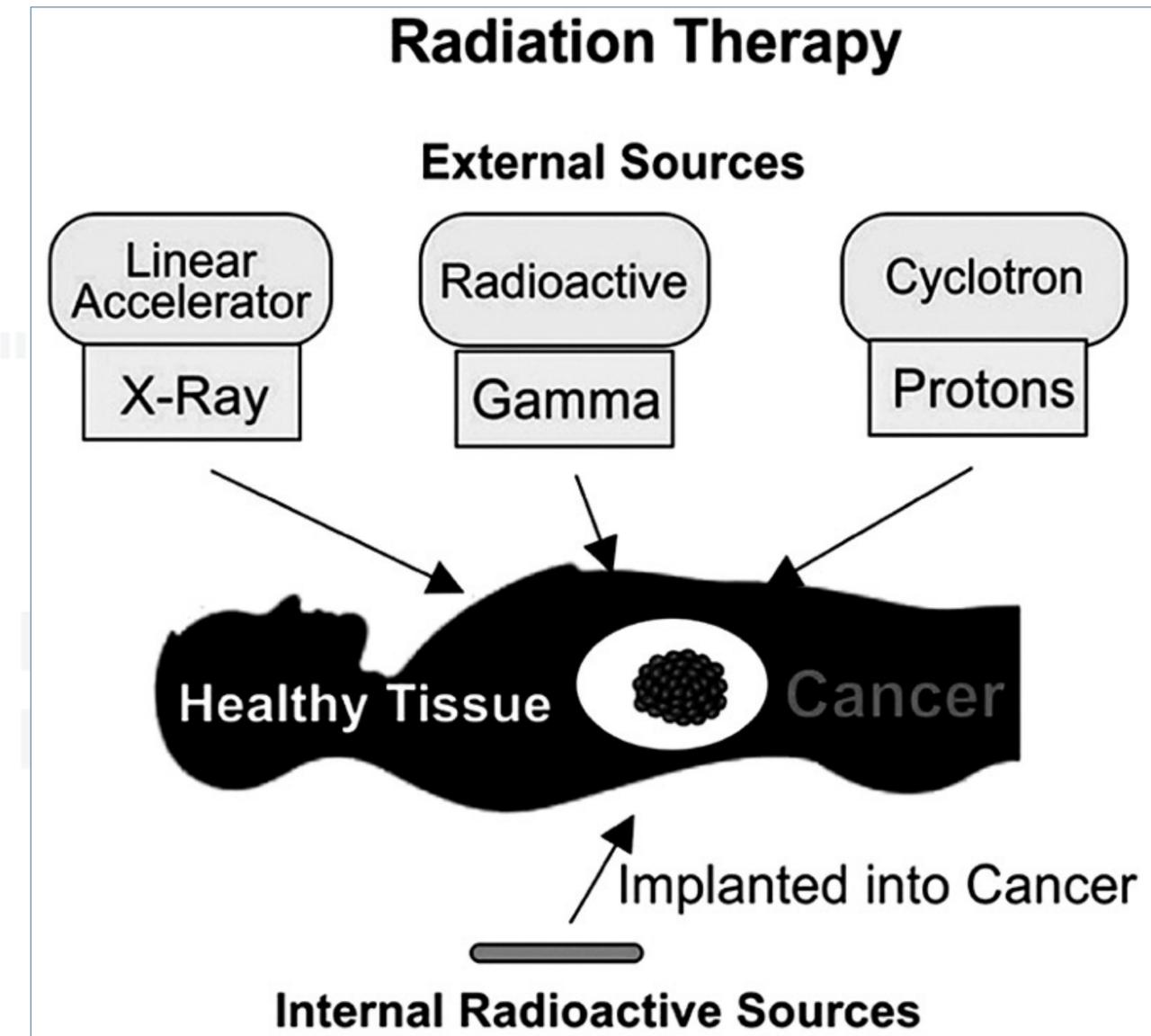


RADIOTERAPIA

Trattamento dei tumori con radiazioni ionizzanti

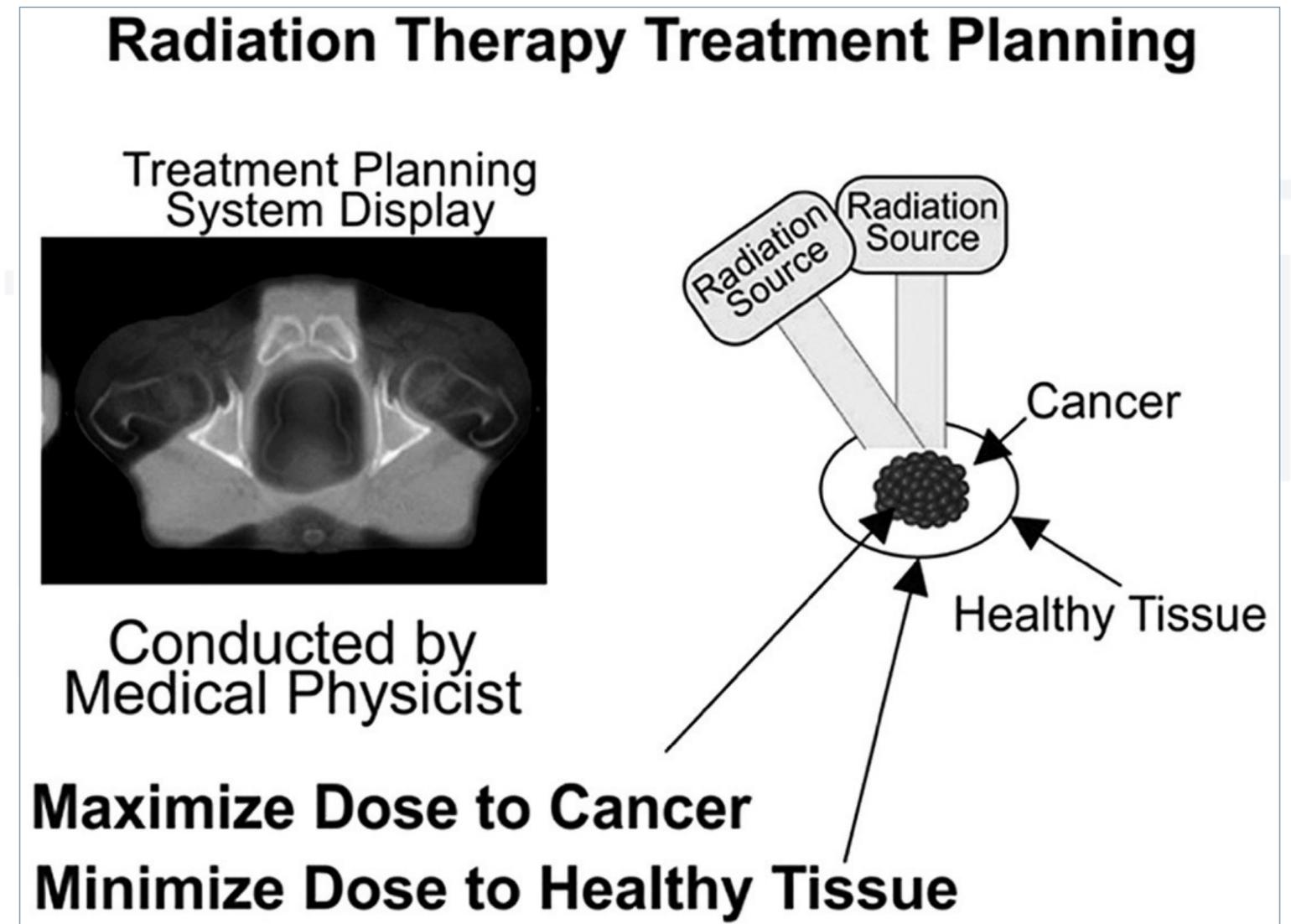
- ✓ Due famiglie di trattamenti
 - Fasci esterni
 - EBRT
 - Brachiterapia e trattamenti radiometabolici
 - BT
- ✓ Trattamenti con fasci esterni
 - Varie sorgenti esterne
 - Varie tipi di radiazione utilizzata



LA PIANIFICAZIONE DEL TRATTAMENTO

Nel caso di fasci esterni

- ✓ Il medico seleziona le zone da trattare e gli organi a rischio
 - Ad esempio midollo osseo
- ✓ Il fisico medico predispose il piano di trattamento che meglio risponde al caso clinico
 - fasci multipli
 - intensita' localmente modulata del fascio (IMRT)
 - tipo di radiazione (fotoni, elettroni, altro)



MARIE CURIE

Una pioniera

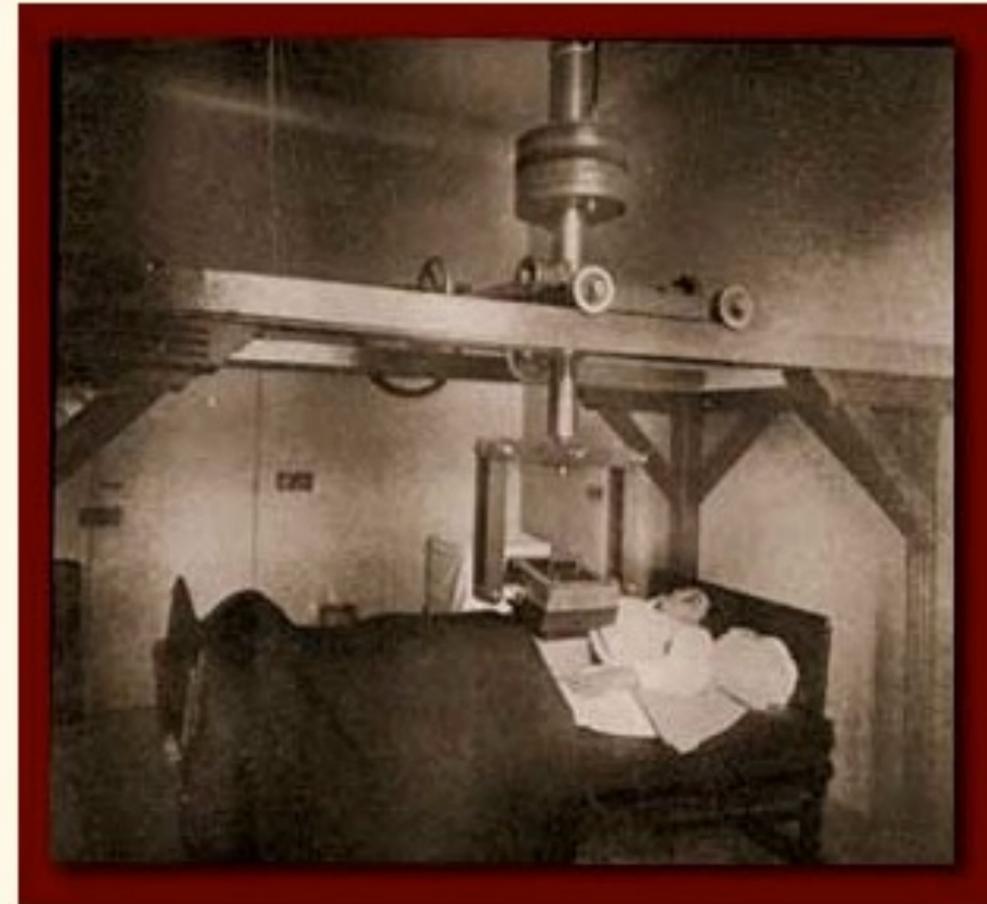
- ✓ Dalla scoperta del Radio alla sua applicazione passano pochi anni
- ✓ Primi trattamenti nel 1898

Marie Curie

In Her Own Words



Radium Therapy



RADIAZIONI IONIZZANTI, DOSE E DOSIMETRIA

Basi fisiche della radioterapia oncologica

Le radiazioni ionizzanti sono utilizzate in imaging diagnostico e nel trattamento delle patologie oncologiche

- ✓ Nel primo caso si sfrutta le proprietà di attenuazione dei raggi X da parte dei tessuti
- ✓ Nel secondo caso è la capacità di danneggiare le strutture biologiche ad essere utilizzata

Energie utilizzate

- ✓ Fotoni ed elettroni: 10 keV - 25 MeV
- ✓ Neutroni fino a 100 MeV
- ✓ Protoni fino a 300 MeV
- ✓ Particelle cariche fino a $400 \text{ MeV}/m_u$



