

CAPITOLO 7

Cenni di microdosimetria

Introduzione

La cessione di energia dalle radiazioni alla materia avviene attraverso singoli trasferimenti discreti distribuiti in modo complesso sia lungo la traccia della stessa particella, sia da una traccia all'altra per ciascuna particella; perciò gli effetti prodotti nella materia vivente, non possono essere interpretati e compresi per mezzo di quelle grandezze macroscopiche utilizzate per la descrizione del campo di radiazioni (fluenza, kerma, dose ...); questo risulta particolarmente evidente quando si cerca di confrontare fra loro gli effetti prodotti da radiazioni di diversa natura (fotoni, elettroni, protoni α ...).

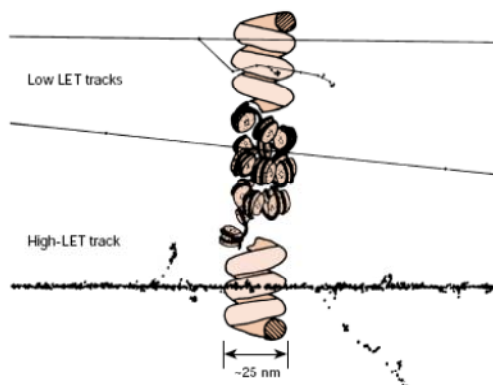

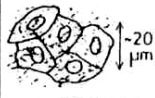
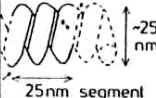
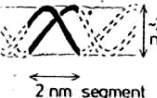


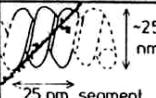
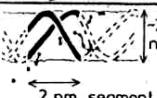

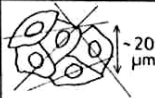
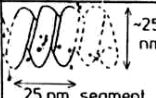
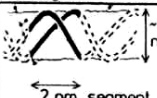


Fig. 1 The ionizations produced by low-LET radiations are, on average, far apart compared with the size of a DNA fibre but at the end of δ -ray tracks they are closer together and some occur in clusters. Highly ionizing heavy particles (such as protons produced by neutron irradiation) produce densely ionizing tracks, which deposit a large amount of energy on each passage through a DNA fibre. Reproduced from Goodhead, 1988, with permission.⁽¹⁾

Quando si cerca di comprendere i meccanismi di azione delle radiazioni a livello cellulare e sub-cellulare, la dosimetria convenzionale incontra grosse difficoltà; infatti, campi di radiazione che potrebbero apparire uniformi a livello di tessuto o di cellula, possono essere completamente disomogenei quando si scende a livello sub-cellulare (il diametro di una cellula è dell'ordine di 10 μm , le fibre di cromatina hanno spessori dell'ordine di 25 nm) e il DNA ha uno spessore dell'ordine di 2 nm).

	Whole tissue	Individual cells	Chromatin fibre (total ~5 cm per cell)	DNA (total ~2 m per cell)	Mean number lethal lesions per cell
External γ rays					~0.001
Dose uniformity	Uniform Dose = 1 cGy	~ Uniform Dose = 1 cGy	Very large fluctuations Doses = 0 to $\sim 10^3$ Gy	Very large fluctuations Doses = 0 to $\sim 10^6$ Gy	
Mean number of tracks	10^9 gram ⁻¹	~ 50 cell ⁻¹ No cells unirradiated	$\sim 10^{-6}$ segment ⁻¹ ~20 segments hit cell ⁻¹	$\sim 10^{-8}$ segment ⁻¹ ~10 segments hit cell ⁻¹	
Internal ^{220}Rn (3 α's)					~0.01
Dose uniformity	Variable Doses = 0 to ~2 cGy	Large fluctuations Doses = 0 to ~30 cGy	Very large fluctuations Doses = 0 to $\sim 10^4$ Gy	Very large fluctuations Doses = 0 to $\sim 2 \times 10^6$ Gy	
Mean number of tracks	$\sim 10^7$ gram ⁻¹	~ 0.1 cell ⁻¹ ~90% of cells unirrad.	$\sim 6 \times 10^{-7}$ segment ⁻¹ ~1 segment hit cell ⁻¹	$\sim 10^{-8}$ segment ⁻¹ ~10 segments hit cell ⁻¹	
External 10 MeV neutrons					~0.005
Dose uniformity	Uniform Dose = 1 cGy	Large fluctuations Doses = 0 to ~5 cGy	Very large fluctuations Doses = 0 to $\sim 5 \times 10^3$ Gy	Very large fluctuations Doses = 0 to $\sim 10^6$ Gy	
Mean number of tracks	$\sim 10^7$ gram ⁻¹	~ 1 cell ⁻¹ ~37% of cells unirrad.	$\sim 4 \times 10^{-6}$ segment ⁻¹ ~8 segments hit cell ⁻¹	$\sim 10^{-8}$ segment ⁻¹ ~10 segments hit cell ⁻¹	

Diagrammatic representation of microscopic patterns of radiation tracks corresponding to 1 cGy macroscopic absorbed dose of three different radiations.

Come si vede nella figura, a questi livelli, il concetto di dose perde di significato, in quanto, passando da un volume elementare all'altro (all'interno di una zona in cui la dose è distribuita uniformemente a livello macroscopico) la dose assume valori diversi di vari ordini di grandezza (6 ordini di grandezza su siti di dimensioni lineari di 2 nm per una dose macroscopica di 10 mGy. Non si può pensare di poter risolvere tali problemi attraverso la conoscenza del campo di radiazioni; questo, infatti, richiederebbe la conoscenza, per il campo di radiazione primaria e secondaria, sia della distribuzione energetica, sia della distribuzione spaziale con una risoluzione dell'ordine del nm.

Nel campo della radioterapia, per esempio, quando, per mezzo di fotoni o elettroni, si vuole distruggere un tumore localizzato (risparmiando i tessuti sani) e la risoluzione spaziale richiesta è dell'ordine del mm, allora una descrizione mediante il concetto macroscopico di "dose assorbita" può essere sufficiente. Quando, invece, si vogliono utilizzare radiazioni diverse dalle precedenti (α , protoni, ioni leggeri ...) come nel caso della Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) e dell'adroterapia, e si vuole mettere a confronto l'efficacia dei vari tipi di radiazioni, il concetto di dose assorbita risulta insufficiente.

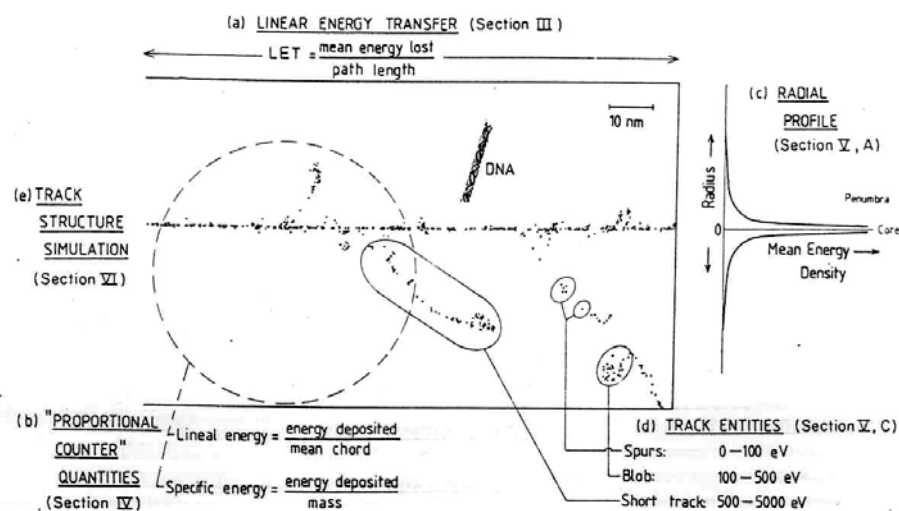
Anche nel campo della dosimetria personale (usata in radioprotezione),

il concetto di dose assorbita macroscopica risulta insufficiente; basti pensare al caso dei campi misti (γ più neutroni), per esempio, in cui è necessario far ricorso a nuovi concetti per tener conto della diversa efficacia dei vari tipi di radiazioni; o alle difficoltà che si incontrano nel campo delle piccole dosi di radiazioni.

