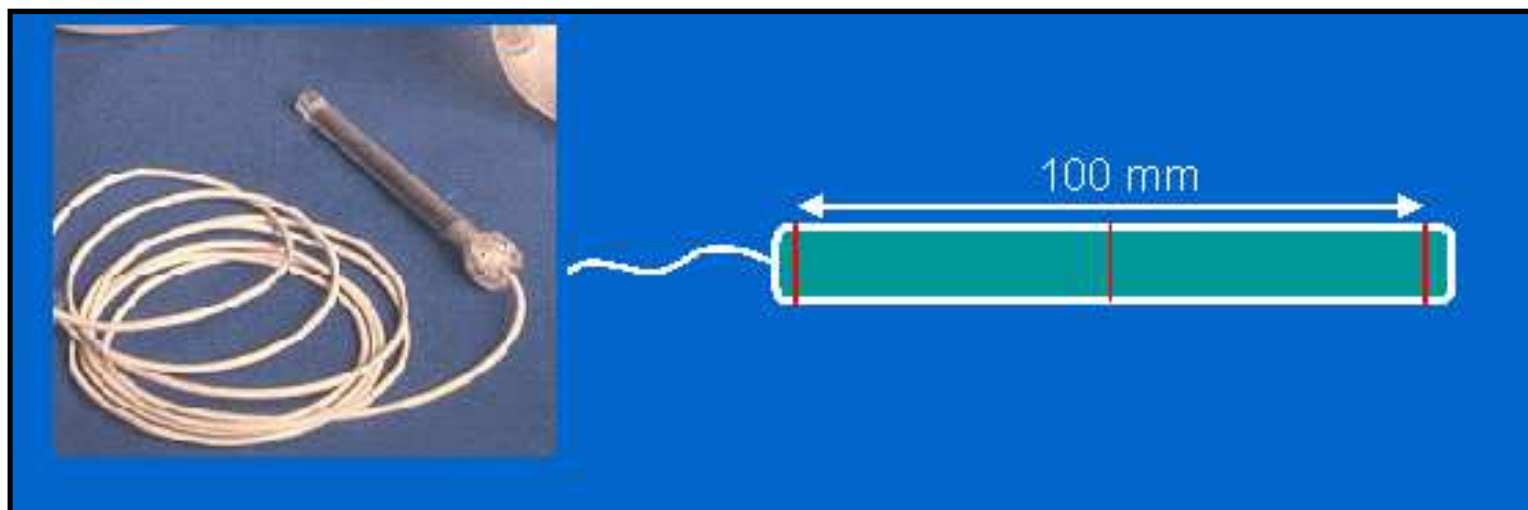


Integrale lungo l'asse z del profilo di dose D(z), per una singola slice, diviso per lo spessore nominale dello strato o l'ampiezza del gruppo di rivelatori nel caso di TC multistrato.