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

RADIAZIONE DIRETTAMENTE E INDIRETTAMENTE IONIZZANTE

Radiazioni direttamente ionizzanti

- ✓ Particelle cariche
 - Elettroni, protoni, α , ioni

Radiazioni indirettamente ionizzanti

- ✓ Fotoni, neutroni
 - Raggi X, raggi γ



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

INTERAZIONI FOTONI-MATERIA

Una ricapitolazione con attenzione specifica all'energia in gioco

- ✓ Attenuazione del fascio primario: assorbimento + diffusione

$$N(x, E) = N_0 e^{-\mu(E)x}$$

- Effetti dipendenti dall'energia

- Fotoelettrico

- Compton

- Produzione di coppie

- ❖ Lo scattering coerente e' di interesse per la radiologia ma non trasferisce energia ai tessuti

$$\mu = N_a \sigma = \frac{1000 N_A \rho}{A} \sigma \quad [\text{unit: m}^{-1}]$$

N_a numero di atomi per
unita' di volume

A peso atomico



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare

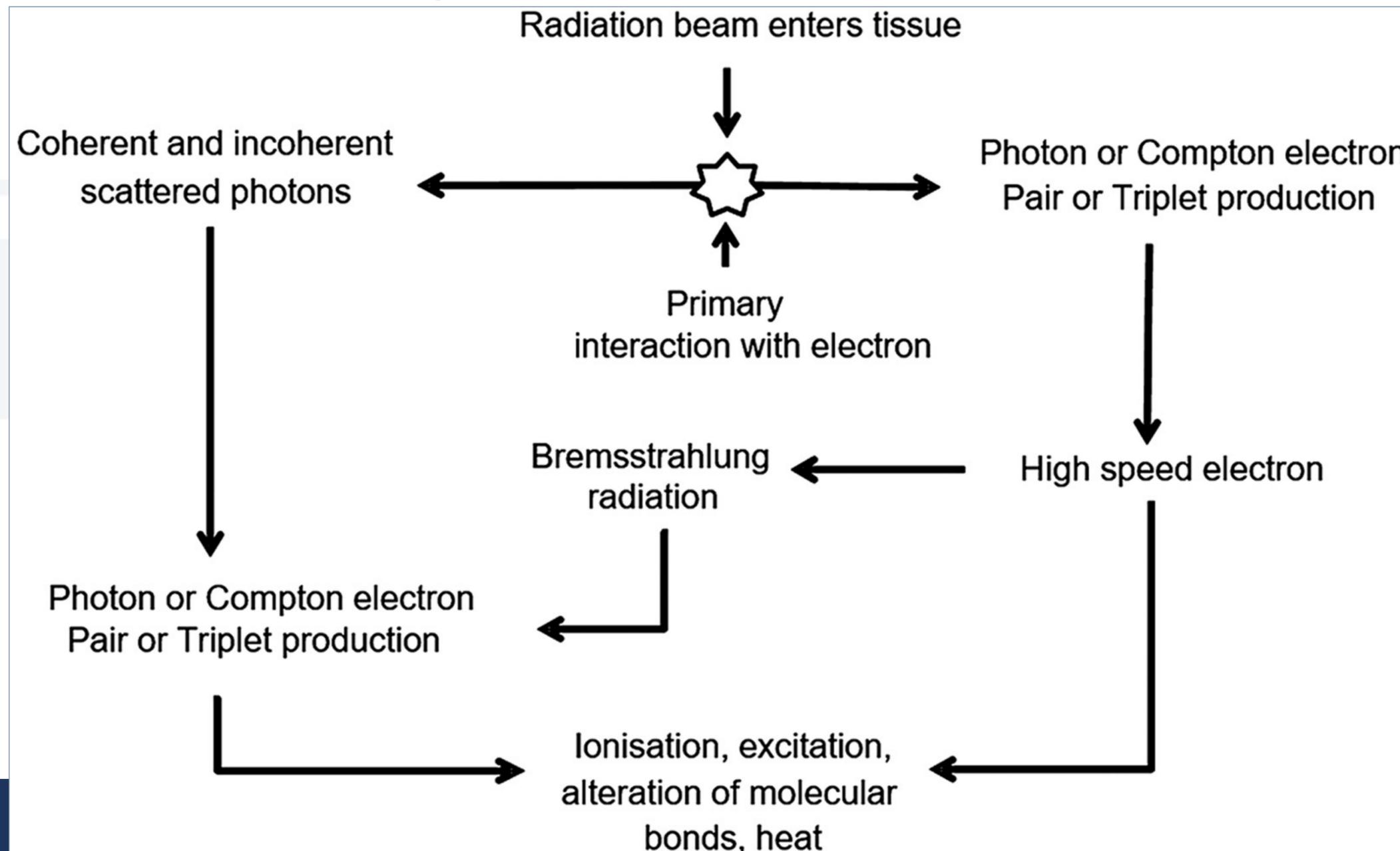


UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

INTERAZIONI FOTONI-MATERIA

Una ricapitolazione con attenzione specifica all'energia in gioco

- ✓ **Attenuazione del fascio primario: assorbimento + diffusione**



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

COEFFICIENTE DI TRASFERIMENTO DI ENERGIA

In dosimetria l'energia media trasferita come energia cinetica alle particelle cariche secondarie non e' la grandezza finale di interesse

$$\mu_{tr} = \mu \frac{(\bar{\epsilon}_{hv})_{tr}}{hv}$$

$(\bar{\epsilon}_{hv})_{tr}$

- energia che un fotone di energia hv trasferisce in media a particelle cariche secondarie



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

COEFFICIENTE DI ASSORBIMENTO DI ENERGIA

- ✓ In dosimetria interessa conoscere l'energia media assorbita localmente

$$\mu_{en}/\rho = \mu_{tr}/\rho(1 - \bar{g})$$

- ✓ g medio e' la frazione dell'energia cinetica delle particelle cariche secondarie persa, in media, a seguito di processi radiativi lungo il loro percorso nel mezzo
 - principalmente bremsstrahlung
 - g medio e' trascurabile in radiologia ma significativo nelle condizioni della radioterapia



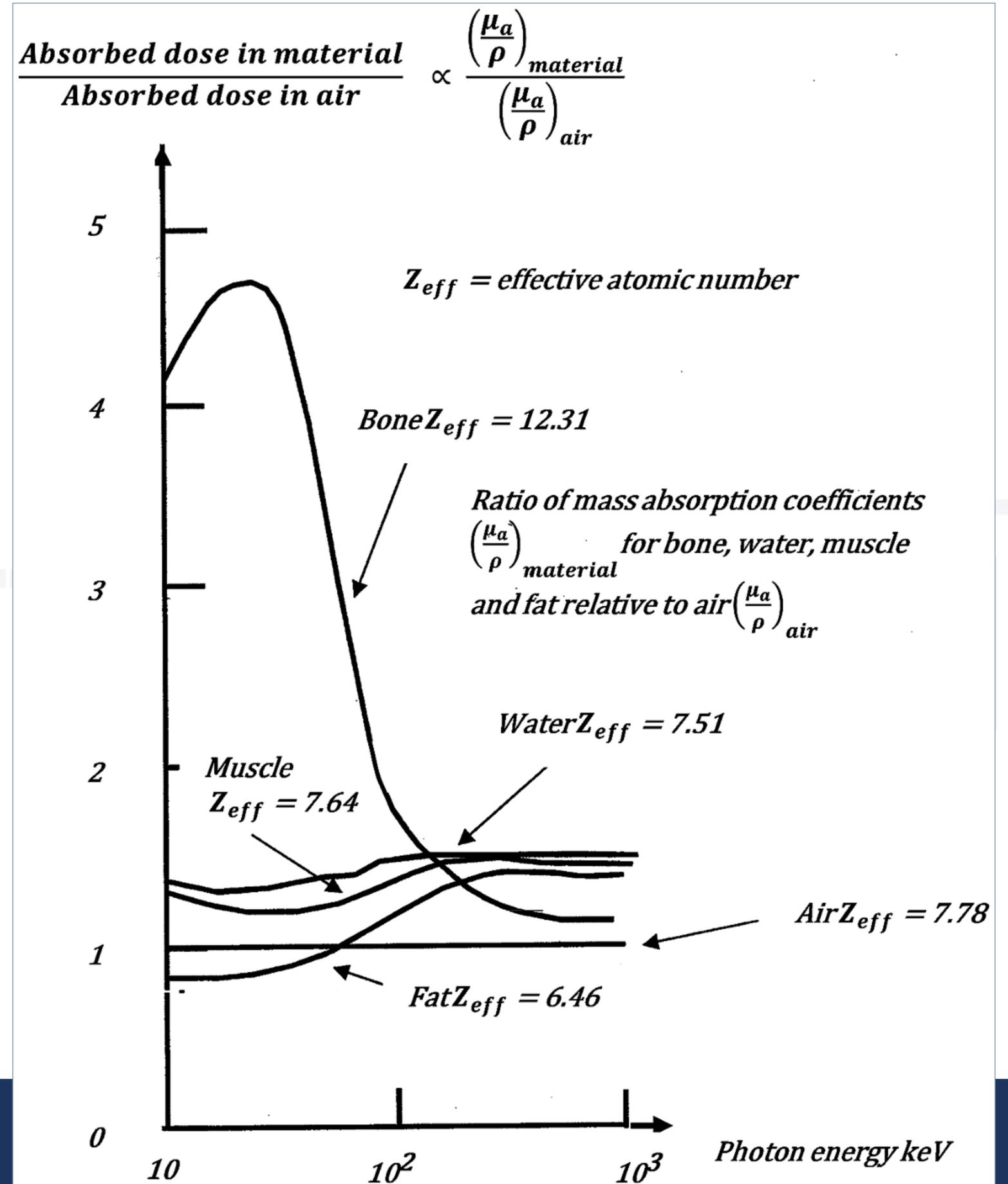
Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

COEFFICIENTE DI ASSORBIMENTO DI ENERGIA

- ✓ L'aria e' un buon materiale per in cui misurare la dose
- ✓ L'acqua simula bene il muscolo



INTERAZIONI PARTICELLE CARICHE-MATERIA

- ✓ Particelle cariche: direttamente ionizzanti
 - Depositano energia per interazione coulumbiana con gli elettroni
 - Gli elettroni perdono energia per collisioni o perdite radiative
 - ❖ Oppure fanno scattering elastico
- ✓ Le particelle cariche piu' usate in radioterapia sono gli elettroni
 - 4-25 MeV in EBRT
 - 10 keV - 2 MeV in brachiterapia
- ✓ Per le particelle cariche si usa la "continuous slowing down approximation" CSDA
 - Modello radicalmente diverso dall'attenuazione dei fotoni
 - In materiali a basso Z gli elettroni hanno una sezione d'urto 5 ordini di grandezza maggiore dei fotoni



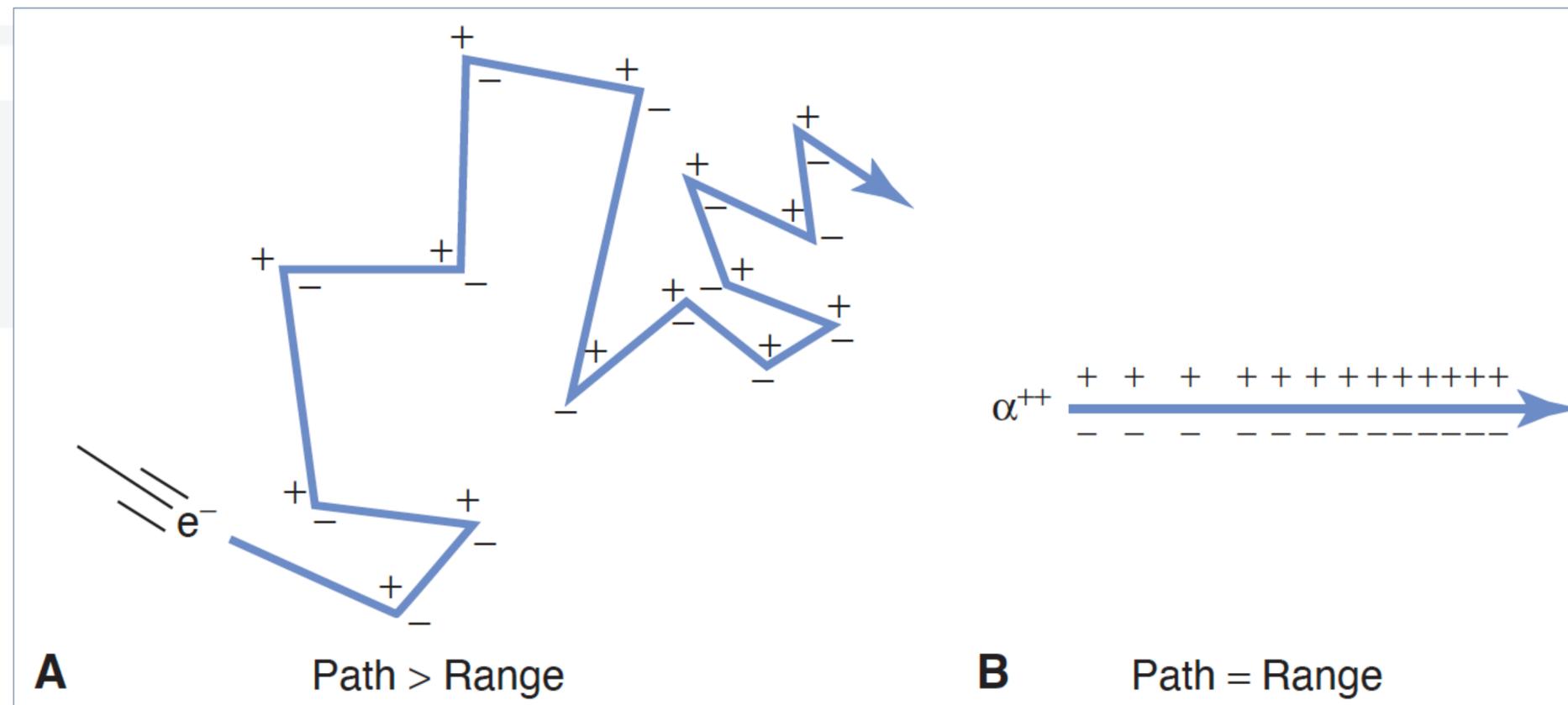
Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