Un tentativo di risposta ai suddetti problemi viene dalla **microdosimetria**; questa studia le proprietà microscopiche delle interazioni delle radiazioni ionizzanti e della distribuzione geometrica delle varie deposizioni di energia, tenendo conto della loro disomogeneità e della natura stocastica delle interazioni.

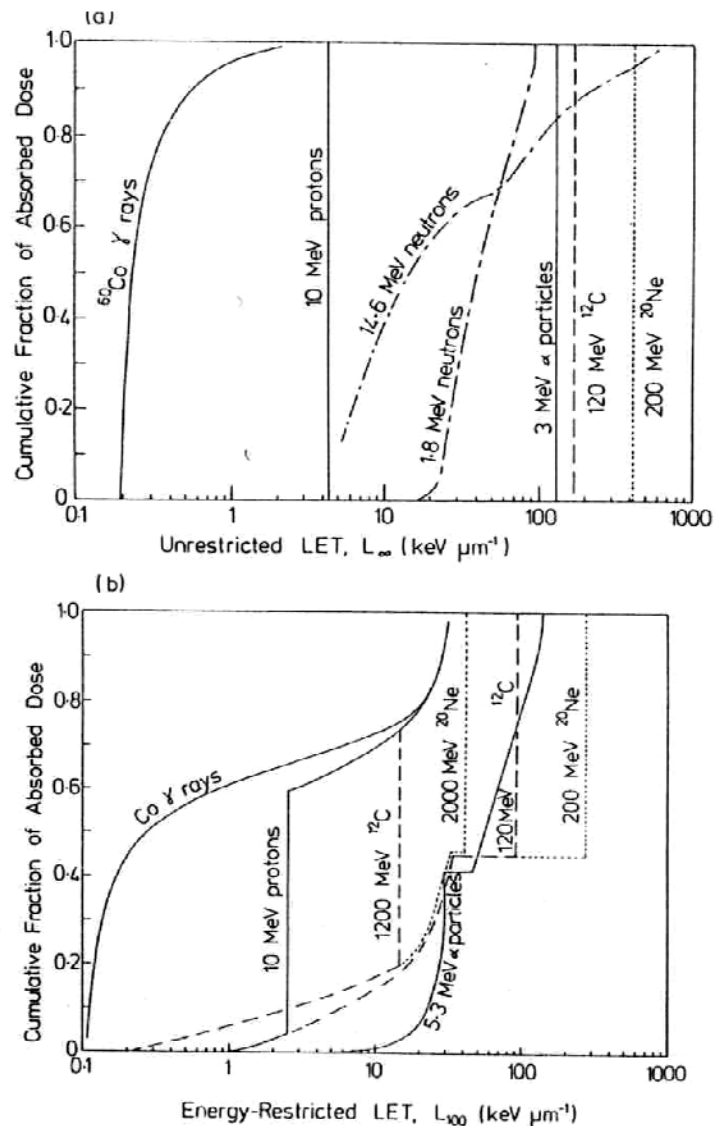
La microdosimetria, sebbene sia nata sulla spinta delle applicazioni biologiche, oggi è ormai una branca indipendente; le tecniche e gli strumenti utilizzati in microdosimetria, infatti, fornendo una descrizione fisica del campo di radiazioni e delle loro interazioni con la materia, possono essere applicati, oltre che alla biologia, anche ad altri campi quali la chimica, la fisica dei rivelatori, la microelettronica ...

Nella figura sono rappresentati schematicamente alcuni degli approcci seguiti in microdosimetria per cercare di spiegare la diversa capacità delle radiazioni a produrre effetti biologici, partendo dalla descrizione fisica della distribuzione geometrica dei depositi di energia, ossia il LET, i contatori di Rossi, i profili di traccia ...



Alternative microscopic descriptions of radiation quality. The diagram shows the individual atomic interactions along a random 120-nm-long segment of the path of an 8-MeV α particle and various microdosimetric descriptions which can be applied to it. Delta rays with ranges as great as $\sim 0.4 \mu\text{m}$ are possible from such an α particle. Shown for comparison is a DNA double helix (diameter 2 nm) on the same scale.

Il LET è stata la prima delle grandezze introdotte per spiegare la diversa efficacia biologica delle radiazioni; tuttavia è una grandezza media che non tiene conto che il rilascio di energia è discreto ed è variabile lungo la singola traccia divenendo più intenso verso la fine della traccia. Ciononostante ci sono varie situazioni in cui si è rivelato utile per descrivere le proprietà medie delle varie radiazioni;



Cumulative absorbed dose distributions of LET in water for different radiations (redrawn from ICRU, 1970). (a) Distributions of unrestricted LET, L_∞ , for the spectrum of charged particles from ^{60}Co γ rays and monoenergetic neutrons of 14.6 and 1.8 MeV and for short monoenergetic segments of heavy ions as used in "track intersection" irradiations. (b) Distributions of energy-restricted LET, L_Δ , with a δ -ray cutoff energy of $\Delta = 100$ eV, for the slowing-down spectrum of charged particles from ^{60}Co γ rays, for complete stopping tracks of 5.3-MeV α particles, and for short segments of a selection of heavy ions of energy 10 or 100 MeV/amu. The latter show the effects of different velocities of a given ion and of different ion charge for a given velocity (i.e., given energy per atomic mass unit).

I contatori di Rossi: è la microdosimetria dei contatori proporzionali; Rossi e Kellerer hanno introdotto nuove grandezze (come **l'energia lineale** e **l'energia specifica**) per collegare le deposizioni di energia in **contatori proporzionali** a gas in bassa pressione alle deposizioni in **siti biologici subcellulari** dell'ordine dei μm .

I profili di traccia: le tracce delle particelle (specialmente per protoni e ioni pesanti) vengono descritte per mezzo del profilo della densità di energia depositata in piani perpendicolari alla direzione di volo (trova applicazioni in chimica, fisica dei rivelatori a traccia, sistemi biologici cellulari ...). Il profilo è spesso suddiviso in due parti: il core centrale e la zona di penombra.

La geometria della distribuzione di energia: queste figure sono spesso classificate come

- a. **spurs** (impulsi)
- b. **blobs** (chiazza - macchia)
- c. **short tracks** (tracce brevi).

La simulazione Montecarlo della struttura delle tracce: sono stati sviluppati codici Montecarlo per simulare le tracce delle singole particelle; viene simulata sequenzialmente ogni interazione della particella primaria e di tutte le particelle secondarie con una risoluzione spaziale dell'ordine del nm.