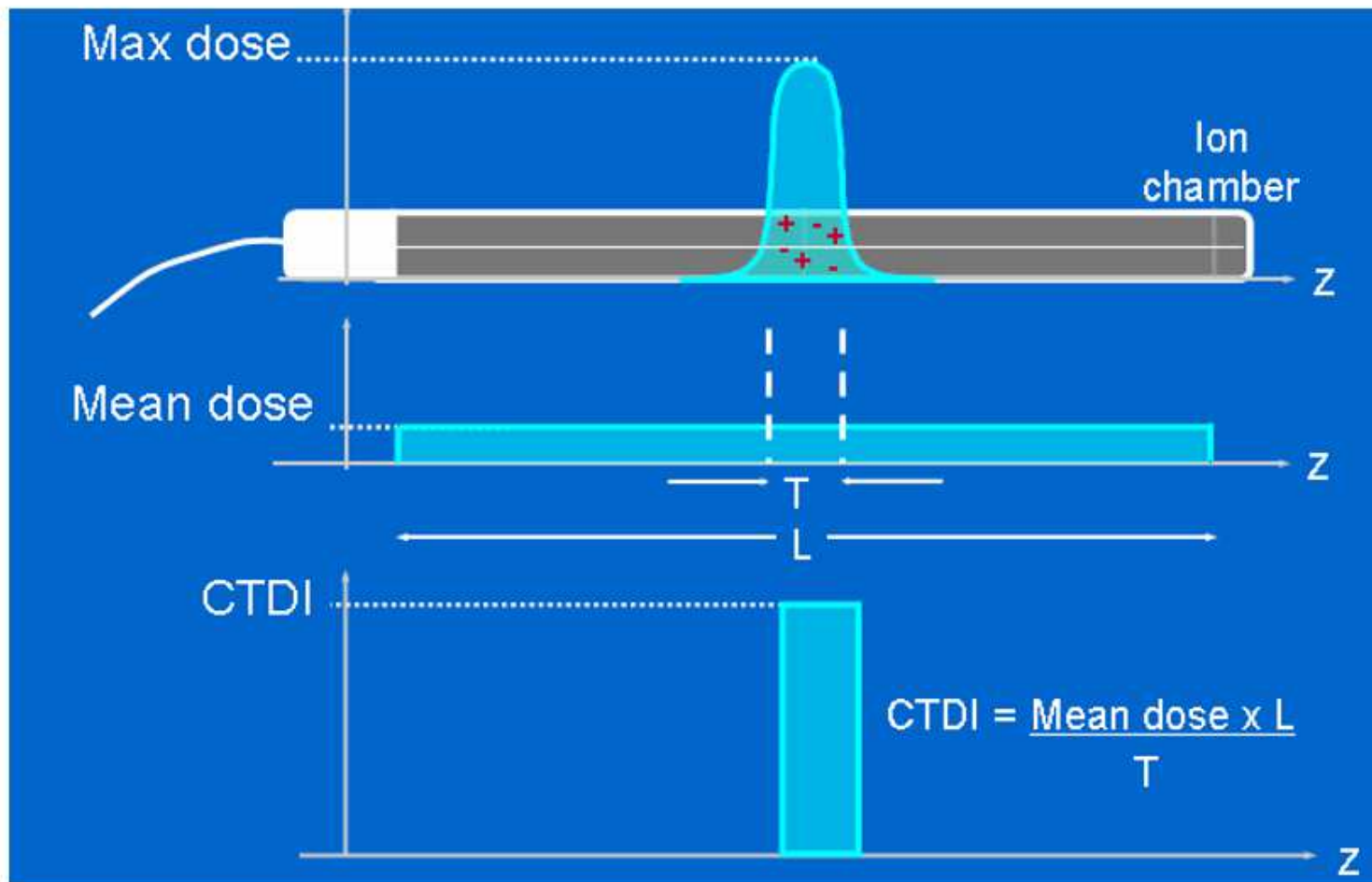
La misura del CTDI

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \longrightarrow \text{Il metodo di misura definisce gli estremi di integrazione}$$

La valutazione del CTDI viene generalmente effettuata utilizzando una pencil ionization chamber con una lunghezza attiva di **100 mm**