CAMMINO DELLE PARTICELLE CARICHE (TRACK)

- ELETTRONI
 - INTERAZIONI COULOMBIANE DETERMINANO DEFLESSIONI E IONIZZAZIONE/ECCITAZIONE
- IONI PESANTI
 - TRAIETTORIA RETTILINEA DENSAMENTE IONIZZATA



Path

✓ spazio percorso

Range

✓ Distanza di penetrazione



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare

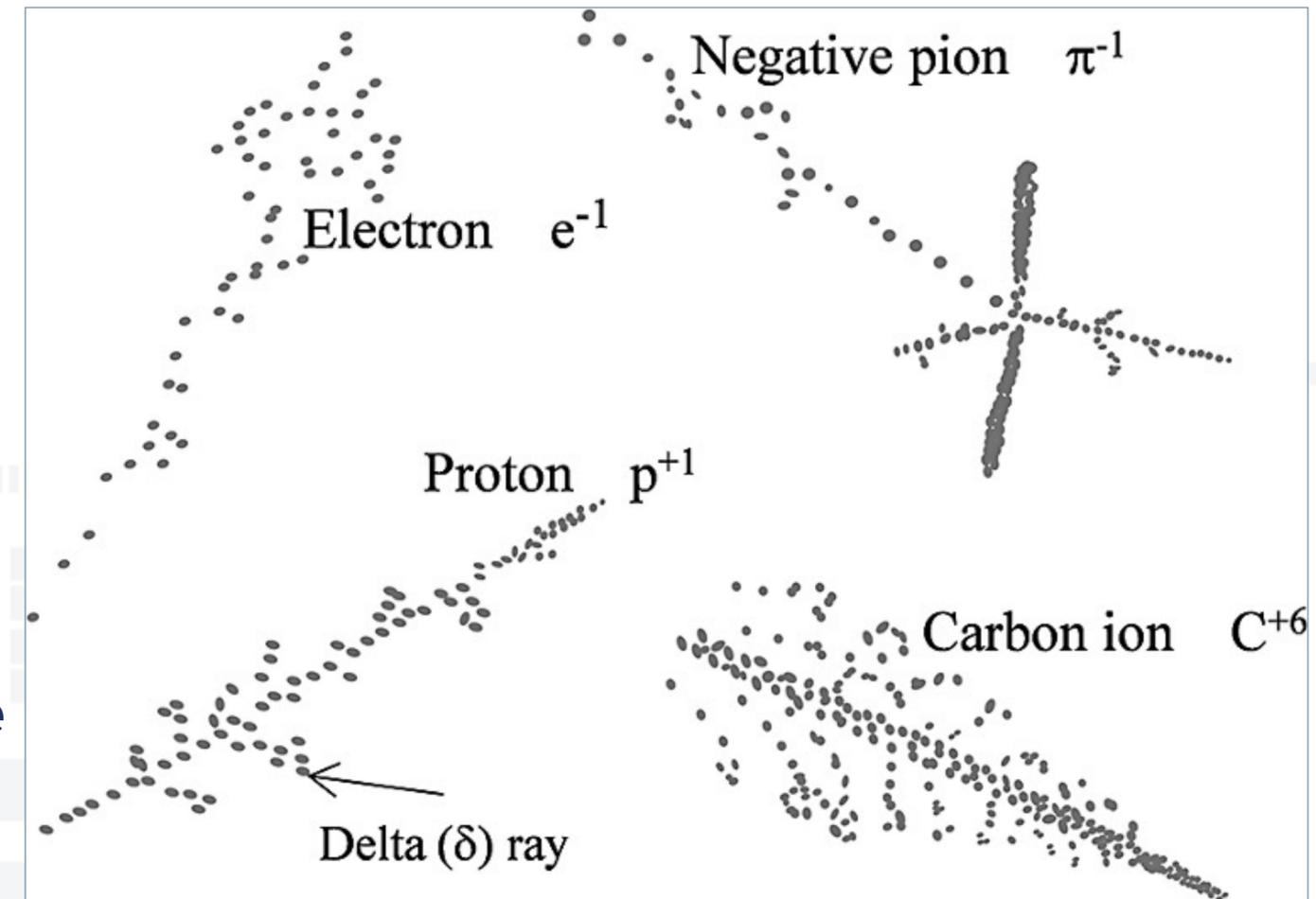


UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

CAPACITA' DI PENETRAZIONE

Il cammino delle particelle cariche

- ✓ Elettroni veloci: cammino tortuoso
 - Eventi di ionizzazione distribuiti casualmente nella scala delle dimensioni di una cellula
- ✓ Particelle cariche hanno maggior densita' di ionizzazione
 - Raggi δ sono elettroni con energia sufficiente a generare tracce autonome
- ✓ Maggiore densita' di ionizzazione maggiore probabilita' di danno cellulare



I punti rappresentano ionizzazioni



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare

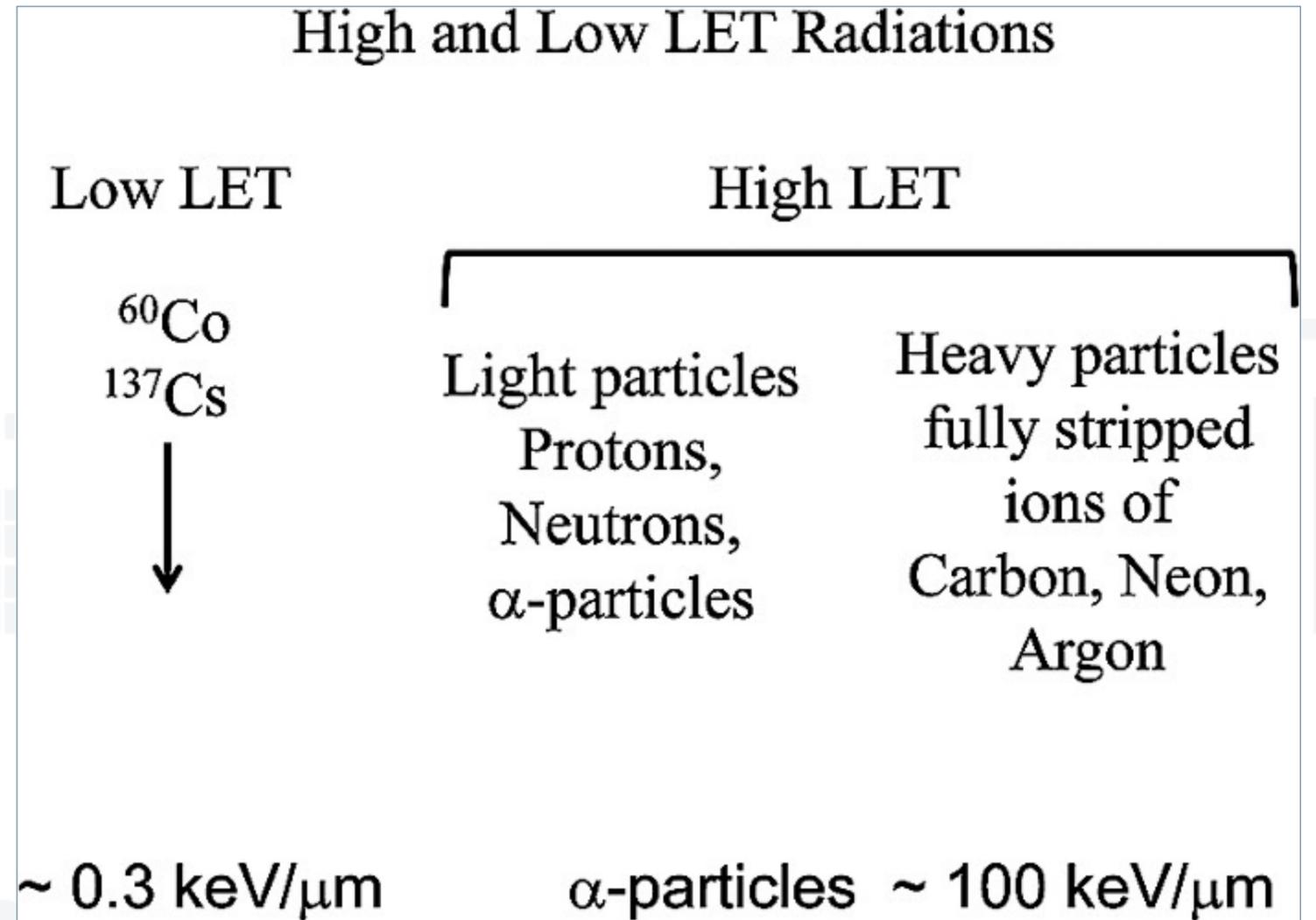


UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

LET: LINEAR ENERGY TRANSFER

$$\text{LET} = dE / dx$$

- ✓ Energia depositata per unita' di spazio percorso
- ✓ Le particelle piu' comunemente usate in radioterapia sono a basso LET



STOPPING POWER

S_{dE}

- ✓ dE e' la frazione di energia che la particella perde attraversando un tratto dx di materiale

$$S_{dE} = \frac{dE}{dx} \text{ MeV cm}^{-1}$$

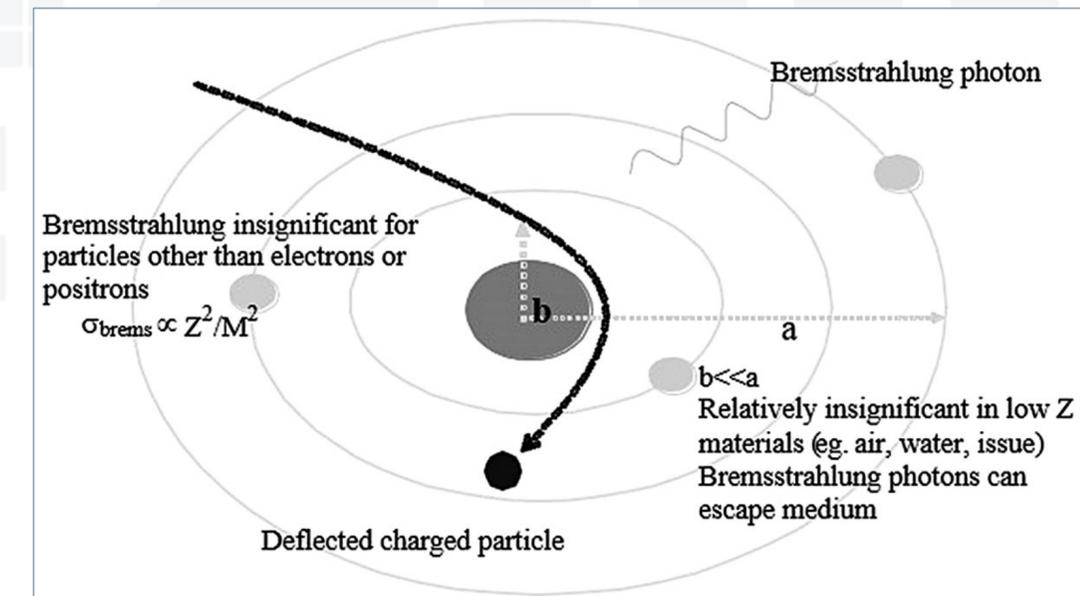
- ✓ Mass stopping power

$$\frac{S}{\rho} = \frac{dE}{\rho dx} \text{ MeV m}^2 \text{ kg}^{-1}$$

- ✓ 2 componenti

- Collisionale
 - ❑ Genera ionizzazione
- Radiativo
 - ❑ Radiazione di bremsstrahlung