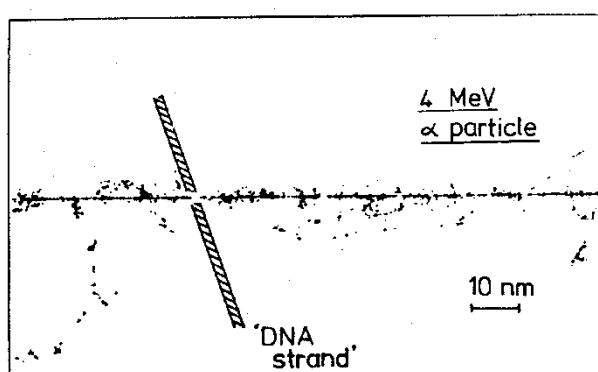


Fig. 4.9 Simulazione Monte Carlo della traccia di una particella α da 4 MeV, confrontata con un cilindro, dal diametro di 2 nm, simile all'elica del DNA.

Grandezze stocastiche

Nella microdosimetria si possono distinguere due approcci fondamentali: uno che fa riferimento al concetto di **sito** basato sull'idea che gli effetti biologici delle radiazioni siano determinati dall'energia assorbita in particolari strutture biologiche (sub-cellulari); il valore di aspettazione e la distribuzione di probabilità dell'energia depositata viene a dipendere dalle dimensioni del sito, dalla forma della struttura biologica e dal tipo di radiazione; fissato il sito e le sue caratteristiche fisiche e geometriche è possibile misurare il valore di aspettazione e la distribuzione di probabilità di grandezze legate all'energia (**contatori di Rossi**); l'altro approccio (reso possibile dalla diffusione e dal raffinamento delle tecniche di calcolo Monte Carlo e dalla disponibilità dei dati delle sezioni d'urto) si preoccupa di determinare la **struttura microgeometrica** dei depositi di energia. Il primo, fissato il sito, studia la distribuzione dei depositi di energia in esso; il secondo si occupa della struttura spaziale della traccia stessa.

Ci soffermeremo soltanto sul primo approccio analizzando la definizione di due grandezze di fondamentale importanza: **l'energia specifica e l'energia lineale**.

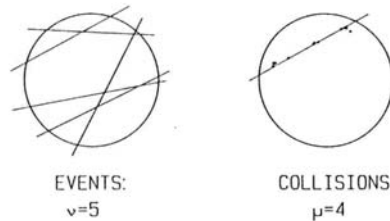
Energia specifica

Consideriamo un sito S che si vuole studiare e fissiamone le dimensioni lineari, la composizione e la massa m ; una lunghezza caratteristica che può essere presa di riferimento è la corda media l data da

$$l = \frac{4V}{S}$$

essendo V ed S il volume e l'area della superficie del sito.

L'**energia impartita** ϵ ad un dato sito è una variabile casuale che assume un valore ben definito in una fissata regione alla fine di un irraggiamento; ma in irraggiamenti ripetuti si ottengono valori diversi che si distribuiscono secondo determinate funzioni di probabilità. Le fluttuazioni dei valori che essa assume sono tanto più grandi quanto più è piccolo il sito, quanto più è piccola la dose e quanto più densamente ionizzante è la radiazione in questione.

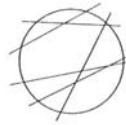


Schematic diagram that indicates the double role of the compound Poisson process for the energy deposition in a site at specified dose. In the left panel v events are represented that correspond to statistically independent traversals of charged particles. In the right panel one of the events is selected and is represented as a sequence of μ statistically independent collision processes along the particle track.

Gli eventi nel fissato sito S sono doppiamente casuali:

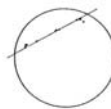
1. la prima fonte di casualità è dovuta al fatto che ogni deposizione di energia può essere associato ad una, due o più tracce che attraversano il sito; il numero v di tracce è soggetto a fluttuazioni statistiche, e, poiché le tracce possono essere considerate indipendenti, la distribuzione del numero di tracce sarà poissoniana; si può così calcolare prima, con la distribuzione di Poisson, la probabilità che un certo numero di tracce ($0, 1, 2, \dots, v$) attraversino il sito depositandovi energia; l'energia impartita totale sarà data dalla somma delle energie impartite lungo le singole tracce:

$$\mathcal{E} = \sum_{i=1}^v \mathcal{E}_i$$



2. La seconda fonte di casualità è dovuta al fatto che lungo ciascuna traccia il deposito di energia avviene attraverso un numero μ discreto di "collisioni" in ognuna delle quali viene depositata una frazione \mathcal{E}_j di energia ; il numero μ risulta anch'esso soggetto alla statistica di Poisson; quindi sarà

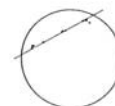
$$\mathcal{E}_i = \sum_{j=1}^{\mu} \mathcal{E}_j$$



e, in definitiva, l'energia impartita sarà data da



$$\mathcal{E} = \sum_{i=1}^v \left(\sum_{j=1}^{\mu} \mathcal{E}_j \right)$$



Dividendo l'energia impartita per la massa del sito si ottiene l'energia specifica z , ossia:

$$z = \frac{\varepsilon}{m}$$

Una volta noti il volume del sito in μm^3 , la densità del mezzo in g/cm^3 e l'energia impartita in KeV, l'energia specifica in Gy è data da:

$$z(\text{Gy}) = 0.1602 \frac{\varepsilon}{\rho V}$$

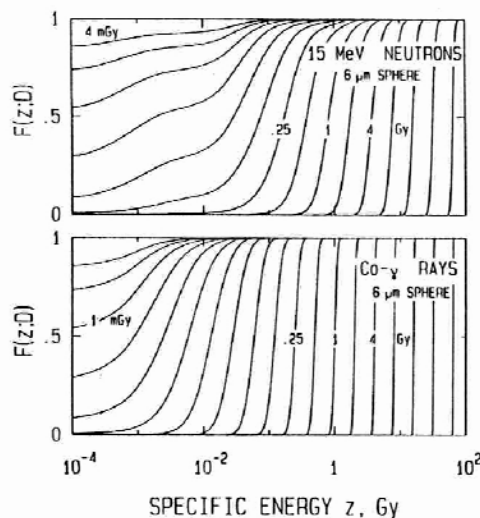
e nel caso particolare di volume sferico di diametro d (in μm)

$$z(\text{Gy}) = 0.306 \frac{\varepsilon}{d\rho}$$

Data una dose macroscopica D , fissato un sito biologico di massa m , si vede che, in quel sito biologico, z è distribuita secondo la funzione integrale di probabilità:

$$F(z; D) = P(z \leq z | D)$$

La F rappresenta la probabilità (per una fissata dose macroscopica D) di trovare in quel sito un'energia specifica $z \leq z$. In figura sono riportati esempi di questa distribuzione per un sito con $l=6\mu\text{m}$, per neutroni e fotoni; la dose macroscopica è data come parametro sulle varie curve.