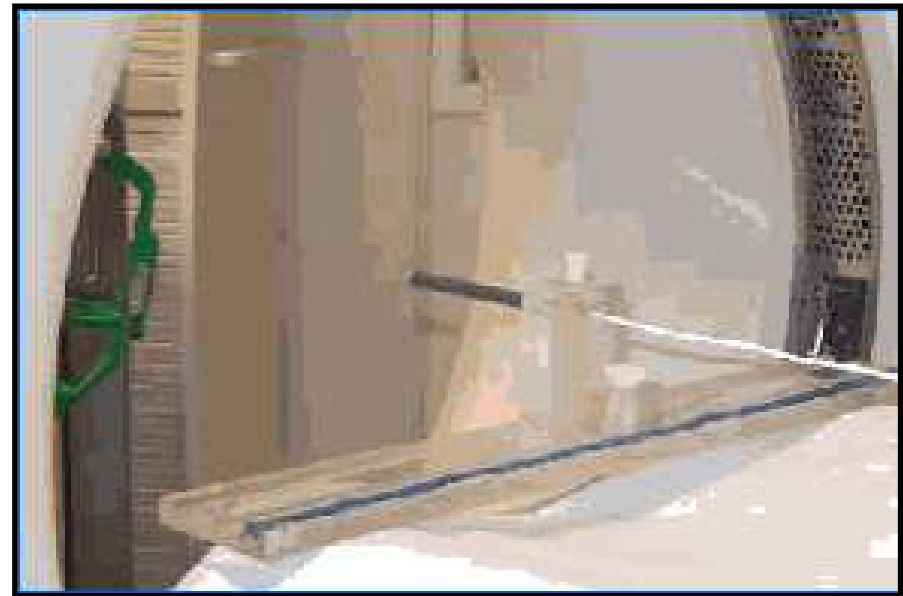
CTDI₁₀₀



CTDI_{100, air}

Se la misura viene effettuata in aria, ponendo la camera a ionizzazione nel centro del gantry, parallelamente all'asse z, si ottiene una stima del

CTDI_{100, air}



$CTDI_w$

Più comunemente la misura si effettua utilizzando fantocci in plexiglas (**16 e 32 cm** di diametro per simulare rispettivamente **testa e corpo**)



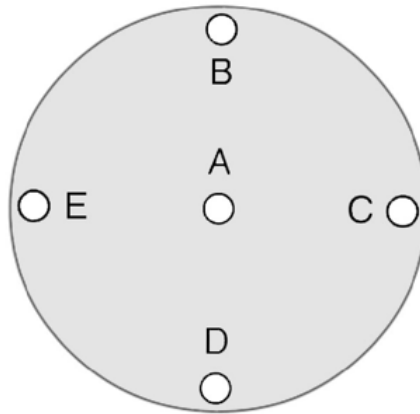
$CTDI_{100, c}$

misura effettuata con la pencil ionization chamber posta nel foro centrale

$CTDI_{100, p}$

misura effettuata con la pencil ionization chamber posta 10 mm sotto la superficie (fori sotto il bordo).

CTDI_w



$$\text{CTDI}_w = 1/3 \text{CTDI}_{100, c} + 2/3 \text{CTDI}_{100, p}$$

- Il valore alla **periferia** è una **media** di almeno quattro misure intorno al fantoccio.
- E' un'indicazione della dose media rilasciata in una **singola slice** (si base sull'assunzione che la dose decresce linearmente dalla periferia al centro).

Testa: rapporto centro/periferia ~ 0.9

Corpo: rapporto centro/periferia ~ 0.5

CTDI_{vol}

L'introduzione della **TC spirale** richiede l'introduzione di un nuovo parametro, che tenga conto dell'avanzamento del lettino

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w / \text{pitch}$$

Il CTDI_{vol} **descrive la dose media sul volume totale esaminato** per le condizioni di funzionamento TC selezionate.

SCANSIONI ASSIALI



$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w$$

SCANSIONI ELICOIDALI



$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w / \text{pitch}$$

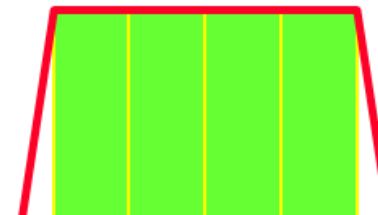
Il **pitch** è definito come il rapporto tra spostamento del lettino e collimazione totale dello strato x ($x = N \times T$, dove N è il numero di strati e T lo spessore nominale dello strato).

CTDI_{vol}

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / \text{pitch}$$

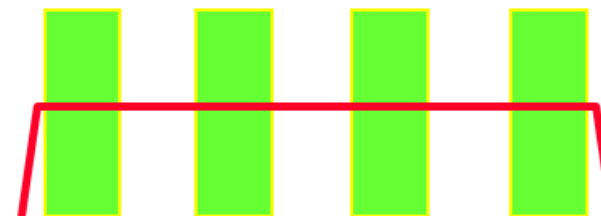
CTDI_w = 10 mGy

Pitch = 1 $CTDI_{vol} = CTDI_w = 10 \text{ mGy}$



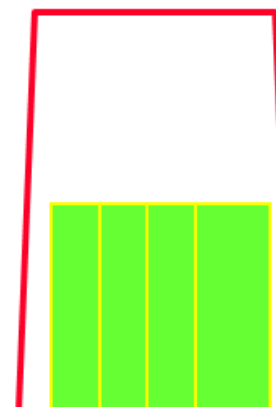
$$CTDI_{vol} = CTDI_w$$

Pitch = 2 $CTDI_{vol} = CTDI_w / 2 = 5 \text{ mGy}$



$$CTDI_{vol} < CTDI_w$$

Pitch = 0.5 $CTDI_{vol} = CTDI_w / 0.5 = 20 \text{ mGy}$



$$CTDI_{vol} > CTDI_w$$

DLP - Dose Length Product

Il CTDI è un indicatore di dose “locale”, ma non tiene conto della **lunghezza della scansione**. Per considerare la dose “globale” si introduce il **DLP (Dose-Length Product)**.

DPL costituisce un indice di dose integrale (assimilabile alla DAP) e meglio correlabile alla dose efficace.

Scansioni Assiali:

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_w \times \text{lunghezza di scansione} [\text{mGy} \cdot \text{cm}]$$

$$\text{Lunghezza di scansione} = T \times N$$

- T = lo **spessore nominale dello strato** o l'ampiezza del gruppo di rivelatori nel caso di TC multistrato
- N = numero totale di strati acquisiti

DLP

Scansioni elicoidali

Se si usa il **CTDI_w**

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_w \times \text{lunghezza di scansione/pitch}$$

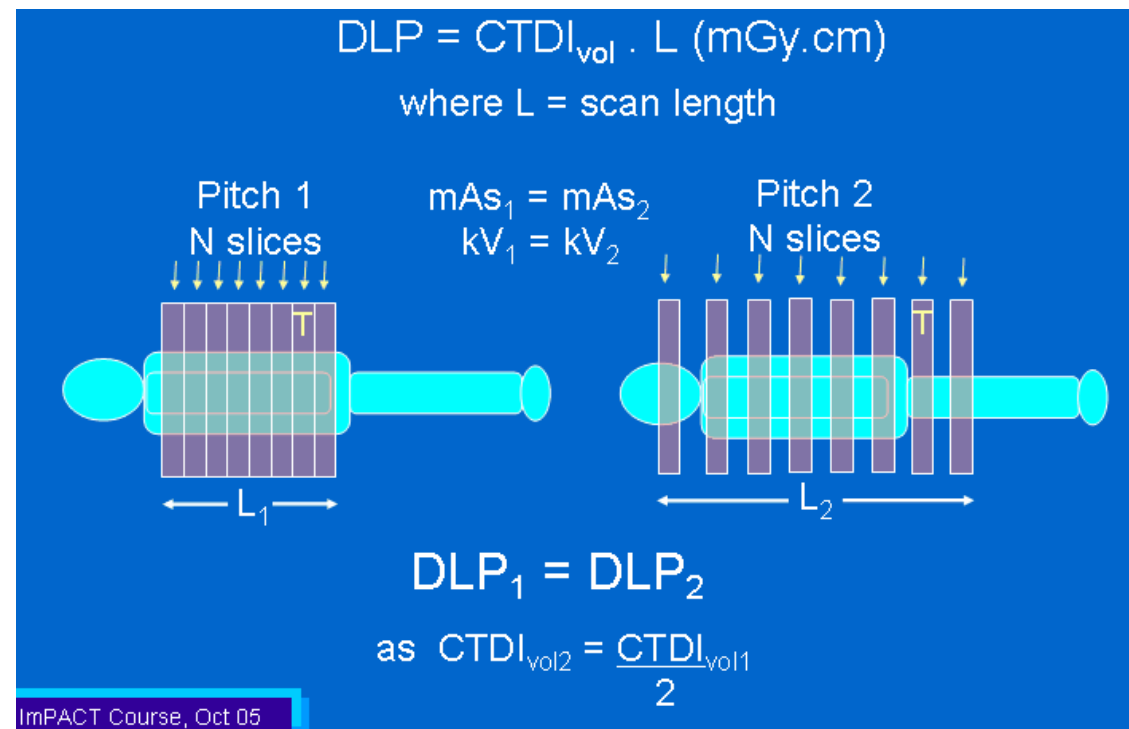
$$\text{Lunghezza di scansione/pitch} = (\text{Avanzamento lettino} \times N) / \text{pitch} = T \times N$$