$$\frac{S_{tot}}{\rho} = \frac{S_{col}}{\rho} + \frac{S_{rad}}{\rho}$$



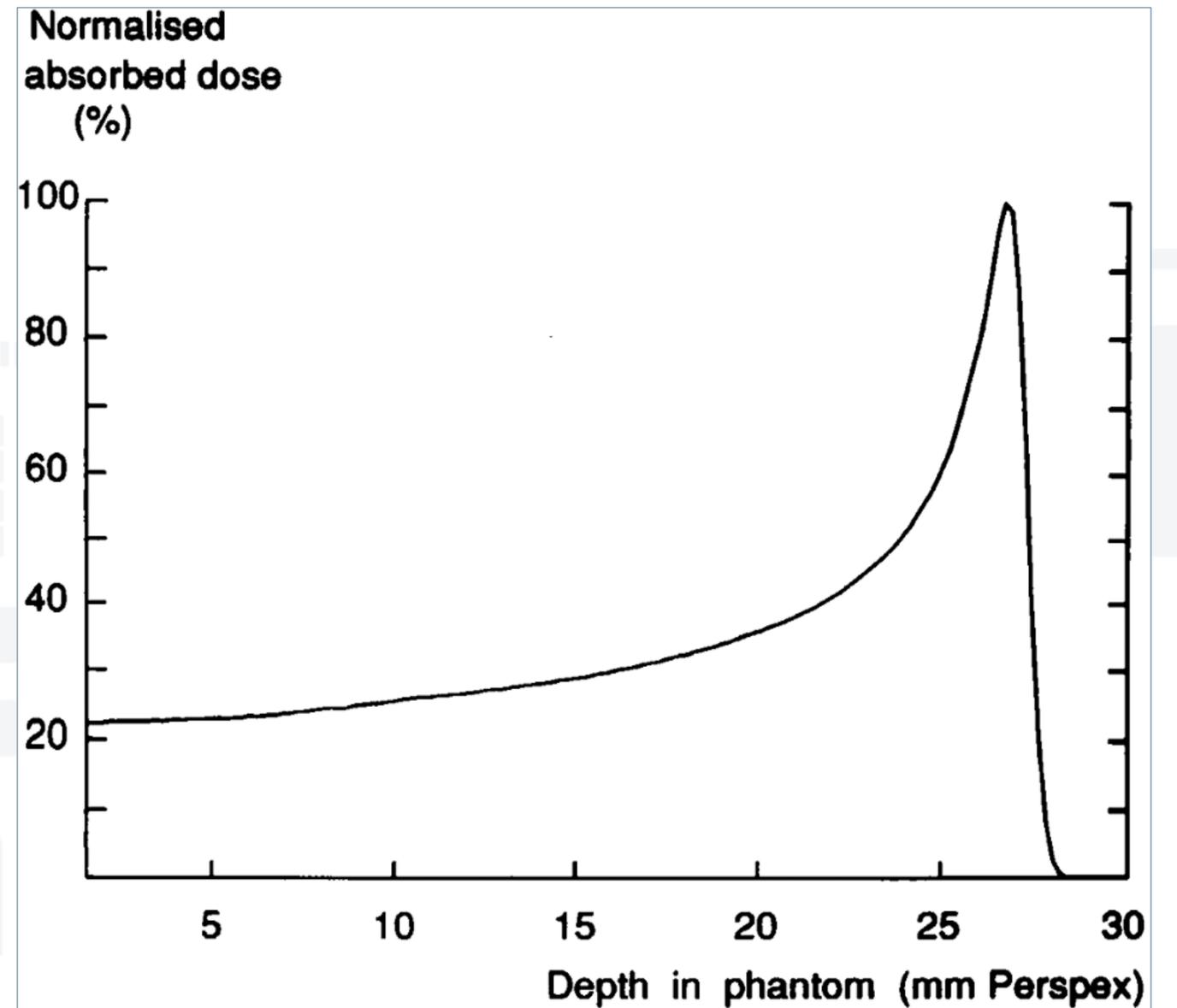
IL PICCO DI BRAG

Il caso dei protoni

Energy versus Range for Protons

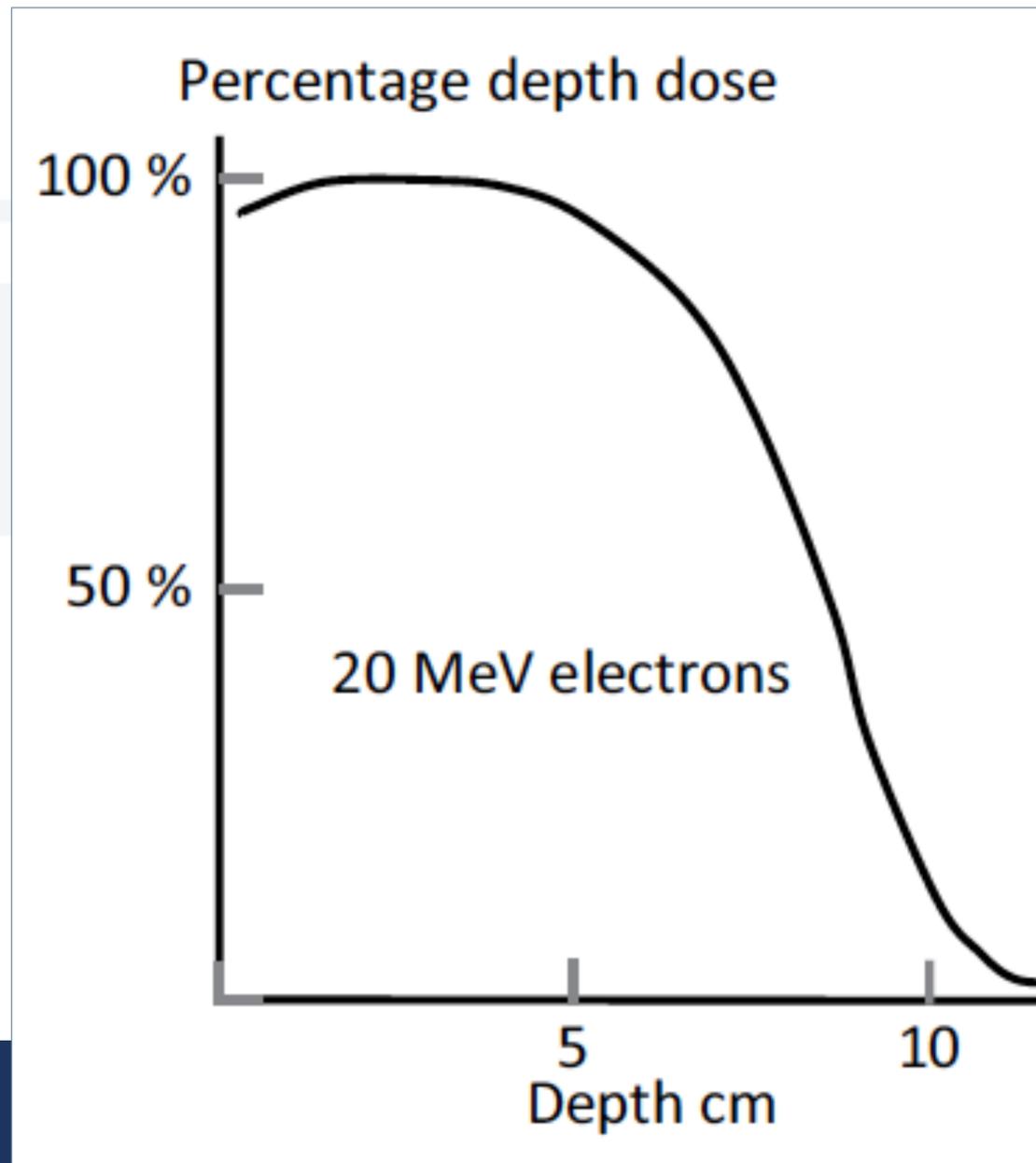
Energy (MeV)	Range in Tissue (cm)
60	3.4
100	8.4
200	28.5

Bragg peak for protons of 200 MeV energy

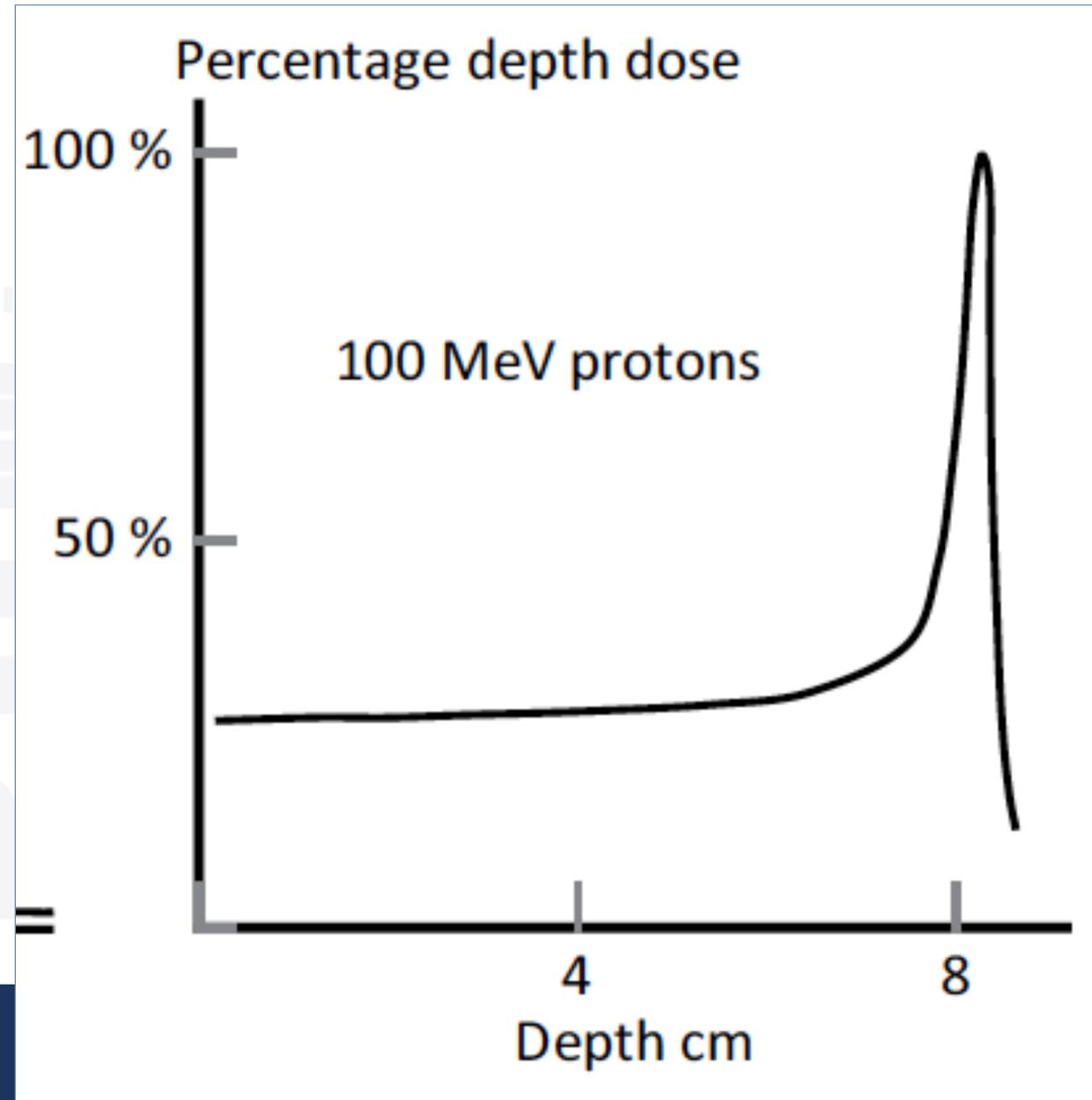


PERCENTUALI DI DOSE IN PROFONDITA'