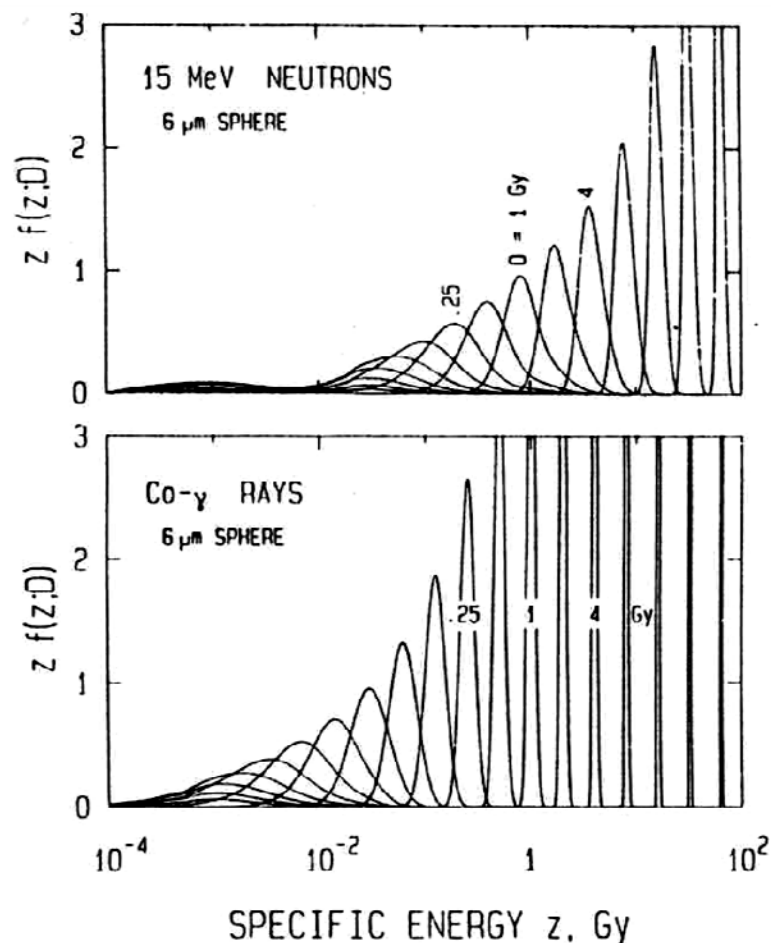
Sum distributions $F(z; D)$ of specific energy in a tissue sphere of $6\text{-}\mu\text{m}$ diameter and unit density exposed to different doses of ^{60}Co γ rays and to 15-MeV neutrons. This and subsequent figures are based on data by Kliauga and Dvorak [66] for ^{60}Co γ rays and on data by Booz and Coppola [61] for neutrons. The distributions are calculated by the algorithm of successive convolutions that is explained in Section III and the Appendix.

In queste figure emerge chiaramente come a basse dosi z fluttui su vari ordini di grandezza (per esempio per $D=1$ mGy nel caso dei γ z varia da meno di 10^{-4} Gy fino a 10^{-2} Gy).

Differenziando la F si ricava la densità di probabilità

$$f(z; D) = \frac{d}{dz} F(z; D)$$

$f(z; D)dz$ dà la probabilità di trovare z fra z e $z+dz$ quando è stata assorbita una dose macroscopica D . Partendo dalle curve precedenti si ottengono queste nuove figure:



Densities of specific energy that correspond to the sum distributions in Fig. 6

Notare però che è stato rappresentata $z \cdot f(z; D)dz$ e non semplicemente $f(z; D)dz$.

Il valore medio dell'energia specifica è data da:

$$\bar{z}_F = \int_0^{\infty} z \cdot f(z; D) dz$$

e, come si vede nelle figure precedenti, quando il sito è uniforme ed è investito da un campo di radiazione uniforme, si trova che $\bar{z}_F = D$ altrimenti risulta $\bar{z}_F = \bar{D}$. Attraverso l'energia specifica, quindi, si può dare la seguente definizione di dose:

$$D = \lim_{m \rightarrow 0} \bar{z}_F$$

quindi l'energia specifica e la sua distribuzione è una grandezza più di base della dose.

I rilasci di energia possono avvenire attraverso eventi singoli o eventi multipli (ossia in corrispondenza di $v=1$ o di $v>1$, traccia singola o tracce multiple); per esempio, una particella α che passa nelle vicinanze di un sito, mandando in esso due raggi δ che rilasciano energia, produce un evento doppio ($v=2$) nel sito. Le funzioni di distribuzione dell'energia specifica vengono raggruppate in base al valore di v ; così $F_n(z)$ ed $f_n(z)$ saranno le funzioni di distribuzione integrale e differenziale dell'energia specifica impartita per eventi di molteplicità $v=n$. Nel caso di eventi singoli queste vengono indicate con

$$F_1(z) = P(\underline{z} < z | v = 1)$$

e

$$f_1(z) = \frac{d}{dz} F_1(z)$$

Energia lineale

Attraverso ε_1 , l'energia impartita in eventi singoli, possiamo definire una nuova grandezza, l'energia lineale y come

$$y = \frac{\varepsilon_1}{l}$$

Questa grandezza rappresenta l'analogo microdosimetrico del LET. Anche per questa grandezza possono essere definite le distribuzioni di probabilità in modo del tutto analogo a z ; per esempio, data una dose macroscopica D , fissato un sito biologico (caratterizzato da m ed l), si vede che, in quel sito biologico, y è distribuita secondo una funzione integrale di probabilità:

$$F(y; D) = P(\underline{y} \leq y | D)$$

da cui si ricava la funzione differenziale

$$f(y; D) = \frac{d}{dy} F(y; D)$$

di modo che $f(y; D)dy$ dia la probabilità di trovare \underline{y} fra y e $y+dy$ quando è stata impartita una dose macroscopica D .

Per un dato evento singolo y e z_1 sono collegati:

$$z_1 = \frac{\varepsilon_1}{m} = \frac{\varepsilon_1 \cdot \bar{l}}{m \cdot \bar{l}} = \frac{y \cdot \bar{l}}{m} = \frac{y}{m} \frac{4V}{S} = \frac{4y}{\rho S}$$

e, per una sfera di diametro d

$$z_1 = 0.204 \frac{y}{\rho d^2}$$

Per gli eventi singoli le funzioni di distribuzione dell'energia specifica e dell'energia lineale (viste le definizioni di queste due grandezze) sono del tutto simili, ossia:

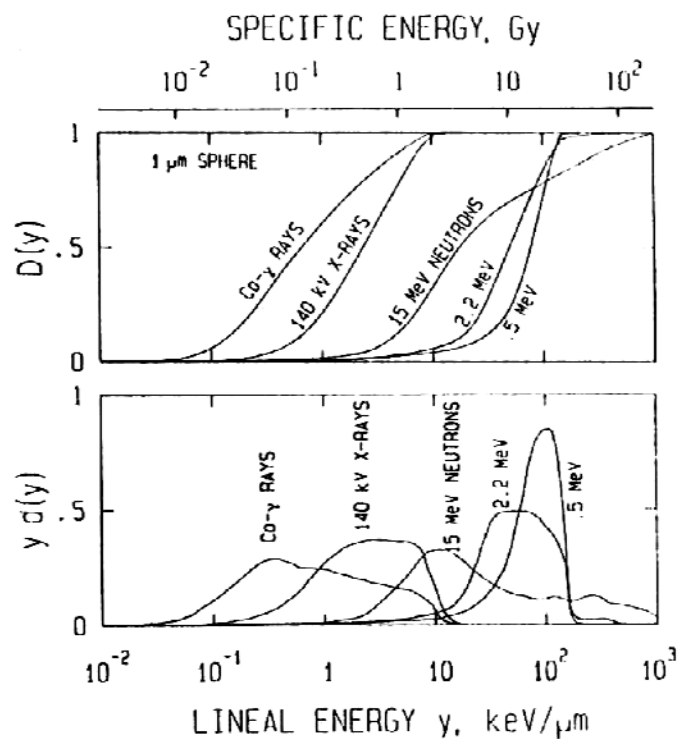
$$F(y) = F_1(z) \quad \text{ed} \quad f(y) = \frac{V}{\bar{l}} f_1(z)$$

Distribuzioni in dose

In analogia alle distribuzioni di frequenza di z ed y , si possono definire le distribuzioni pesate in dose differenziali $d(y)$ e $d(z)$ e le analoghe

integrali $D(y)$ e $D(z)$ (chiamate anche semplicemente "distribuzioni in dose"). Mentre prima, per una fissata dose macroscopica, andavamo a vedere in un fissato sito la distribuzione in frequenza dei valori di z e di y , ora, fissati il sito e una dose macroscopica andiamo a vedere **quanta** di quella dose è stata impartita con un certo valore di z o di y .

Per una fissata dose macroscopica D , considerato un sito, si può vedere con quali valori di y e z è stata impartita la dose nel sito; $d(y)dy$ rappresenta quella frazione della dose D che in quel sito è stata impartita con un'energia lineale compresa fra y e $y+dy$; mentre $D(y)$ rappresenta la frazione di dose impartita con energia lineale minore o uguale a y ; analoghe considerazioni valgono per la variabile z ; un esempio di distribuzione in dose è riportato in figura.



Distributions of lineal energy in spherical tissue regional of $1\text{-}\mu\text{m}$ diameter exposed to various radiations. In the lower panel the distributions are represented as dose-weighted densities $y d(y)$ relative to a logarithmic scale of lineal energy y . These spectra determine the fraction of absorbed dose delivered per unit logarithmic interval of lineal energy. In the upper panel the corresponding sum distributions $D(y)$ are given, and they specify the fraction of events up to a lineal energy y .

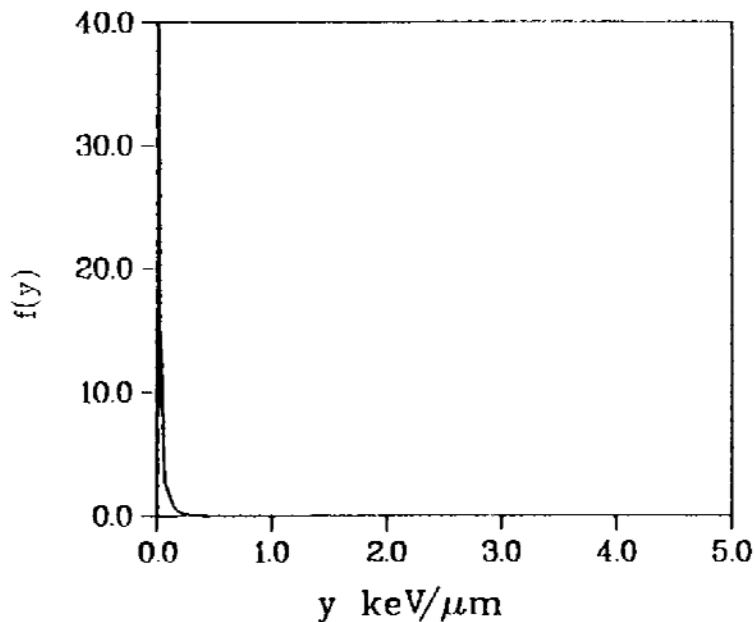
una caratteristica importante della curva $y d(y)$ è rappresentato dal fatto che l'area sottesa dalla curva fra i valori y_1 e y_2 è proporzionale alla dose rilasciata con energia lineale y compresa fra y_1 e y_2 , ossia:

$$\int_{y_1}^{y_2} yd(y)dy \propto D(y_1 \rightarrow y_2)$$

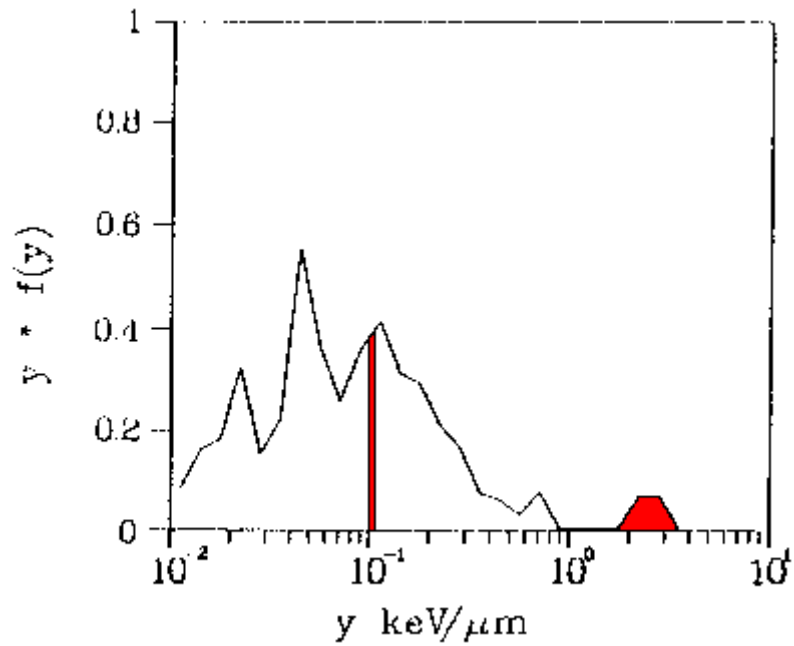
In definitiva abbiamo la distribuzione in frequenza

Usually, the energy deposited in a microscopic site spans **several orders of magnitude**; a large amount of events in a site typically occurs in the low energy region and few but important high LET events in the high energy region. A typical microdosimetric spectrum (usually acquired with a low pressure proportional counter) looks like

in this linear representation, the details of the distribution are not visible.



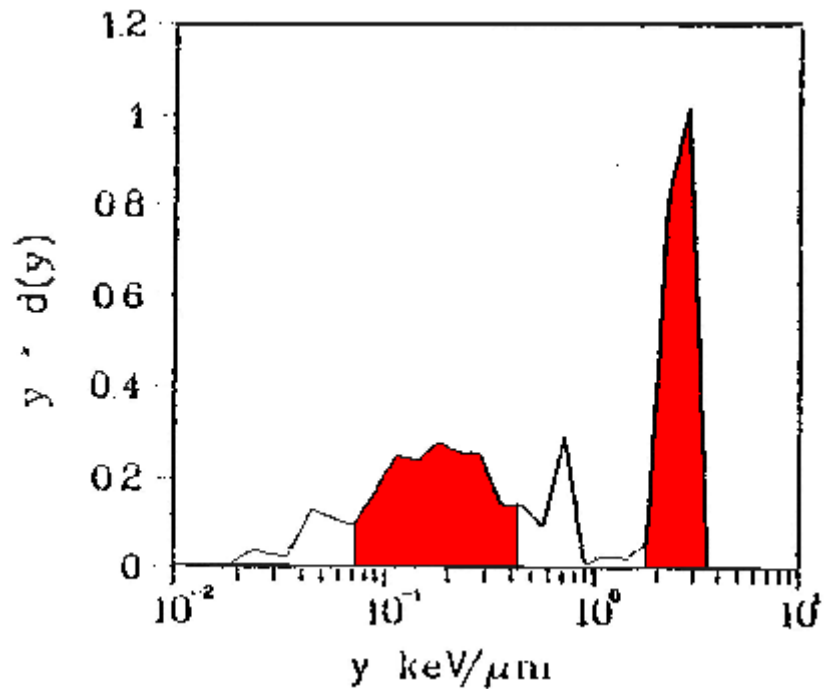
One possibility is to use a semi-logarithmic representation; usually the distribution is “rebinned” on a histogram with logarithmic intervals. This procedure has several advantages, other than providing a better visualization of the spectrum. The quantities represented are the **frequency distribution and the dose distribution, $f(y)$ and $yf(y)$** , both multiplied by y after rebinning:



In the $yf(y)$ vs. $\log y$ representation (frequency distribution), equal areas under the curve represent equal fraction of events. The reason is because

$$\int_{y_1}^{y_2} f(y) dy = \int_{y_1}^{y_2} yf(y) \frac{dy}{y} = \int_{y_1}^{y_2} yf(y) d(\ln y) = \ln(10) \int_{y_1}^{y_2} yf(y) d(\log y)$$

Now, in the $y^2f(y)$ vs. $\log y$ representation (dose distribution), equal **areas** under the curve represent equal fractional **doses**.



Note: $d(y) = \frac{1}{y_F} yf(y)$ where y_F is the first moment of $f(y)$

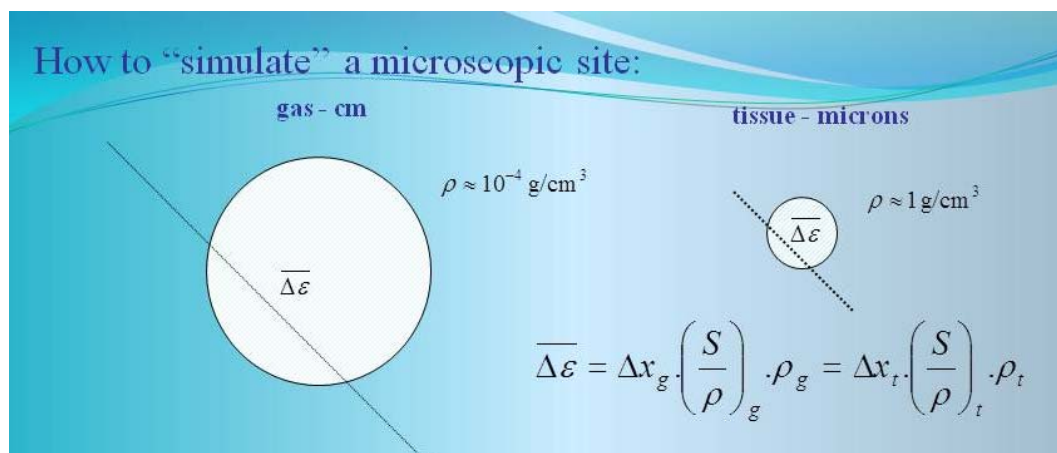
Si può dimostrare che fra le distribuzioni in frequenza e quelle in dose valgono le seguenti relazioni:

$$d(y) = \frac{yf(y)}{\bar{y}_F} \quad e \quad d_1(z) = \frac{zf_1(z)}{\bar{z}_F}$$

con i valori medi di queste distribuzioni definiti come al solito:

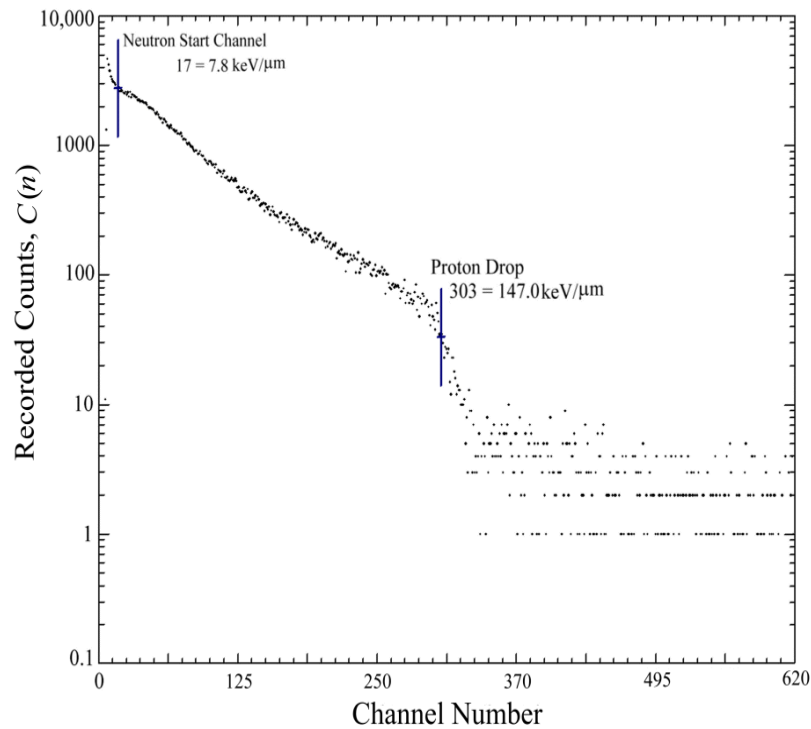
$$\bar{y}_{D=} \int yd(y)dy \quad e \quad \bar{z}_{D=} \int zd(z)dz$$

La distribuzione in frequenza dell'energia impartita può essere misurata, per esempio, con un contatore proporzionale di Rossi; nella sua forma base questo contatore è una camera con le pareti tessuto - equivalenti (solitamente sferico col diametro di circa 2cm) e un elettrodo centrale. La camera è piena di gas ad una pressione tale che la lunghezza del percorso delle particelle che la attraversano sia uguale (in mg/cm^2) a quella in una piccola massa di tessuto dell'ordine del μm ; ad esempio in un gas a base di metano, ad una pressione di 0.05 atm la camera simula un campione di tessuto del diametro di $1\mu\text{m}$.



Con la camera si può fare lo spettro degli impulsi prodotti dalle particelle che la attraversano e, quindi, dei vari depositi di energia, dato che l'altezza degli impulsi è proporzionale a questa energia. Da questa distribuzione si può passare a quella di y o di z ; e poi, attraverso le relazioni precedenti, si può calcolare la distribuzione in dose; queste

distribuzioni, o i loro momenti, possono essere usati per interpretare gli effetti biologici prodotti dalle radiazioni.



Microdosimetric spectra

Range of pulse sizes

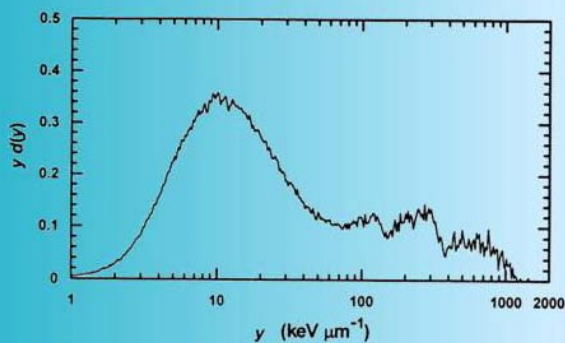
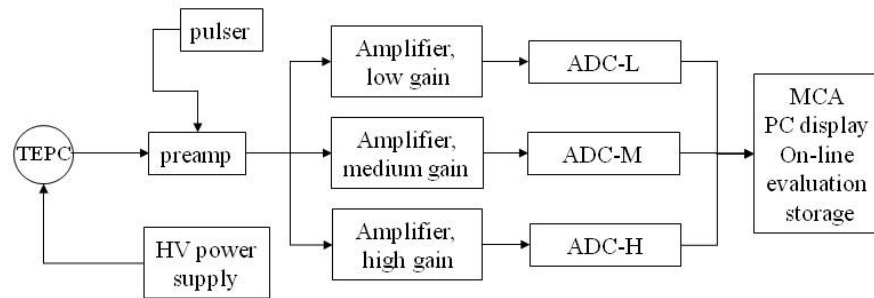


FIG. 6. $y d(y)$ as a function of $\log y$ spectra for a 1- μm site size for 14 MeV neutrons. Several distinct regions are marked on the spectra, indicating the contributions from protons, α particles and heavy recoils to the total absorbed dose, which is proportional to the area under the curve.