(*T* = spessore dello strato; *N* = numero di rotazioni)

Se si usa il **CTDI_{vol}**

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{vol} \times \text{lunghezza della scansione}$$

(poiché $\text{CTDI}_{vol} = \text{CTDI}_w / \text{pitch}$)

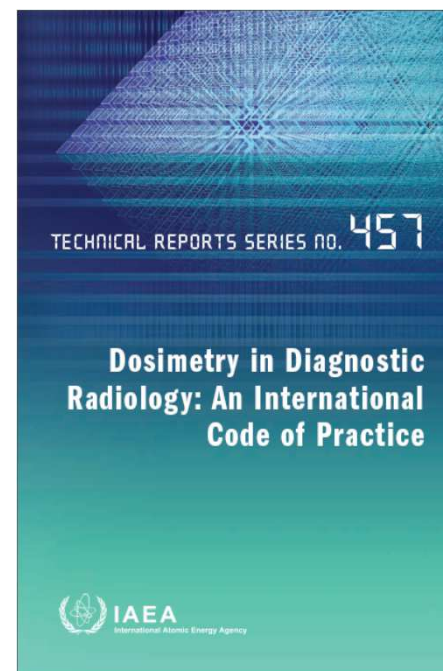


Documenti di riferimento



ICRU Report 74

“Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging” (2005)



IAEA TRS n. 457

“Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice” (2007)

Indicatori di esposizione

A che servono gli indicatori di esposizione (detti anche indicatori di dose)?

- 1) Supporto nel **processo di ottimizzazione**: sono le grandezze utilizzate per la stima e verifica del **LDR** – Livelli Diagnostici di Riferimento.
- 2) Calcolo delle grandezze **Dosimetriche Radioprotezionistiche**.

Livello Diagnostico di Riferimento (LDR)

- E' usato nell'imaging medico per indicare se, in **condizioni standard** (per un paziente medio) la quantità di radiazioni utilizzata per una specifica procedura è insolitamente alta o bassa.
- IL **LDR non è un valore di dose** ideale o suggerito per una specifica procedura e **neanche un limite superiore assoluto di dose**. Assieme a una valutazione sulla qualità dell'immagine, il livello di riferimento agisce come “livello di attivazione” (trigger level) per iniziare un'azione di miglioramento della qualità.

Modalità	Quantità [unità di misura]
Radiografia	Kerma in aria alla superficie d'ingresso del paziente [mGy] KAP [mGy·cm ²]
Mammografia, tomosintesi	Kerma in aria alla superficie d'ingresso del paziente [mGy] Kerma in aria incidente [mGy] Dose ghiandolare media[mGy]
Radiografia dentale intra-orale	Kerma in aria incidente [mGy]
Ortopantomografia	KAP [mGy·cm ²]
Fluoroscopia diagnostica	KAP [mGy·cm ²]
Procedura interventistica fluroscopica	KAP [mGy·cm ²] Kerma in aria al punto di riferimento [Gy] Tempo di fluoroscopia [s] Numero di immagine in cine [Number] Runs di angiografia digitale sottrattiva [Number]
TC	CTDI _{vol} [mGy] & DLP [mGy·cm]
CBCT	Kerma in aria al punto di riferimento [Gy] KAP [mGy·cm ²] CTDI _{vol} [mGy] & DLP [mGy·cm] <i>Dipende da quali sono le quantità disponibili</i>
Medicina Nucleare	Attività [MBq] Attività per peso corporeo [MBq/kg]

Valore del LDR - *Survey*

I valori di LDR sono tipicamente fissati come il valore del **75° percentile** della distribuzione dei valori mediani misurati per una specificata modalità (quantità del LDR) nel corso di indagini condotte su un'ampia base di partecipanti (strutture grandi e piccole, pubbliche e private, su pazienti esterni e ricoverati). I valori di LDR possono essere locali, nazionali o sovra-nazionali.

La verifica del LDR – *singolo centro*

Quando si fanno le verifiche del LDR per una specifica apparecchiatura, la mediana della distribuzione della quantità di misura deve essere confrontata con il valore di LDR nazionali o sovranazionali per supportare il processo di ottimizzazione.

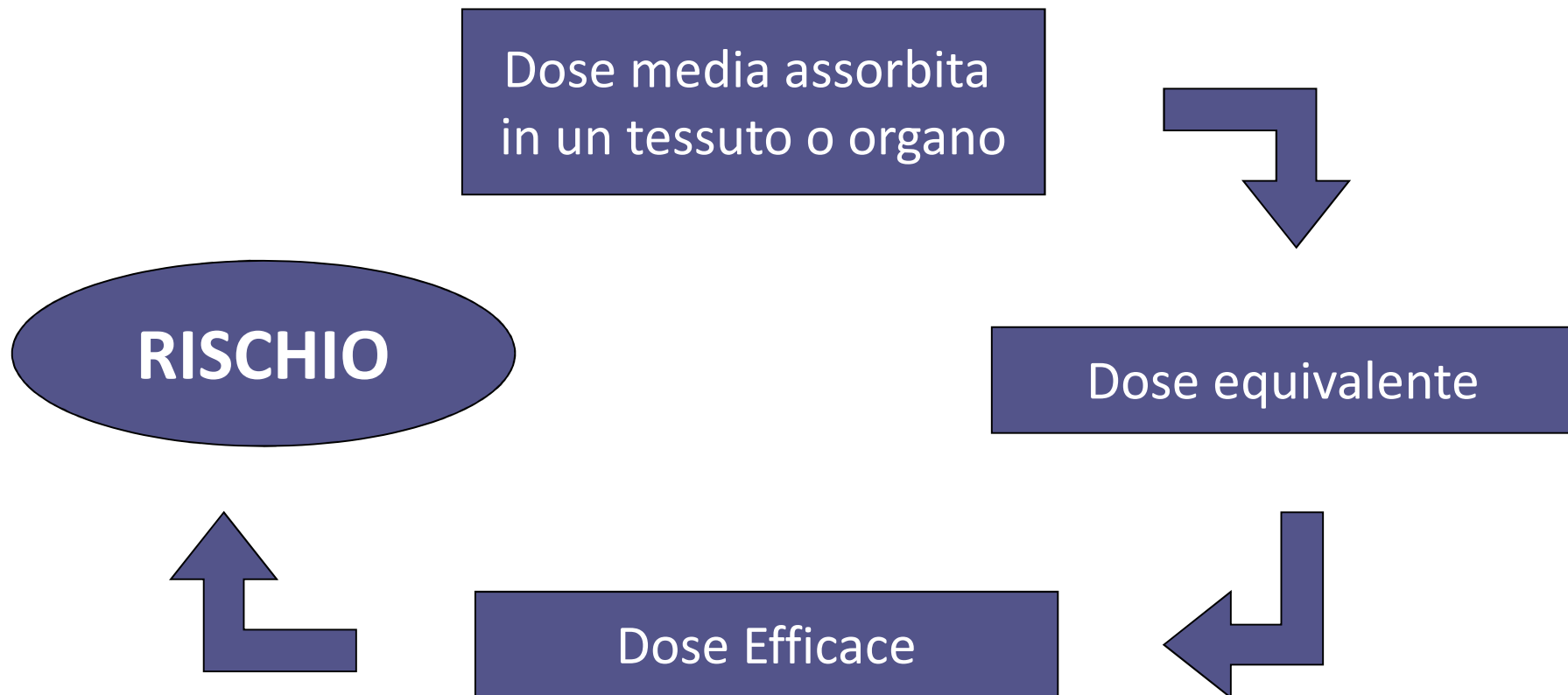
Le grandezze dosimetriche radioprotezionistiche

- **Dose Assorbita** (mGy)
- **Dose Equivalente** (mSv)
- **Dose Efficace** (mSv)

Non possono essere misurate direttamente, solo **stimate**, a partire dal valore degli indicatori di dose attraverso opportuni coefficienti di conversione.

La transizione dagli indicatori dosimetrici alle grandezze dosimetriche radioprotezionistiche è un **processo complesso**, che richiede la conoscenza di una grande quantità di informazioni (caratteristiche dell'apparecchiature utilizzata per eseguire l'esame, modalità di acquisizione, informazioni sul paziente etc...)

Grandezze dosimetriche fondamentali in radioprotezione



Grandezze dosimetriche fondamentali

Dose media assorbita* (D_t)

* in un tessuto o organo

Energia assorbita per unità di massa

Unità di misura: **gray (Gy)**

1 Gy = 1 J/kg (Joule/chilogrammo)

La conoscenza della dose assorbita è insufficiente per predire
sia la severità sia la probabilità degli effetti

Grandezze dosimetriche fondamentali

Dose Equivalente (H_t)

Prodotto della dose assorbita per il fattore di peso
della radiazione W_R

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

Unità di misura: **Sievert (Sv)**

La dose equivalente cerca di tenere conto del diverso livello di
pericolosità delle radiazioni per un dato tessuto

Fattori di peso per le radiazioni w_R

Tipo ed intervallo di energia	Fattore peso per la radiazione, w_R	
	ICRP 60	ICRP 103
Fotoni, tutte le energie	1	1
Elettroni e muoni, tutte le energie	1	1
Neutroni, energia < 10 keV	5	Funzione continua dell'energia dei neutroni
Neutroni, energia 10 keV – 100 keV	10	
Neutroni, energia > 100 keV – 2 MeV	20	
Neutroni, energia > 2 MeV– 20 MeV	10	
Neutroni, energia > 20 MeV	5	
Protoni, tranne quelli di rinculo, energia > 2 MeV	5	2
Particelle alfa, frammenti di fissione, nuclei pesanti	20	20

Nel caso dei fotoni, la dose equivalente è numericamente uguale alla dose assorbita

Grandezze dosimetriche fondamentali

Dose Efficace (E)

Si ottiene pesando la dose equivalente con il fattore peso per il tessuto w_t e sommando per tutti i tessuti

$$E = \sum_t w_t H_T$$

Unità di misura: **Sievert (Sv)**

$$\sum_t w_t = 1$$

La dose efficace tiene conto della diversa radiosensibilità dei tessuti

Tessuto o organo	Fattore peso per il tessuto, w_T	
	ICRP 60	ICRP 103
Gonadi	0.20	0.08
Mammelle	0.05	0.12
Midollo osseo rosso	0.12	0.12
Fegato	0.05	0.04
Colon	0.12	0.12
Vescica	0.05	0.04
Polmone	0.12	0.12
Esofago	0.05	0.04
Stomaco	0.12	0.12
Tiroide	0.05	0.04
Pelle	0.01	0.01
Superficie ossea	0.01	0.01
<u>Ghiandole salivari</u>	/	0.01
<u>Cervello</u>	/	0.01
Rimanenti organi o tessuti	0.05	0.12

La stima del rischio

Coefficienti nominali di probabilità per effetti stocastici

	Detrimento (10^{-2}Sv^{-1})					
Popolazione esposta	Tumori (letali e no)		Effetti ereditari		Totale	
	ICRP 60	ICRP 103	ICRP 60	ICRP 103	ICRP 60	ICRP 103
Lavoratori adulti	4.8	4.1	0.8	0.1	5.6	4.2
Popolazione gener.	6.0	5.5	1.3	0.2	7.3	5.7

Esempio:

Dose efficace: 10 mSv



Induzione di tumore in 5.5 persone su 10.000

La dose efficace nelle esposizioni mediche

Le considerazioni dell'ICRP 103

La dose efficace è utilizzata per **stimare il rischio** per **lavoratori** e **popolazione** in generale, che hanno una distribuzione per età che differisce sicuramente rispetto a quella dei pazienti che si sottopongono a indagini mediche che impiegano radiazioni ionizzanti (anche tra i pazienti, la distribuzione per età varia a seconda della procedura diagnostica considerata).

La dose efficace è un parametro sicuramente valido per fare un confronto tra diverse procedure diagnostiche, per paragonare le metodologie di lavoro di diversi ospedali, per confrontare diverse tecnologie ma i fattori per la stima del rischio potrebbero non essere adeguati.