✓ Elettroni di 20 MeV



✓ Protoni di 100 Mev



PERCENTUALI DI DOSE IN PROFONDITA'

- ✓ I fotoni sono piu' penetranti
- ✓ Elettroni e protoni hanno deposito di energia minimo in profondita'
- ✓ I protoni hanno ridotto deposito di energia in ingresso
 - Gli elettroni non hanno un evidente picco di Brag a causa della cammino contorto

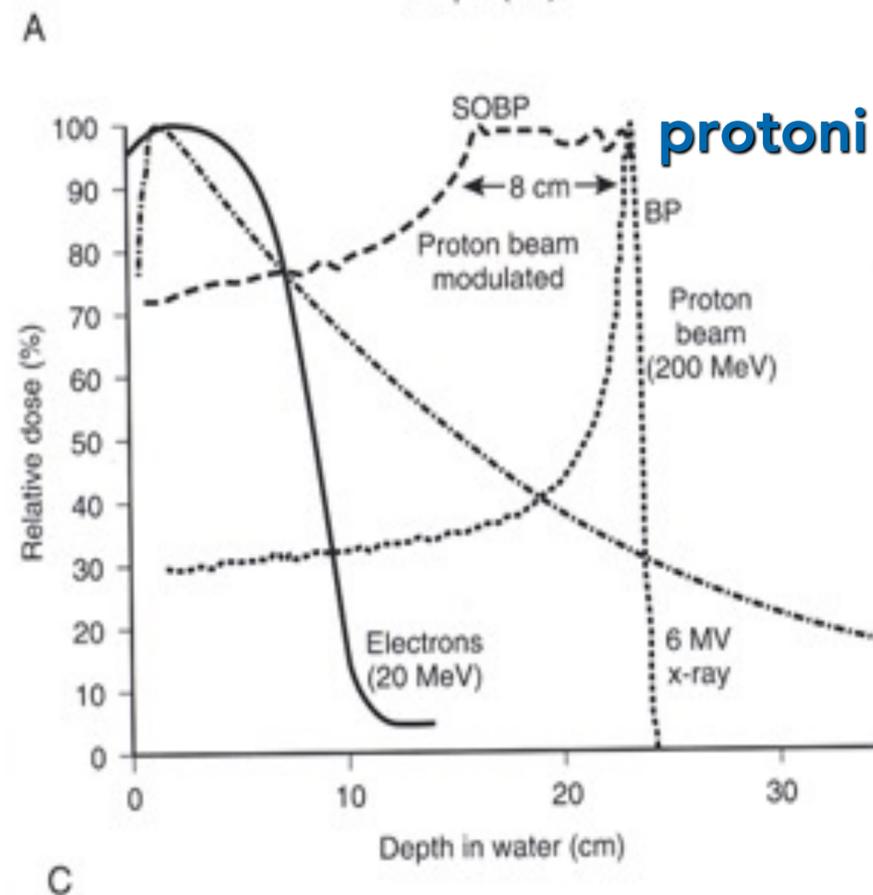
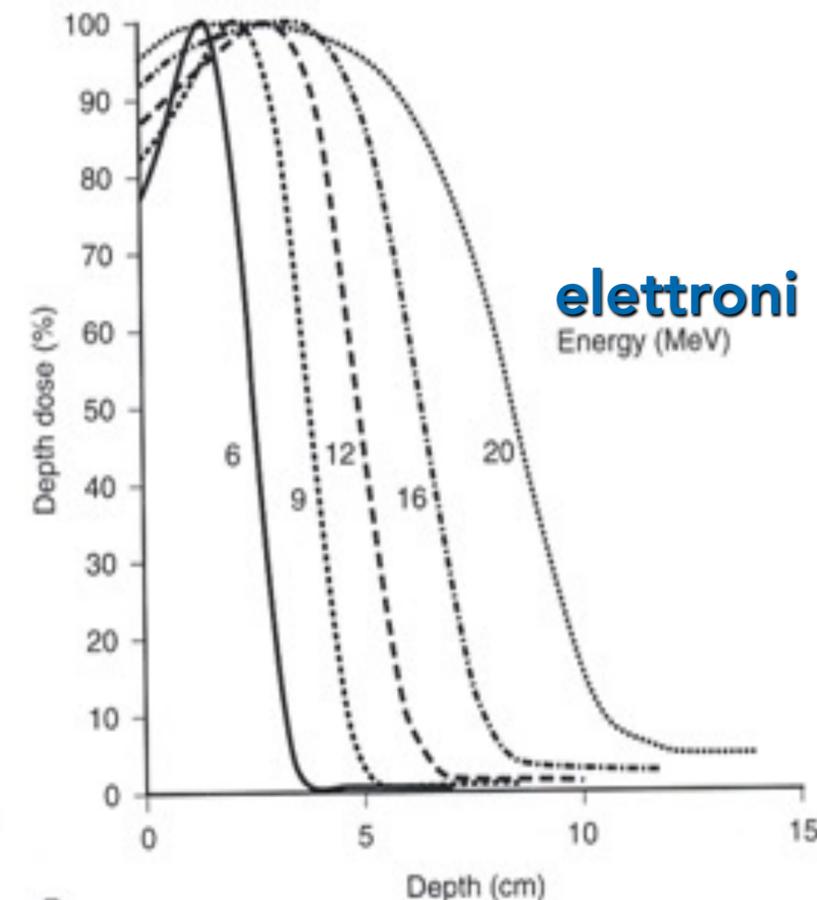
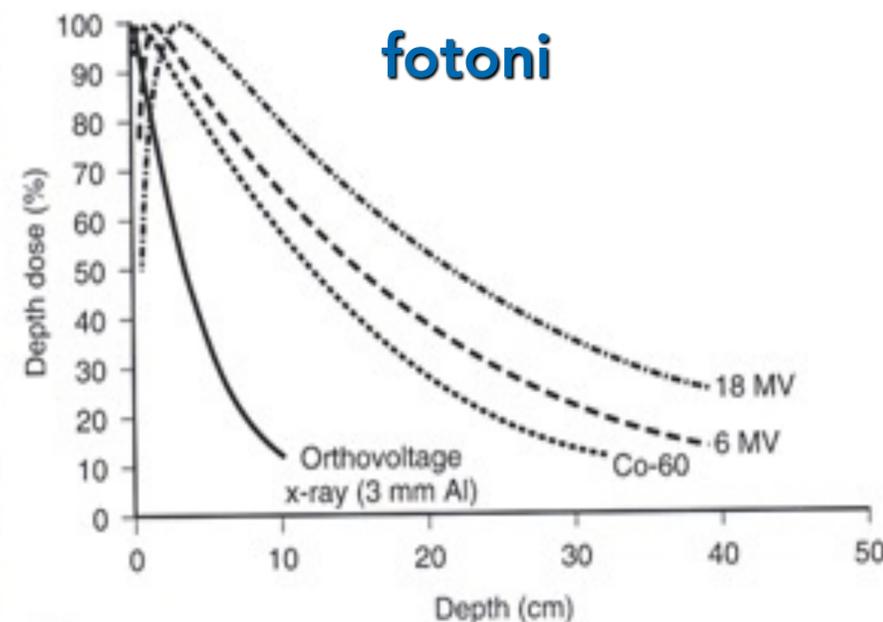


FIGURE 31-1 Central axis percent depth dose curves of x-rays and γ -rays (A) and electron beams (B) of different energies and those of 200-MeV proton beams with or without modulation (C). The x-ray beams fall off exponentially after the initial buildup, whereas the dose for proton beam rises slowly to reach the Bragg peak (BP) where the protons stop. When the proton is modulated, the Bragg peak spreads out (SOBP) but the superficial dose also increases. The advantage of the proton beam is the absence of dose beyond the Bragg peak and lower surface dose. Electrons have beam characteristics similar to those of protons except that the dose fall-off is not as sharp owing to the light mass of electron, and the surface dose is relatively high (no skin-sparing effect).

DOSIMETRIA

Radiation dosimetry

- ✓ La misura dell'energia assorbita dalla materia a causa delle interazioni con radiazioni ionizzanti
 - Evento stocastico !
 - Non c'è modo di sapere posizione e momento di un evento ionizzante
- ✓ Per la gran parte delle applicazioni il valore di aspettazione è adeguato a rappresentare il fenomeno
 - Gran numero di particelle e di interazioni

il caso particolare della microdosimetria



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

IL CAMPO DI RADIAZIONE

✓ Fluenza di particelle

- Unita' m^{-2}

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

✓ Fluenza di energia

- Unita' $J m^{-2}$ o $MeV cm^{-2}$

$$\Psi = \frac{dR}{da}$$

✓ Se il campo di radiazione e' di particelle monoenergetiche

$$\Psi = \Phi E$$



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



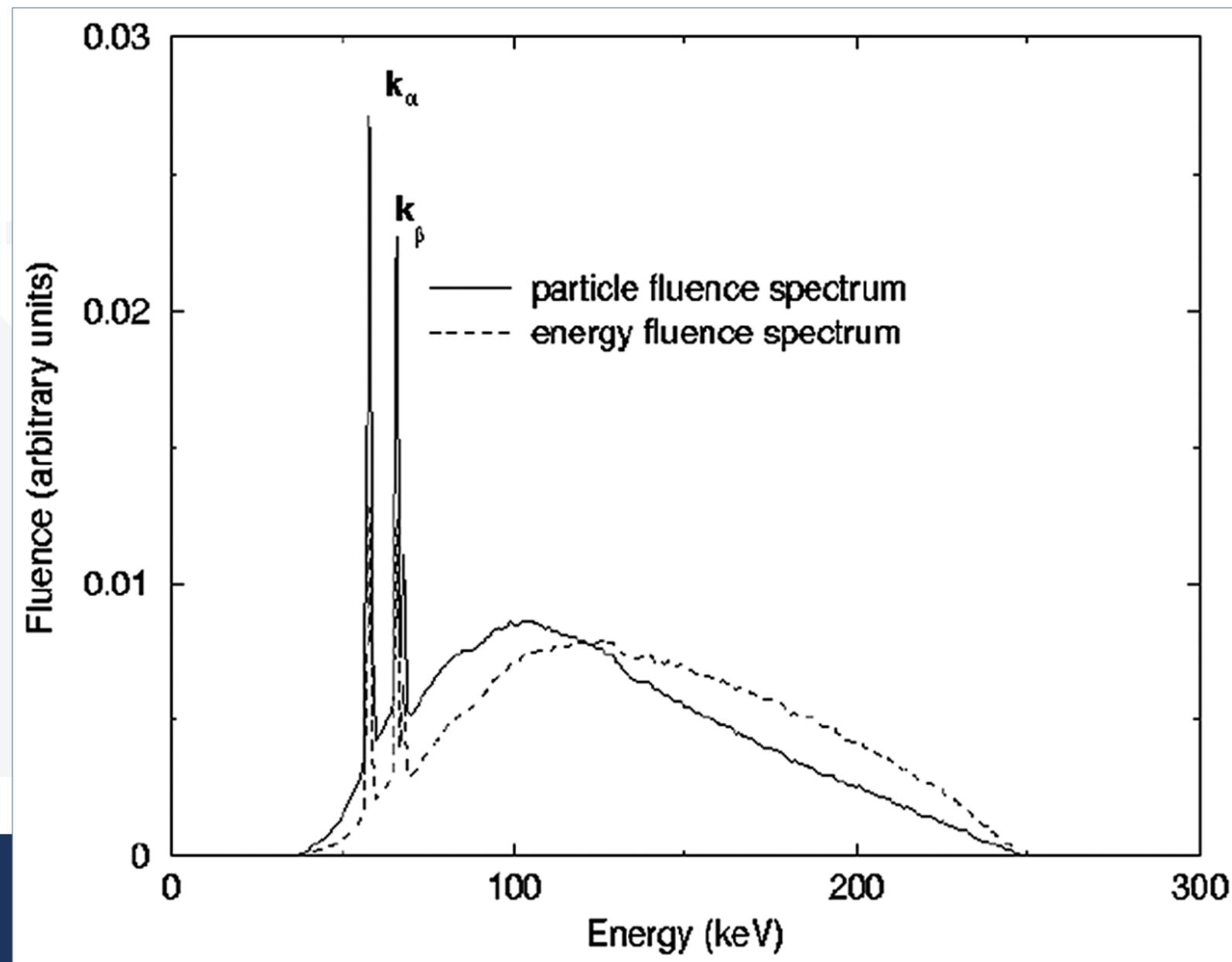
UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