Usually, microdosimetric spectra span several orders of magnitude in deposited energy; events with lineal energy from 100 eV/ μm to 1 MeV/ μm are possible.

This requires that the preamplifier has to be designed in order to provide both linearity over 4-5 orders of magnitude and have low noise characteristics.

Signal Processing: electronic setup



The advantage of this configuration is that enables simultaneous measurements of events of very different deposited energy, usually spanning several orders of magnitude. Another approach involves the usage of a logarithmic amplifier, but it requires an especially designed circuit, not available commercially.

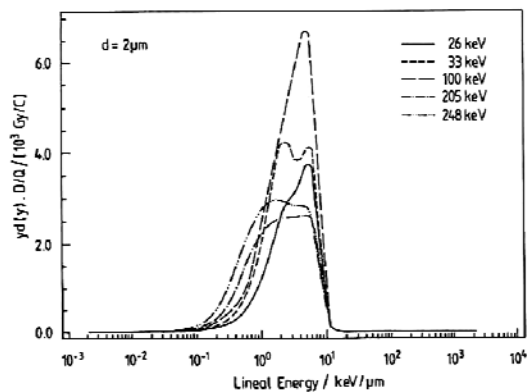


Figure 6. Examples of measurement results with the KFA counter, schematically shown in Figure 5, in photon fields of different energy. The simulated diameter was $2\mu\text{m}$. Shown are microdosimetric dose distributions. The areas under the curves are normalized to one. In this semi-logarithmic representation, equal areas under a distribution represent equal contributions to absorbed dose (Schmitz et al., 1989).

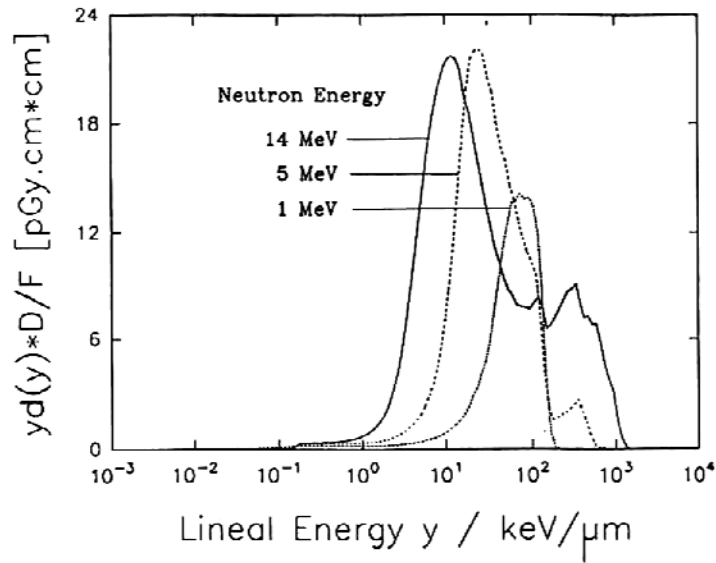


Figure 7. Same as Figure 6, but for quasi monoenergetic neutron fields of different energies (Dietze et al., 1988).

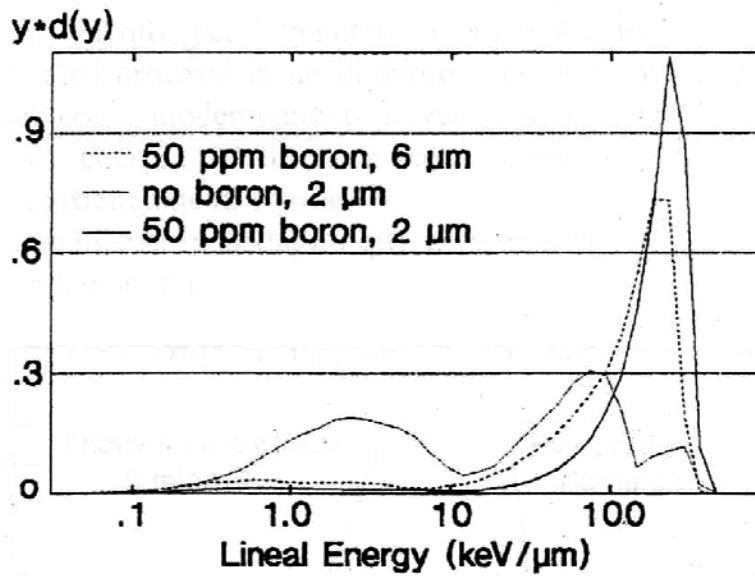
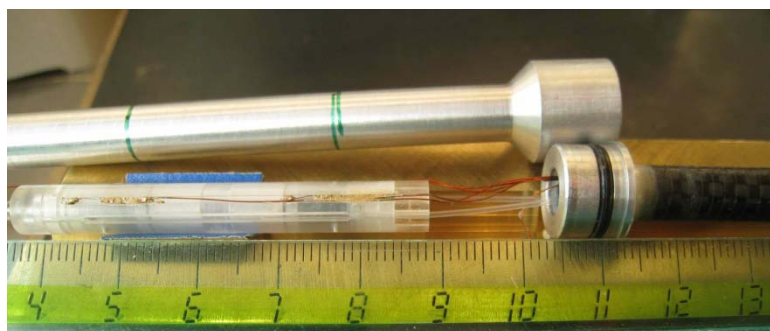
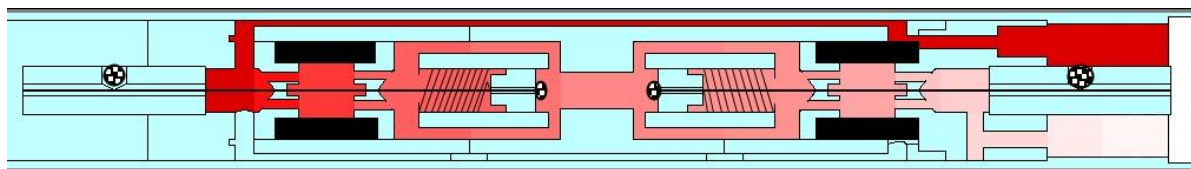


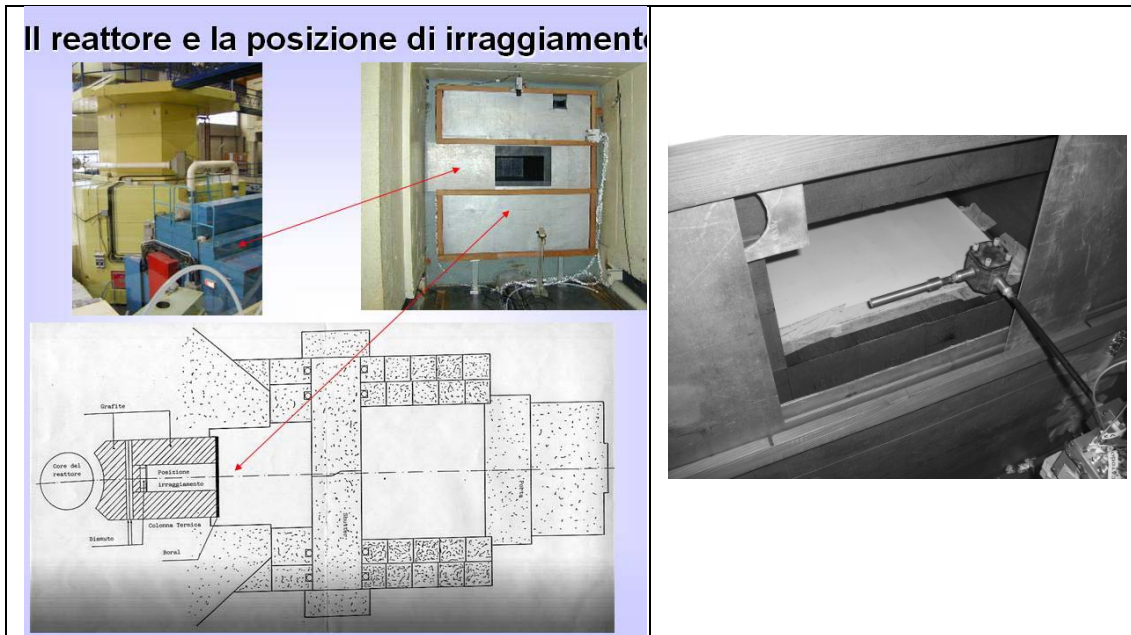
Fig. 4.10 Distribuzione dell'energia lineale, normalizzata a una dose unitaria, per un fascio epitermico. Gli spettri sono mostrati per due siti di dimensioni 2 μm e 6 μm, arricchiti con 50 ppm di ^{10}B , e per un sito di 2 μm, senza boro.

Nelle figure che seguono sono riportate alcune immagini del microdosimetro costruito dai Laboratori Nazionali INFN di Legnaro per applicazioni in BNCT; ci sono due volumi sensibili costituiti da un cilindro retto di 0.6 mm^3 ciascuno; viene fatto fluire (1 cc/min a STP) una miscela tessuto-equivalente di gas a base di propano (H_8C_3); un sistema computerizzato mantiene all'interno del rivelatore una pressione di 187 mbar; a 23°C questa pressione produce un volume sensibile con uno spessore di 0.1 mg/cm^2 che corrisponde ad $1 \mu\text{m}$ in un materiale biologico con densità di 1 g/cm^3 ; le pareti sono costituite di plastica A150 tessuto-equivalente (ICRU-099 H-10, C-78, N-3, O-5 F-2, Ca-2, densità 1.127 g/cm^3); il microdosimetro è protetto da un cappuccio di alluminio dello spessore di 0.2 mm.



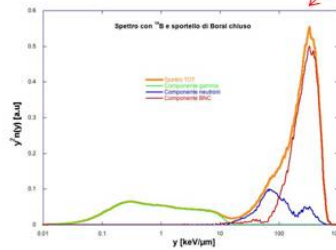
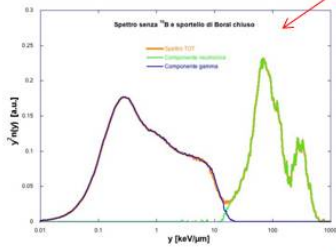
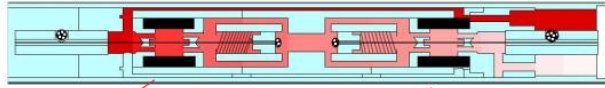
Sono state fatte delle misure nella colonna termica del reattore Triga del Lena, nella posizione mostrata in figura;

Il reattore e la posizione di irraggiamento

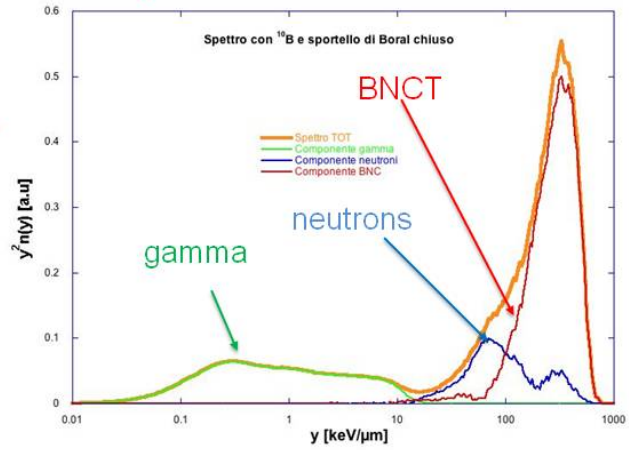


Qui di seguito sono mostrati gli spettri ottenuti dai due dosimetri; lo spettro del dosimetro con pareti contenenti boro, mostra chiaramente il contributo prodotto dalla reazione $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ (contributo della BNCT).

Microdosimetric measurement (mini-TEPC-LNL)

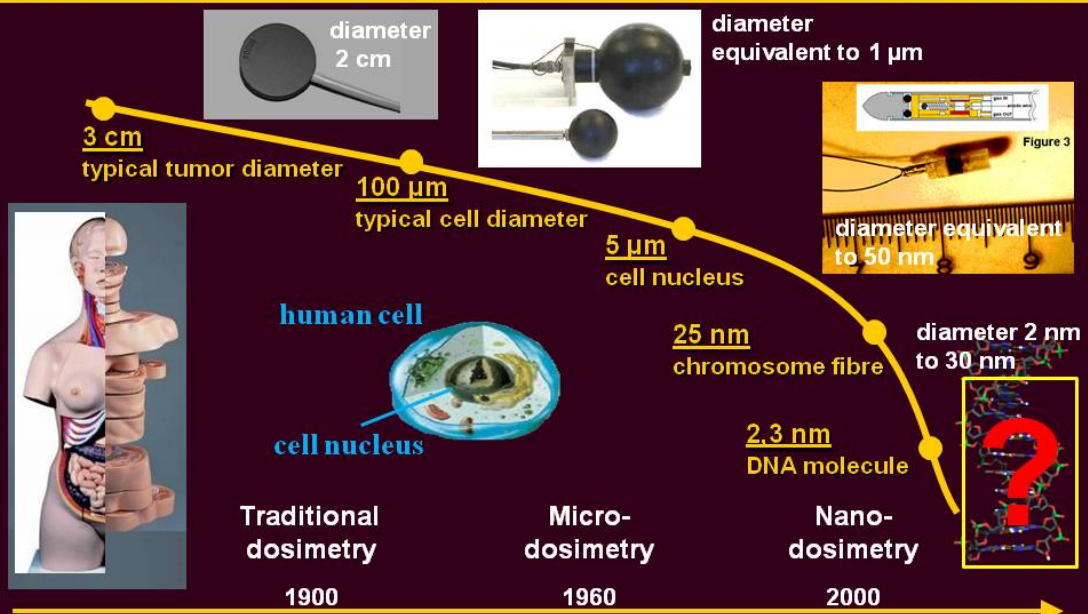


Dose components



Colautti et al., submitted to Applied Radiation and Isotope, Special Issue for the 15th International Congress on Neutron capture Therapy, Tsukuba, Japan, 10-14 September, 2012

The Transition from Radiation Dosimetry to Radiobiology Is Characterized by a Dramatic Reduction of the Target Volume



The hypothesis: Traditionally it is assumed that radiation damage is related to the energy absorbed in a target volume

From Microdosimetry to Nanodosimetry, a Summary

Microdosimetry

- Practical instruments are available but should be extended to nanometric sizes

Nanodosimetric quantities

- reflect the track structure of ionizing radiation
- behave, as a function of radiation quality, similarly to radiation-induced damages to the DNA
- are measurable using single-ion or single-electron counting techniques but practical instruments are not yet available

Bernd Grosswendt (retired), Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Germany

