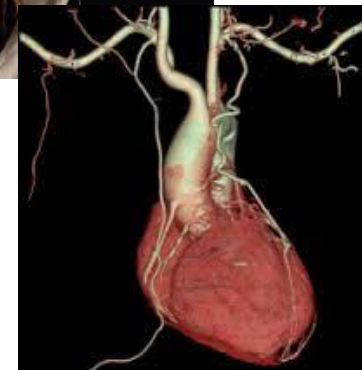
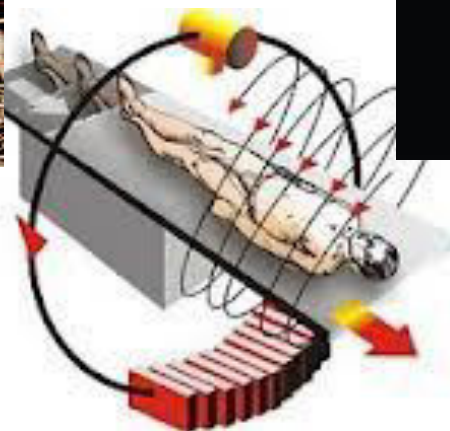




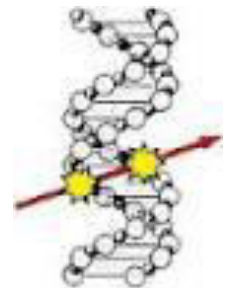
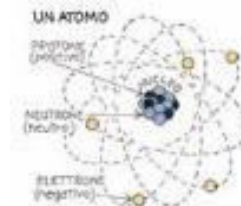
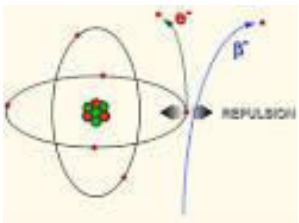
Corso di formazione quinquennale obbligatorio in materia di radioprotezione

“ Registrazione e calcolo della dose “



La TC è una metodica che comporta una alta esposizione ai pazienti che si sottopongono all' esame, come indicato anche dalla normativa vigente, rientra tra le pratiche ad “ alta dose. ”

La sensibilizzazione sul tema della **ottimizzazione delle esposizioni mediche ha portato tutte le ditte ad implementare delle metodiche di modulazione della dose che vengono fornite di corredo ai software di acquisizione dei sistemi TC.**



Coefficiente di attenuazione lineare

Il coefficiente di attenuazione lineare è la probabilità di interazione totale di tutti i meccanismi di interazione, ed è la somma di tutte le probabilità di interazione di tutti i tipi di interazione:

$$\mu = \tau + \sigma_r + \sigma + \pi + \gamma$$

Il coefficiente di attenuazione lineare dipende da:

- Il numero atomico del materiale
- La densità del materiale
- L'energia del fascio di raggi X

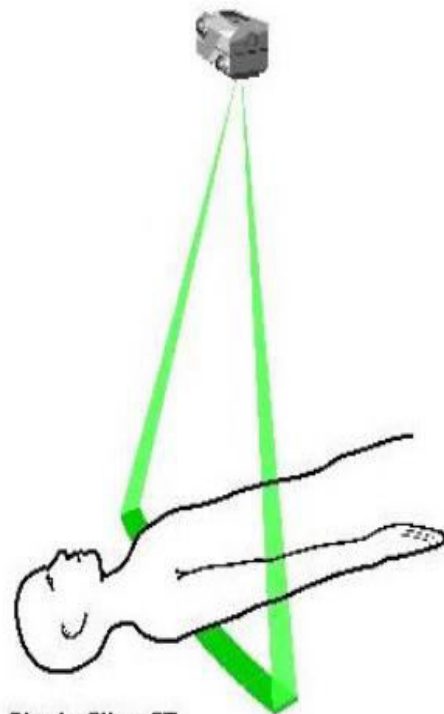
L'importanza dello spettro energetico dei raggi X impiegati è molto importante in radiologia, e la scelta dell'energia più appropriata deriva dal compromesso tra esigenze contrapposte

- **Ridurre la dose rilasciata ai pazienti**
- **Ottenere sufficiente contrasto nell'immagine ricostruita**
- **Ottenere un buon rapporto segnale rumore (Signal to Noise Ratio -SNR)**

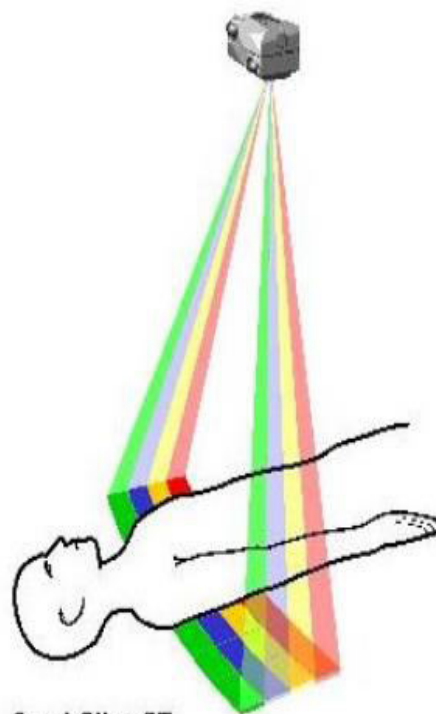
Computed Tomography e Dose in TC

TC Multistrato

Negli apparecchi TCMS il fascio di raggi X è utilizzato sia nel piano X che nel piano Z (assumendo forma conica) ed il sistema di rivelazione è stato sostituito passando da un singolo arco a una matrice di rivelatori simmetrici rispetto alla direzione Z di avanzamento

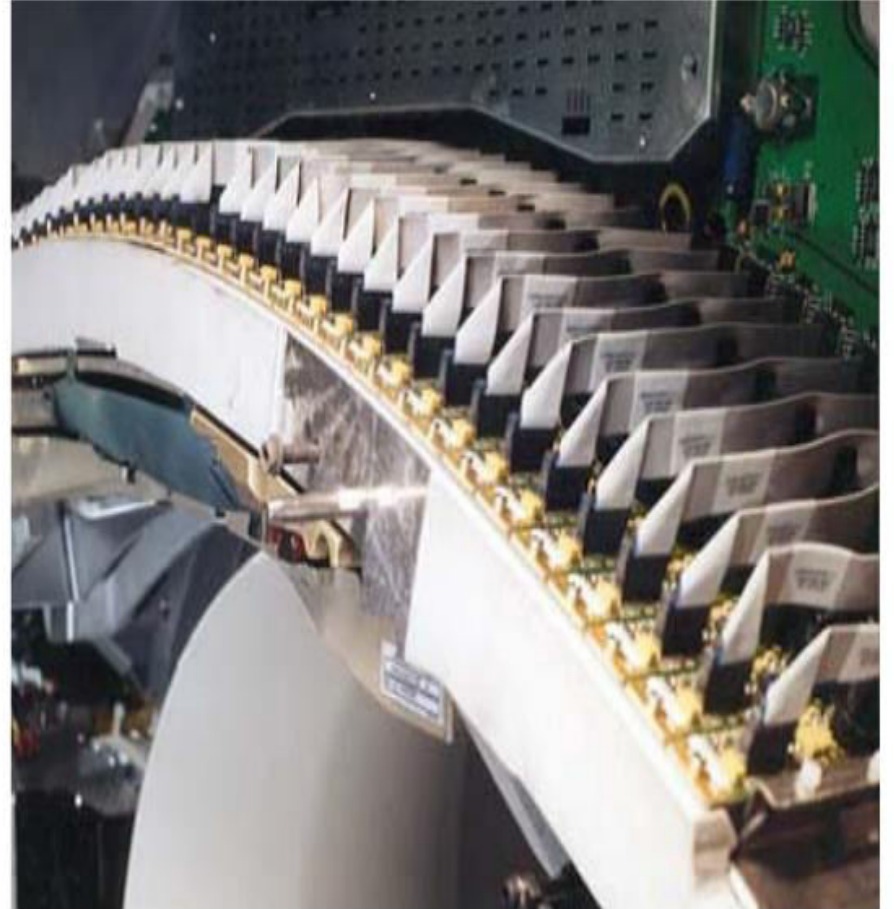


Single-Slice CT



Quad-Slice CT





La matrice multi-detettore consiste in un insieme di elementi sensibili disposti su file parallele che consentono, combinando in modo opportuno i segnali misurati, di ricostruire fino a n strati in una singola rotazione. Quello che differenzia e caratterizza ogni tipologia di matrice è la **dimensione** e il **numero** degli strati ricostruibili in una singola rotazione.

Diverse sono state le soluzioni sviluppate dalle case produttrici di tomografi nella costruzione di matrici di rivelatori per TCMS, che possono essere classificati in tre gruppi:

- Rivelatori a **matrice fissa** (*Matrix Array Detector*): tutti gli elementi della matrice hanno le stesse dimensioni;
- Rivelatori a **matrice adattiva** (*Matrix Adaptive Detector*): gli elementi della matrice lontani dal centro hanno dimensioni maggiori;
- Rivelatori di **tipo ibrido**: tutti gli elementi della matrice hanno le stesse dimensioni, ad eccezione di un certo numero di elementi centrali che sono più sottili.

Dose alla popolazione

La tecnica di Tomografia Computerizzata è considerata una procedura ad “alta dose” e sia gli sviluppi tecnologici che i conseguenti cambiamenti pratici hanno consolidato questa definizione. Inoltre, anche dal punto di vista normativo, essa rientra nelle cosiddette “pratiche speciali**” dell’art. 9 del Decreto Legislativo 187/00.**

Dose alla popolazione

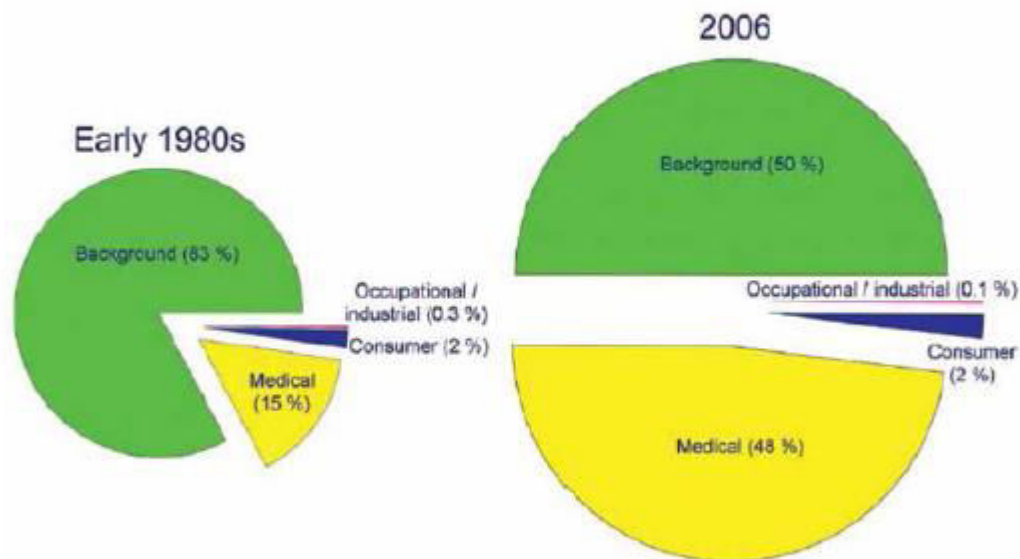
In termini di dose efficace una TC del torace equivale a 400 radiografie, mentre ne servono ben 500 per ottenere una dose equivalente ad una sola TC dell'addome.

La crescita e lo sviluppo di strumentazioni e metodologie mediche che sfruttano radiazioni ionizzanti per esami e trattamenti radioterapici ha provocato un elevato innalzamento della dose effettiva collettiva e della dose effettiva per individuo.

Dose alla popolazione

Health Physics July 2009, Volume 97, Number 1

NCRP Report No. 160, *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*

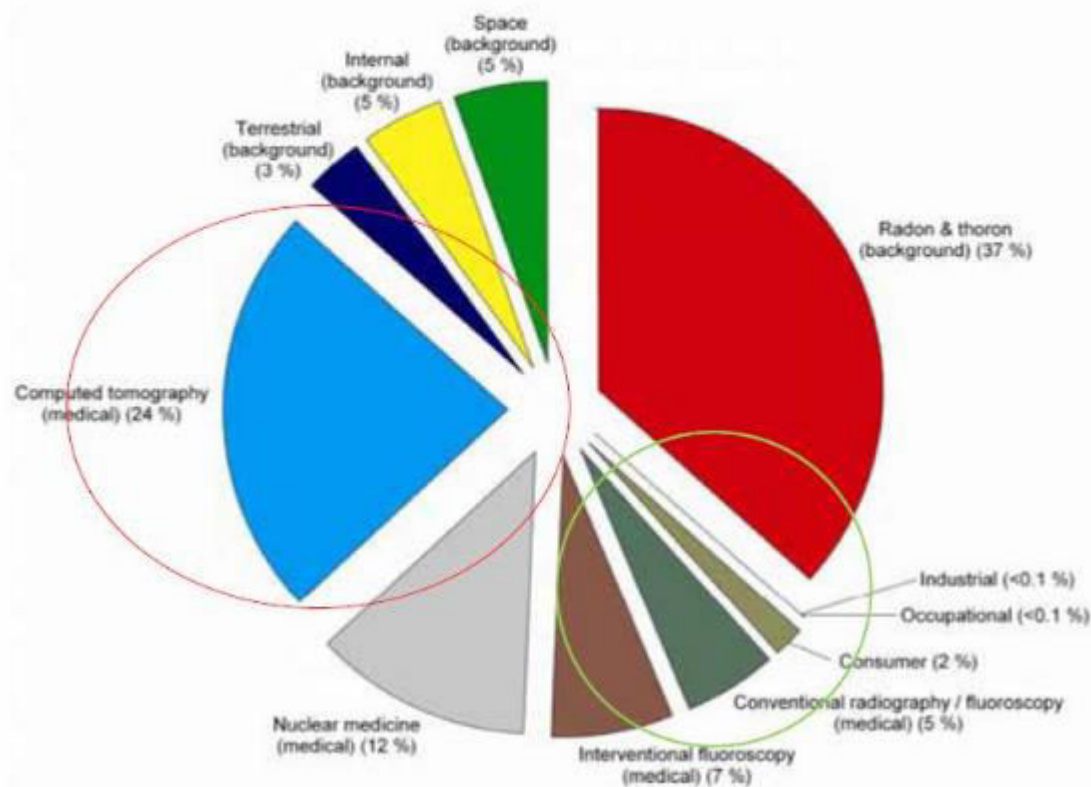


Medicina
48%

	Early 1980s	2006
Collective effective dose (person-Sv)	835,000	1,870,000
Effective dose per individual in the U.S. population (mSv)	3.6	6.2

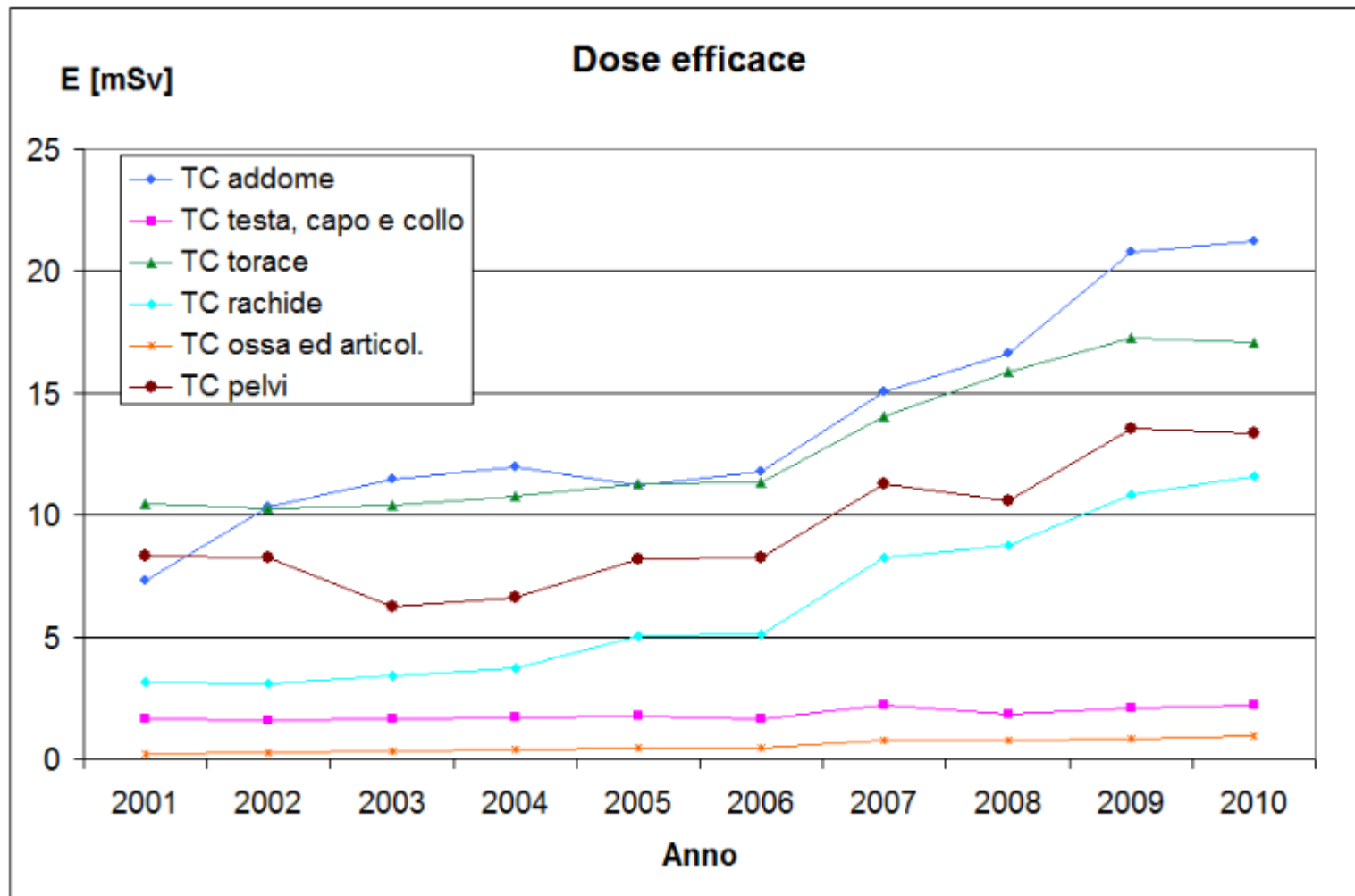
Dose alla popolazione

All Exposure Categories
Collective Effective Dose (percent), 2006



TC
24%

Valori della dose efficace per anno calcolati in un arco periodico di 10 anni nella regione Emilia-Romagna.



Parametri di qualità e valutazione della Dose in TC

PARAMETRI DI QUALITA' DELL' IMMAGINE

- **Rumore**
- **Risoluzione spaziale**
- **Numeri TC**

Rumore

Anche le immagini TC, come quelle prodotte di altre modalità di imaging, sono affette da rumore. Il *rumore d'immagine* si manifesta come oscillazioni dei numeri TC di un oggetto omogeneo intorno ad un valore medio.

Oltre a ciò, possono essere presenti altre variazioni, chiamate rumore strutturale o artefatti. A rigore, il rumore dovrebbe essere misurato a partire da una serie di scansioni di un determinato oggetto, sempre nelle medesime condizioni. Tuttavia, un approccio più pratico consiste nell'esprimere il rumore in termini di deviazione standard normalizzata relativa a un insieme di numeri TC misurati al centro di un'immagine di un oggetto omogeneo.

Questa misura della varianza del campione include il contributo da altri fattori in aggiunta al rumore casuale o quantico, quali il rumore elettronico o il rumore strutturale.

Per eseguire un confronto diretto tra apparecchiature TC con diverse scale di contrasto è indispensabile calcolare la *deviazione standard normalizzata (s)*:

$$S = \frac{\sigma_{acqua}}{TC_{scala}} \cdot 100\%$$

Dove σ_{acqua} è la deviazione standard dei valori dei pixel compresi nella ROI selezionata sull'immagine di un oggetto omogeneo, mentre $TC_{scala} = TC_{acqua} - TC_{aria}$.

TC_{acqua} e TC_{aria} sono i valori del numero TC rispettivamente dell'acqua e dell'aria. Se espressi in unità Hounsfield, il numero TC di acqua e aria sono uguali, per definizione, rispettivamente a 0 e a -1000.

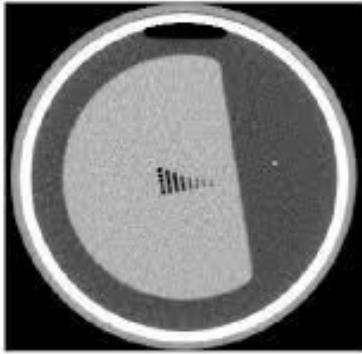
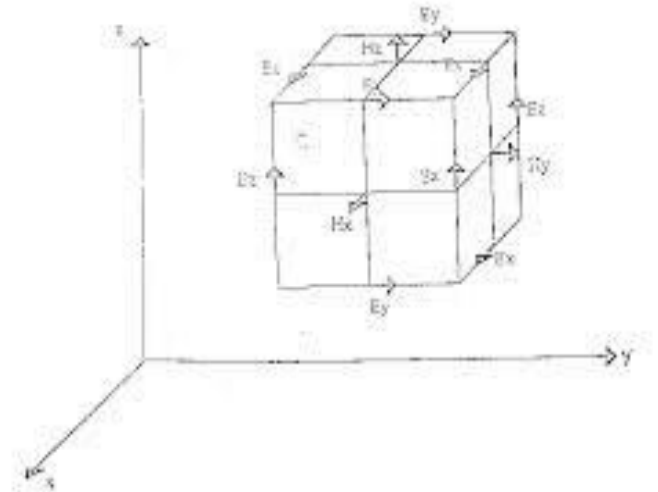


Figura 4. Immagine ottenuta dalla scansione del fantoccio utilizzato per la misurazione della risoluzione spaziale.

Risoluzione spaziale



La risoluzione spaziale nel piano dell'immagine tomografica (piano tomografico) descrive la capacità di distinguere piccoli dettagli ad alto contrasto.

La risoluzione può essere determinata in modo soggettivo, osservando l'immagine di una serie regolare di barre o bacchette ad alta risoluzione, oppure in modo quantitativo direttamente dalla **Point Spread Function (PSF)**. Questa funzione è calcolata a partire dall'immagine di una sferetta, di un filo metallico allineato lungo l'asse z o di un bordo ad alta risoluzione.

Numeri TC

I numeri TC mettono in relazione il coefficiente di attenuazione lineare di un particolare tessuto con il coefficiente di attenuazione dell'acqua.

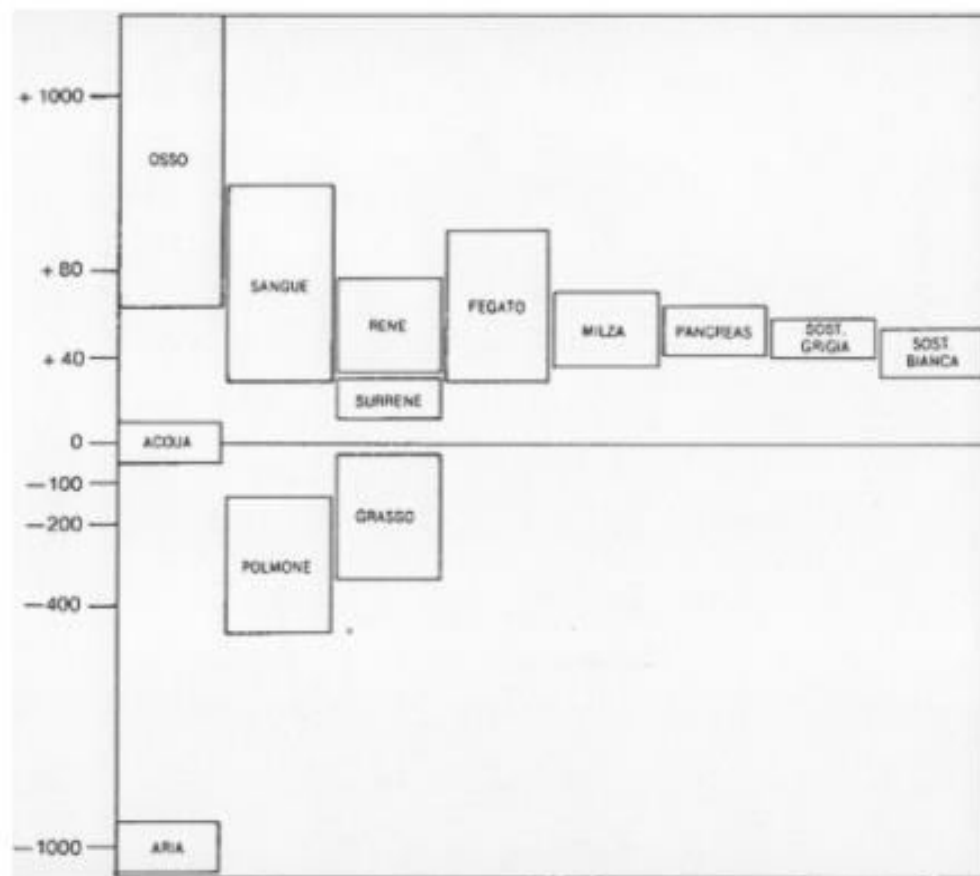
Il *numero TC* (H_s) di un campione di un materiale s è definito dall'espressione

$$H_s = K \frac{\mu_s(E) - \mu_w(E)}{\mu_w(E)}$$

dove $\mu_s(E)$ e $\mu_w(E)$ sono i coefficienti di attenuazione lineare all'energia del fascio di raggi X rispettivamente del campione in esame e dell'acqua. K è una costante, la quale assume valore 1000 se il numero TC è espresso in *unità Hounsfield*, ma su alcuni apparecchi questo valore è dimezzato quando si utilizzano particolari algoritmi di convoluzione.

Il processo di attenuazione in tomografia computerizzata è dominato dalle interazioni Compton per il tessuto molle, con qualche interazione fotoelettrica per materiali a più alto numero atomico (Z). L'effetto fotoelettrico è approssimativamente proporzionale a $(Z/E)^3$.

La maggior parte dei tessuti possiede numeri TC compresi tra -100 e +100.



Valutazione dell' esposizione

e

Dose in TC

La grandezza fisica utilizzata per quantificare l'interazione tra radiazioni e materia è la ***Dose Assorbita***.

Si è tuttavia osservato che gli effetti biologici delle radiazioni non dipendono solo dalla dose assorbita, ma anche dal tipo di radiazione e dal tessuto colpito (in quanto i tessuti hanno una diversa radioresistenza) dalla radiazione. Per tali ragioni sono state introdotte le grandezze radio-protezionistiche ***dose equivalente e dose efficace***.

- **Dose assorbita:** misura la quantità di energia che la radiazione cede alla materia.

$$D = \frac{\Delta E}{m}$$

- **Dose equivalente:** tiene conto anche del tipo di radiazione ed è data dalla dose assorbita per un fattore che dipende dal tipo di radiazione.

$$H = \sum_R w_R D_R$$

- **Dose efficace:** tiene conto anche dei tessuti che sono stati investiti dalla radiazione ed è definita come la sommatoria su tutti gli organi della dose equivalente relativa al singolo organo per il suo fattore di ponderazione tissutale.

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

Indici di dose in TC

Gli indici di dose utilizzati in ambito di Tomografia Computerizzata sono:

- **CTDI [mGy]** : *Computed Tomography Dose Index*, viene calcolato in base al protocollo impostato e visualizzato a consolle ($CTDI_w$, $CTDI_{vol}$).

L'indice di dose in TC è definito come

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz$$

Dove:

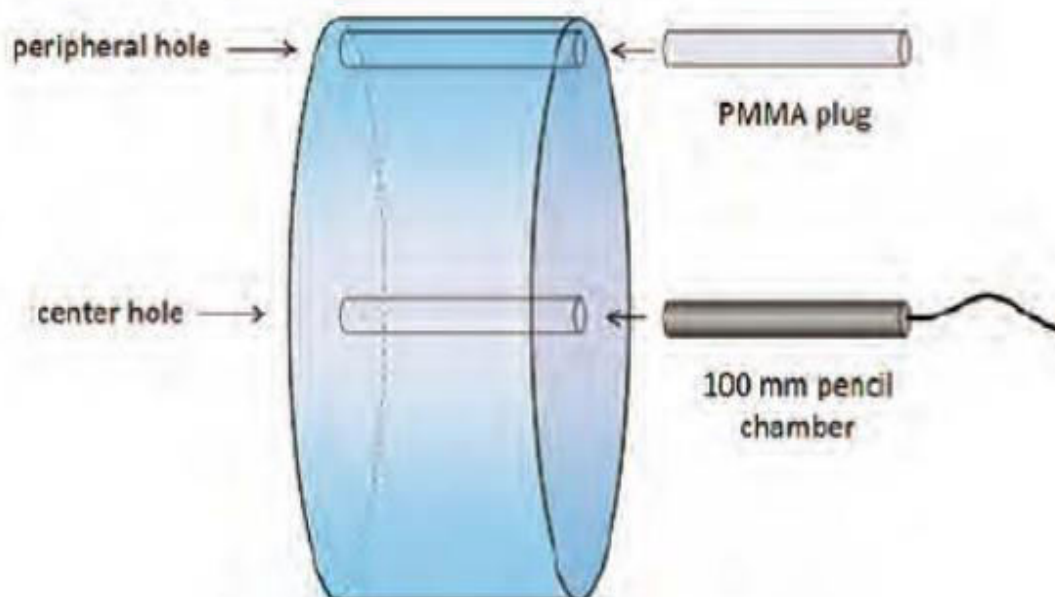
z_1, z_2 = limiti di integrazione lungo l'asse z

$D(z)$ = profilo di dose lungo una singola scansione assiale

n = numero di strati acquisiti simultaneamente

T = lo spessore nominale dello strato o l'ampiezza del gruppo di rivelatori in MSCT

Il CTDI può essere facilmente misurato utilizzando una camera a ionizzazione a stilo lunga 100 mm. In tal caso la formula ha dei precisi limiti di integrazione, in quanto z_1 e z_2 sono uguali a ± 50 mm, coprendo una lunghezza totale di 100 mm. Per questo motivo, il CTDI viene abitualmente indicato come $CTDI_{100}$, dove il pedice indica l'estensione su cui è stata effettuata l'integrazione.



- **CTDI pesato ($CTDI_w$)** : Occorre però considerare che le misure del CTDI vengono effettuate su un fantoccio di PMMA a forma cilindrica, con una serie di 4 fori nelle posizioni corrispondenti a ore 12, 3, 6, 9 e utilizzabili come alloggiamenti per la camera a ionizzazione; i quattro alloggiamenti non utilizzati dalla camera devono essere sempre riempiti con cilindri rimovibili di PMMA.

Il valore del CTDI viene di norma misurato per i due distretti anatomici(testa e corpo): il fantoccio HEAD è costituito da un cilindro di PMMA di 16 cm di diametro e 15 cm di lunghezza, il fantoccio BODY ha le stesse caratteristiche del fantoccio precedente ma misura 32 cm di diametro.

I valori ottenuti al centro del fantoccio sono mediati con i valori alla periferia in modo tale da ottenere un valor medio pesato:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3}CTDI_{100,periferia}$$

dove $CTDI_{100,centro}$ e $CTDI_{100,periferia}$ sono misurati rispettivamente al centro e alla periferia del fantoccio. Il valore alla periferia è una media di almeno quattro misure intorno al fantoccio.

Il $CTDI_w$ in fantoccio è definito nel documento della Comunità Europea “*Quality Criteria and Reference Doses in CT*”; tale indice è espresso in termini di dose assorbita in aria.

- **$CTDI_{vol}$ ($CTDI_w$ mediato lungo l'asse z)** : il CTDI è un valore calcolato da misure effettuate utilizzando una singola scansione. Per strati contigui o per *pitch* uguale a 1, questo rappresenta direttamente la dose media lungo la lunghezza esaminata. Tuttavia, per strati non contigui o per *pitch* diversi da 1, deve essere applicato un fattore di correzione lungo l'asse z.

Al $CTDI_w$ viene applicato il fattore di correzione lungo l'asse z e il valore risultante rappresenta la dose media nel volume esaminato. Questo $CTDI_w$ corretto può essere indicato come $CTDI_{vol}$, il quale indica una dose mediata sul volume.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \times PF \quad (\text{modalità assiale})$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (\text{modalità spirale})$$

- **DLP [mGy*cm]** : *Dose-Length Product*, viene utilizzato per stimare la Dose Efficace [mSv].
il DLP fornisce informazioni sull'esposizione totale nel caso di un esame TC completo;
rappresenta il prodotto della dose media moltiplicata per la lunghezza della scansione.

Può essere calcolato in diversi modi, utilizzando il $CTDI_w$ e i parametri di scansione come il numero di strati, la lunghezza della scansione ed il *pitch*, oppure il tempo totale della scansione.

Anche se le definizioni della Comunità Europea sono state concepite per tomografi a singolo strato, è possibile adattarele anche a tomografi multistrato. Per le scansioni sequenziali la definizione può essere applicata direttamente:

$$DLP = {}_nCTDI_w \times C \times N \times T \quad [\text{scansione sequenziale}]$$

Dove:

${}_nCTDI_w$ = CTDI normalizzato e pesato ($mGy/mA \cdot s$)

C = esposizione radiografica per singolo strato ($mA \cdot s$)

N = numero totale di strati acquisiti

T = spessore nominale dello strato o del gruppo di rivelatori in un MSCT

La definizione spirale può essere applicata anche ai tomografi multistrato estendendo la definizione del T all'ampiezza totale dei rivelatori attivi durante l'acquisizione ($n \times T$):

$$DLP = {}_nCTDI_w \times A \times t \times n \times T \quad [\text{scansione spirale}]$$

Dove:

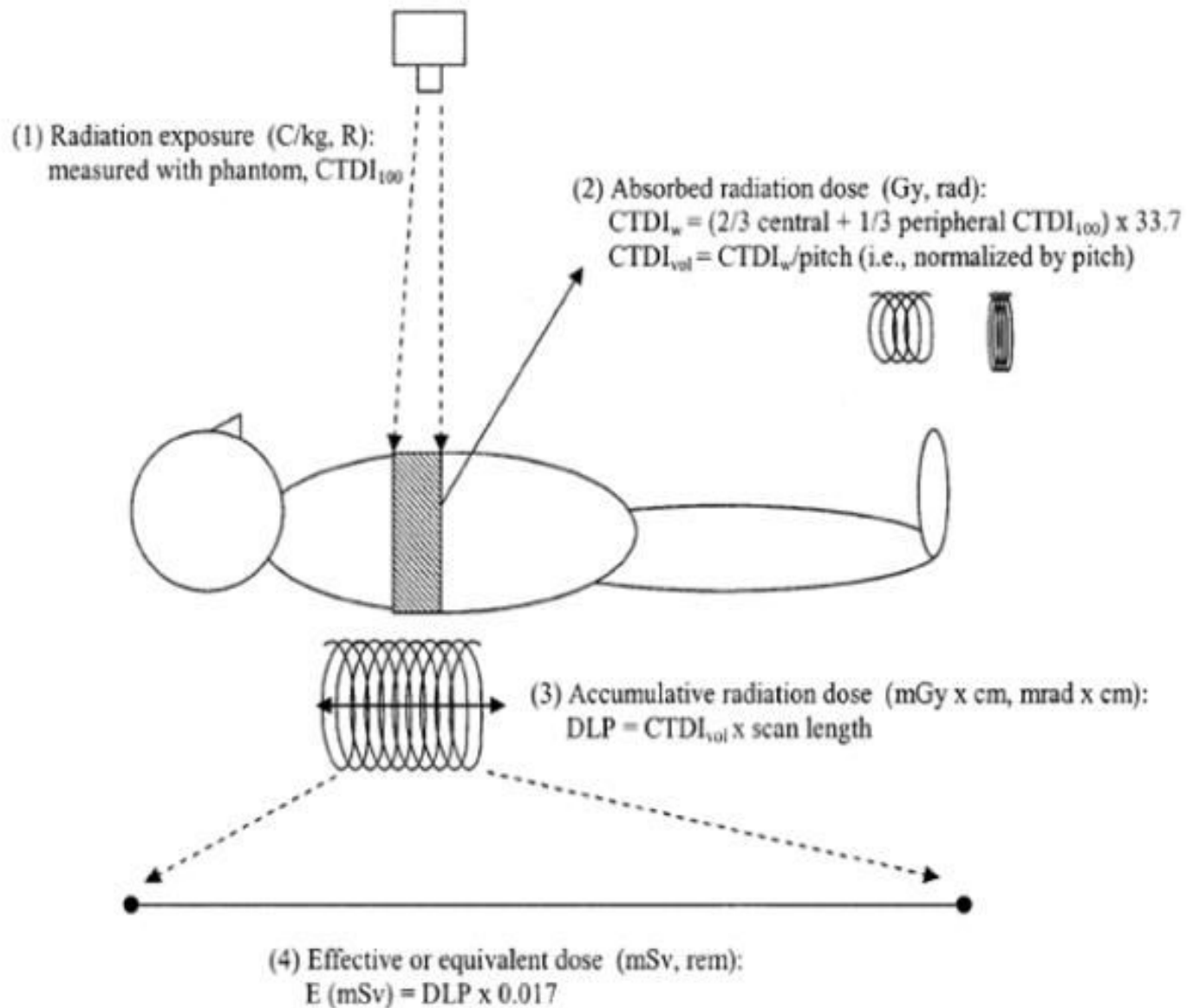
${}_nCTDI_w$ = CTDI normalizzato e pesato (mGy/mAs)

A = corrente del tubo (mA)

t = tempo di scansione del volume

n = numero di strati acquisiti simultaneamente

T = spessore nominale dello strato o del gruppo di rivelatori in MSCT



Grazie per l'attenzione



tagliafico.eugenio@oeige.org