SPETTRO DI FLUENZA

Di particelle e di energia

✓ Lo spettro di fluenza di energia

$$\Psi_E = \frac{d\Psi(E)}{dE} = \frac{d\Phi(E)}{dE} E$$



DEPOSITO DI ENERGIA

Deposito di energia ε_i per una singola interazione

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{ex} + Q$$

- ✓ Quantita' stocastica
- ✓ ε_{in} energia della particella ionizzante incidente
- ✓ ε_{ex} somma delle energie di tutte le particelle ionizzanti cariche e neutre emergenti dall'interazione
- ✓ Q la variazione dell'energia a riposo del nucleo e di tutte le particelle elementari coinvolte nell'interazione
 - Produzione di coppie
 - Annichilazione
 - Reazioni con neutroni



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

ENERGIA IMPARTITA

A un volume piccolo

- ✓ L'energia depositata ε in un volume V
- ✓ somma estesa a tutti i depositi di energia avvenuti nel volume

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i$$

- ✓ L'energia depositata nel volume V rappresenta quella parte di energia che una volta persa in V viene trattenuta nel medesimo volume V in cui la perdita di energia è avvenuta
- ✓ Per volume piccolo ε e' grandezza stocastica



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

ENERGIA TRASFERITA

Radiazione indirettamente ionizzante

- ✓ ϵ_{tr} tutta l'energia cinetica trasferita a particelle cariche da particelle non cariche in un volume V

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{ou})_u^{non-rad} + \sum Q$$

- ✓ $(R_{in})_u$ energia radiante delle particelle non cariche entranti nel volume
- ✓ $(R_{ou})_u^{non-rad}$ energia radiante uscente e non dovuta a processi radiativi
 - Processi radiativi: bremsstrahlung o annichilazione di positroni
- ✓ Q variazione della massa a riposo



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

ENERGIA IMPARTITA

Radiazione direttamente e indirettamente ionizzante

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{ou})_u + (R_{in})_c - (R_{ou})_c + \sum Q$$

- $(R_{in})_u$ energia radiante delle particelle non cariche entranti nel volume
- $(R_{ou})_u$ energia radiante uscente
- $(R_{in})_c$ energia cinetica di particelle cariche entrante
- $(R_{ou})_c$ energia cinetica di particelle cariche uscente
- Q variazione della massa a riposo

Nel caso della radiazione non carica il processo è a 2 step

1. *Trasferimento di energia cinetica a particelle cariche*
2. *Perdita di energia da parte delle particelle cariche per collisioni e eventi radiativi*



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

ENERGIA IMPARTITA

Radiazione direttamente e indirettamente ionizzante

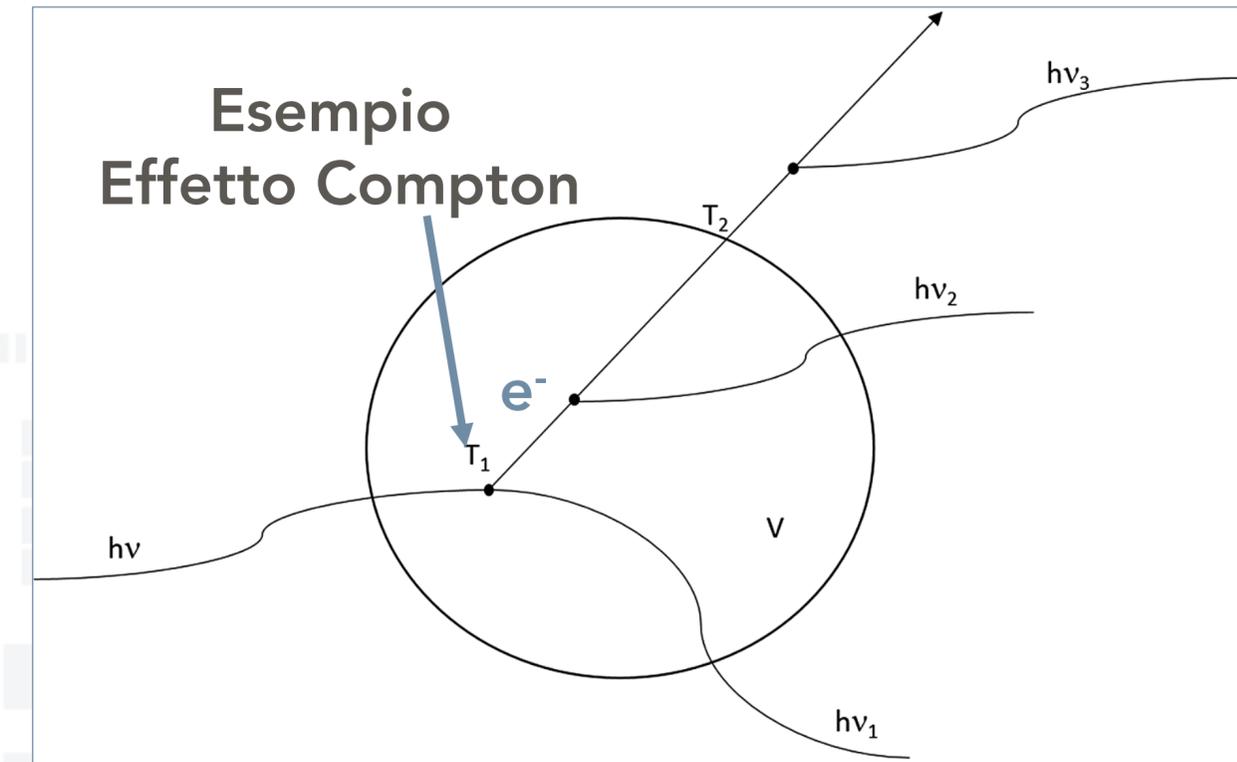
Nel caso della radiazione non carica il processo e' a 2 step

1. *Trasferimento di energia cinetica a particelle cariche*

$$\mu_{tr} = \mu \frac{(\bar{\epsilon}_{hv})_{tr}}{hv}$$

2. *Perdita di energia da parte delle particelle cariche per collisioni e eventi radiativi, dipende dallo stopping power*

- $T_1 - T_2$ energia depositata nel volume V da e^-



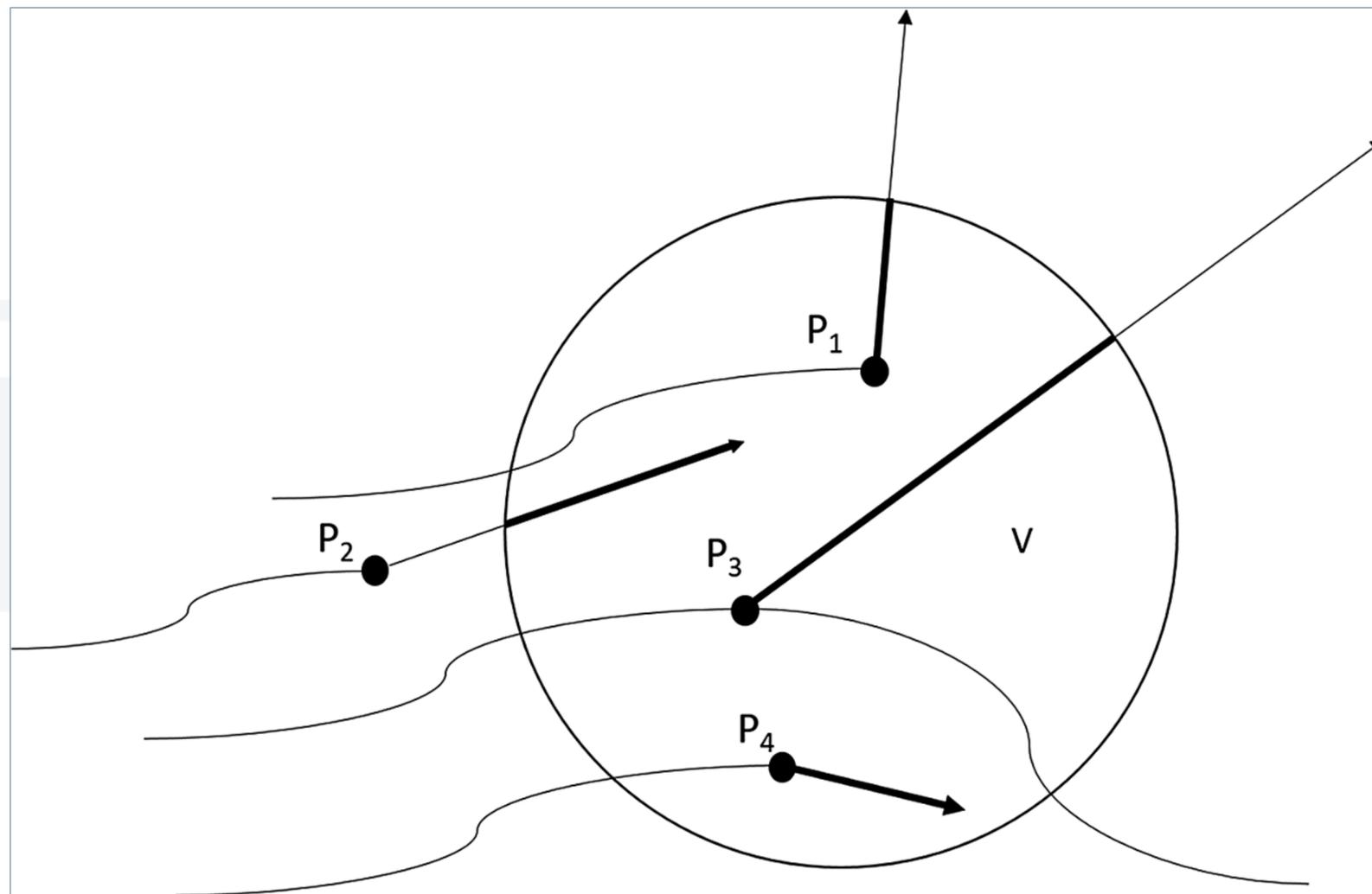
Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

ENERGIA TRASFERITA E ENERGIA IMPARTITA

Radiazione direttamente e indirettamente ionizzante



$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{ou})_u + (R_{in})_c - (R_{ou})_c + \sum Q$$

- i fotono trasferiscono l'energia in P_1, P_2, P_3 a particelle cariche
- le particelle cariche generate in P_1, P_2, P_3 depositano energia
- Dato il volume V : energia trasferita e energia impartita non coincidono

L'energia trasferita in P_2 non e' in V , ma contribuisce alla energia impartita in V



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

KERMA

Kinetic Energy Released per unit Mass

- ✓ Energia cinetica media trasferita da parte di radiazione indirettamente ionizzante
 - solo per fotoni e neutroni

$$K = \frac{\overline{dE_{tr}}}{dm} \quad \text{Unit: Jkg}^{-1}$$

Unità' di misura dedicata J/kg=Gy

- ✓ Il KERMA e' la fluenza di energia moltiplicata per il coefficiente massico di trasferimento di energia

$$K = \Psi \mu_{tr} / \rho$$



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

KERMA COLLISIONALE

Kinetic Energy Released per unit Mass

- ✓ Il KERMA puo essere espresso come la somma della componente collisionale e radiative

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

- ✓ La componente radiativa e' data da g
 - g e' usato nella definizione di coefficiente di trasferimento di energia

$$g = K_{rad}/K$$

- ✓ Il KERMA collisionale e' cosi' definito

$$K_{col} = K(1 - g)$$



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

KERMA COLLISIONALE

Kinetic Energy Released per unit Mass

$$K_{col} = K(1-g) = \Psi \mu_{tr}/\rho(1-g) = \Psi \mu_{en}/\rho$$

La relazione ha un'importante conseguenza operative:

$$\frac{K_{col,2}}{K_{col,1}} = \frac{\Psi (\mu_{en}/\rho)_2}{\Psi (\mu_{en}/\rho)_1} = (\mu_{en}/\rho)_{2,1}$$

Se il KERMA che misuro e' puramente collisionale e se conosco il coefficiente di assorbimento massico del mezzo in cui faccio la misura, posso stimare il KERMA rilasciato nelle stesse condizioni di irraggiamento in altri materiali di cui sia noto μ_{en}/ρ



