



## Valutazioni per la Radiodiagnostica convenzionale

R. Ropolo – P. Isoardi

## Utile valutare la dose

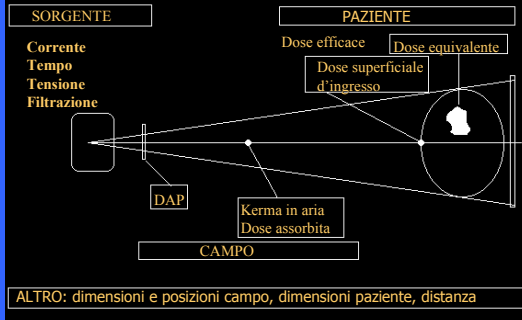
- Ottimizzazione delle procedure radiologiche
- Valutazione rischio/beneficio per programmi di screening
- Valutazione rischio/beneficio per programmi di ricerca
- Ottemperanza alla legge
- Rari casi *ad personam*

## Il D.Lgs. 187/2000 impone:

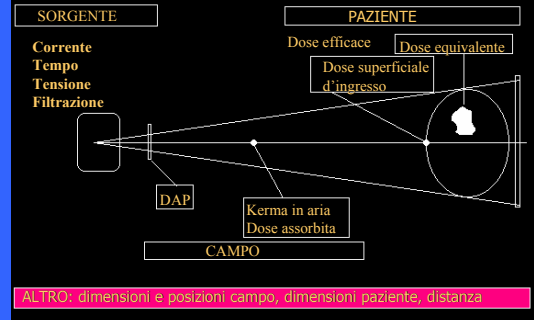
- la verifica dei livelli diagnostici per tutti i casi in cui sono definiti (art.4, comma 3)
- l'esecuzione di programmi di garanzia della qualità nonché di valutazione della dose al Paziente (art.8, comma2)
- l'esecuzione di periodiche valutazioni dosimetriche per le pratiche speciali (art.9, comma 3)

## Possibili valutazioni

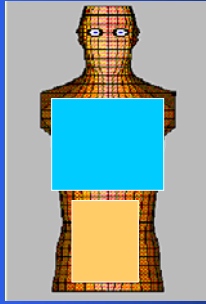
- Reale valutazione della dose al paziente o al paziente standard
  - ↳ Uso di grandezze che stimano il rischio (Dose efficace, Dose equivalente)
- Valutazione/misura di descrittori di dose
  - ↳ Uso di grandezze correlate che permettano confronto



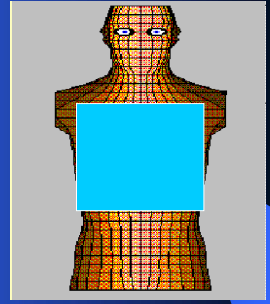
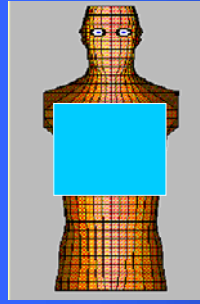
Parametri e grandezze da considerare



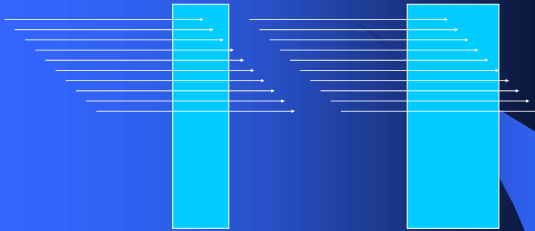
Dipendenze dai parametri



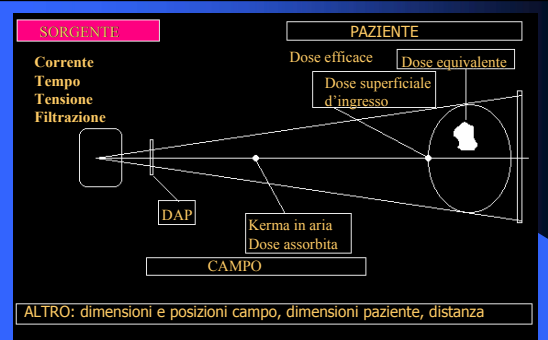
- La dose dipende da quanti e quali organi sono compresi nel fascio



