



Computed Tomography (CT)

L'introduzione, negli anni '70, della Tomografia, Computerizzata (CT) ha consentito di superare molte delle limitazioni della radiografia convenzionale, in particolare quelle legate alla natura **proiettiva** ed alla limitata risoluzione di contrasto.

Le immagini CT sono rappresentative della distribuzione del coefficiente di attenuazione $\mu(x, y)$ dell'oggetto in **una sezione predefinita** ed in esse sono osservabili differenze di attenuazione, non apprezzabili con altre tecniche.

In forza di tali proprietà la CT ha raggiunto rapidamente una vasta diffusione nella pratica clinica.

Un sistema CT è costituito dal **tomografo** propriamente detto (scanner), da un sistema computerizzato di calcolo, dotato di processori ausiliari dedicati per ridurre (fino a meno di 1 secondo per immagine) i tempi di calcolo richiesti dagli **algoritmi ricostruttivi** e da una stazione di consultazione, dotata di display e di dispositivi interattivi che consentono la **manipolazione delle immagini**.



CT - Cenni storici

Negli anni 1972-73 Hounsfield e Ambrose riportarono le loro esperienze preliminari con un prototipo di sistema CT, ma, come per tutte le scoperte scientifiche, la tecnologia CT rappresentava in realtà la sintesi di numerose acquisizioni scientifiche ottenute nel tempo.

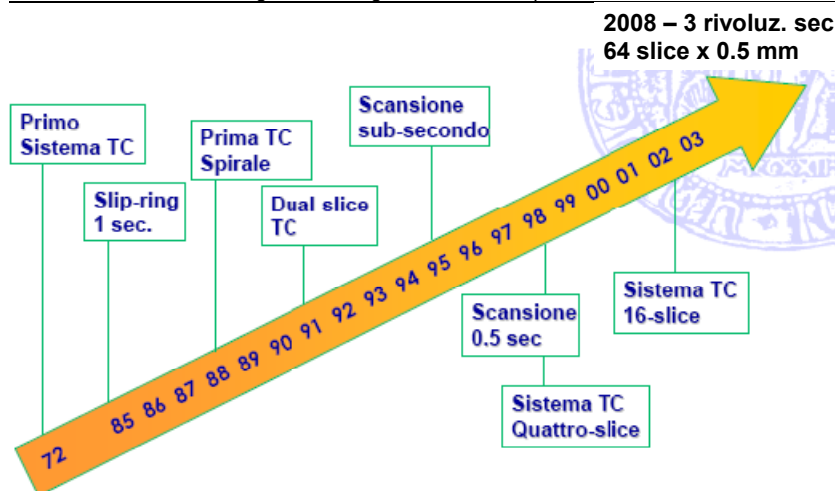
Già nel 1956 e 1961 Cormack e Holdendorf avevano realizzato sistemi concettualmente paragonabili a quelli di Hounsfield, mentre nel 1917 Radon aveva per primo messo a punto una tecnica di **"ricostruzione da proiezioni"**, che è uno dei fondamenti della tecnologia CT.

Ad Hounsfield ed a Cormack venne conferito nel 1979 il premio Nobel per la medicina per avere scoperto il procedimento tomografico computerizzato che, superando i limiti naturali delle metodiche radiologiche convenzionali, apriva la via a nuove possibilità diagnostiche.



Confronto parametri TC 1972 vs. 1995

Parametri	1995	1972
Matrice	1024 × 1024	80 × 80
Risoluzione spaziale	15 cl/cm	3 cl/cm
Risoluzione di densità	3 mm/3 HU/ 30mGy	5 mm/5 HU/ 50mGy
Spessore della sezione	1 - 10 mm	13 mm
Tempo di scansione	0.5 - 1 s	300 s
Dati per scansione	2 MB	50 KB
Potenza sorgente	60 kW	2 kW