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

LA DOSE ASSORBITA

Si applica a radiazione sia direttamente che indirettamente ionizzante

- ✓ Quantita' non stocastica associate alla quantita' stocastica dose impartita

$$D = \frac{\overline{d\epsilon}}{dm}$$

Unita' di misura Gy

- ✓ Valore medio della energia impartita ϵ per unita' di massa
 - nel volume di interesse
- ✓ L'energia impartita e' dovuta alle interazioni delle particelle cariche, in particolare interazioni collisionali.
- ✓ Per un mezzo m si ottiene
 - ϕ fluenza di particelle cariche
 - S_{col} stopping power collisionale

$$D_m = \phi \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_m$$



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

DOSE E STOPPING POWER

- ✓ L'energia delle particelle cariche varia durante il percorso

$$D_m = \int_0^{E_{\max}} \phi_m(E) (S_{col}(E)/\rho)_m dE$$

- ✓ Pero' se definiamo

$$\left(\overline{S_{col}/\rho}\right)_m = \frac{1}{\phi_m} \int_0^{E_{\max}} \phi_m(E) (S_{col}(E)/\rho)_m dE$$

- ✓ Otteniamo

$$D_m = \phi_m \left(\overline{S_{col}/\rho}\right)_m$$

- ✓ E quindi una relazione analoga a quella ottenuta per il K_{coll}

$$\frac{D_{m2}}{D_{m1}} = \frac{\phi_{m2} \left(S_{col}/\rho\right)_{m2}}{\phi_{m1} \left(\overline{S_{col}/\rho}\right)_{m1}} = \left(\overline{S_{col}/\rho}\right)_{m2.m1}$$

$$\Phi_{m1} = \Phi_{m2}$$

INFN

Istituto Nazionale di Fisica Nucleare

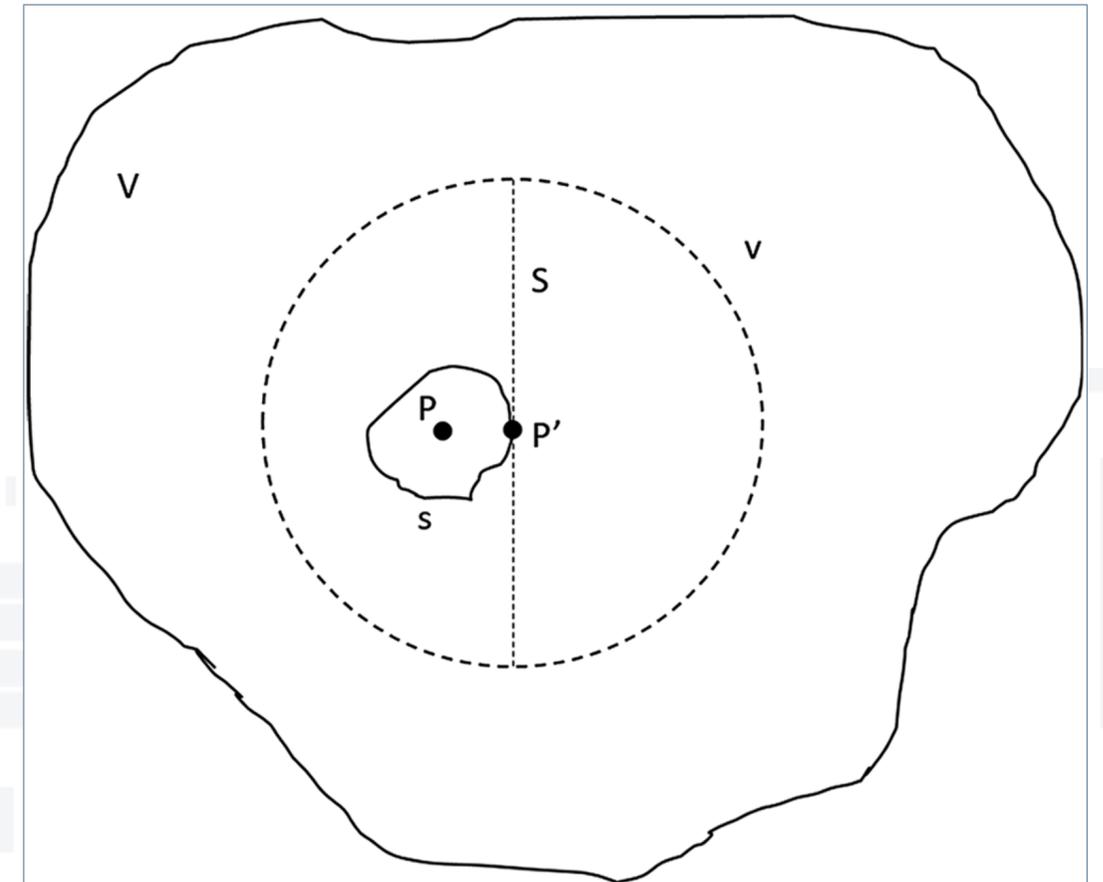


UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

EQUILIBRIO RADIATIVO

Una situazione ideale

- ✓ Volume V di densità costante
- ✓ Materiale radioattivo uniformemente distribuito
 - radiazione ionizzante uniformemente distribuita
- ✓ Senza perturbazioni dall'esterno
 - Esclusi i neutrini
- ✓ Consideriamo piccolo volume s attorno a P
- ✓ S è un piano tangenziale a s in P'
- ✓ In P' c'è una perfetta reciprocità tra particelle ed energia entranti e uscenti da s in P'
- ✓ Questo è vero per ogni orientazione spaziale di S
 - Nel limite non stocastico



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

EQUILIBRIO RADIATIVO

Una situazione ideale

- ✓ In P' c'e' una perfetta reciprocita' tra particelle ed energia entranti e uscenti da s in P'

$$\left(\bar{R}_{in}\right)_c = \left(\bar{R}_{out}\right)_c$$

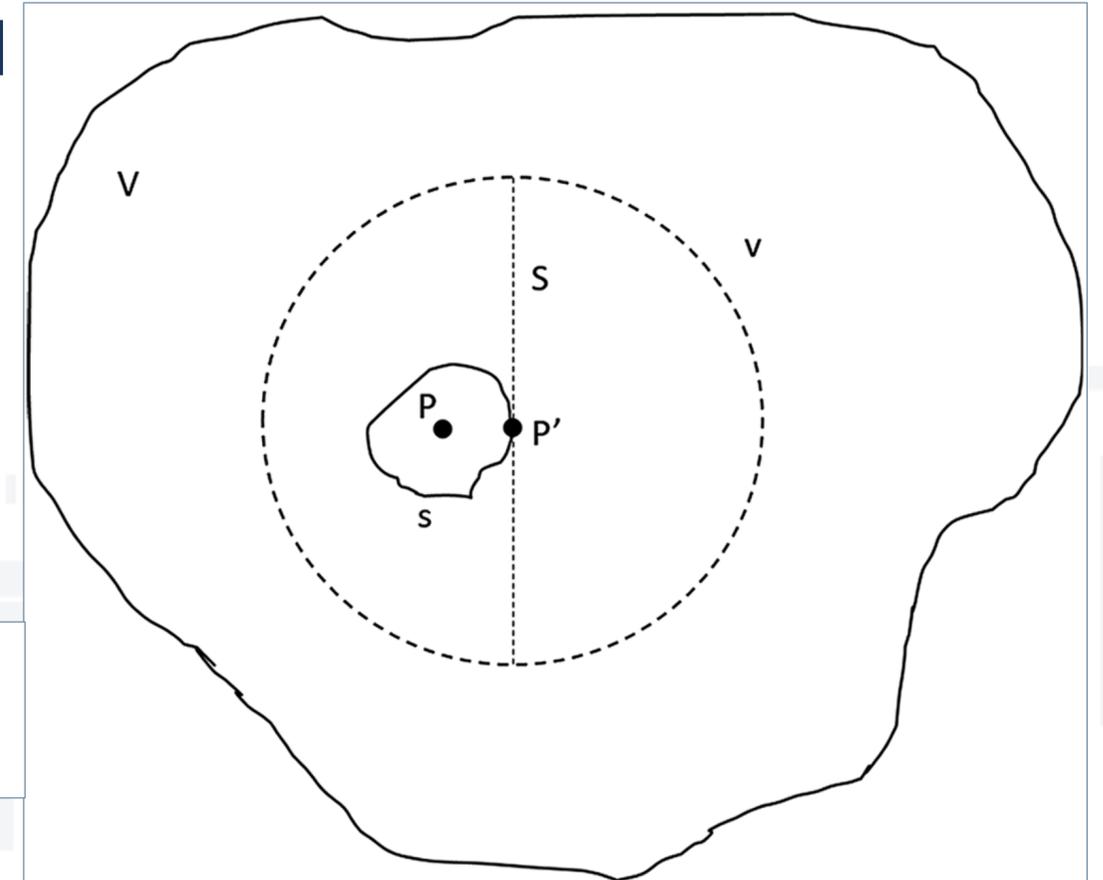
$$\left(\bar{R}_{in}\right)_u = \left(\bar{R}_{out}\right)_u$$

- ✓ L' energia impartita

$$\bar{\epsilon} = \left(\bar{R}_{in}\right)_c - \left(\bar{R}_{out}\right)_c + \left(\bar{R}_{in}\right)_u - \left(\bar{R}_{out}\right)_u + \Sigma Q = \Sigma Q$$

- ✓ La dose

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} = \frac{\Sigma Q}{dm}$$

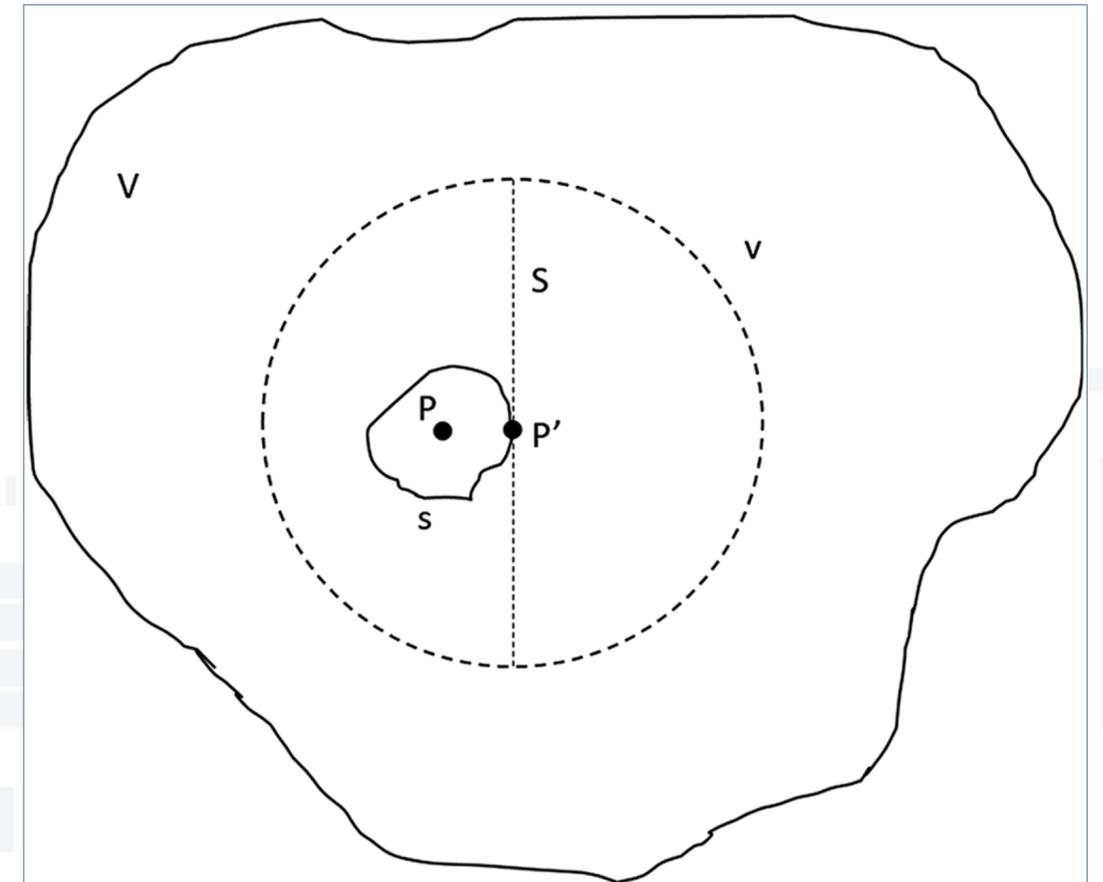


EQUILIBRIO RADIATIVO

Una situazione ideale

$$D = \frac{\overline{d\epsilon}}{dm} = \frac{\Sigma Q}{dm}$$

- ✓ La dose assorbita è uguale al valore di aspettazione dell'energia rilasciata dal materiale radiolattivo per unità di massa in quel punto
 - ignorando i neutrini



EQUILIBRIO DI PARTICELLE CARICHE

Charged Particle Equilibrium (CPE)

✓ Se solo l'equilibrio di particelle cariche e' presente

$$\left(\bar{R}_{in}\right)_c = \left(\bar{R}_{out}\right)_c$$

▪ CPE

✓ l'energia media impartita e'

$$\bar{\epsilon} = \left(\bar{R}_{in}\right)_u - \left(\bar{R}_{out}\right)_u + \Sigma Q$$

✓ Se il volume di interesse e' piccolo e quindi i fotoni di bremsstrahlung possono uscire senza interagire (R_{out}) allora la dose nel mezzo m e' pari a K_{col}

▪ misurare D_m e' come calcolare K_{col}

$$D_m \stackrel{CPE}{\Leftrightarrow} [K_{col}]_m$$

✓ Per la fluenza di particelle cariche c'e' un analogo del Kerma il Cema

▪ CEMA: Converted energy per unit mass

$$D_m \stackrel{CPE}{\Leftrightarrow} [C]_m$$



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

MISURARE LA DOSE

- ✓ Il problema pratico: misurare la dose in un mezzo usando un detector di un'altro materiale
- ✓ Caso generale: misurare la dose di un volume arbitrario rilasciata da un campo di radiazione arbitrario
 - Non ci sono metodi analitici per calcolare la dose, solitamente si ricorre a simulazioni di Montecarlo
- ✓ In pratica: I detector sono calibrati, in kerma o in dose in un mezzo, in condizioni di irraggiamento definite e con un ben definito campo di radiazione

Come fare se il campo di radiazione e' diverso?