- La dose dipende dalle dimensioni del paziente (conformazione)

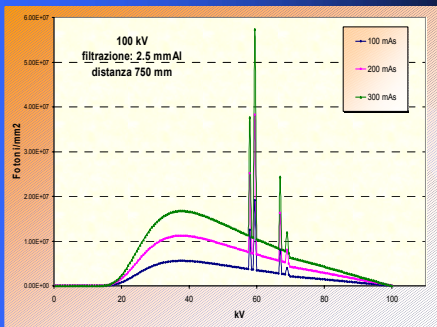


- La dose dipende dalle dimensioni del paziente (spessore)

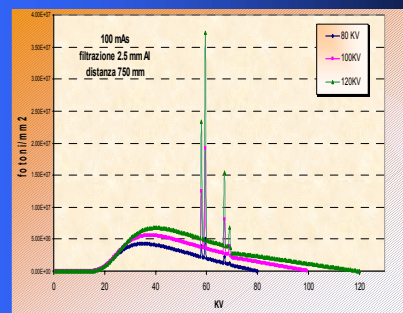


Dipendenze dai parametri

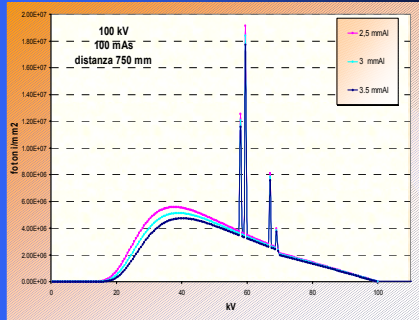
## Spettro f(mAs)



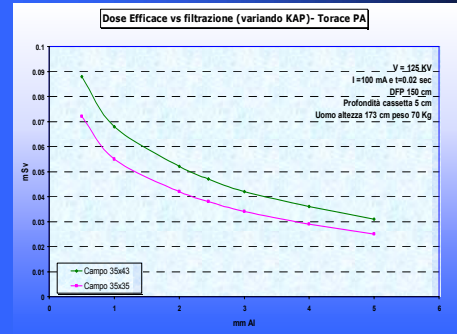
## Spettro f(kV)



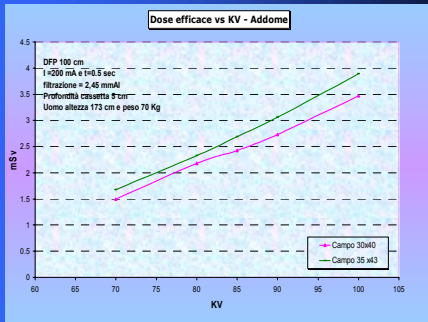
## Spettro f(mm Al)



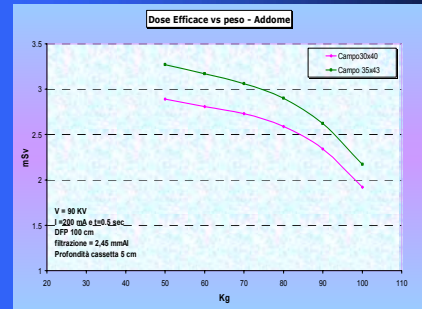
## Dipendenza dose da mm Al



## Dipendenza dose da kV



## Dipendenza dose da peso



## Nota Bene

Le osservazioni fatte sono relative alle variazioni dei singoli parametri. Nella pratica la ricerca di una buona qualità dell'immagine porta a modificare in modo complesso i parametri di sorgente.

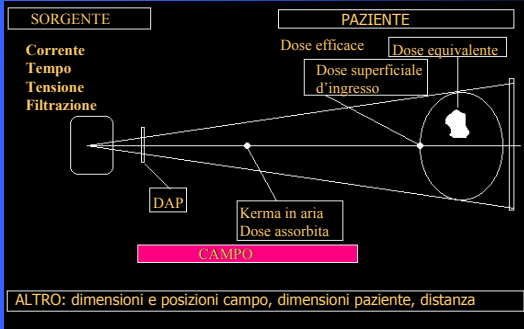
La grandezza di sorgente che "contiene" tutte le informazioni è la **FLUENZA DI ENERGIA**

## FLUENZA DI ENERGIA

L'energia portata dai fotoni nel campo di radiazione è espressa dalla fluenza di energia

$$\Psi = dR/da$$

dove  $dR$  è l'energia radiante entrante in una sfera di sezione  $da$



### Grandezze di campo

## KERMA IN ARIA

Somma delle energie cinetiche iniziali di tutte le particelle cariche prodotte da particelle indirettamente ionizzanti in un dato volume di massa  $dm$  ed è legato alla fluenza di energia attraverso il coefficiente di trasferimento di energia massico ( $\mu_{tr}/\rho$ ) del mezzo (nella fattispecie aria):

$$K_{air} = \Psi \cdot (\mu_{tr}/\rho)_{air}$$

## KERMA IN ARIA

A causa del fenomeno di bremsstrahlung non tutta l'energia cinetica dei secondari viene rilasciata localmente ma una frazione  $g$  viene trasferita attraverso fotoni: per le energie in gioco in radiodiagnostica tale frazione è dell'ordine di  $10^{-4}$ .

## DOSE ASSORBITA

Energia ceduta per unità di massa, legata alla fluenza di energia attraverso il coefficiente di assorbimento di energia massico  $\mu_{en}/\rho$  del mezzo:

$$D_{air} = \Psi \cdot (\mu_{en}/\rho)_{air}$$

$$(\mu_{en}/\rho)_{air} = (1-g) \cdot (\mu_{tr}/\rho)_{air}$$

Nelle condizioni di equilibrio di particelle cariche e per le situazioni in cui la frazione di energia persa  $g$  è trascurabile,  $K$  e  $D$  coincidono.

## Dose assorbita (kerma) incidente in aria

Dose assorbita (o kerma) in aria sull'asse del fascio alla distanza fuoco-pelle (FSD). Tali grandezze sono legate alla dose in aria  $D_{air}$  (o al kerma  $K_{air}$ ) misurati ad una distanza  $d$  dal fuoco, dalle relazioni:

$$ID_{air} = D_{air} \cdot d^2 / FSD^2$$

$$IK_{air} = K_{air} \cdot d^2 / FSD^2$$

## Dose assorbita (kerma) incidente in aria

Tali grandezze non tengono in considerazione:

- Radiazione retrodiffusa dal paziente
- Dimensioni e posizionamento del fascio

Non possono essere utilizzate per una valutazione diretta del rischio

## Dose assorbita (kerma) incidente in aria

Tali grandezze possono però costituire un parametro di confronto per metodiche in cui non varino dimensioni e posizione del fascio

Esistono tabulazioni che per esami radiologici standardizzati forniscono la dose agli organi a partire da esse

## PRODOTTO DOSE AREA

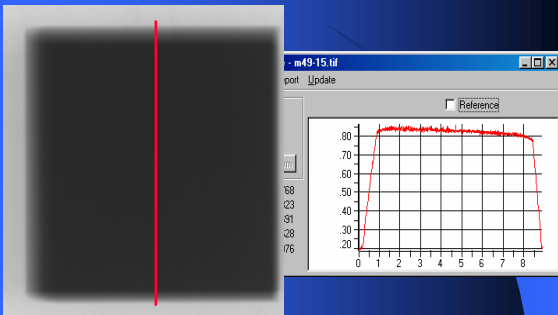
Definita come l'integrale della dose assorbita in aria sull'area A del fascio:

$$DAP = \int_A D_{air}(A) dA$$

nel caso di fascio uniforme la relazione diventa semplicemente:

$$DAP = D_{air} \cdot A$$

## UNIFORMITA' DEL FASCIO



## PRODOTTO DOSE AREA

Importante proprietà invariantiva:



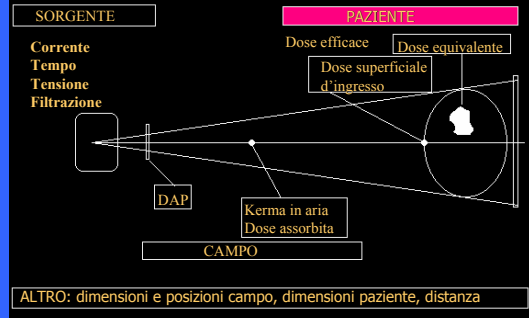
Misurabile in ogni posizione

## PRODOTTO DOSE AREA

Importante perché contiene informazioni sulla dose e sulla collimazione del fascio.

Può essere integrata su esposizioni successive per esami complessi

Sono disponibili tabulazioni che forniscono la dose agli organi in funzione del DAP



Grandezze legate al paziente

## DOSE SUPERFICIALE D'INGRESSO

Dose assorbita in aria sull'asse del fascio nel punto d'ingresso del paziente, tenendo conto del contributo dovuto alla retrodiffusione, è legata alla dose assorbita incidente in aria dalla relazione:

$$ESD = ID_{air} \cdot BSF$$

**BSF** è il fattore di retrodiffusione

## Fattore di retrodiffusione

Dipende da

- Qualità del fascio
- Distretto corporeo irradiato
- Dimensioni paziente
- Dimensioni del fascio

$$BSF = 1.2 - 1.5$$

Valore indicato da linee guida europee:  
1.35

## ENERGIA IMPARTITA ( $\epsilon$ )

- non direttamente misurabile
- è un'indicazione dell'energia depositata nel paziente e quindi un buon indice della dose efficace
- viene valutata utilizzando un descrittore di dose ( $DAP$ ,  $ESD$ ,  $D_{air}$ ) moltiplicato per un fattore tabulato che tiene conto delle caratteristiche del fascio, delle dimensioni del paziente e della proiezione utilizzata.

## Dose assorbita agli organi

- Grandezza raccomandata dalla ICRP come indicatore di probabilità di insorgenza di effetti stocastici
- Non direttamente misurabile
- Si utilizzano metodi matematici o misure in fantoccio per ottenere valori normalizzati a grandezze direttamente misurabili

## DOSE EFFICACE

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

$D_{T,R}$  è la dose assorbita mediata sull'organo o tessuto T, dovuto alla radiazione R,  $w_R$  e  $w_T$  sono rispettivamente i fattori peso per i tipi di radiazione presente e per i tessuti od organi interessati.

VERA STIMA DEL RISCHIO

## METODI DI MISURA

### Metodi consueti

- Correzioni per assorbitori (es. tavolo)
- Corretta taratura della strumentazione

Grandezze caratteristiche di ogni tubo e quindi necessità di determinare l'output del singolo tubo per le diverse condizioni d'uso

## Dose assorbita (kerma) incidente in aria

- Misura eseguita con c.i. rivelatori s.s.
- Misura eseguita in aria in un punto rappresentativo dell'ingresso al paziente nelle condizioni di esposizione dell'esame radiologico considerato
- In alternativa i valori di  $ID_{air}$  o  $IK_{air}$ , per determinate condizioni di esposizione, possono essere derivati da misure di dose in aria con le opportune correzioni (d, kV) eventualmente normalizzate al mAs.

## PRODOTTO DOSE AREA

- Misura eseguita con camera a trasmissione

### Particolari attenzioni a:

- Trasparenza ottica
- Basso assorbimento (<1%)
- Posizionamento tale da intercettare l'intero fascio (slitta collimatori)

## DOSE SUPERFICIALE D'INGRESSO

- Misura diretta con TLD
- Misura indiretta (misura di dose assorbita incidente in aria corretta per il fattore di retrodiffusione)

Linee guida europee ammettono l'uso di entrambi i metodi

## Misura con TLD

- Posizionamento sulla cute del paziente in posizione centrale del fascio
- Per ogni procedura radiologica la misura va eseguita su almeno 10 pts (67-73 kg)
- Il valor medio ottenuto è considerato una stima di EDS per il paziente standard

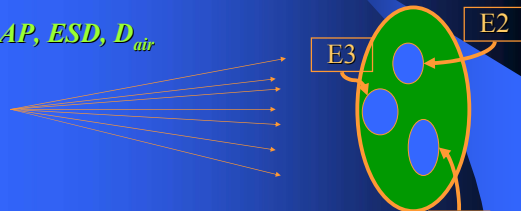
## Misura indiretta

- Determinazione della dose assorbita incidente in aria ovvero misura di dose in aria (correzioni)
- Determinazione della dose superficiale d'ingresso

## STIME DI DOSE

Si utilizzano metodi matematici o misure in fantoccio per ottenere valori normalizzati a grandezze direttamente misurabili.

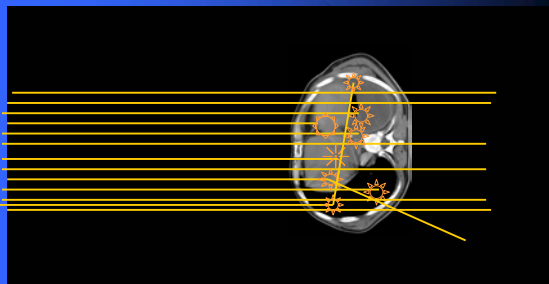
$DAP, ESD, D_{air}$



## METODO MONTE CARLO

- Estrazione casuale della direzione e dell'energia dei fotoni
- Determinazione casuale del punto di interazione
- Determinazione casuale dell'evento
- Attribuzione all'organo interessato dell'energia rilasciata
- Determinazione di direzione ed energia di eventuali fotoni scaterati

## Metodo Monte Carlo



## Fantocci, definizione degli organi

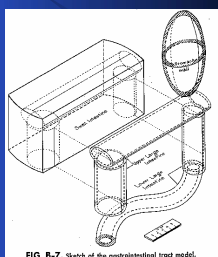
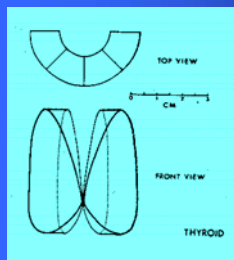


FIG. B-7. Sketch of the gastrointestinal tract model.

(Recentemente organi desunti da immagini TC)

## Fantocci, modelli

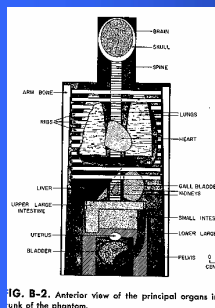


FIG. B-2. Anterior view of the principal organs in the trunk of the phantom.

MIRD

NRPB II

## MODELLI

Fantoccio/metodo	Dosi normalizzate a
MIRD ermafrodita/ICRP,FDA	IK
Cristy ermafrodita/NRPB	ESD, DAP
ADAM, EVA/GSP	ID
Gkanatsios e Huda	DAP, $\epsilon$
Ranniko et al.	DAP

## Metodo ICRP/FDA

- Basato su simulazioni M.C. per 8 organi e per 26 esami.
- Utilizzabile per adulto maschio/femmina, bambini 1- 5 anni
- La tabulazione fornisce la dose agli organi per 1 Gy di kerma incidente in aria per diverse dimensioni della cassetta e diverse qualità di fascio



## Pregi e difetti ICRP/FDA

### PREGI

Grande numero  
esami tabulati  
Semplicità d'uso

### DIFETTI

Notevole  
discretizzazione dei  
parametri tabulati  
Numero limitato di  
organi  
Incompletezza delle  
tabelle

## Metodo NRPB-I

- Basato su simulazioni M.C. (20 organi e per 12 esami)
- Utilizzabile solo per adulto ermafrodita
- La tabulazione fornisce la dose agli organi in funzione della dose d'ingresso superficiale

## Pregi e difetti NRPB-I

### PREGI

Grande numero  
di organi  
Semplicità d'uso

### DIFETTI

Notevole  
discretizzazione dei  
parametri tabulati  
Numero limitato di  
esami tabulati  
Limitatezza delle  
combinazioni  
Non distinzione sessi

## Metodo NRPB-II

- 20 organi e 23 esami, numerose combinazioni proiezione / formato pellicola
- Utilizzabile anche per radiologia pediatrica
- La tabulazione fornisce la dose agli organi in funzione della dose d'ingresso superficiale o della DAP

Limitazione: calcola dose efficace e non ai singoli organi (dose al feto impossibile)

## Metodo GSF

- Si differenzia dall'NRPB essenzialmente per la zona tiroidea e per le differenze tra ADAM ed EVA
- Utilizzato in modo specifico per le applicazioni di scopia
- Valori dati per un numero limitato di spettri

## ALTRI METODI

>I modelli visti:

Sono semplici ma limitati a causa della discretizzazione delle tabulazioni

Sono stati proposti metodi di stima della dose che interpolano dati tabulati ovvero modelli di tipo adattivo

## Metodo di Gkanatsios e Huda

- Basato su algoritmo che tiene conto di dimensioni e qualità del fascio, della tensione e del peso del paziente.

- La dose efficace è calcolata come

$$E = \varepsilon \cdot (E/\varepsilon) \cdot 70.9/M$$

Dove i valori normalizzati ( $E/\varepsilon$ ) sono tabulati per diversi esami ed  $M$  è la massa del paziente

## Metodo di Gkanatsios e Huda

L'energia impartita è data da:

$$\varepsilon = \omega(z, kV, HVL) \cdot DAP$$

dove  $z$  è lo spessore del paziente e  $kV$ ,  $HVL$  i parametri di esposizione ed il fattore  $\omega$  è ottenibile da una funzione lineare del tipo:

$$\omega(z, kV, HVL) = \alpha(z, kV) \cdot HVL + \beta(z, kV)$$

dove  $\alpha$  e  $\beta$  sono valori tabulati

## Pregi e difetti Gkanatsios e Huda

### MAGGIOR PREGIO:

Applicabile a 68 proiezioni con un errore < 20%

### MAGGIOR DIFETTO:

Stima direttamente la dose efficace e non permette la stima per i singoli organi

## Metodo di Ranniko et al.

- Basato su fantoccio adattivo per cui dimensioni e disposizione degli organi variano in funzione di altezza e peso
- Determina dose agli organi e dose efficace con algoritmi di proiezione del fascio
- Non sono disponibili tabulazioni, è disponibile un sw commerciale

## Riepilogo

- Si sono visti alcuni dei numerosi metodi proposti per le valutazioni di dose
- Molti modelli sono semplici e con riferimenti facilmente accessibili
- Le differenze nelle stime possono essere notevoli ma non è possibile indicare un modello "gold standard"
- La scelta dipende dalla disponibilità di strumentazione e bibliografia e dal tipo di stima che si intende effettuare

## CONCLUSIONI

La valutazione della dose al paziente non deve essere uno sterile esercizio volto alla ricerca di una precisione estrema

Deve essere messa in pratica con metodi semplici ed efficaci che permettano il raggiungimento dei veri scopi radioprotezionistici:

L'ottimizzazione degli esami radiologici  
La diminuzione della dose alla popolazione