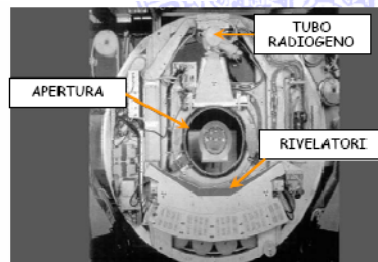
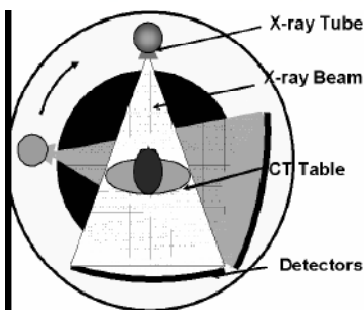
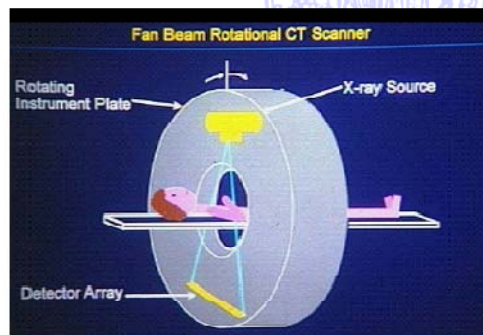


Caratteristiche della CT

- Tomografi computerizzati → prob. le apparecchiature digitali più utilizzate nella diagnostica per immagini. Poco costosi (relativamente); presenti in tutti gli ospedali.
- Risultato di un esame CT: serie di **matrici (slice)**, in media 30-40, allineate perpendicolarmente all'asse definito dalla spina dorsale del paziente. Ogni slice rappresenta **una fetta** del corpo del paziente di un determinato spessore (da 0.5 a 10 mm).
- Per la maggior parte dei tomografi, la risoluzione per matrice è di 256 o 512 pixel. La dimensione del pixel può variare nell'intervallo 0.5-2 mm; il numero di slice varia in funzione della distanza tra le sezioni e dell'estensione dell'organo da esaminare.
- I moderni tomografi riescono ad acquisire una slice in circa 0.3 secondo. L'intero esame richiede un tempo che va dai 5 ai 15 minuti; la dose di radiazioni da CT è comparabile con quella di una serie di tradizionali lastre a raggi X.



- scanner raggi X
- elaboratore per ricostruzione immagine ("no fotografia")





Caratteristiche della CT

- Ciascun pixel rappresenta le caratteristiche di assorbimento di un piccolo volume (voxel) del corpo umano individuato dai limiti fisici del pixel stesso.
- Questo valore é misurato secondo una scala relativa all'attenuazione dell'acqua (non sono unità assolute) in unità denominate **unità Hounsfield HU** (Hounsfield Units), secondo la relazione:

$$\mu(HU) = \frac{\mu - \mu_{H2O}}{\mu_{H2O}} \times 1000$$

- Si ha quindi che i **tessuti molli**, con attenuazione simile a quella dell'acqua, sono caratterizzati da **numeri Hounsfield circa zero**. I tessuti come **l'osso compatto** hanno un valore positivo alto (**intorno a 1000 HU**) e **l'aria**, la cui attenuazione è praticamente nulla, in unità Hounsfield ha una attenuazione **negativa (ca= -1000)**.



CT - Evoluzione

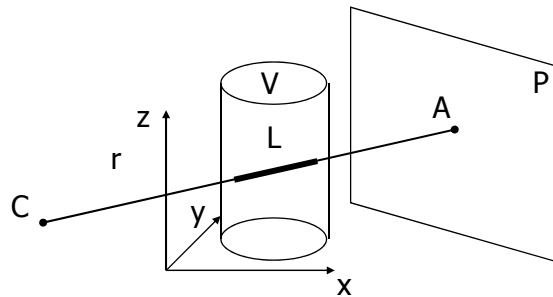
Progresso tecnologico della CT → stadi di avanzamento

1. sviluppo di nuovi sistemi fondati su **differenti principi di scansione** il cui fine sia quello di ridurre il tempo di raccolta delle misure;
2. sviluppo ed utilizzo di nuovi e più perfezionati **componenti** d'impianto al fine di migliorare la qualità dell'immagine ed allo stesso tempo di aumentare l'efficienza operativa ed il comfort;
3. sviluppo di **sistemi di calcolo** più efficienti al fine di ridurre il tempo di attesa dell'immagine, migliorare la qualità della stessa ed aumentare il flusso degli esami;
4. sviluppo di **software applicativi** per l'esecuzione di esami funzionali e l'incremento delle possibilità post-processing.



Proiezioni RX

- le immagini radiografiche (RX) classiche rappresentano una proiezione su di un piano P (piano della lastra fotografica) a partire da un centro C (punto focale dell'anodo nel tubo a vuoto) delle strutture interne al volume del corpo V
- un generico punto di proiezione A dipende da tutte le strutture incontrate dalla retta di proiezione r sul segmento L (interno a V)



Proiezioni RX

- il valore di intensità rappresentato in A, I_A , si può ricondurre all'integrale sulla linea L della **attenuazione lineare** $\mu(x, y, z)$ funzione delle coordinate tridimensionali in V
- infatti, la **legge di Beer** indica la dipendenza della intensità finale I_A incidente sulla pellicola (od altro detettore) dal valore della attenuazione lineare lungo il percorso L, data la intensità di emissione I_0 :

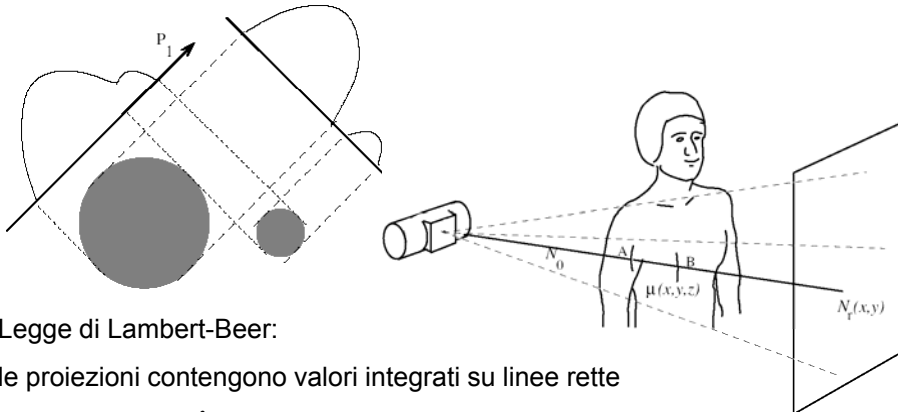
$$I_A = I_0 \exp\left(-\int_L \mu(x, y, z) dL\right)$$

$$\int_L \mu(x, y, z) dL = -\ln\left(\frac{I_A}{I_0}\right)$$

- punti a bassa intensità incidente (bianchi) indicano l'attraversamento di strutture ad alto assorbimento (e.g. tessuto osseo).



Il problema della ricostruzione da proiezioni



Legge di Lambert-Beer:

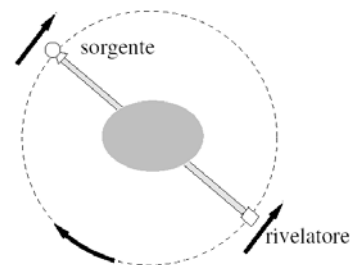
le proiezioni contengono valori integrati su linee rette

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\int_{\text{raggio AB}} \mu(x,y,z) ds} \Rightarrow \int_{\text{raggio AB}} \mu(x,y,z) ds = \ln \frac{N_0}{N_r}$$

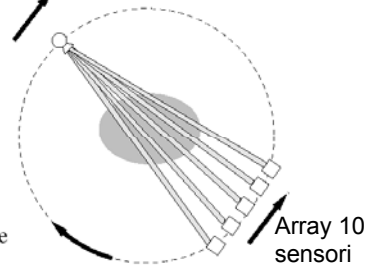


Geometrie di scansione

e.g. pos. ang. = $180/10 = 18$

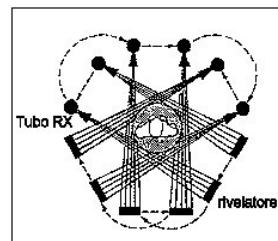


I generazione



II generazione

Entrambi comportano movimenti di traslazione e rotazione sia del tubo sia dei rivelatori.





Scansione Scan CT – I generazione

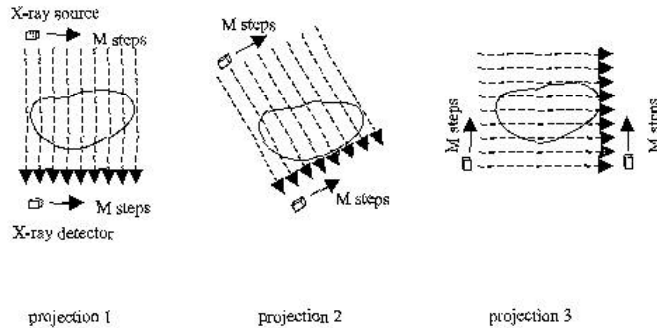
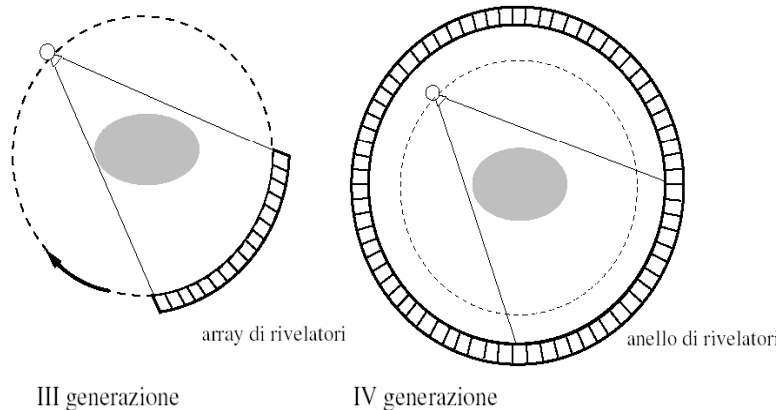


FIGURE 1.24. The mode of operation of a first-generation CT scanner. The source and the detector move in a series of linear steps, and then both are rotated and the process repeated. Typically, the number of projections and the number M of steps in each projection are equal in value.



Geometrie di scansione scanner CT



FAN BEAM – almeno 30° , il fascio abbraccia tutto il FOV, solo rotazione.

I sistemi TC di terza e quarta generazione attualmente in esercizio nel mondo sono oltre 30.000 unità.



Scambi gantry fisso / scanner rotante

← alimentazione

slip rings \leftrightarrow

← controlli

dati →

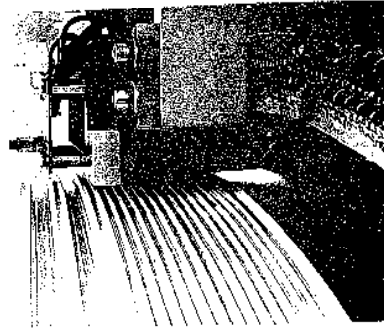
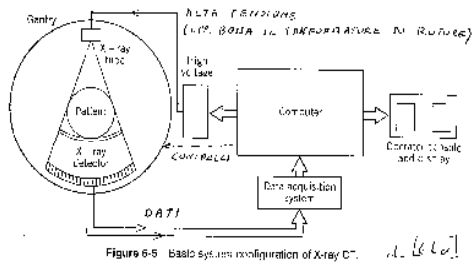
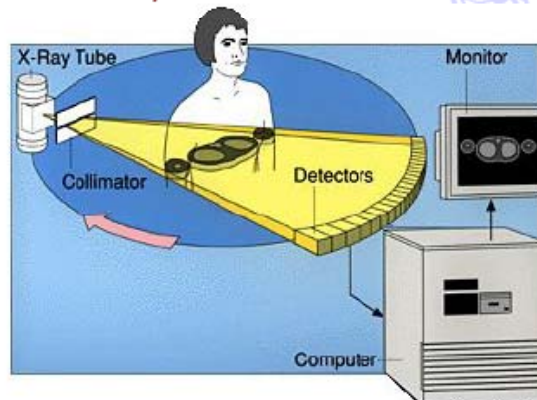


FIGURE 14.5. Photograph of the clay rings used to place sugar and carbon dioxide in the rat's digestive tract. (Courtesy of Plickert Inc., Irvine, CA.)



Sistema TC - componenti

Una serie di raggi che attraversano il paziente sullo stesso piano formano una **proiezione** di uno **strato trasverso**

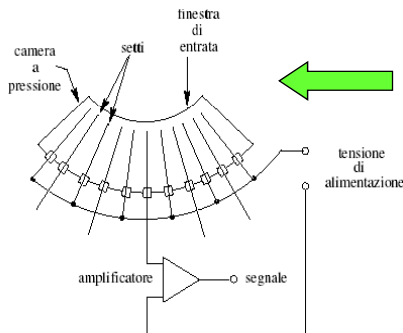
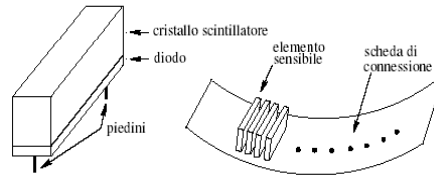




Rivelatori

2 tipi di rivelatori: a stato solido e a gas

I **rivelatori a stato solido** sono costituiti da un cristallo scintillatore accoppiato ad un fotodiodo e forniscono un segnale proporzionale al numero di fotoni incidenti.



I **rivelatori a gas** sono costituiti da una camera riempita di Xenon ad alta pressione. Quando il gas è ionizzato le cariche sono accelerate da un sistema di elettrodi a forma di setto.

2010-11

17



Metodi di scansione e Spiral CT

Start-Stop

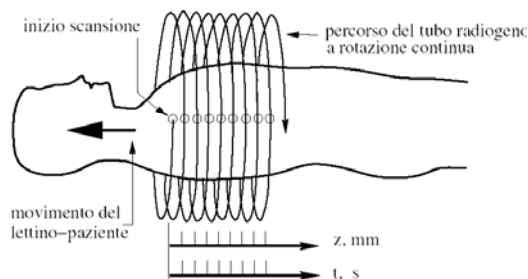
Per ogni misura, il sistema di scansione inizia a ruotare da fermo, accelera, misura a velocità angolare costante, frena e si arresta.

Tempi di scansione circa 2-5 sec l'alta inerzia del sistema impone pause di sec tra scansioni successive.

A rotazione continua

Si attua una rotazione continua del solo tubo radiogeno. L'inizio e la fine sono determinati soltanto da un segnale elettronico → non ci sono fasi di accelerazione e decelerazione durante la sequenza di scansione.

Parametri	valori tipici
Tempi di scansione	24-100 s
Velocità del tavolo	1.0-26.0 mm/s
Spostamento tavolo per rotazione	1.0-20.0 mm
Numero di rotazioni	20-60
Intervallo di scansione	30-1500 mm
Incremento di ricostruzione	0.1-5 mm



Lezione 9

AA 2010-11

Tecnologia **slip-ring**

18



Ricostruzione sinogramma relativo a piano di sezione mediante interpolazione spirale

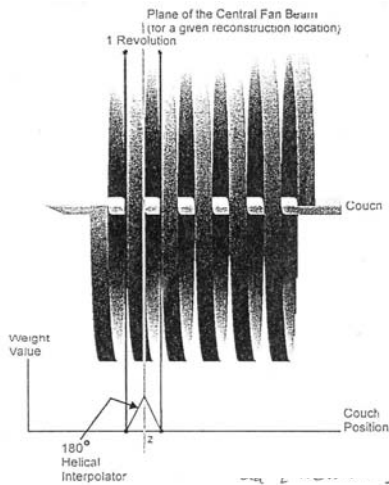


Figure 1-5, Illustration of the relation between the helical interpolator and the central fan beam of a set of helical scan data. This example shows a 180° linear interpolator as the selected helical interpolator.

2010-11

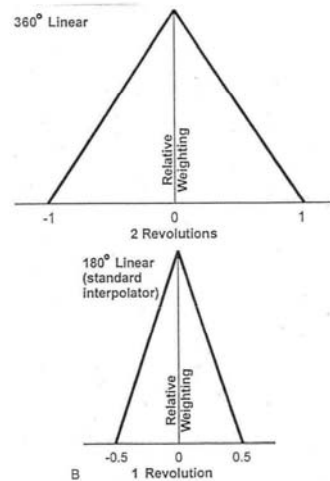
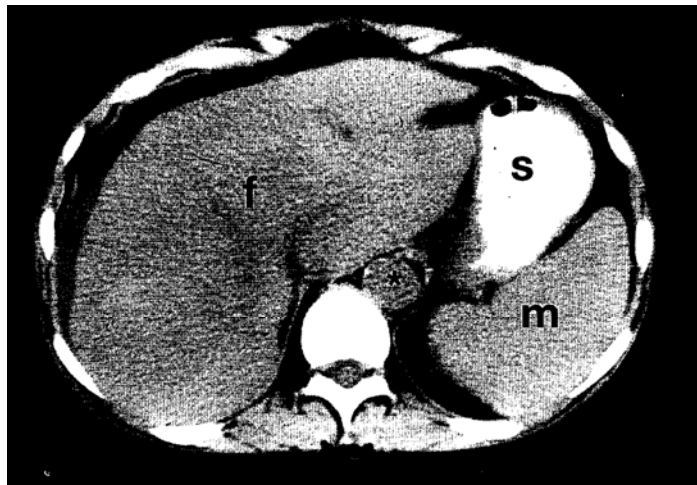


Figure 1-4, Profiles of two helical interpolators commonly available. (A) A 360° interpolator that covers two revolutions of data. (B) A 180° interpolator (standard interpolator) that covers one revolution of data.



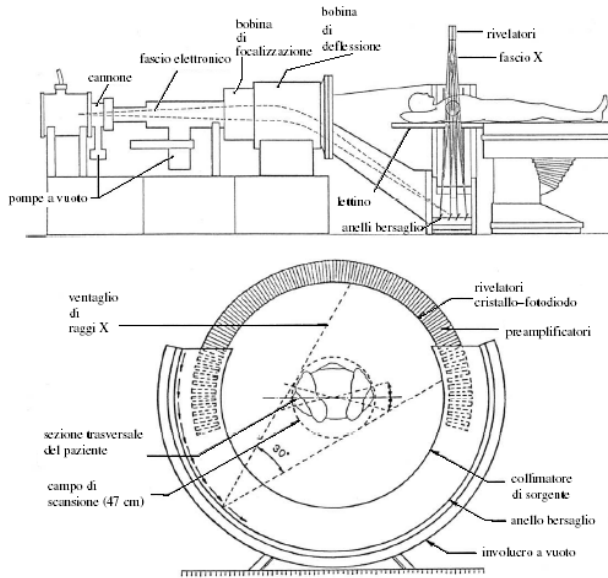
Esempio di CT

- tomografia di addome alto (da R.Nessi, 1998)





Electronic beam tomography



- Difficoltà esami cardiaci
- Eliminazione tutti i movimenti meccanici
- CVCT: CardioVascular Computed Tomography
- EBT: Electron Beam Tomography
- 50 ms per slice

Lezione 9

AA 2010-11

21



Elaborazione CT

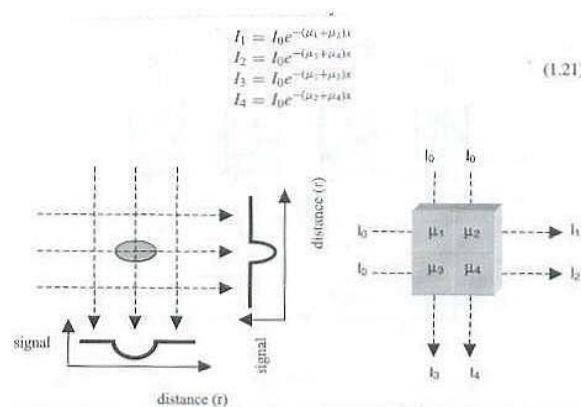


FIGURE 1.27. (Left) Two projections acquired from an elliptical test object. (Right) Two projections acquired from an object consisting of a simple 2×2 matrix of tissue attenuation coefficients.

Lezione 9

AA 2010-11

22