Come ottenere un fattore di correzione f_Q



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

USARE UN DETECTOR COME DOSIMETRO

- ✓ Per usare un detector come dosimetro e' necessario che il segnale raccolto dal detector sia proporzionale al dose media nel materiale di cui e' fatto il detector

- D_{det}

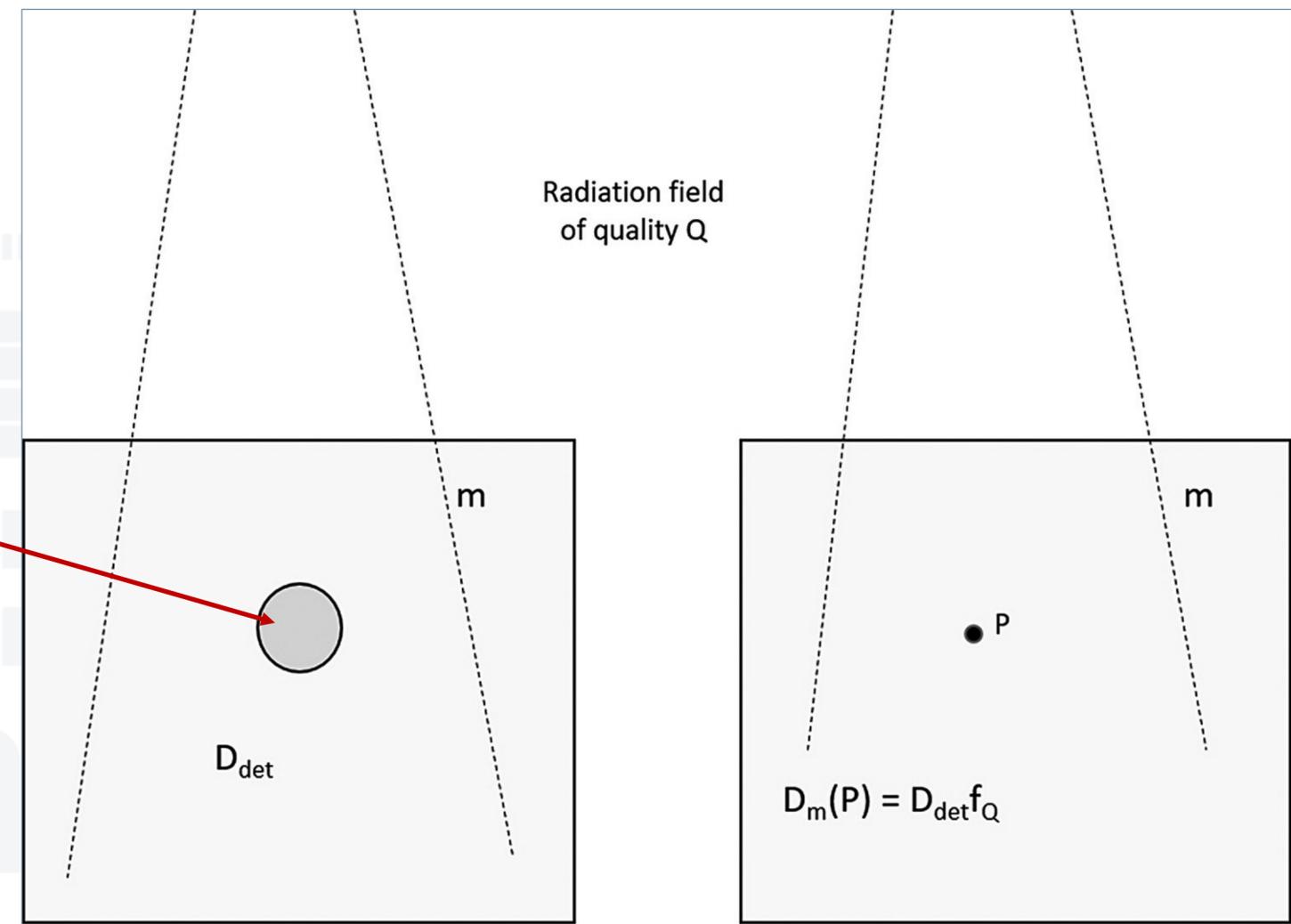
- ✓ Sia il detector una cavita'

- dalle camera a ionizzazione

- ✓ Sia D_m la dose assorbita nel punto P

Ci serve il teorema della cavita'

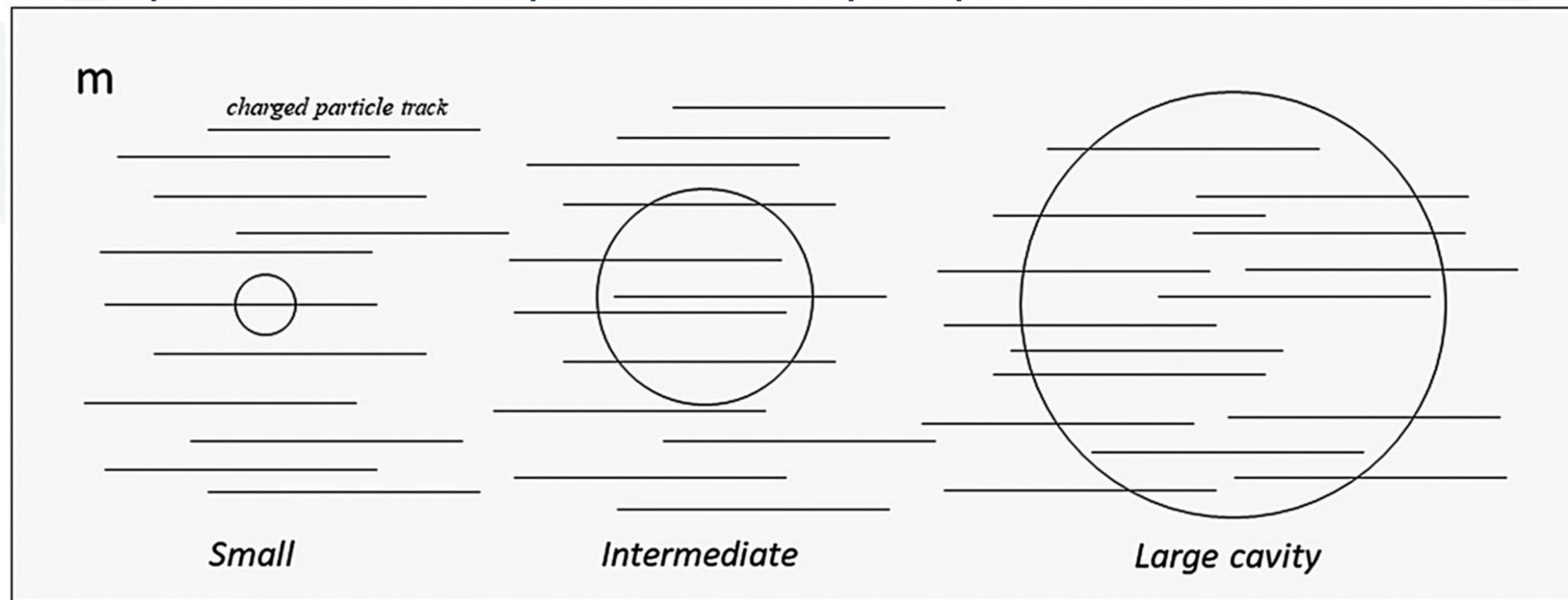
$$f_Q = \left(\frac{D_m}{D_{\text{det}}} \right)_Q$$



TEOREMA DELLA CAVITA'

Cavity theorem

- ✓ Le cavità possono essere di diverse dimensioni, in funzione del range delle particelle cariche secondarie prodotte nel mezzo
 - I dosimetri per la radiologia sono di tipo "grande"
 - I dosimetri per la radioterapia sono di tipo "piccolo"



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

“BRAGG–GREY CAVITY THEORY” PER PICCOLE CAVITA’

1. La cavita’ perturba in modo trascurabile la fluenza di particelle cariche nel mezzo
2. La dose depositata e’ totalmente dovuta alle particelle cariche entranti

Quindi la dose assorbita nella cavita’ e’

$$D_{cavity} = \int \phi_E \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{cavity} dE$$

Il fattore di correzione f_Q e’ il rapporto degli S_{col} massici medi dei due materiali

$$f_Q = \left(\frac{D_m}{D_{cavity}} \right)_Q = \frac{\int \phi_E \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_m dE}{\int \phi_E \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{cavity} dE} = S_{col,m,cavity}$$

“BRAGG–GREY CAVITY THEORY” PER PICCOLE CAVITA’

1. La cavita’ perturba in modo trascurabile la fluenza di particelle cariche nel mezzo
2. La dose depositata e’ totalmente dovuta alle particelle cariche entranti

Il fattore di correzione f_Q e’ il rapporto degli S_{col} massici medi dei due materiali

$$f_Q = \left(\frac{D_m}{D_{cavity}} \right)_Q = \frac{\int \phi_E \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_m dE}{\int \phi_E \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{cavity} dE} = S_{col,m,cavity}$$

C’e’ un modello piu’ completo “Spencer–Attix cavity theory”



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

TEOREMA DELLA GRANDE CAVITÀ IN CAMPI DI PARTICELLE NEUTRE

- ✓ Nelle grandi cavità (detector) il range delle particelle cariche secondarie è trascurabile rispetto alle dimensioni della cavità
 - Le particelle cariche che depositano la dose sono generate nel detector da fotoni o dalle particelle neutre incidenti
- ✓ Il fattore di correzione f_Q è il rapporto dei coefficienti di assorbimento massici medi dei due materiali

$$f_Q = \left(\frac{D_m}{D_{cavity}} \right)_Q = \frac{K_{col,m}}{K_{col,cavity}} = \frac{\Psi(\mu_{en}/\rho)_m}{\Psi(\mu_{en}/\rho)_{cavity}} = (\mu_{en}/\rho)_{m,cavity}$$



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

IL TEOREMA DI BURLIN PER LA CAVITA' INTERMEDIE

- ✓ Una combinazione pesata dei due teoremi precedenti
 - Pesi ottenuti per via empirica

$$f_Q = \left(\frac{D_m}{D_{cavity}} \right)_Q = d S_{col,m,cavity} + (1-d) (\mu_{en}/\rho)_{m,cavity}$$

Attualmente si preferiscono metodi di Monte Carlo



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

STANDARD DOSIMETRICI PRIMARI E SECONDARI

Primari

- ✓ Strumenti di elevatissima qualità'
- ✓ Periodici interconfronti internazionali

Secondari

- ✓ Per calibrazione di strumenti ospedalieri e di laboratorio

Tecnologie

- ✓ Misura di ioni
- ✓ Assorbimento chimico
- ✓ Calorimetria



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

DA “INTRODUCTION TO MEDICAL PHYSICS”

Vedi link su moodle

2 Radiation Interaction and Dosimetry

Renato Padovani

Abdus Salam International Centre for Theoretical Physics, Trieste, Italy

Charles Deehan

King's College London, London, UK



Istituto Nazionale di Fisica Nucleare



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE