

Tecnologie e tecniche di imaging radiodiagnostica
***Principi alla base della formazione
dell'immagine diagnostica in medicina
nucleare***

*Parte 3 - Tomografia a raggi X
(Versione preliminare)*

Antonio Di Bartolomeo

AA 2004-05 - gennaio/febbraio 2006

Tomografia Computerizzata (TC)

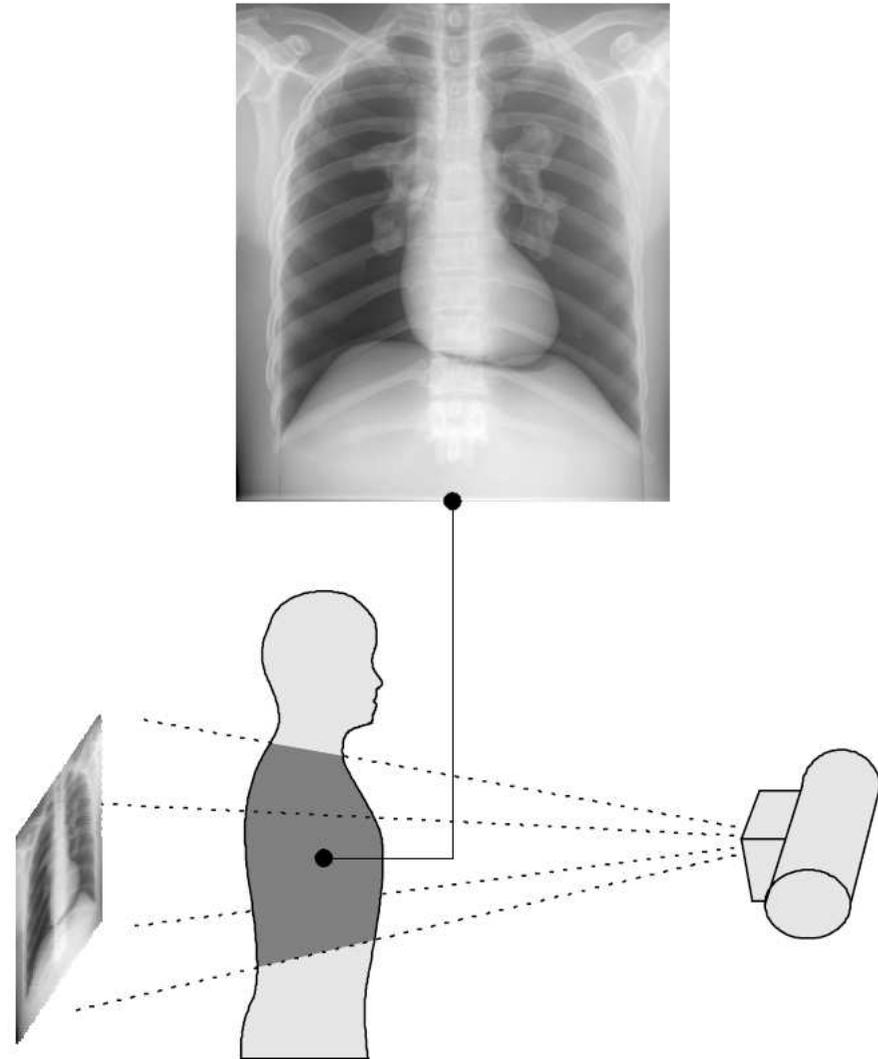
- **Principi della TC a raggi X**
- Scanner per la TC a raggi X
- Rivelatori di raggi X per la TC
- Scan assiale
- Qualità dell'immagine

Realizzazione della TC a raggi X

- Basi matematiche per la tomografia computerizzata ad opera di Johann Radon (1917)
- L'idea ripresa e resa popolare da Allan Cormack alla Tufts Univ. (1963)
- Primo scanner CT a raggi X introdotto da Godfrey Hounsfield dell EMI Ltd., England (1972), basandosi su metodi matematici e sperimentali sviluppati da A. M. Cormack
- Primo scanner TC per l'intero corpo rerealizzato da R.S. Ledley nel 1974 alla ACTA
- TC a spirale e "multislice" introdotta nel 1989 e 1998

Limiti della radiografia a raggi X

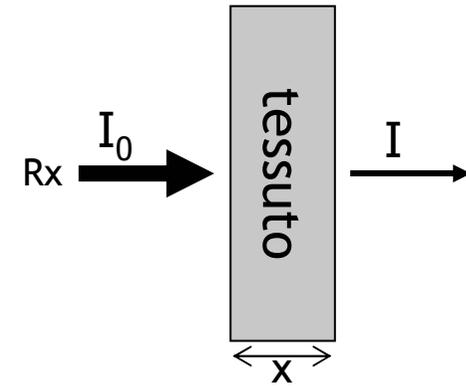
- **Strutture 3D compresse in immagini 2D** con perdita di una dimensione (assenza della profondità) e confusione di dettagli
- Tutti i piani nel paziente paralleli alla pellicola sono sovrapposti.
Nell'esempio: costole, polmoni e tessuti molli sovrapposti nella stessa immagine
- Perdita di contrasto, in particolare per i tessuti molli. Ad esempio i vasi sanguigni non distinguibili dal muscolo.
- Necessità di usare mezzi di contrasto come iodio o bario, quando possibile



Contrasto nella radiografia

- Coefficiente di attenuazione lineare μ

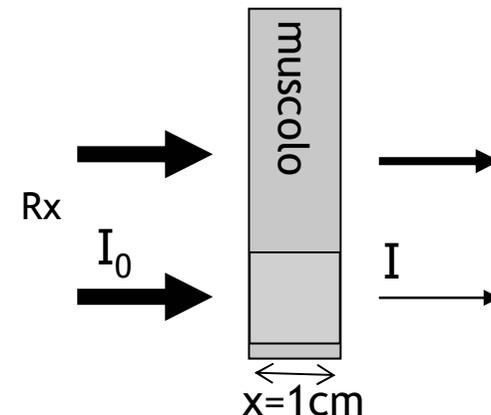
materiale	μ (cm ⁻¹)
aria	0
osso	0.48
muscolo	0.180
sangue	0.178



- Esempio di contrasto del soggetto: cavità in uno strato di 1 cm di muscolo

Materiale nella cavità	$I(x)/I_0$	Differenza (%) rispetto al muscolo
Aria	1.0	+20
Sangue	0.837	+0.2
Muscolo	0.835	0
Osso	0.619	-26

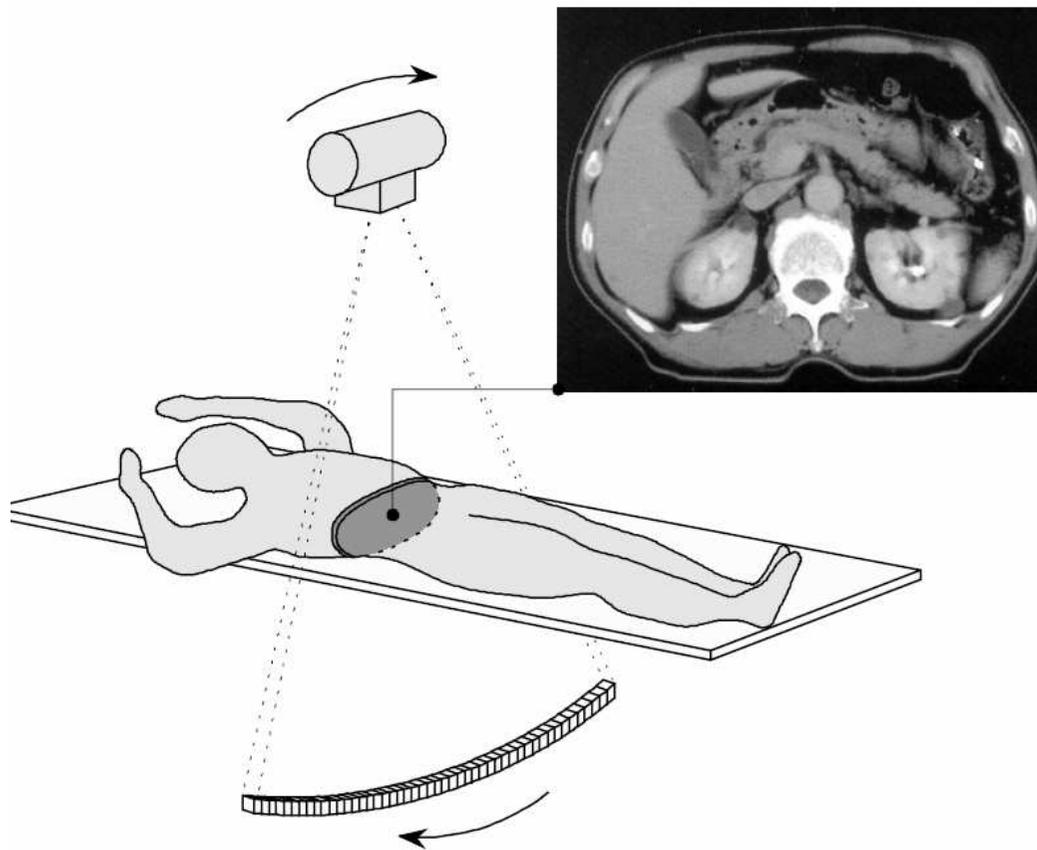
$$I(x) = I_0 \exp(-\mu \cdot x)$$



- Una pellicola permette di distinguere contrasti $> 2\%$ -> non è possibile distinguere muscolo e vasi sanguigni (senza usare un liquido ad alto contrasto); è invece possibile distinguere la trachea riempita di aria

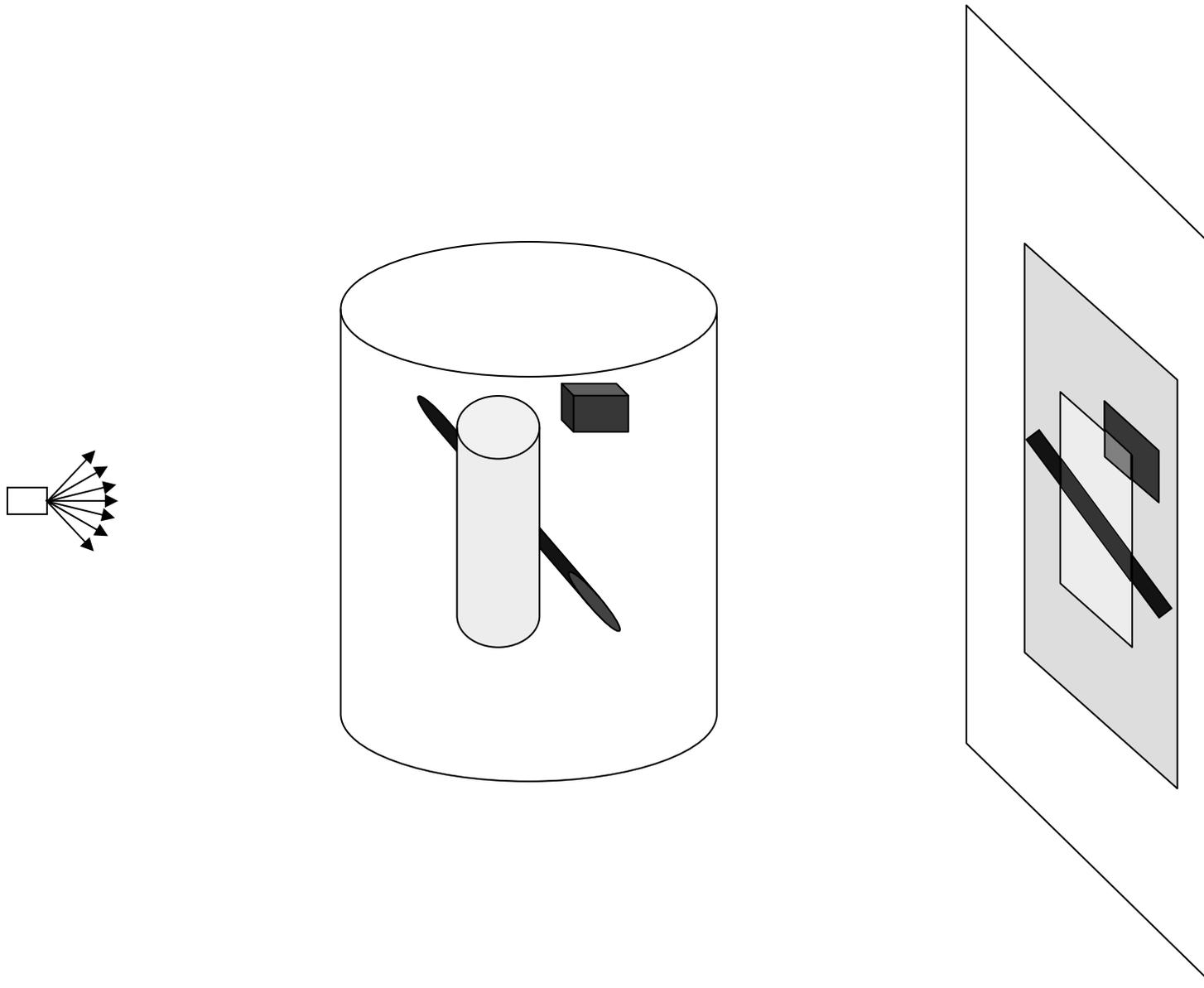
Tomografia computerizzata a raggi X

L'immagine di una "fetta" del corpo è vista come se i raggi X la attraversassero perpendicolarmente

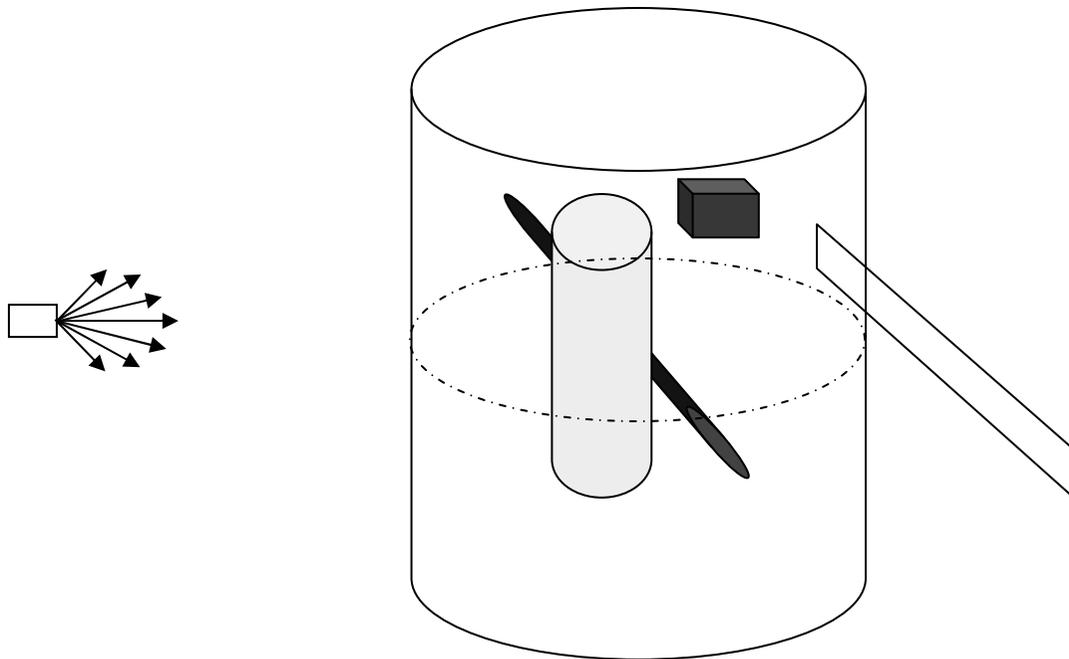


- Immagine a raggi X: stesso principio di generazione, di interazione e rivelazione della radiografia
- Metodo per eliminare il problema del limitato contrasto e per recuperare la terza dimensione (profondità)
- **Generazione di immagini di sezioni trasversali (fette) del corpo del paziente**
- Poiché non c'è sovrapposizione delle strutture, il contrasto dell'immagine è migliorato (**contrasti del soggetto <1% facilmente visibili**)
- Ricostruzione dell'immagine realizzata al computer, con grande quantità di calcoli

Svantaggio della radiografia Rx: da 3D a 2D



Soluzione: restringere i raggi x ad una definita fetta del soggetto



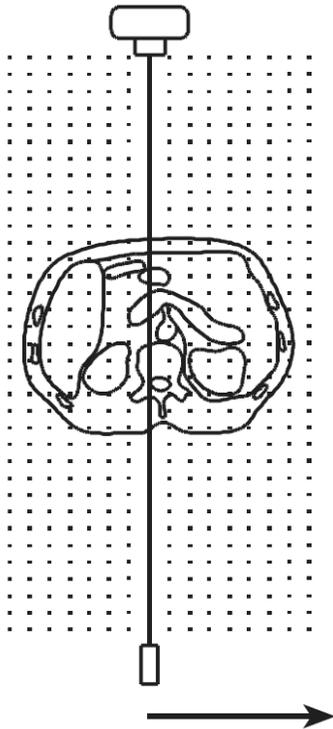
Esempi di immagini TC

Contrasti del
soggetto <1%
rivelabili

Risoluzione
spaziale di
circa 1 mm

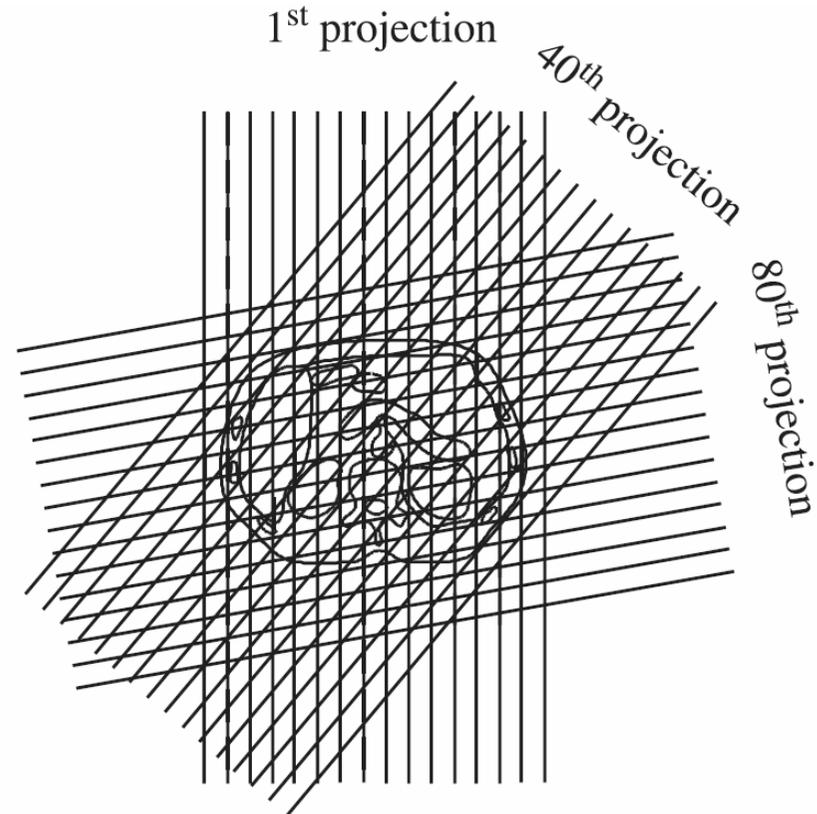


Principio della TC a raggi X



(a)

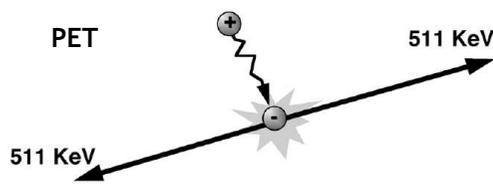
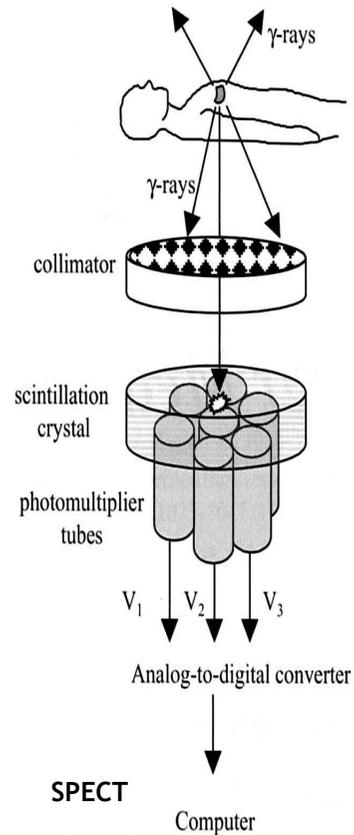
- Diversamente dalla radiografia a raggi X, i rivelatori dello scanner TC non producono direttamente un'immagine
- I rivelatori misurano la trasmissione di un sottile fascio (da 1 a 10 mm) di raggi X attraverso un'intera fetta del corpo (fascio e rivelatore si muovono in sincronia, fig a)
- L'immagine della stessa fetta è presa da diverse angolazioni (fig b)
- Acquisizione lenta, ~ 4min/fetta ... ma ci sono metodi di acquisizione più veloce



(b)

- Questo permette di **recuperare l'informazione sulla profondità** (terza dimensione), con un metodo analogo alla triangolazione nella misura della distanza di un oggetto (l'angolo tra la linea di base e l'oggetto viene misurata dai due estremi della linea di base, cioè vengono usate viste da due diverse angolazioni)

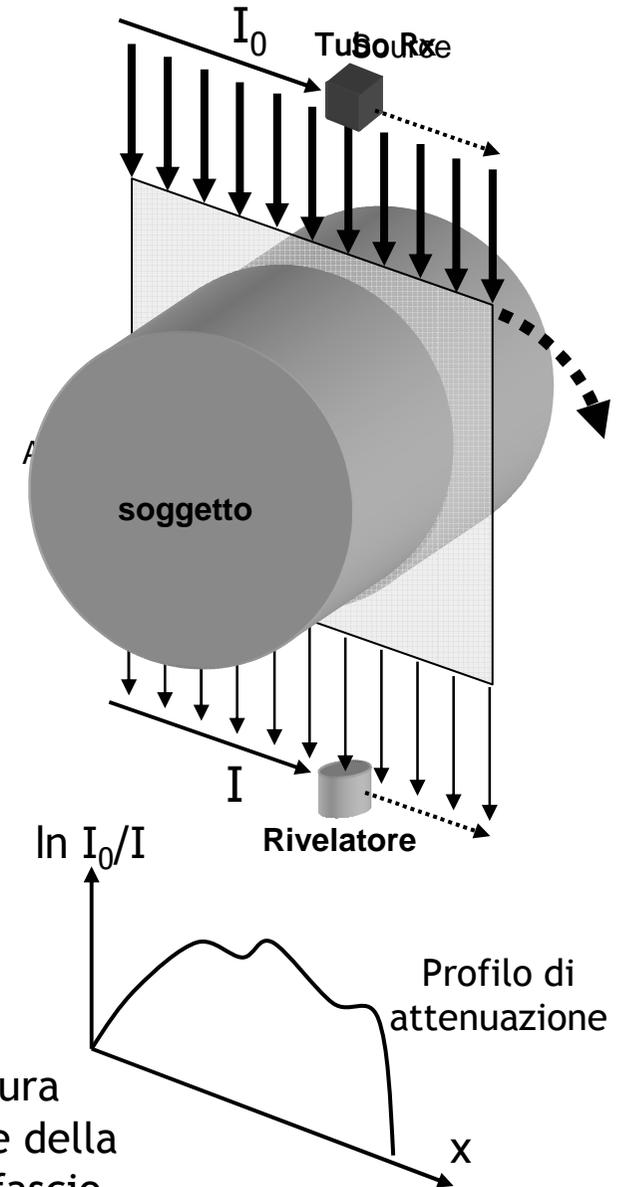
Principio della TC a raggi X



- Ciascuna misurazione dell'attenuazione della linea di fascio (pencil beam) è detta **raysum** (somma del raggio)
- Il principio della TC a raggi X viene utilizzato anche per altre modalità di imaging, come risonanza magnetica, ultrasuoni, PET (positron emission tomography), SPECT (single photon emission computed tomography)
- deve essere soddisfatto il **criterio di Nyquist** ($\Delta x = \text{distanza di campionamento}$ e $\Delta s = \text{larghezza del fascio}$):

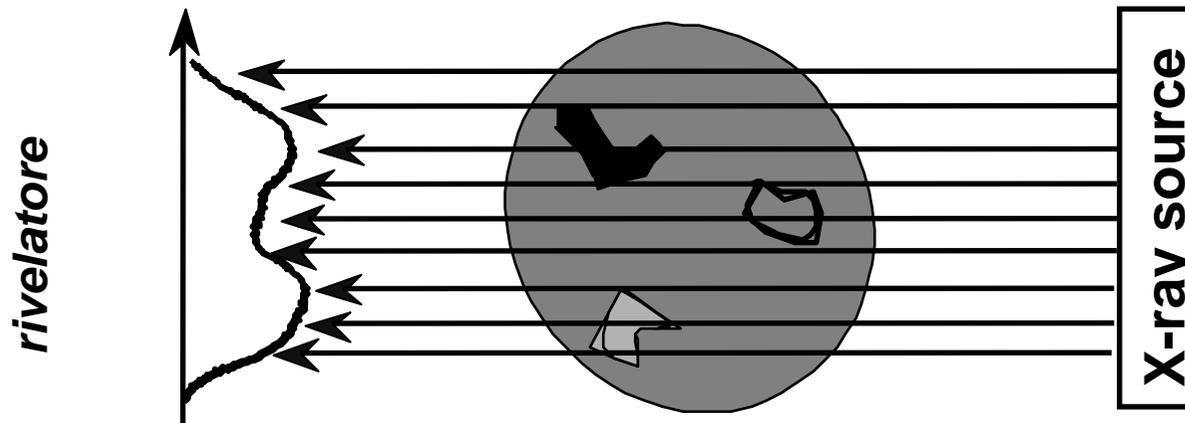
$$\Delta x \leq \Delta s / 2$$

Raysum = misura dell'attenuazione della singola linea di fascio

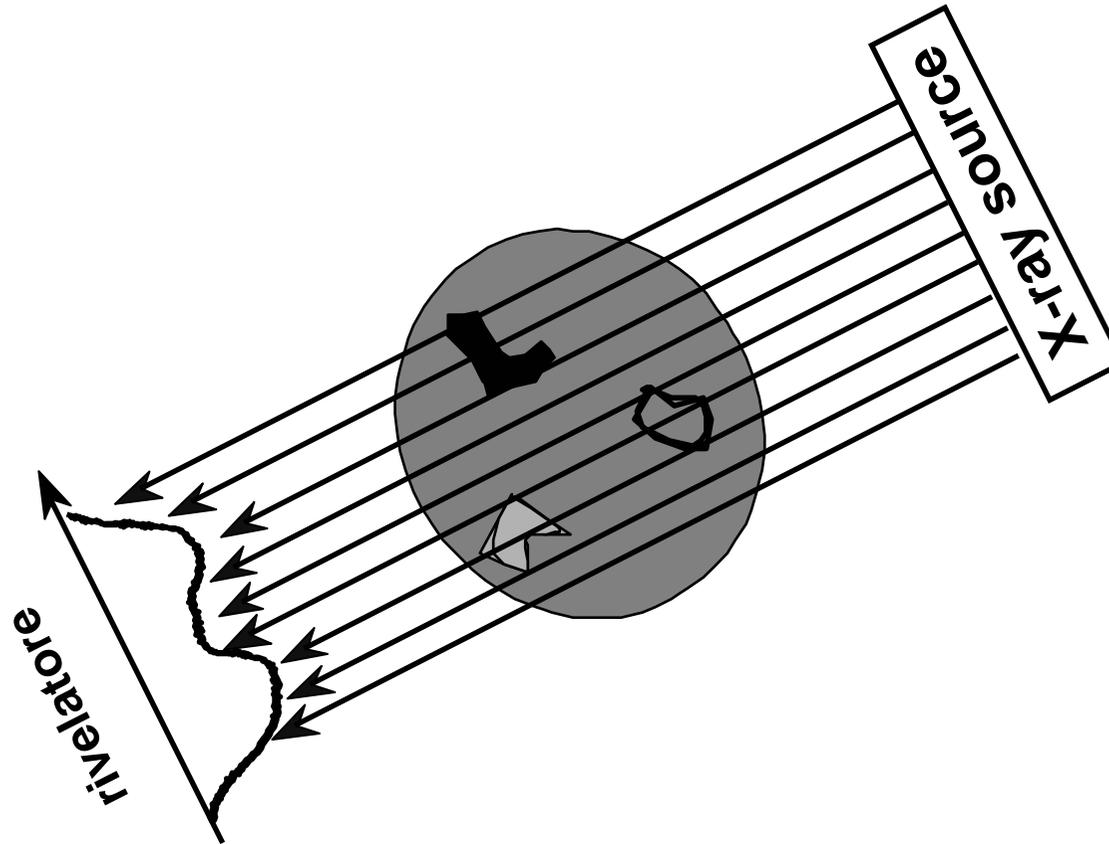


TC a raggi X

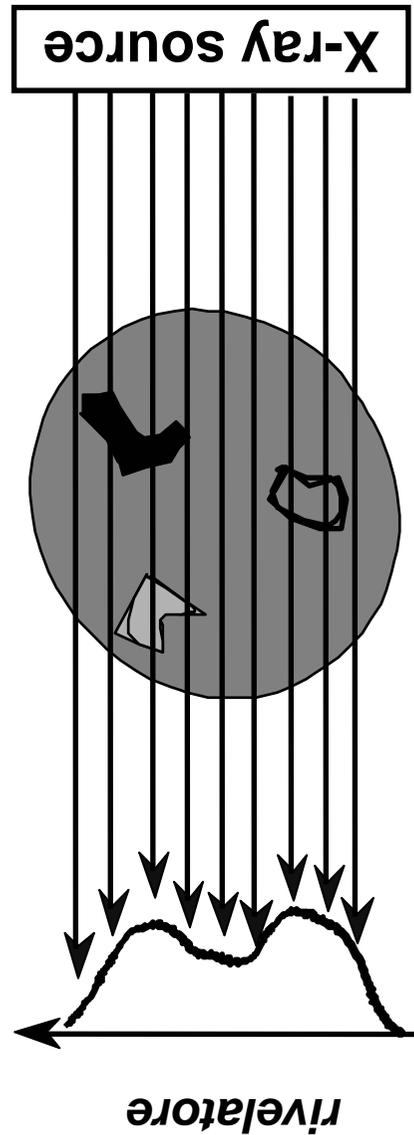
Usa i raggi X per generare diversi profili di attenuazione



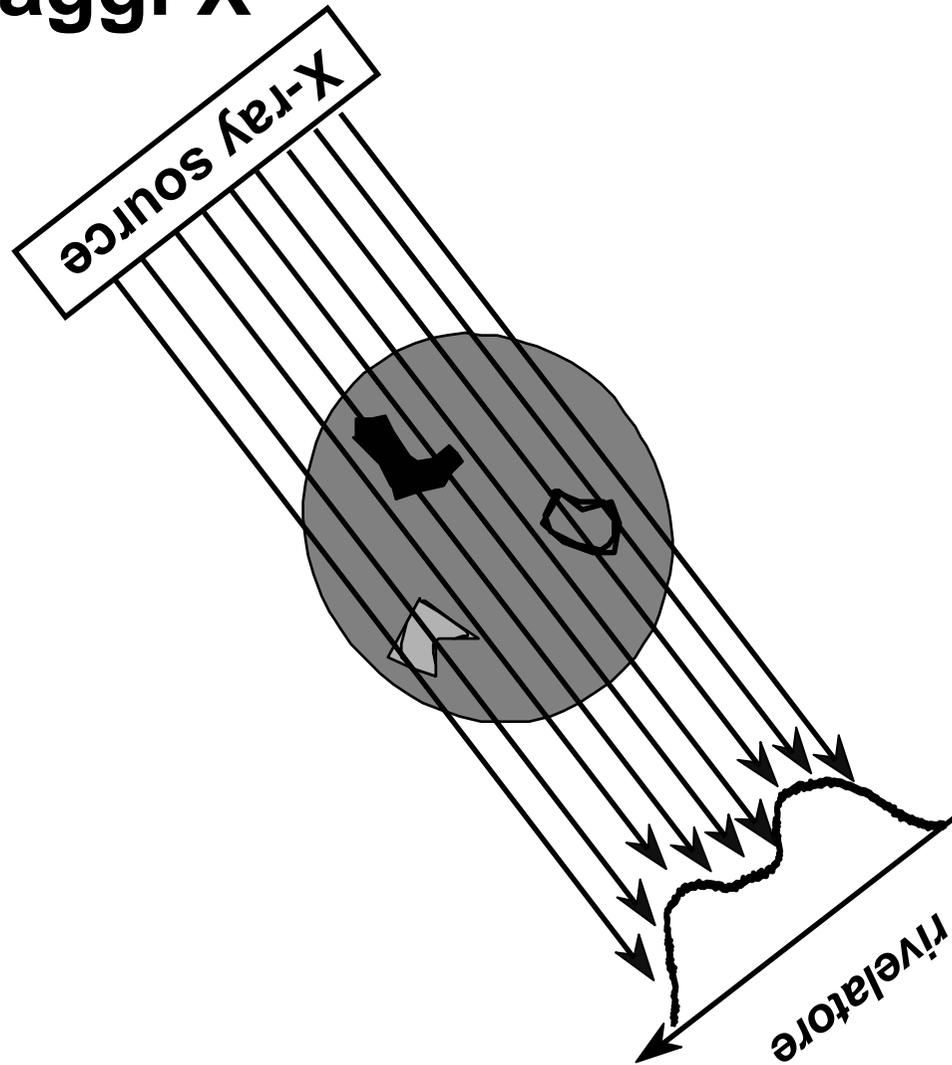
TC a raggi X



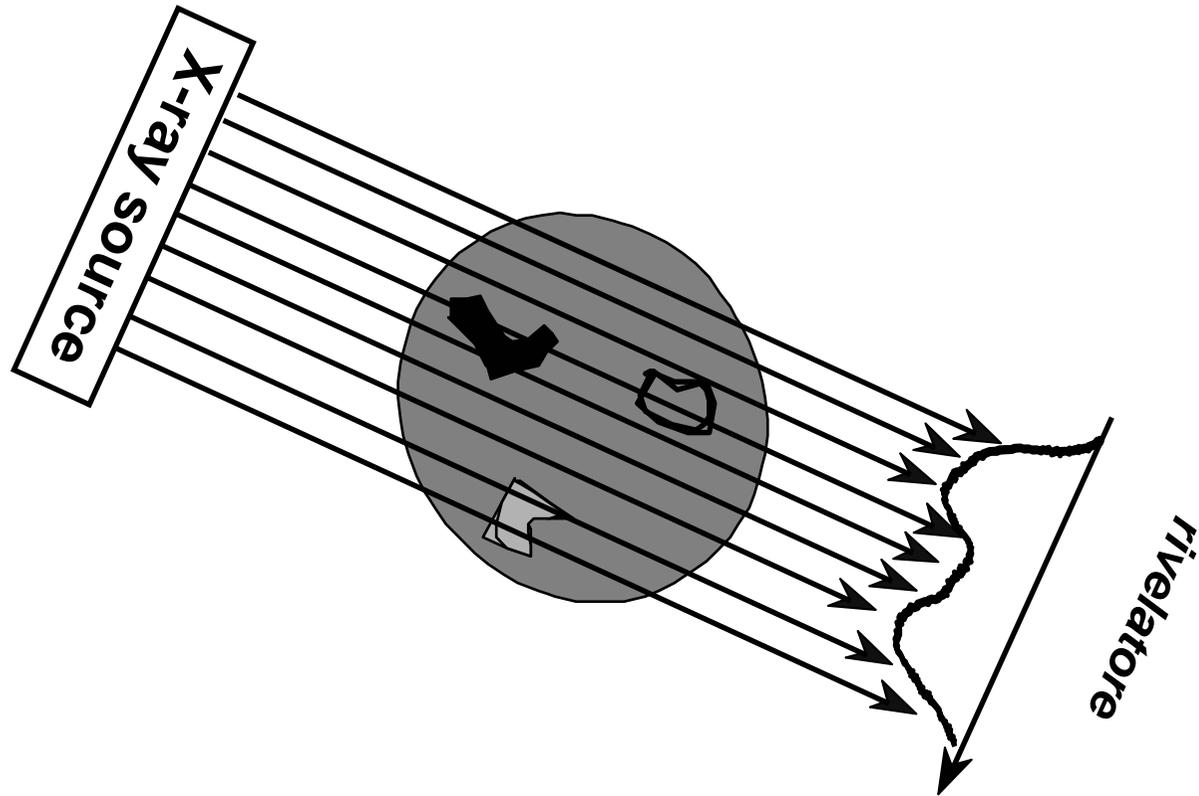
TC a raggi X



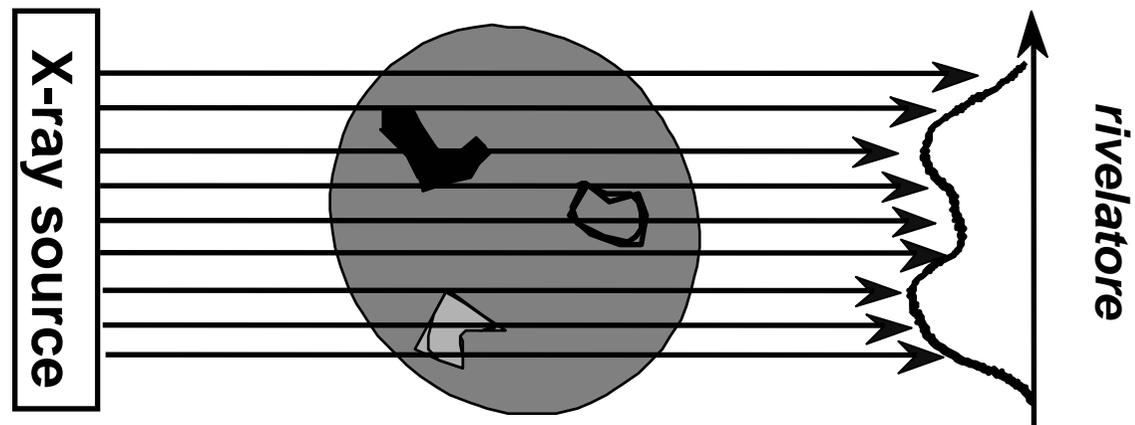
TC a raggi X



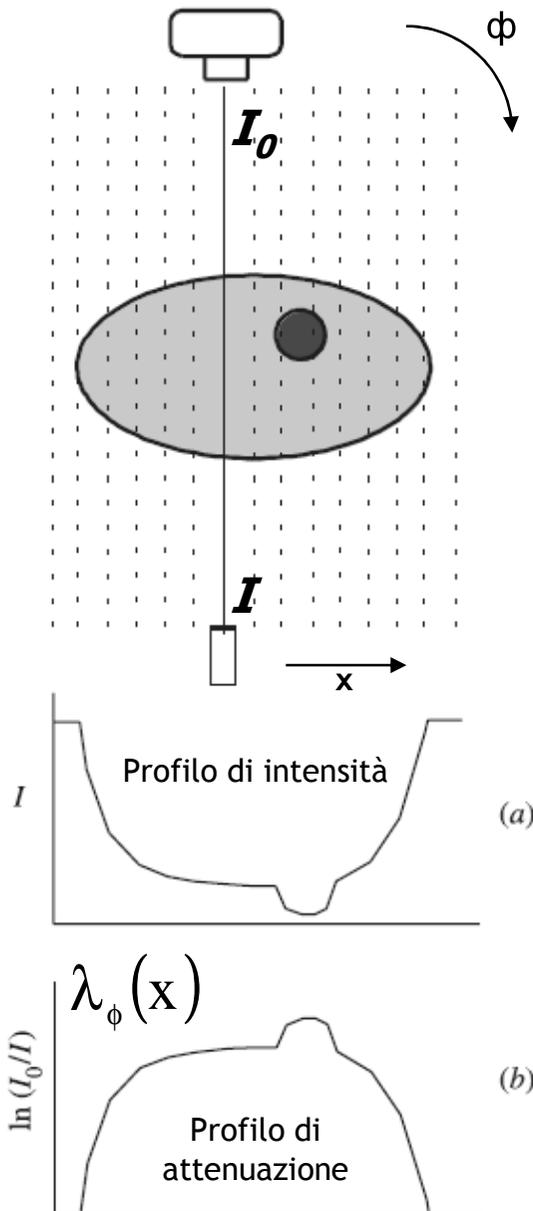
TC a raggi X



TC a raggi X

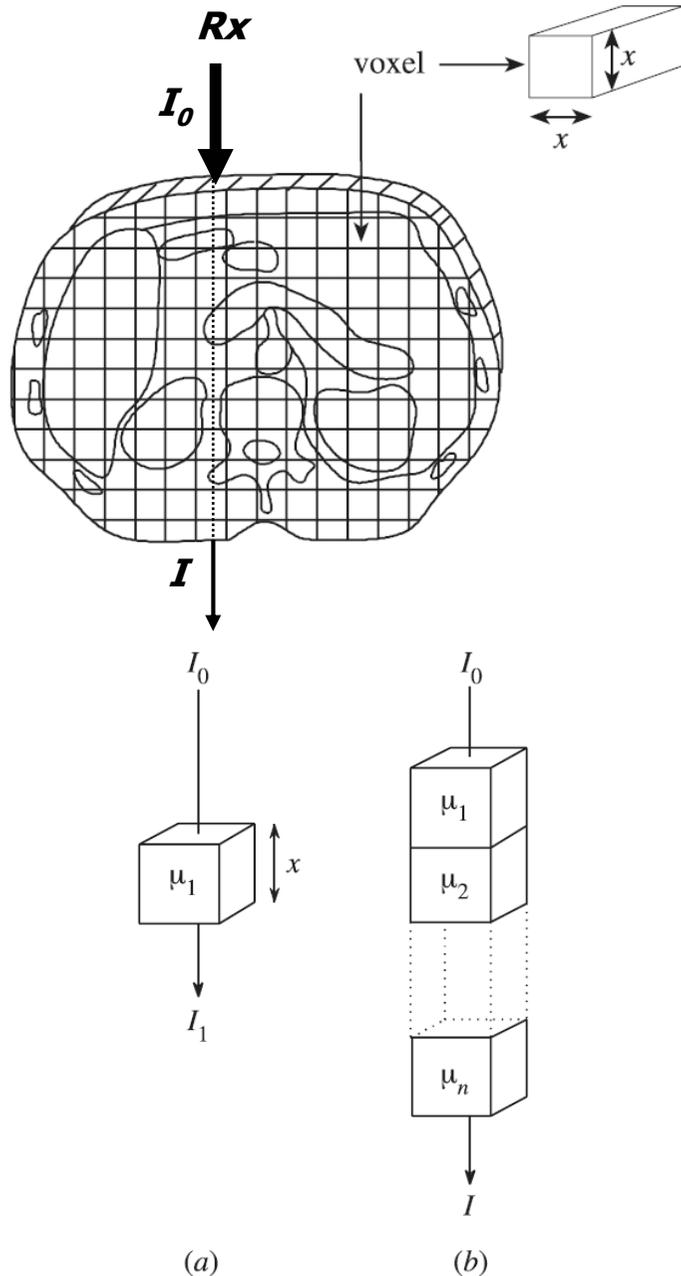


Profilo di intensità ed attenuazione



- L'intensità I del fascio di raggi X misurato dipende dalla posizione. I è minore nelle zone dove il corpo è più radiopaco
- *Profilo di intensità*: grafico di I in funzione della posizione
- *Profilo di attenuazione*: grafico di $\ln(I_0/I)$ logaritmo del rapporto delle intensità
- Il profilo di attenuazione è utilizzato nella ricostruzione dell'immagine CT
- Poiché il fascio non è monoenergetico sono necessarie delle correzioni di *beam hardening*, per tenere conto che le componenti a bassa energia sono assorbite più facilmente

Determinazione del profilo di intensità/attenuazione



➤ Lo scanner CT, produce un'immagine digitale che consiste di una matrice quadrata di elementi di immagine (pixel), ciascuno dei quali rappresenta un *voxel* (volume element) del tessuto nel paziente

➤ L'intensità I_1 del fascio di RX incidente, di intensità I_0 , trasmesso attraverso un voxel di spessore x e coefficiente di attenuazione μ_1 è

$$I_1 = I_0 \exp(-\mu_1 \cdot x)$$

➤ Nel passare da un lato all'altro del paziente, il fascio è attenuato da tutti i voxel che attraversa . L'intensità del fascio in uscita è

$$I = I_0 \exp(-x \cdot \sum \mu_i)$$

ovvero

$$\ln I_0/I = x \cdot \sum \mu_i$$

➤ In conclusione: una misura fatta da un rivelatore CT è proporzionale alla somma dei coefficienti di attenuazione che stanno lungo la linea del raggio. Da ciò il termine *raysum*.

Metodo iterativo

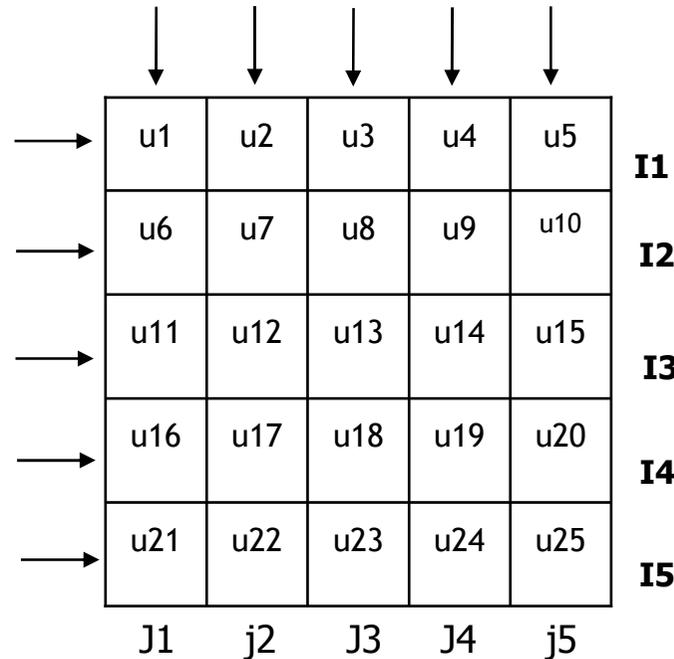
➤ Immagine CT tipica è costituita da di 512 righe, ciascuna di 512 pixel, cioè una matrice quadrata di $512 \times 512 = 262144$ pixel (uno per ogni voxel)

➤ Il processo di ricostruzione dell'immagine deve calcolare un valore del coefficiente di attenuazione μ_i , per ciascuno dei 262144 voxel corrispondenti a questi pixel

➤ Un metodo consiste nel misurare 512 proiezioni ciascuna contenente 512 raysum in modo da avere 262144 equazioni del tipo

$$\ln \frac{I_0}{I} = \mathbf{x} \cdot \boldsymbol{\Sigma} \boldsymbol{\mu}_i$$

che vengono risolte con un metodo iterativo (si aggiustano μ_i iterativamente finché non soddisfano l'insieme di equazioni)



1^a proiezione

$$\ln \frac{I_0}{I_1} = \mathbf{x}(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \mu_5)$$

$$\ln \frac{I_0}{I_2} = \mathbf{x}(\mu_6 + \mu_7 + \mu_8 + \mu_9 + \mu_{10})$$

...

$$\ln \frac{I_0}{I_5} = \mathbf{x}(\mu_{21} + \mu_{22} + \mu_{23} + \mu_{24} + \mu_{25})$$

2^a proiezione

$$\ln \frac{I_0}{J_1} = \mathbf{x}(\mu_1 + \mu_6 + \mu_{11} + \mu_{16} + \mu_{21})$$

$$\ln \frac{I_0}{J_2} = \mathbf{x}(\mu_2 + \mu_7 + \mu_{12} + \mu_{17} + \mu_{22})$$

...

$$\ln \frac{I_0}{J_4} = \mathbf{x}(\mu_5 + \mu_{10} + \mu_{15} + \mu_{20} + \mu_{25})$$

3^a proiezione

....

5^a proiezione

Backprojection (1)

→	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5
→	11/5	11/5	11/5	11/5	11/5	11
→	7/5	7/5	7/5	7/5	7/5	7
→	7/5	7/5	7/5	7/5	7/5	7
→	5/5	5/5	5/5	5/5	5/5	5

Raysum è "proiettata all'indietro", distribuendo il suo valore equamente tra i pixel corrispondenti ai voxel attraversati dal raggio X

➤ Le 512 o più equazioni del tipo

$$\ln I_0/I = x \cdot \sum \mu_i$$

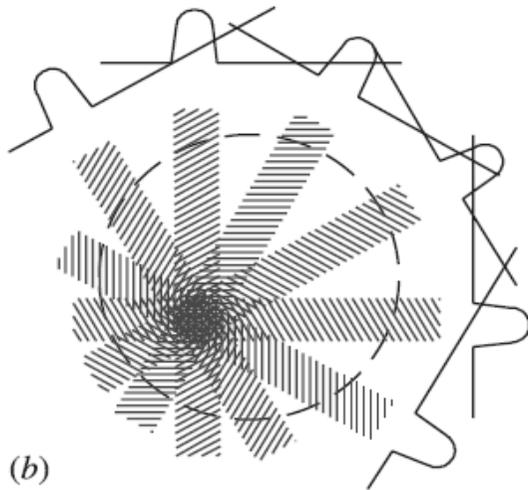
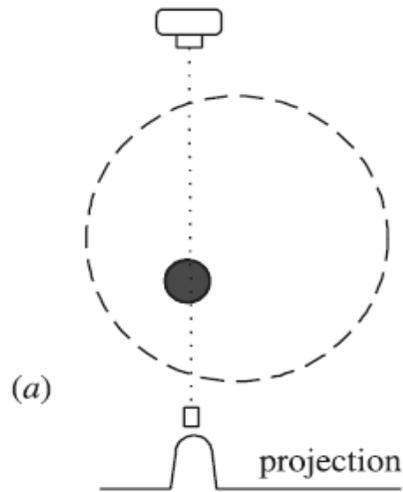
che permettono di ottenere i 262144 valori μ_i non sono di facile soluzione e richiedono tempo di calcolo notevole

➤ Per semplificare le cose si può usare il metodo della *filtered back projection*

➤ **Back-projection:**

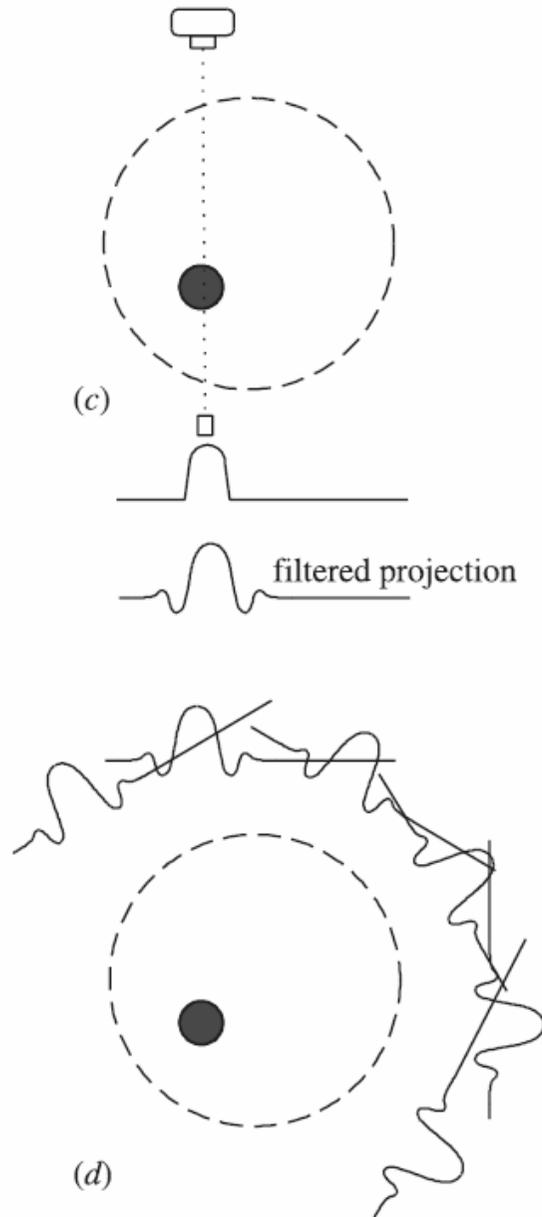
Il valore di ciascuna raysum è diviso ugualmente tra tutti i voxel in cui è passato il raggio X che ha prodotto la raysum

Backprojection (2)



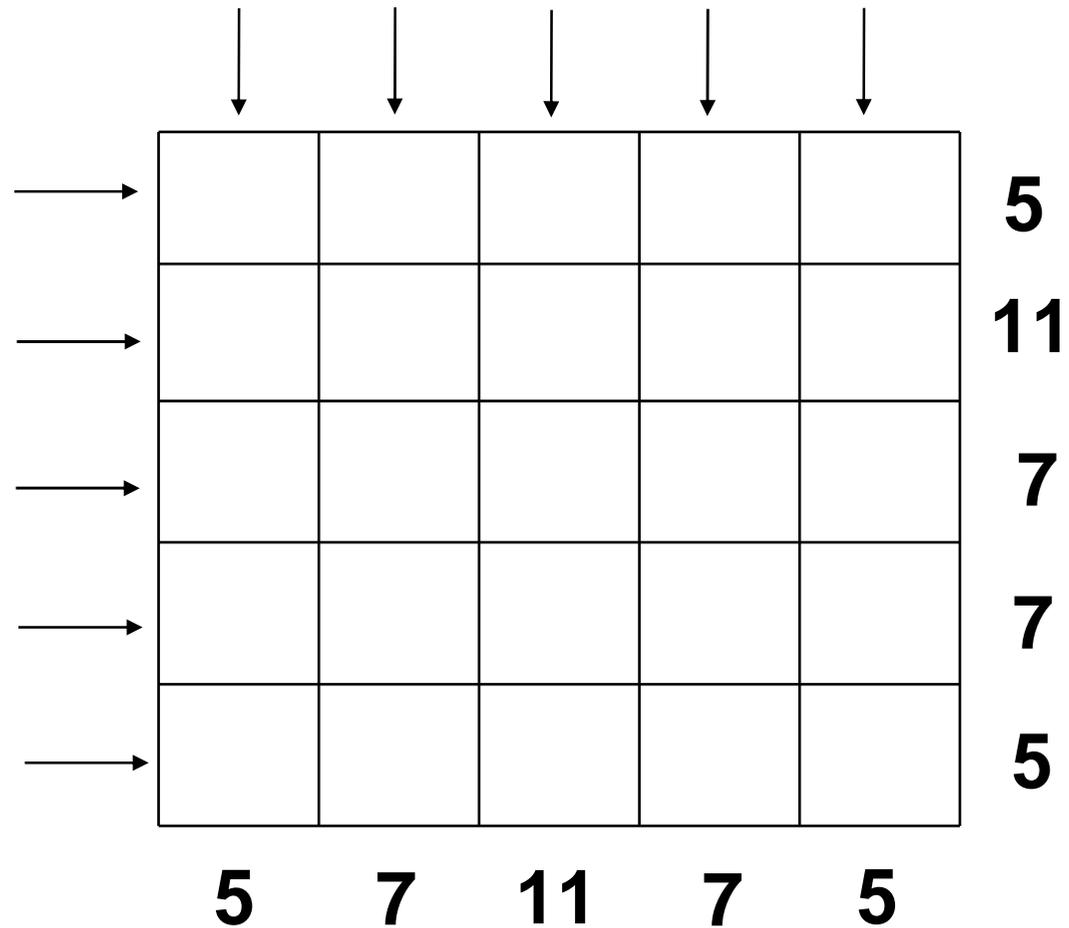
- Un singolo profilo di attenuazione (proiezione) manca di qualsiasi informazione sulla profondità
- Il valore di ciascuna raysum viene quindi diviso uniformemente tra tutti i voxel attraverso cui il raggio è passato: le raysum sono così proiettate all'indietro (backprojection)
- Quando i profili di attenuazione sono proiettati all'indietro si ottiene un'immagine, come si vede dall'esempio a lato, ma di scarsa qualità
- Ciascun punto in un'immagine è circondato da un alone a forma di stella che degrada il contrasto e sfuoca il contorno dell'oggetto

Filtered backprojection

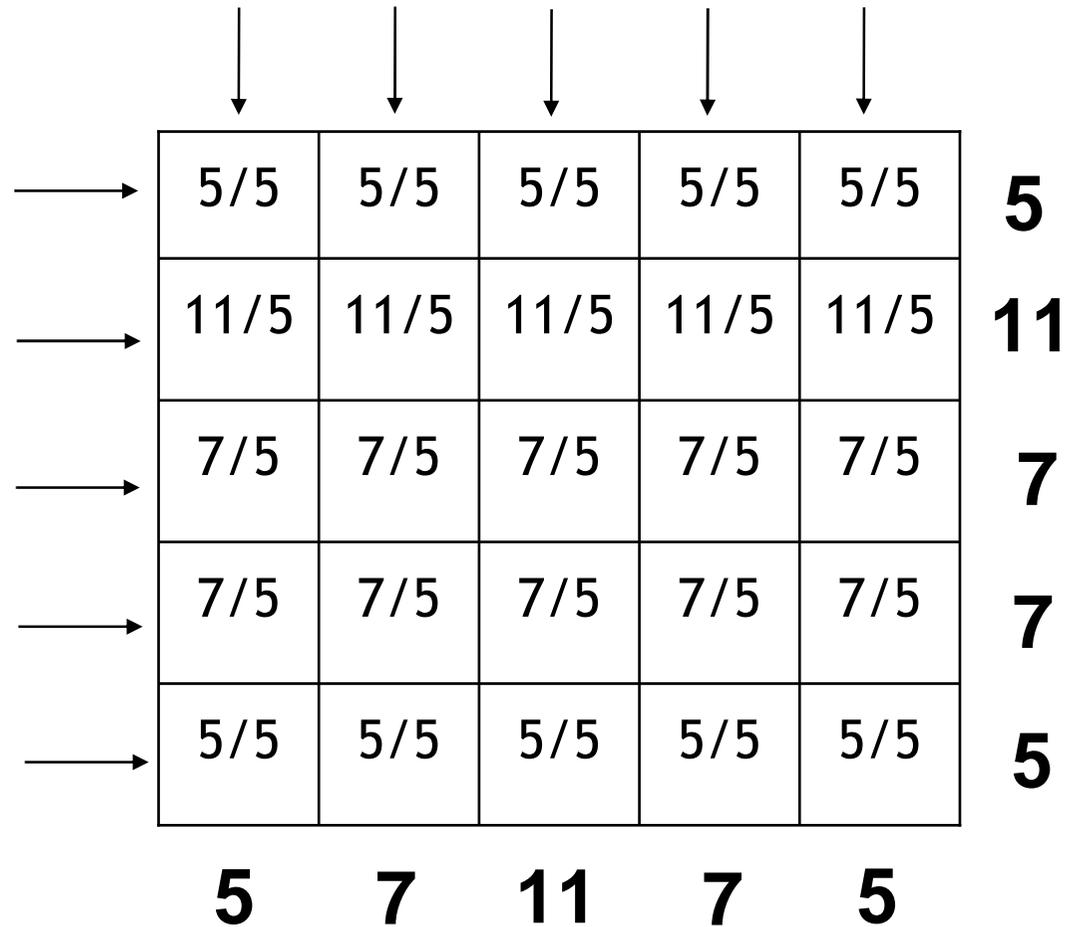


- Per evitare l'alone a forma di stella si usa il metodo della proiezione all'indietro filtrata (*filtered back projection*)
- Questo metodo consiste nella convoluzione di ciascun profilo di attenuazione con una funzione di filtro, prima di fare la back-projection
- L'azione della funzione di filtro è tale che il valore negativo creato nella proiezione filtrata, quando proiettato all'indietro, cancella esattamente l'alone a forma di stella e produce un'immagine che è una rappresentazione accurata dell'oggetto originale
- La ricostruzione dell'immagine può essere realizzata simultaneamente allo scanning
- La teoria della filtered back-projection fu fatta nel 1917 dal matematico J. Radon

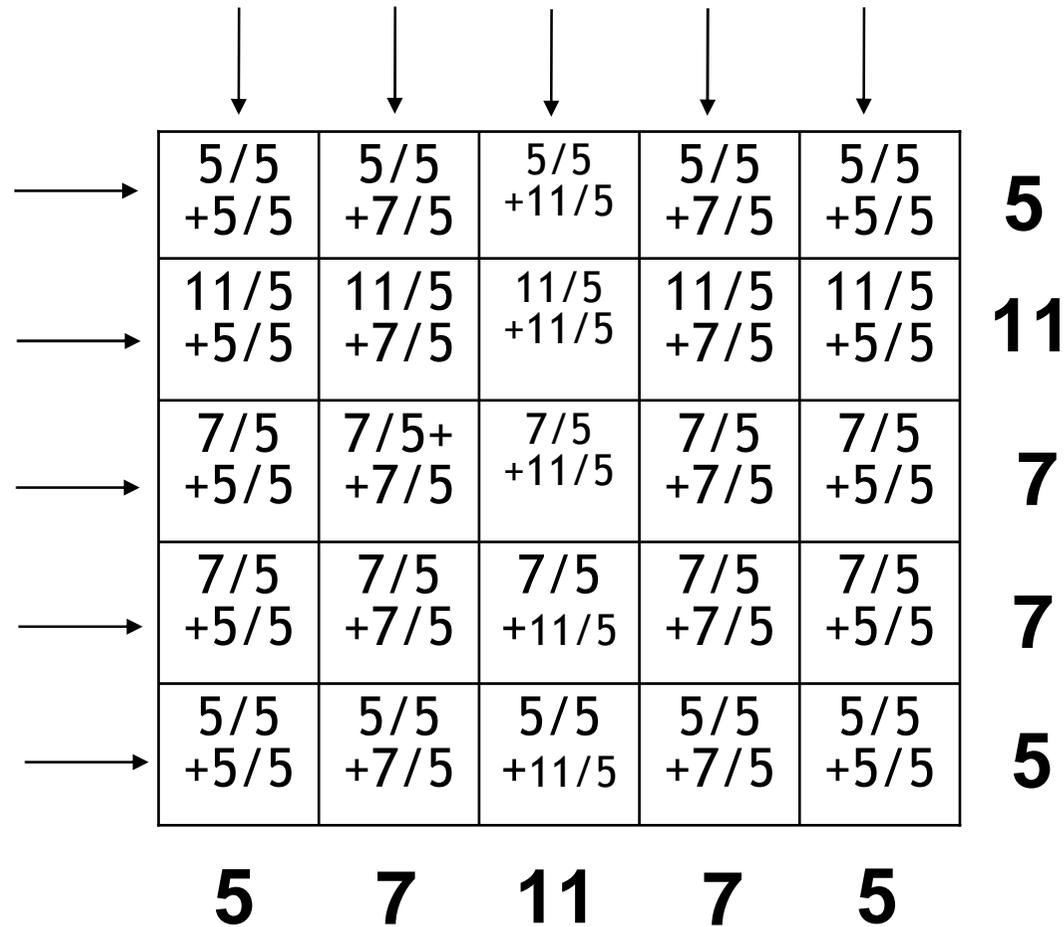
Esempio 1: Back-projection



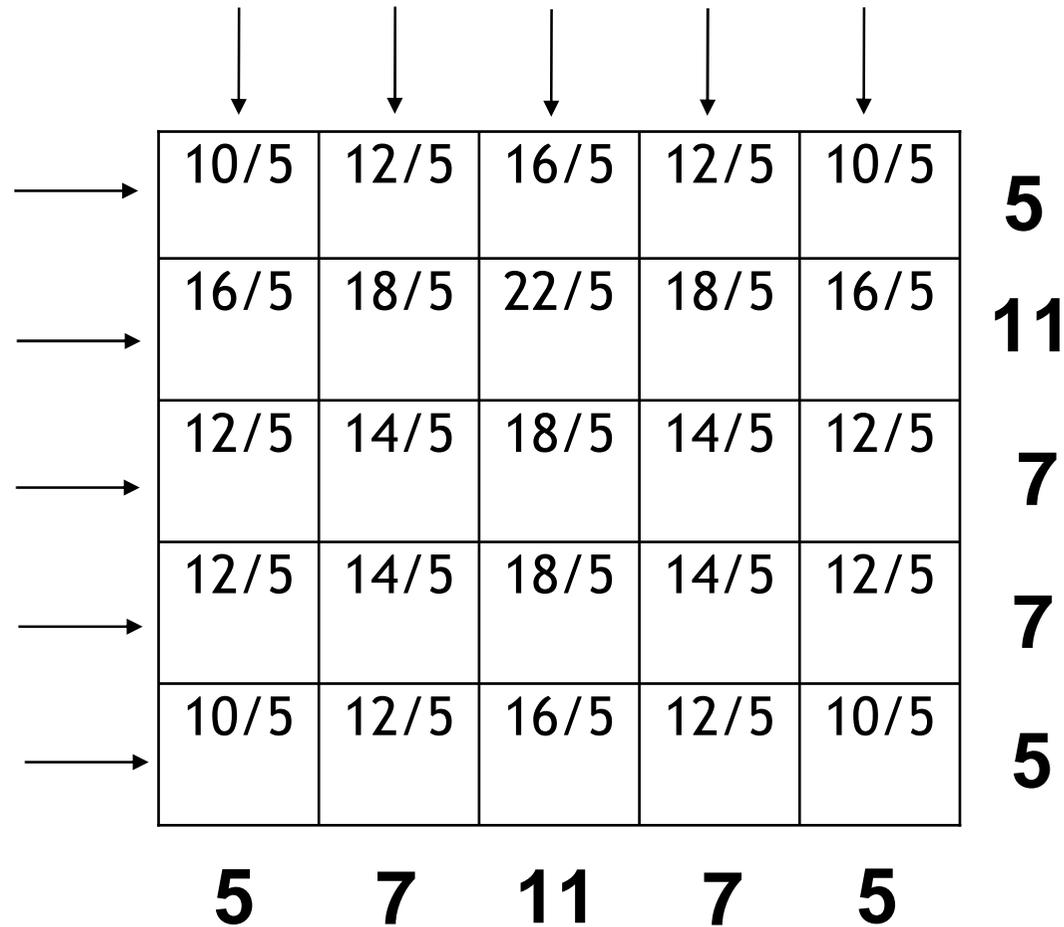
Backprojection



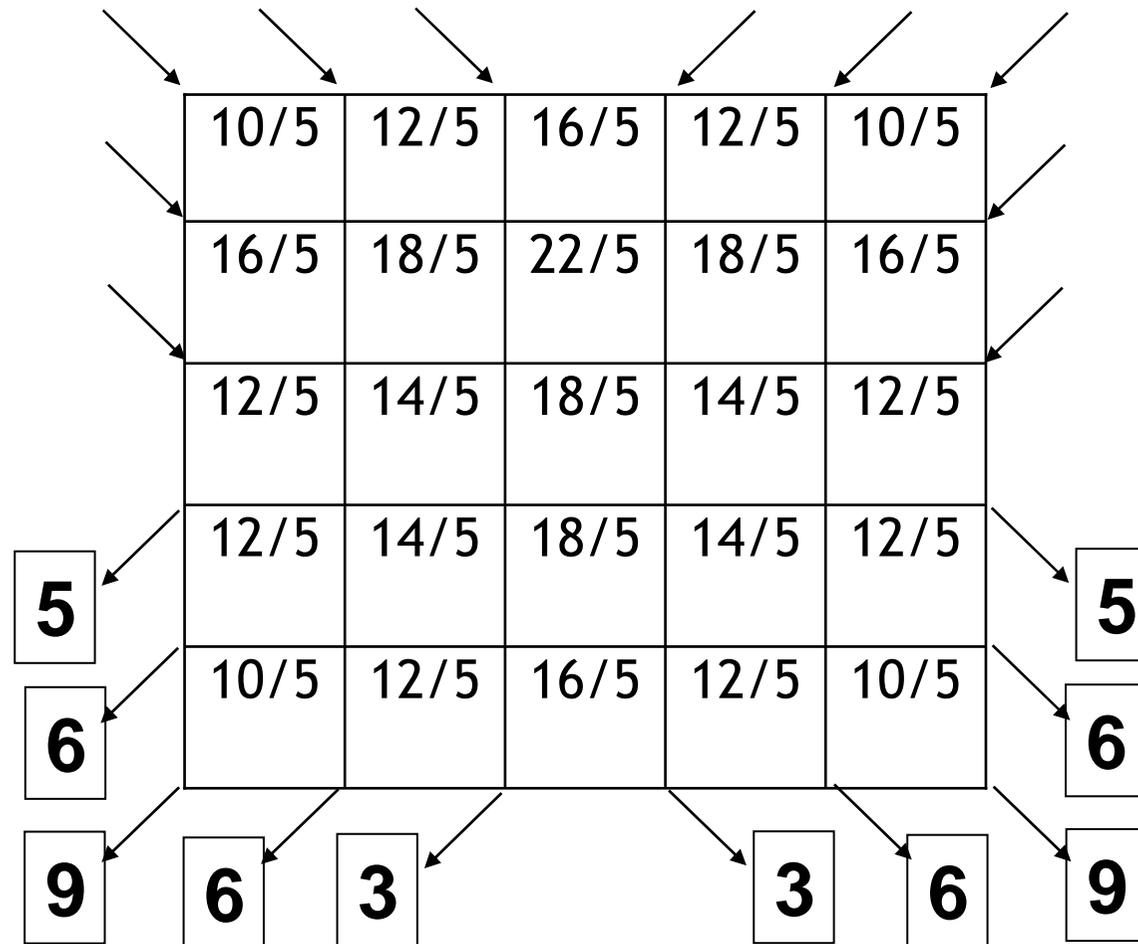
Backprojection



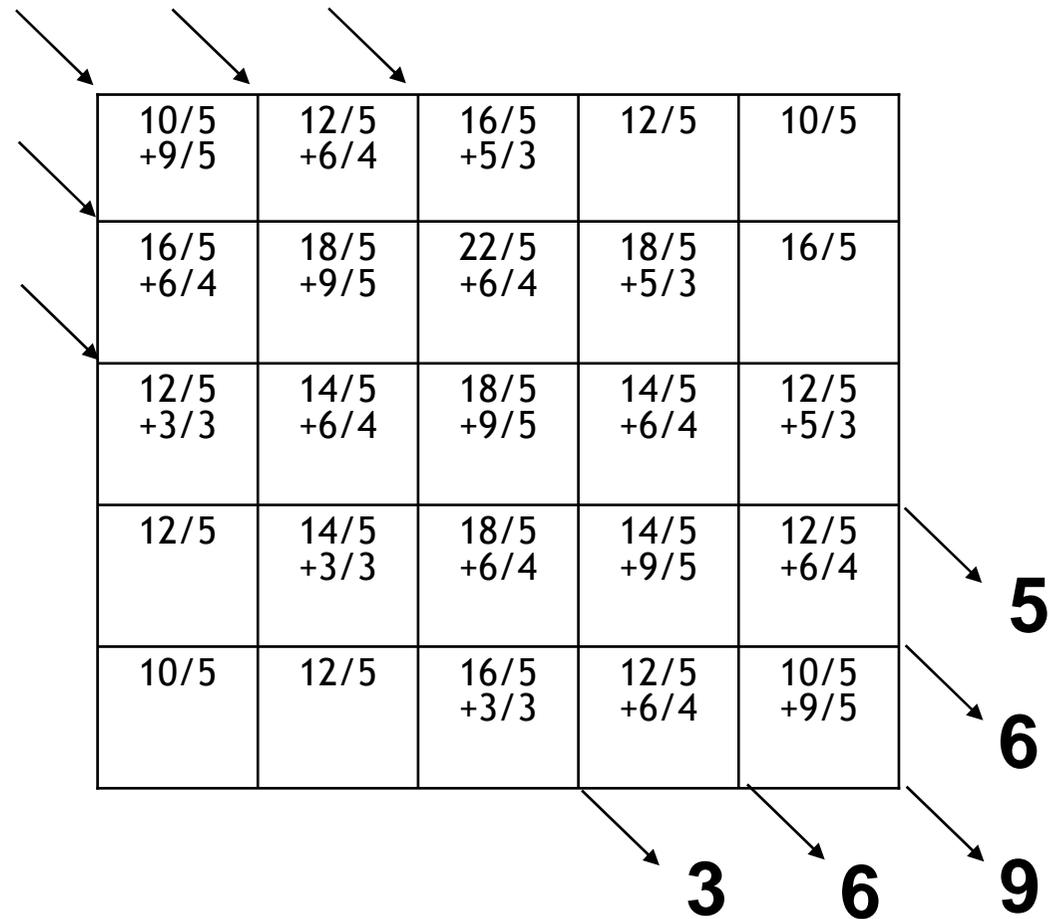
Backprojection



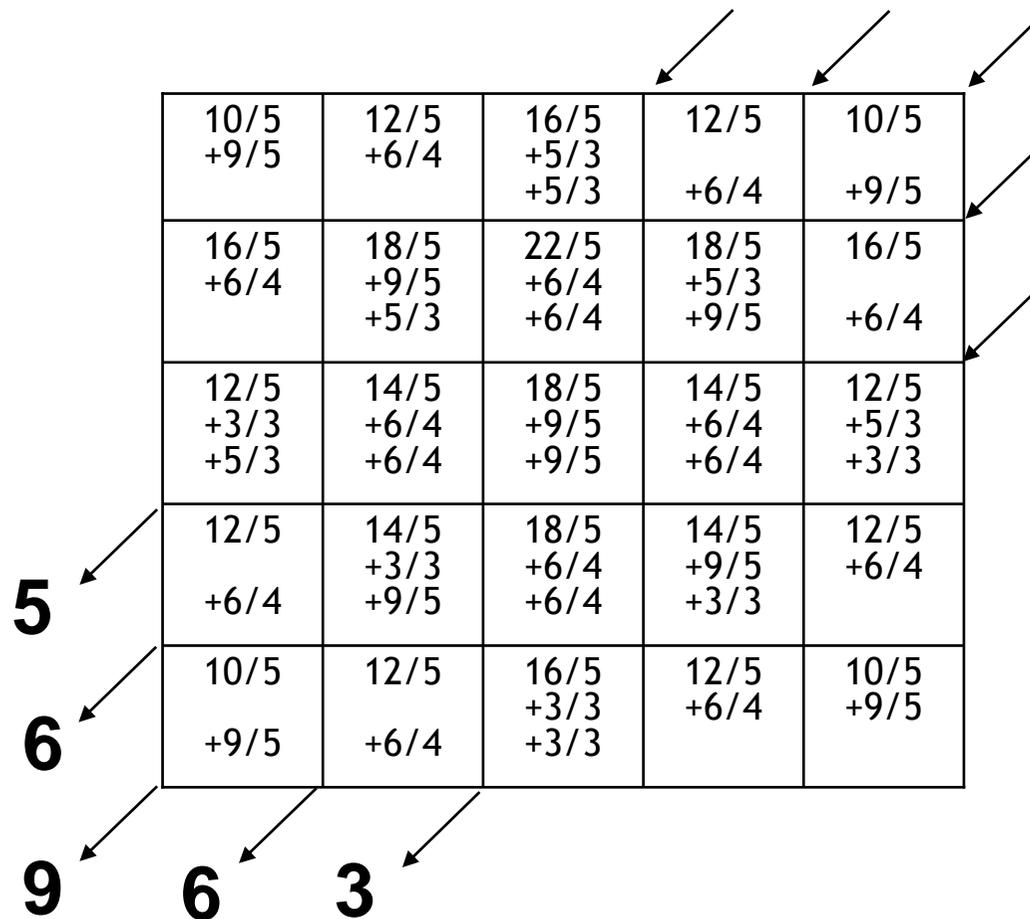
Backprojection



Backprojection



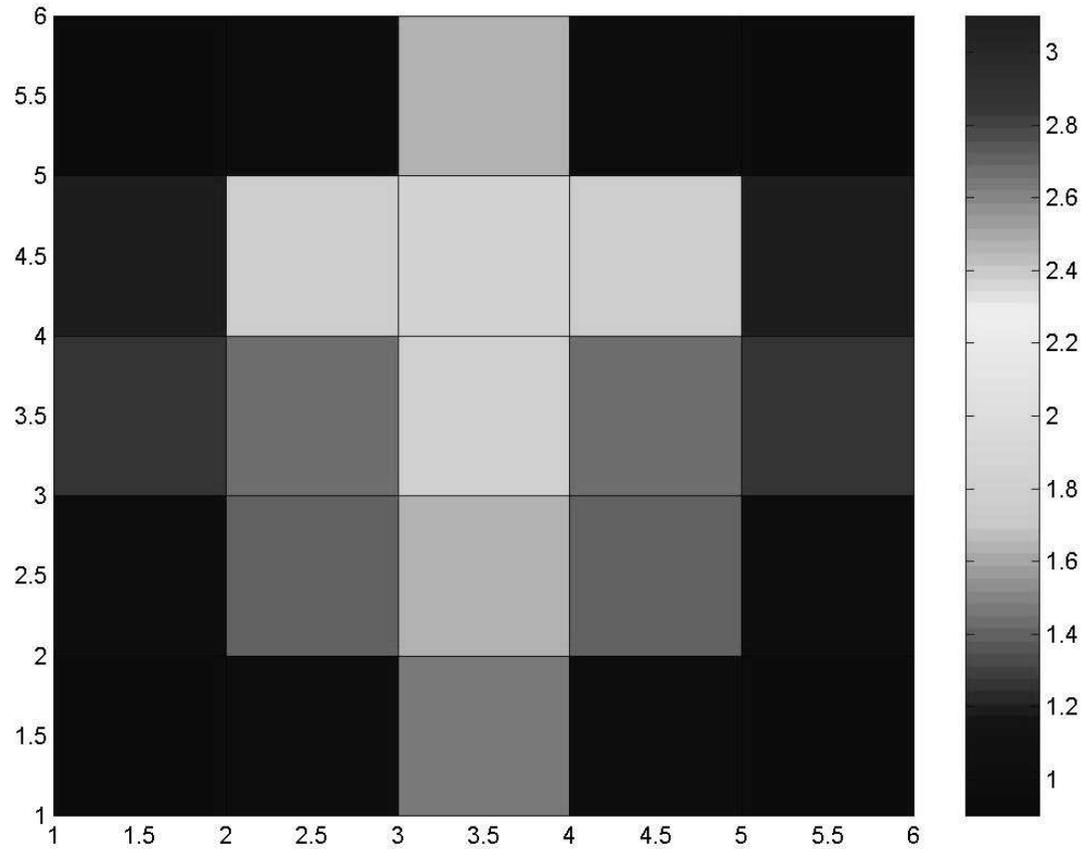
Backprojection



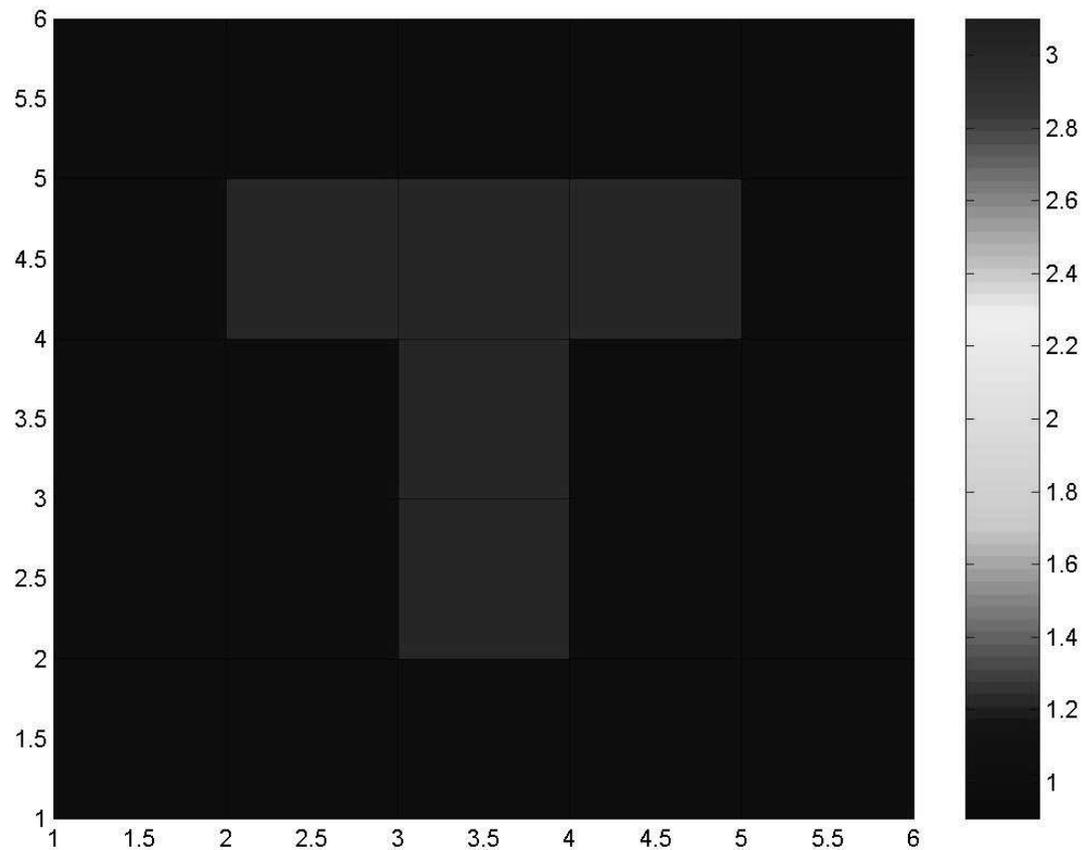
Backprojection

3.8	3.9	6.5	3.9	3.8
4.7	7.1	7.4	7.1	4.7
5.1	5.8	7.2	5.8	5.1
3.9	5.6	6.6	5.6	3.9
3.8	3.9	5.2	3.9	3.8

Backprojection



Backprojection

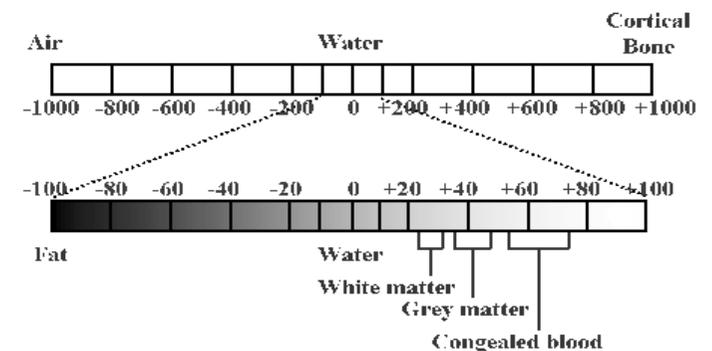
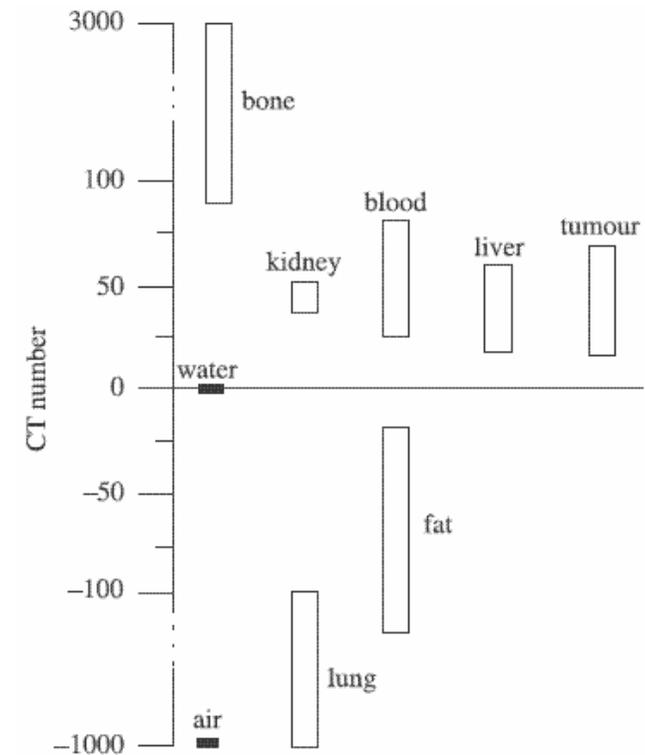


Unita Hounsfield (HU)

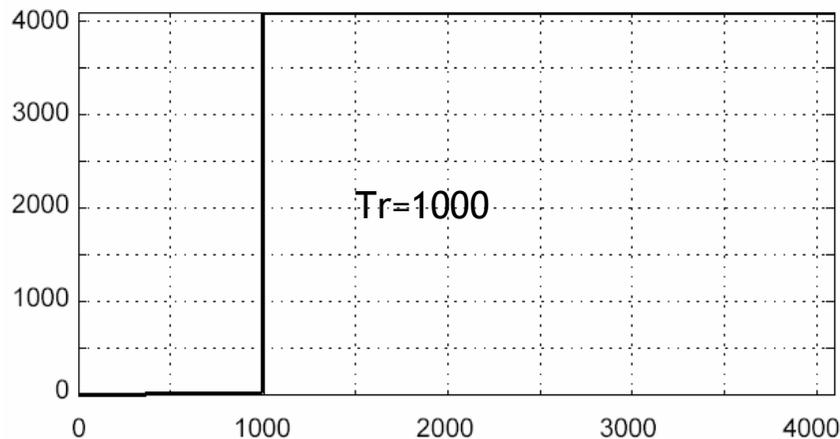
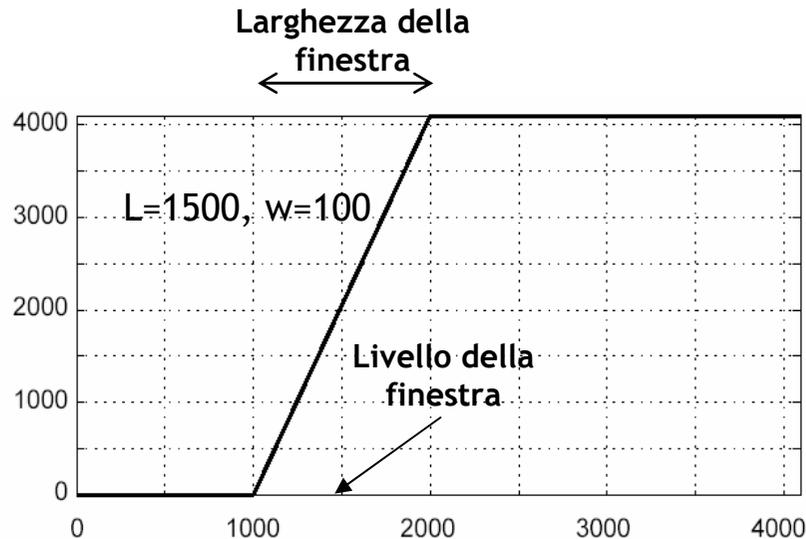
- La ricostruzione dell'immagine permette di assegnare un valore μ_i a ciascuno dei pixel dell'immagine. Prima che i dati relativi ai μ_i vengano mostrati su uno schermo video, è convenzione riscalarli trasformandoli in **numeri CT**, espressi in unità Hounsfield
- I **numeri TC**, basati sulle misure con lo scanner EMI inventato da Hounsfield, mettono in relazione il coefficiente di attenuazione lineare di una regione localizzata con il coefficiente di attenuazione lineare dell'acqua ($E_{\text{eff}} = 70 \text{ keV}$)

$$\text{Numero CT (HU)} = 1000 \times \frac{\mu_{\text{tessuto}} - \mu_{\text{acqua}}}{\mu_{\text{acqua}}}$$

- Il fattore moltiplicativo 1000 è usato per avere numeri CT interi. La maggior parte dei tessuti del corpo umano sta nel range ± 100 (aria -1000)
- Ampio range dinamico -> trasformazione di livello di grigio applicata, tipic. una **operazione real-time finestra-livello**



Trasformazioni del livello di grigio



- *Trasformazione del livello di grigio*: funzione $g: R \rightarrow R$ in cui ciascun livello di grigio è mappato in un altro valore indipendentemente dalla posizione (m,n) :

$$l'(m,n) = g[l(m,n)]$$

- *Operazione finestra-livello*

Il contrasto al di fuori della finestra di larghezza w e centro L è completamente perso, mentre la parte che sta all'interno della finestra è allungato al range dinamico originario

$$g_{l,w}(t) = 0 \quad \text{per} \quad t < L - \frac{w}{2}$$

$$g_{l,w}(t) = \frac{M}{w} \left(t - L + \frac{w}{2} \right) \quad \text{per} \quad L - \frac{w}{2} < t < L + \frac{w}{2}$$

$$g_{l,w}(t) = M \quad \text{per} \quad t > L + \frac{w}{2}$$

- *Thresholding (soglia)*

$$g_{tr}(t) = 0 \quad \text{per} \quad t < tr$$

$$g_{l,w}(t) = M \quad \text{per} \quad t > tr$$

Esempio di operazione finestra/livello

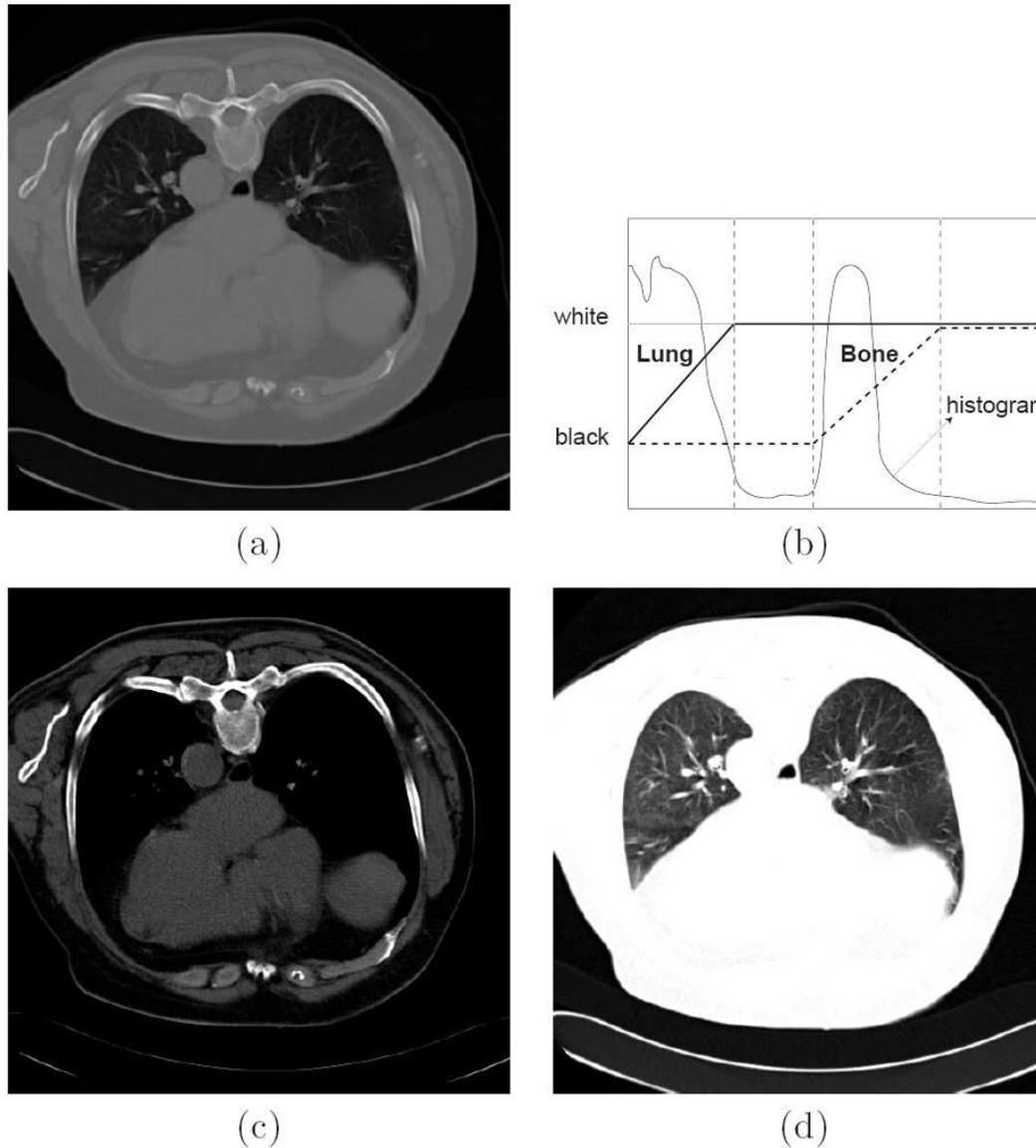


Figure 3.3: Original CT image (a) with bimodal histogram (b). (c-d) Result of level/windowing using a bone window (dashed line in (b)) and lung window (solid line in (b)) respectively.

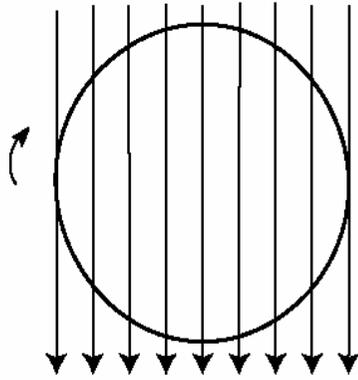
Esempio di operazione finestra/livello

Immagine CT del torace con diversi settaggi di finestra/livello:

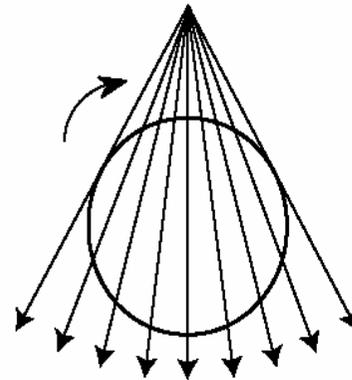
- a sinistra: per i polmoni, finestra 1500, livello -500
- a destra: per i tessuti molli, finestra 350, livello 50



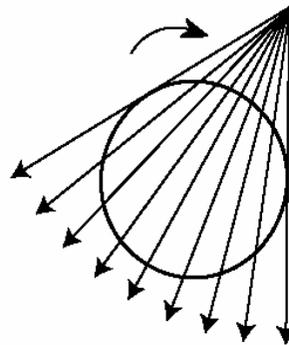
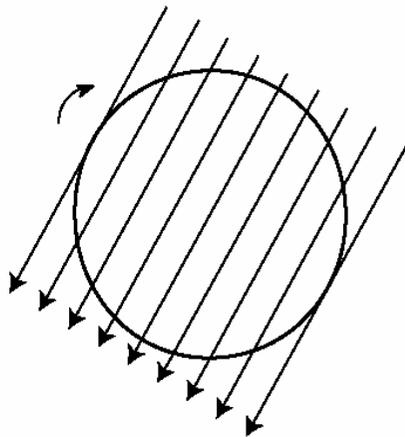
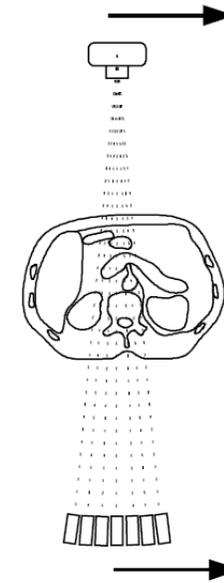
Geometria a fascio parallelo o a ventaglio



Fascio parallelo



Fascio a ventaglio



Tomografia Computerizzata (TC)

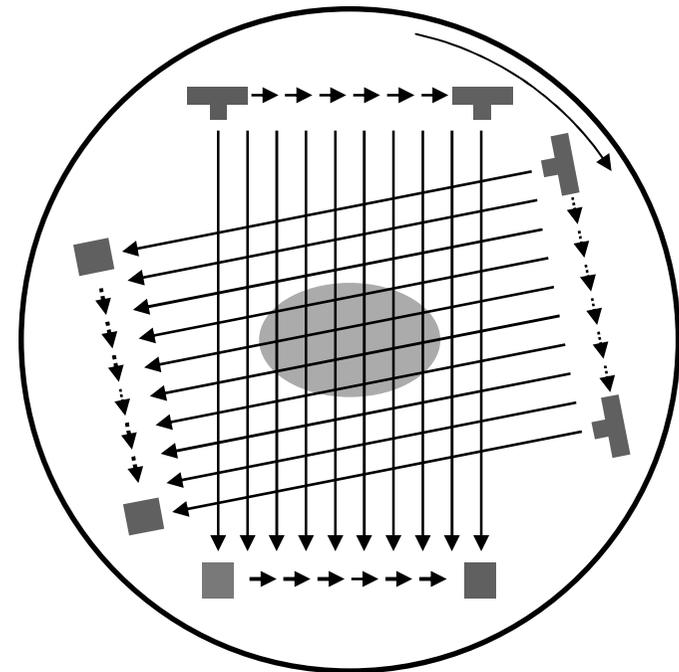
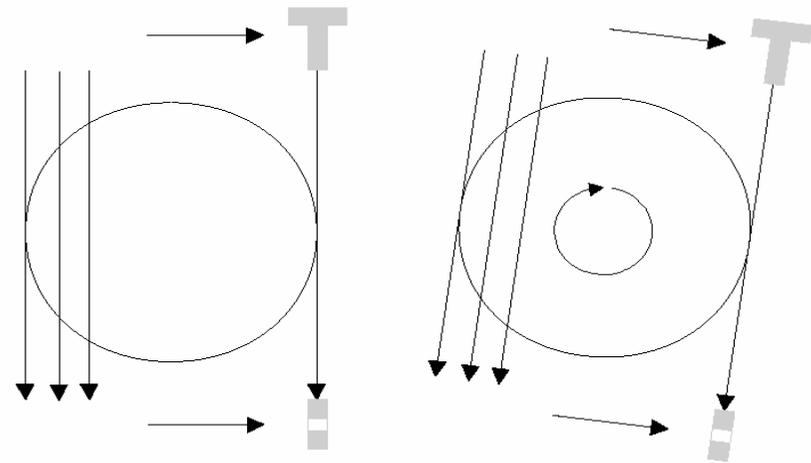
- Principi della TC a raggi X
- **Scanner per la TC a raggi X**
- Rivelatori di raggi X per la TC
- Scan assiale
- Qualità dell'immagine

Tubi a raggi X

- Tubi a raggi X di frenamento
 - Anodo fisso raffreddato ad olio
 - Anodo rotante
- Due dimensioni della macchia focale: $\sim 0.5 \text{ mm} \times 1.5 \text{ mm}$ e $\sim 1.0 \text{ mm} \times 2.5 \text{ mm}$
- Assemblaggio di collimatori per controllare la larghezza del fascio (quindi lo spessore della fetta): $\sim 1.0 - 10 \text{ mm}$
- Potenza $\sim 120 \text{ kV}$ @ $200-500 \text{ mA}$ → spettro $\sim 30 - 120 \text{ keV}$
- Due tipi di circuiti di alimentazione elettrica
 - Bassa frequenza (60 Hz), delle dimensioni di una scrivania
 - Alta frequenza (5-50 kHz) delle dimensioni di una valigia
- Per ridurre la dose e migliorare la qualità dell'immagine, è auspicabile l'uso di un **fascio di raggi X monocromatico** e di rivelatori ottimizzati per la rivelazione di raggi X di fissata energia

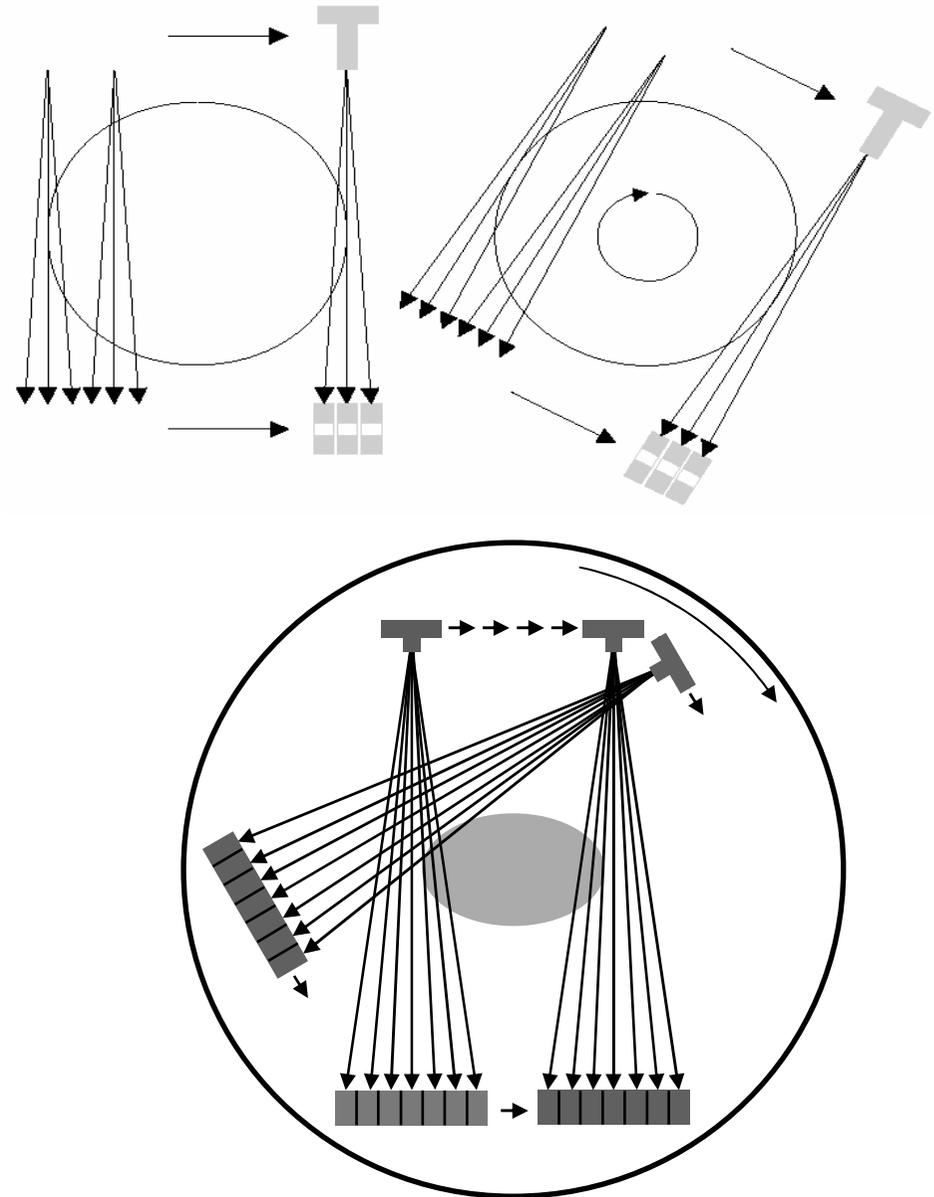
Scanner di prima generazione

- EMI Mark I (Hounsfield, 1973), scanner a fascio parallelo o "pencil beam"
 - sorgente altamente collimata
 - eccellente reiezione della diffusione
 - ora obsoleto
- Unità tubo-rivelatore, consistente di un solo tubo radiogeno ed un solo elemento di rivelazione, mosso lungo la fetta, con misura dell'attenuazione lineare a posizioni equidistanti
- L'unità tubo-rivelatore ruotata e l'operazione di misura ripetuta
 - 180° - 240° angolo di rotazione in passi di ~1°
 - Usato per la testa
 - 4-5 min tempo di scansione
 - 20-min di ricostruzione
- Risoluzione originale: 80 × 80 pixels, ciascuno di 3 × 3 mm²), fetta 13 mm di spessore



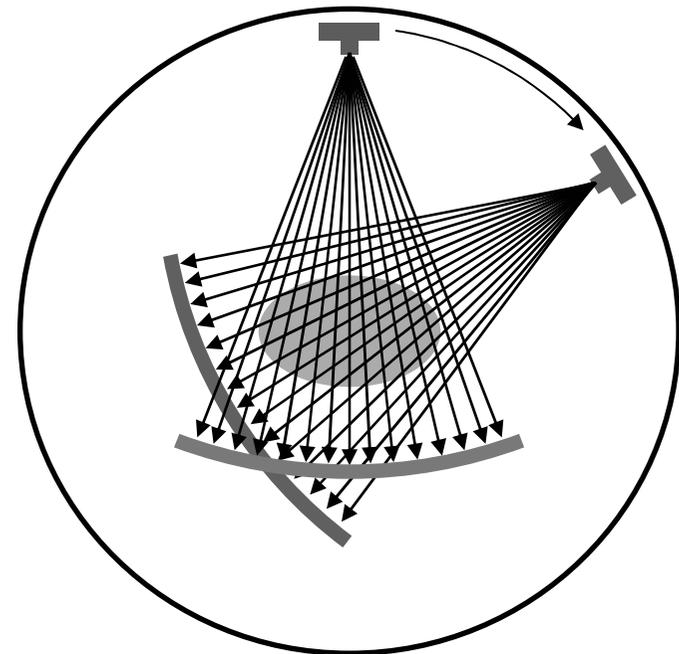
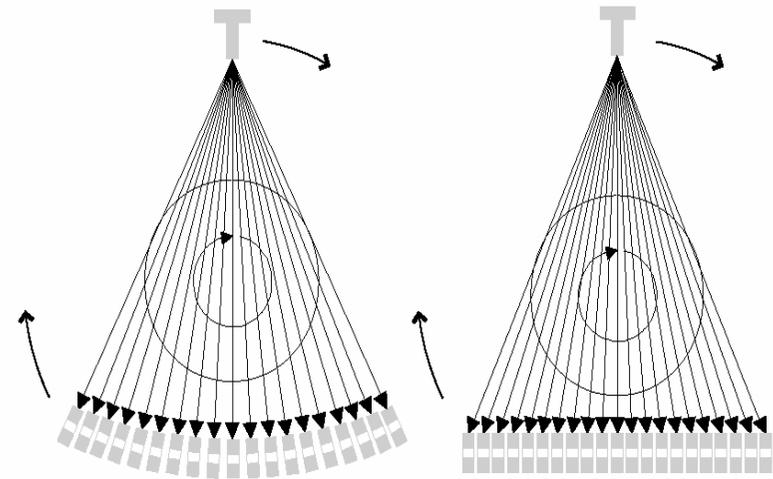
Scanner di seconda generazione

- Sistema ibrido: fascio a ventaglio ed array lineare di rivelatori (~30 rivelatori)
- L'unità tubo-rivelatori (t-r) trasla lungo la fetta e l'attenuazione misurata a posizioni equidistanti
- L'unità t-r ruota in maniera continua intorno all'oggetto esaminato
- Intervalli di rotazione più ampi (uguali all'angolo del fascio) ⇒ numero ridotto di angoli e quindi tempo di scan ridotto ~30 s
- Algoritmi di ricostruzione leggermente più complicati a causa delle proiezioni del fascio a ventaglio



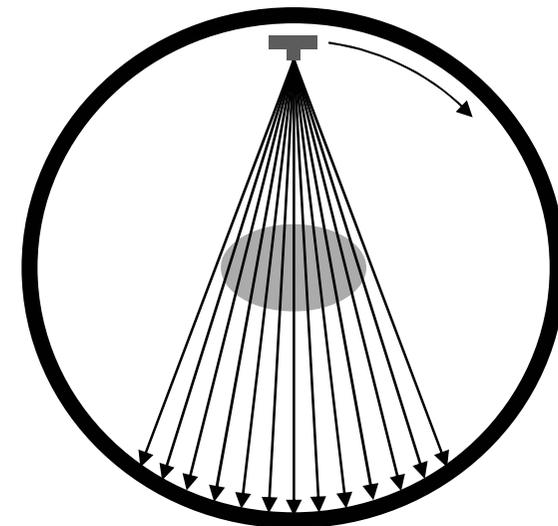
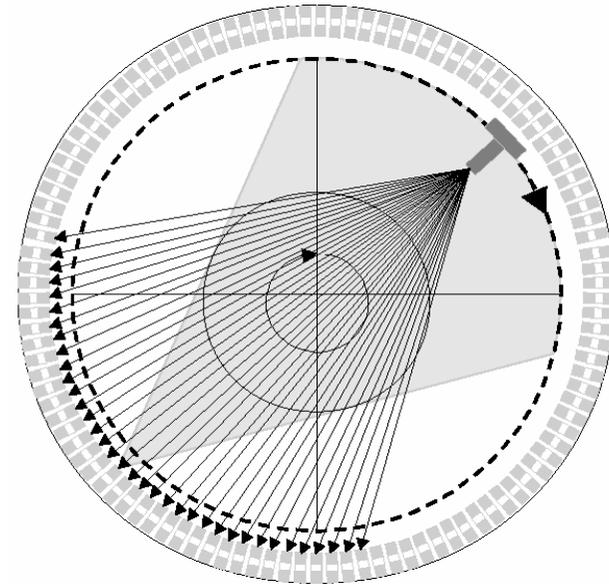
Scanner di terza generazione

- Un largo fascio a ventaglio copre l'intero soggetto
- L'unità tubo-rivelatore consiste di un fascio di raggi X ed di un array di rivelatori che ricoprono l'intera fetta
- 500-700 rivelatori (camere a ionizzazione con xeno o rivelatori a scintillazione)
- L'unità tubo rivelatore ruota in maniera continua intorno all'soggetto esaminato
- Non è richiesta alcuna traslazione \Rightarrow tempo di scansione dell'ordine di 4-5 s
- Dose ridotta, meno artefatti da movimento del paziente
- Tempo di ricostruzione: qualche secondo
- Sorgente pulsata per ridurre il carico di calore e la dose della radiazione



Scanner di quarta generazione

- I rivelatori sono posizionati su un cerchio completo intorno al soggetto esaminato.
- Dai 600 ai 4800 rivelatori a scintillazione.
- Il tubo a raggi X ruota all'interno del cerchio di rivelatori
- Tempo di scansione e di ricostruzione ~ 1 s
- Alcuni rivelatori 'prendono' il fascio senza attenuazione -> possibilità di calibrazione in tempo reale



Confronto della 3^a e 4^a generazione

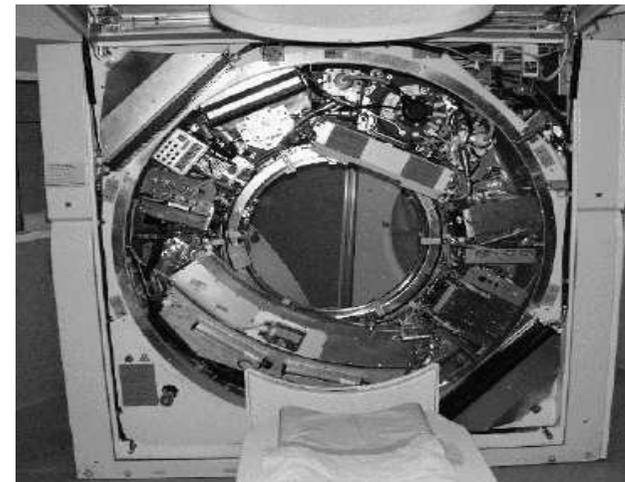
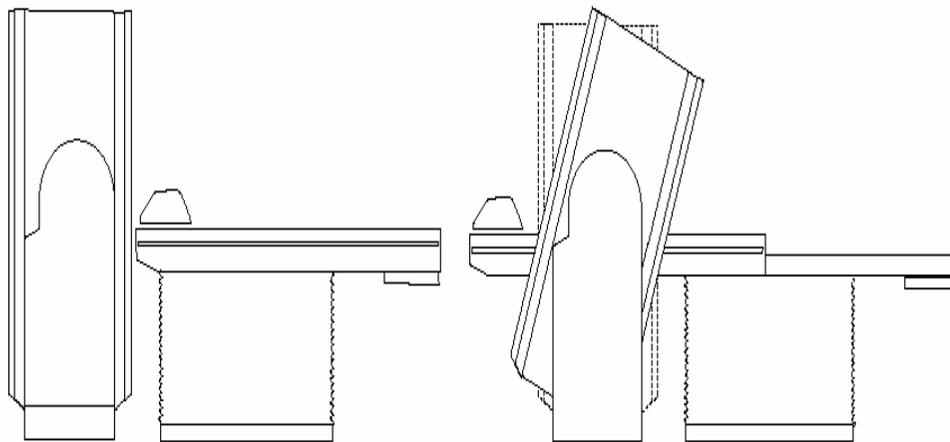
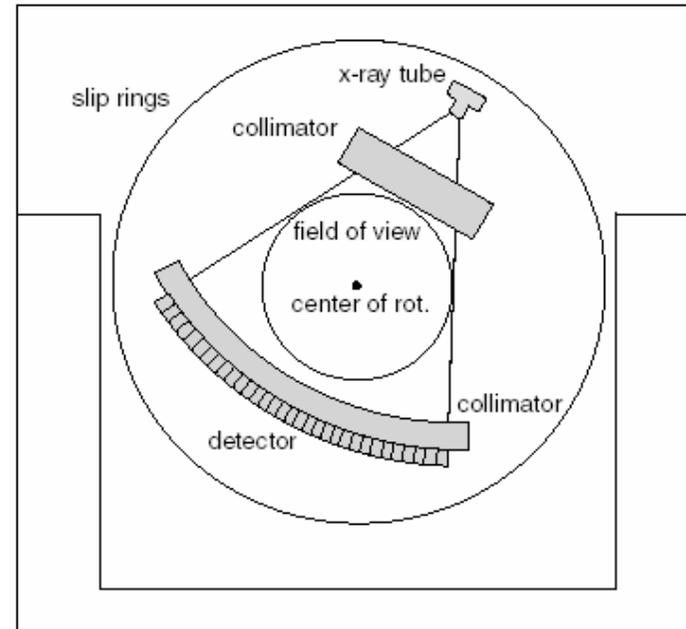
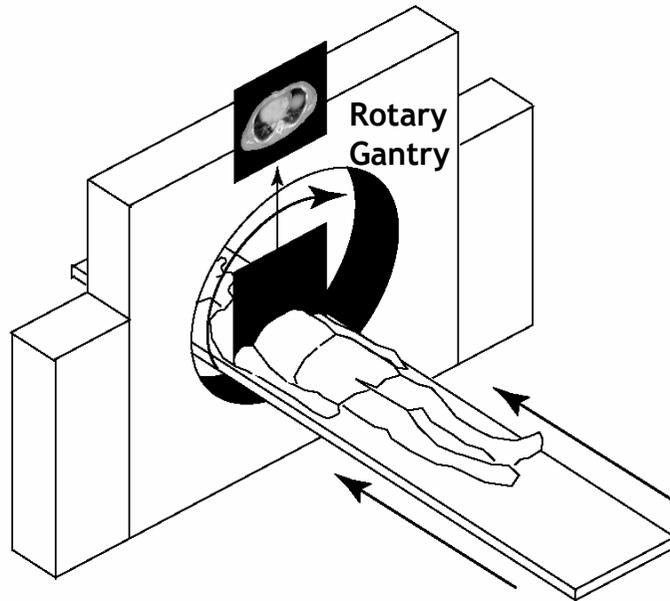
- Entrambi gli approcci sono usati al momento, e nessuno dei due può essere considerato nettamente superiore all'altro

- 3^a Generazione (GE, Siemens):
 - 👍 Meno rivelatori (miglior match, più economici)
 - 👍 Buona reiezione dei raggi diffusi con lamelle focalizzatrici
 - 👎 Stesso rivelatore

- 4th Generazione (Picker, Toshiba):
 - 👍 Meno parti mobili
 - 👎 Non buona reiezione dei raggi diffusi
 - 👎 Costo dei rivelatori

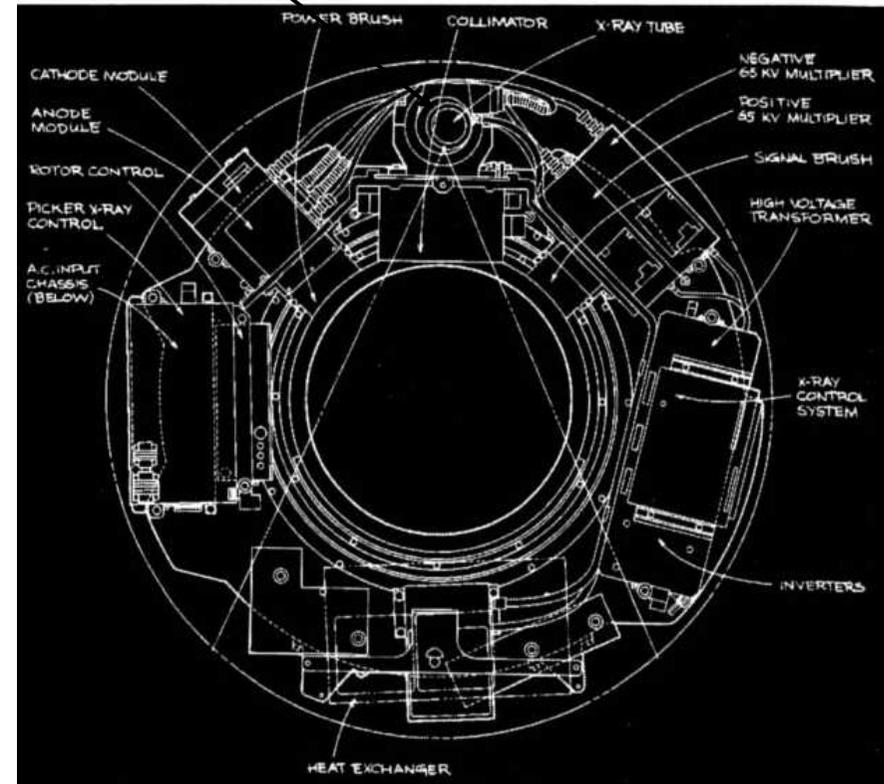
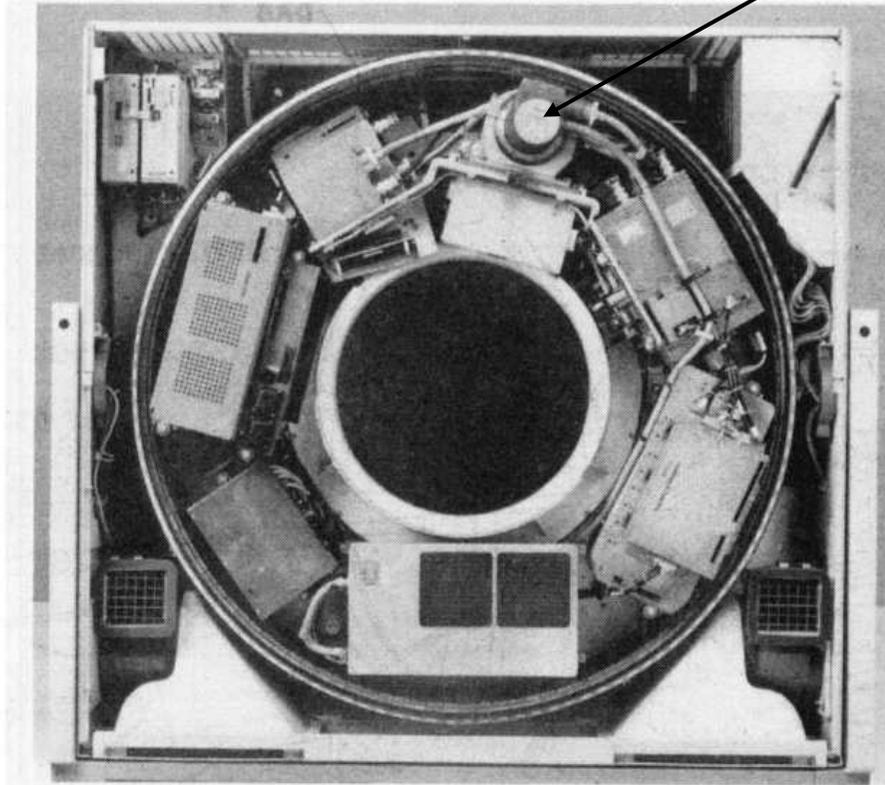
Rotary Gantry (1)

Il gantry è la parte dello scanner TC che contiene le parti ruotanti. Esso può essere inclinato per ottenere immagini di fette oblique.

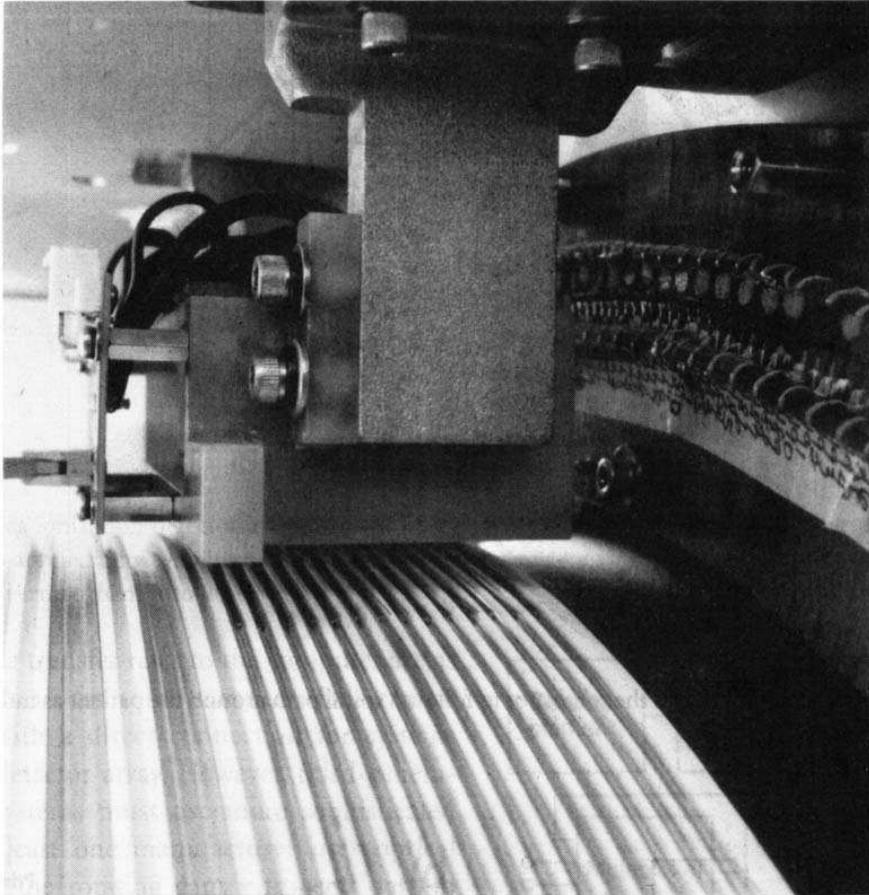


Rotary Gantry (1)

Tubo a raggi X



Slip rings: spazzole elettroconduttrici



➤ Due tipi di circuiti per il tubo radiogeno, a bassa e ad alta frequenza

➤ Il circuito a bassa frequenza (50-60 hz), viste le dimensioni deve essere posizionato al di fuori del gantry ed è collegato al sistema rotante tramite cavi flessibili ad alta tensione; questi cavi impediscono al tubo di ruotare oltre i 360° senza tornare indietro

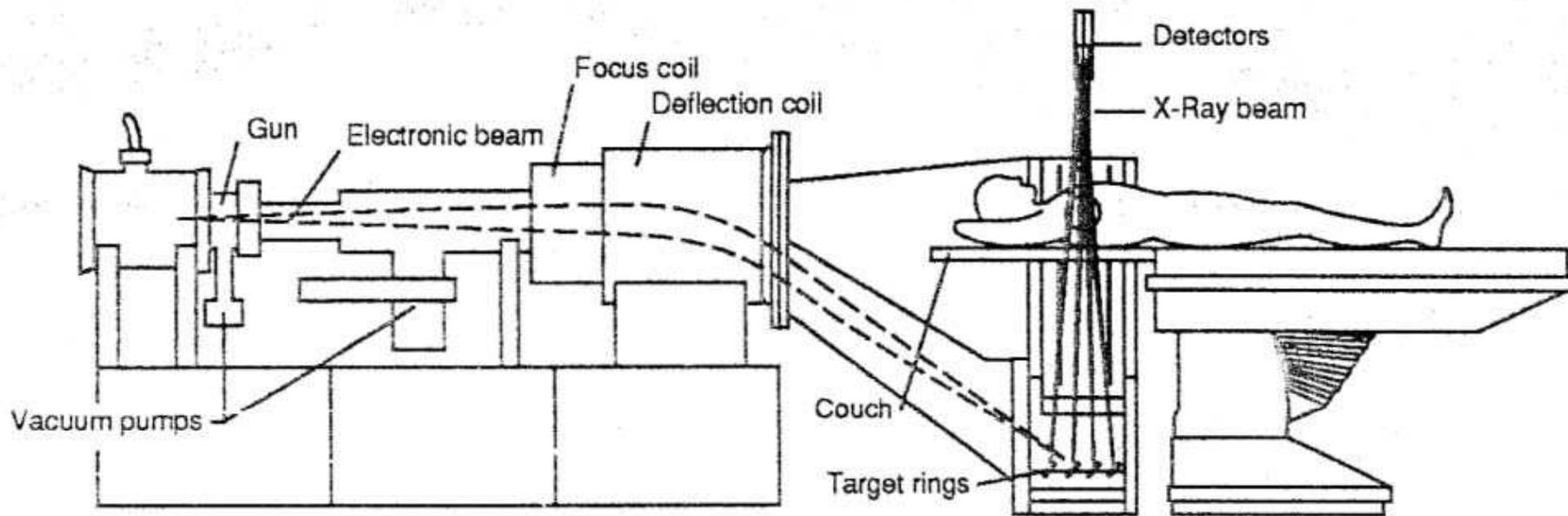
➤ Il circuito di alimentazione elettrica ad alta frequenza è invece piccolo da poter essere montato all'interno del gantry. Sia il tubo che il circuito di alimentazione possono ruotare intorno al paziente. La tensione d'ingresso è fornita al circuito tramite spazzole elettroconduttrici (slip rings) che permettono una rotazione continua.

Gli scanner di 5^a generazione

- Tomografia a fascio elettronico (Electron Beam Tomography EBT) o TC ultraveloce o TC cardiovascolare
- Esplorazione della dimensione temporale. Di particolare importanza per immagini cardiovascolari (CV) per strutture in rapido movimento
- Acquisizione veloce delle fette: tempi di acquisizione dell'immagine molto brevi: 0.1 s
- Trigger sul ciclo cardiaco
- Sistemi di acquisizione dell'immagine senza parti in movimento

Scanner tomografico a fascio elettronico

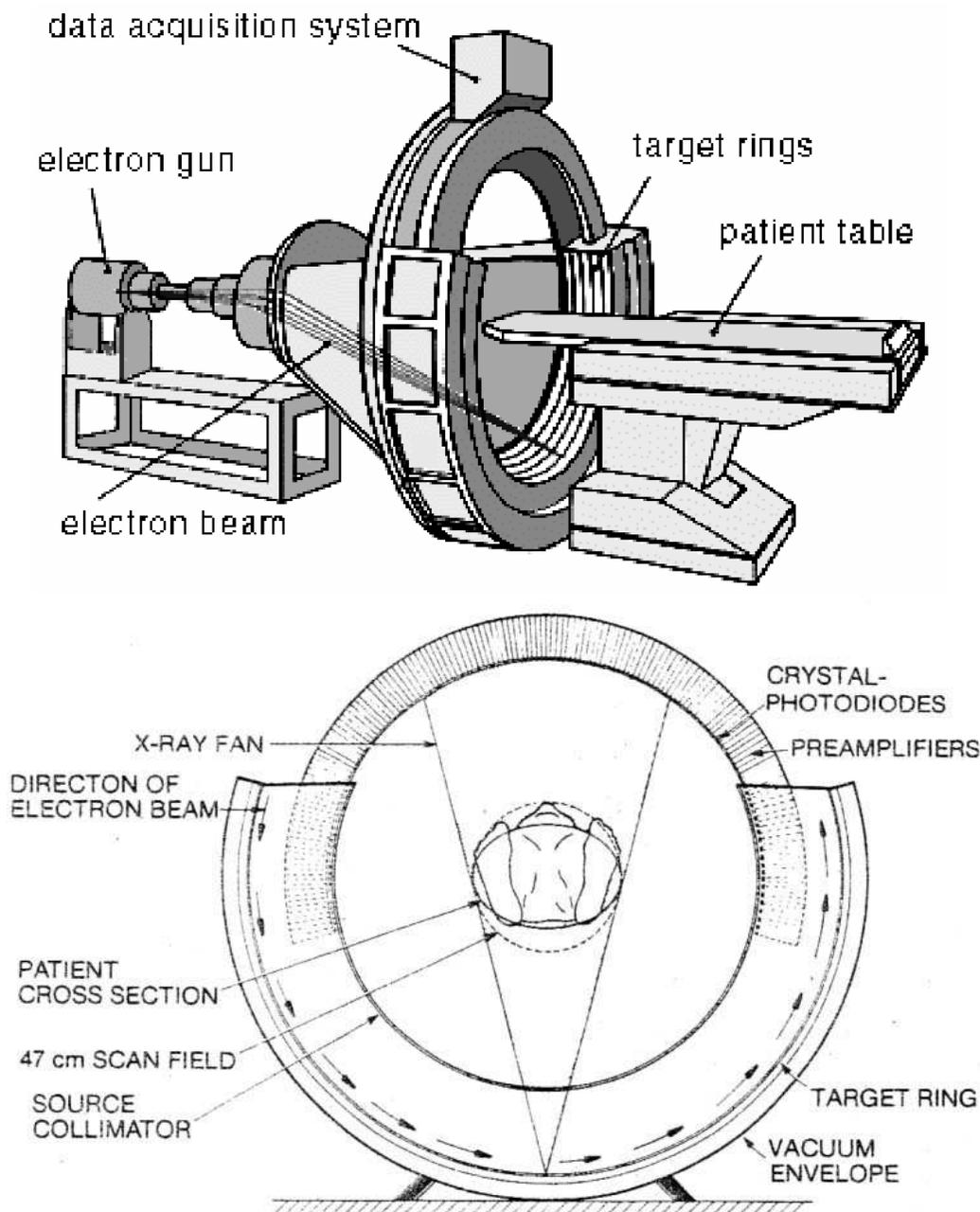
- Il tubo a raggi X diventa parte integrante del sistema
- Elettroni, prodotti da una *electron gun*, passano attraverso una bobina focalizzatrice e vengono curvati elettromagneticamente e diretti su uno dei 4 *anelli bersaglio* di tungsteno, posizionati nel gantry su un arco di 210°
- L'impatto degli elettroni sul bersaglio produce raggi X che sono diretti su un doppio anello di elementi rivelatori a scintillazione (tungstato di cadmio o altro), posizionati nel gantry. I raggi X sono strettamente collimati prima di passare attraverso il paziente
- Tempo di scan 50 ms (single fetta) o 100 ms (multi-fette) → immagini del cuore che batte



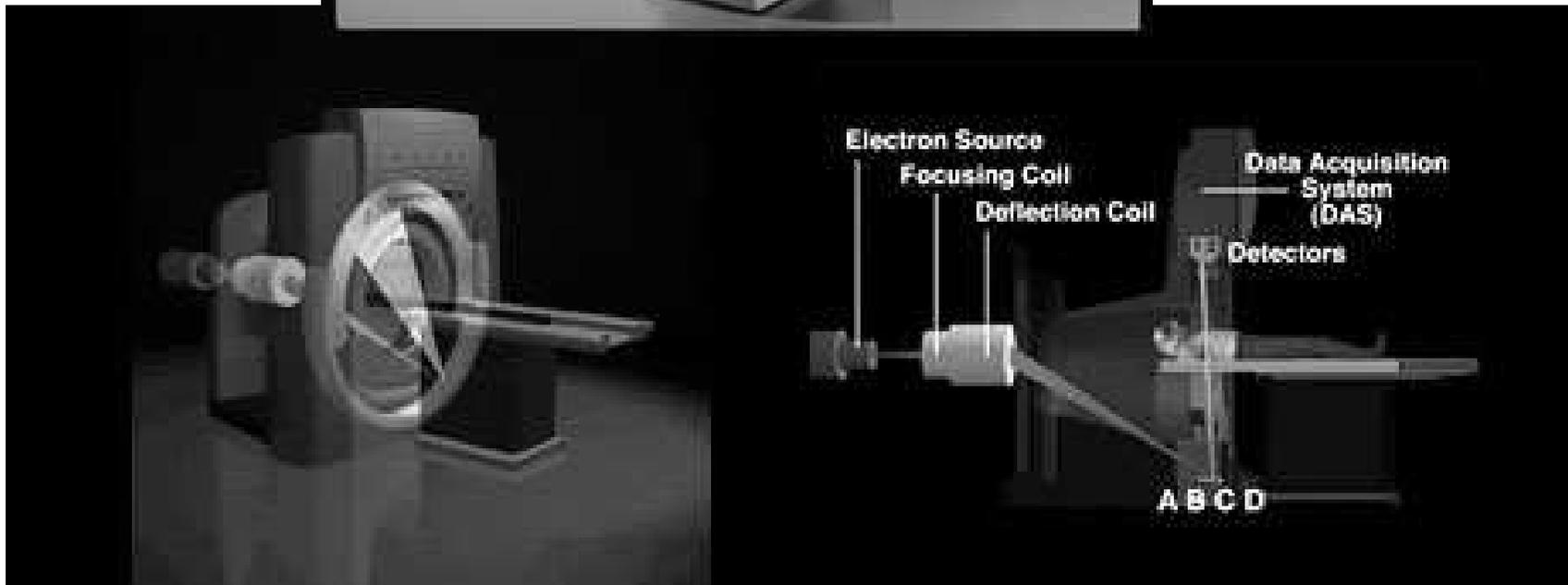
Sviluppato nel 1979 alla UCSF (Boyd e al.), licenza poi concessa a Imatron, Inc.

Vista frontale dello scanner tom. a fascio elettronico

- Ogni spazzolamento (sweep) dell'anello bersaglio richiede 50 ms e un ritardo di 8 ms per resettare il fascio
- Risoluzione temporale di 17 *frame* per secondo. Ciascun frame consiste di due fette, una per ciascun anello di rivelatori
- Risoluzione delle immagini: 0.25-0.5 mm nel piano dell'immagine
- Risoluzione assiale: 1.5-10 mm a seconda della scelta della collimazione

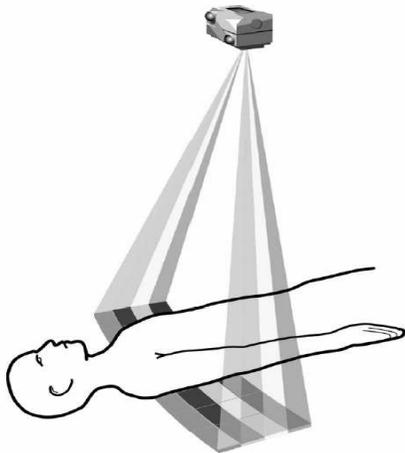
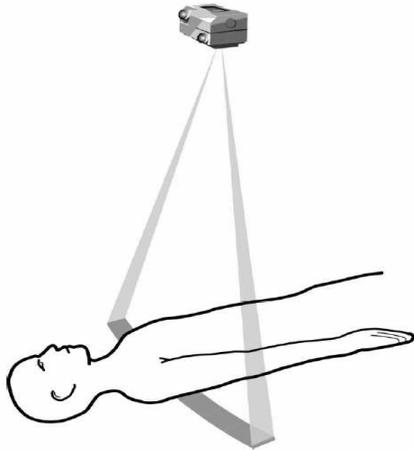


Dettagli dell'Imatron (GE)



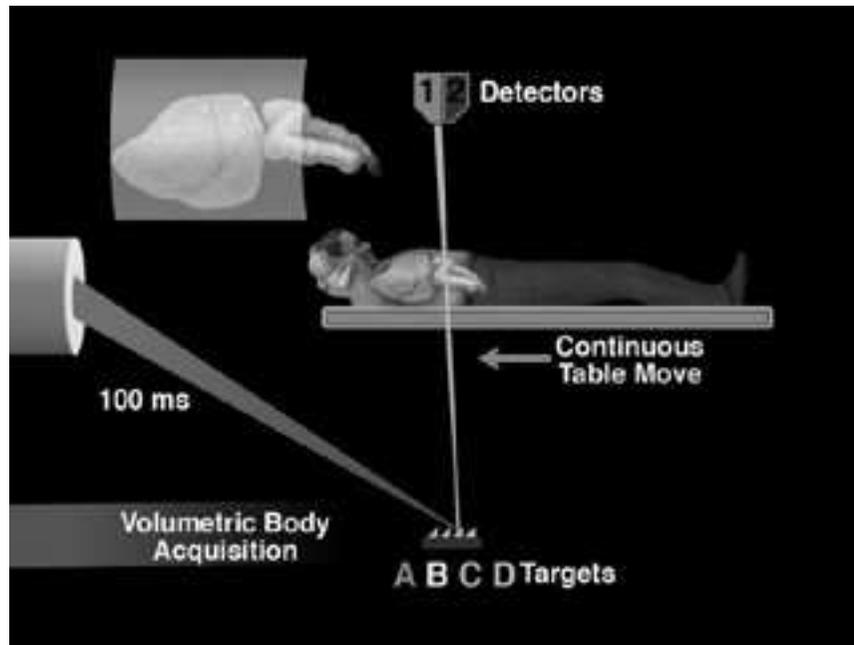
TC multi-fette (multisllice)

- Commercializzato a partire dal 1998
- Permette l'acquisizione di più fette simultaneamente usando array di rivelatori adiacenti
- Se l'angolo del cono è piccolo le fette esaminate possono essere assunte parallele nel processo di ricostruzione, come nel caso di 4 fette; per scanner di 16 fette tale assunzione non vale
- I piani delle immagini vengono inclinati per minimizzare la distanza media lungo l'asse z
- Tipicamente 4 o 16 fette (fino a 64 attualmente possibile)
- Esami veloci e riduzione di artefatti da movimento

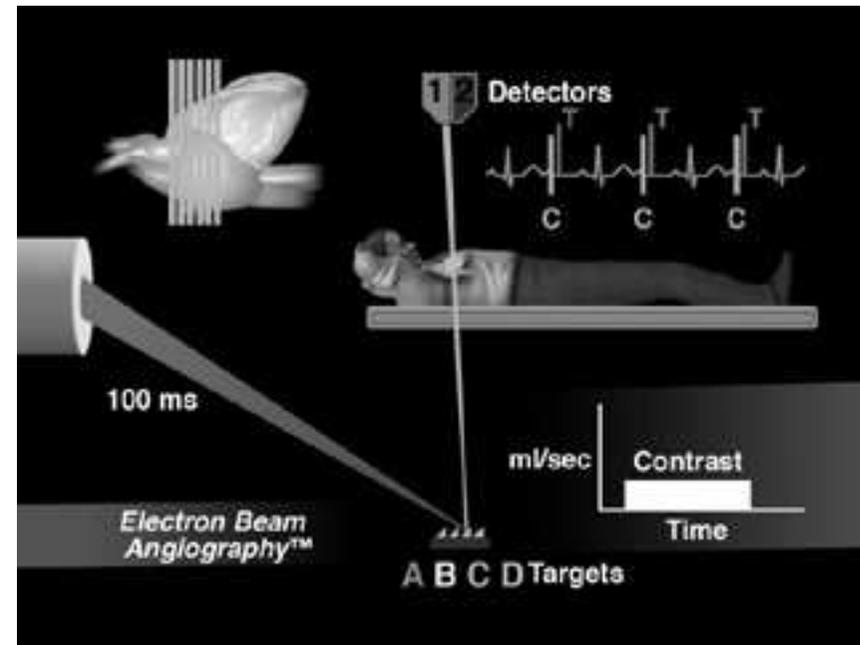


Sequenza singola fetta (100 ms)

Scanning continuo di volume (CVS)



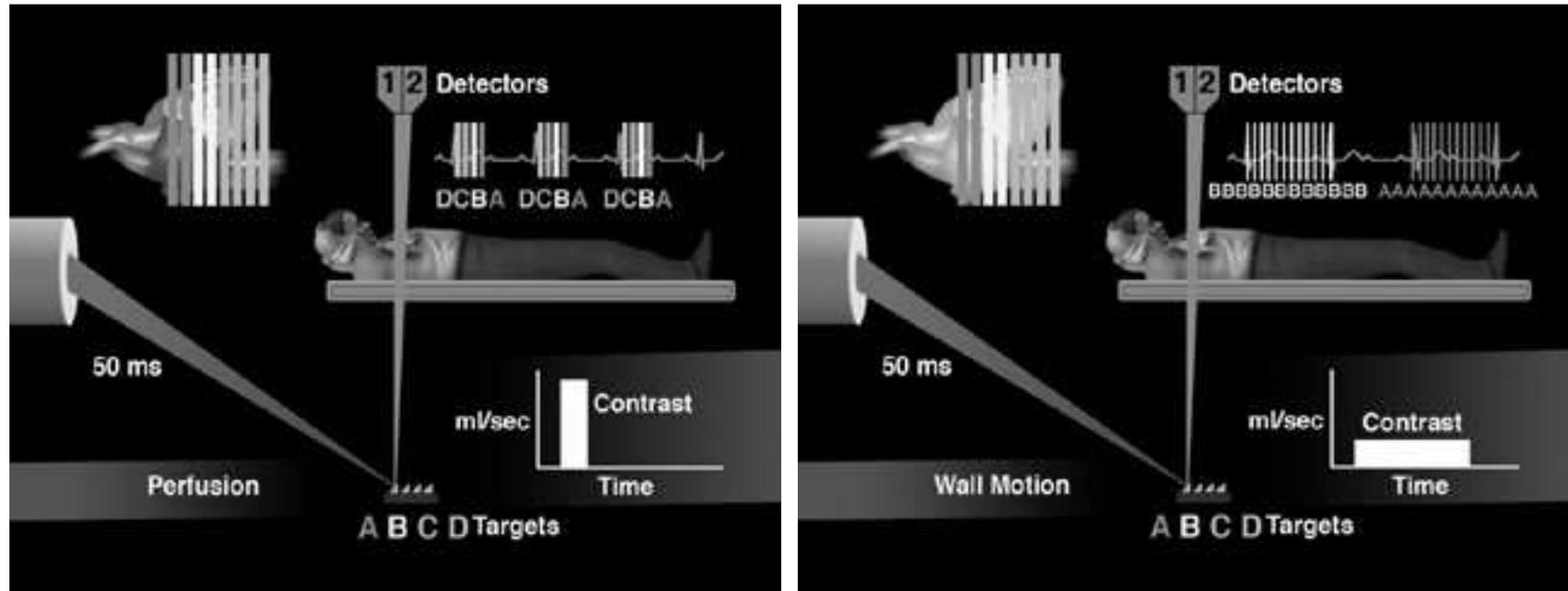
Scanning di volume a step (SVS)



Movimento a velocità di ~ 25 - 100 mm/s

Sequenza multi-fette (50 ms)

Copertura assiale di 8 cm



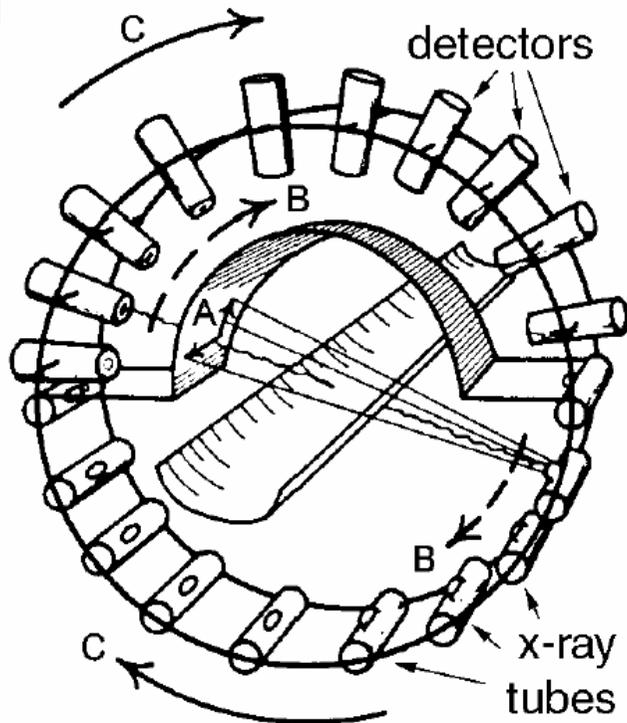
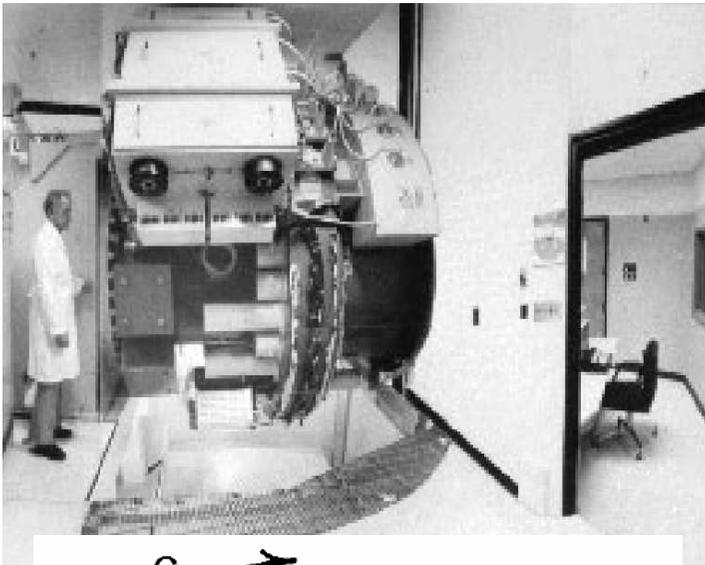
Esempi di immagini con scanner tomografico a fascio elettronico

Movimento delle pareti cardiache

Immagini a 50 ms, nitide, del cuore nel suo intero ciclo aiutano i medici a determinare anomalie del moto delle pareti



Ricostruttore Spaziale Dinamico DSR



- Il DSR è uno scanner CT a raggi X a 4 dimensioni 4D sviluppato alla Mayo Clinic da Richard Bobb e al.
- Esso permette la scansione simultanea di fino a 240 sezioni trasversali at un rate di frame di 60 Hz (60 volumi al secondo)
- Consiste di 14 tubi radiogeni e 14 rivelatori 2D
- I tubi a raggi X sono posizionati su un arco di cerchio di 160° e sono pulsati sequenzialmente su un periodo di 11 ms
- I rivelatori sono collocati in posizione diametralmente opposta
- I tubi a raggi X e le catene acquisitrici d'immagine possono essere meccanicamente ruotate di un angolo limitato in modo da acquisire più viste per una migliore risoluzione spaziale
- Il volume ricostruito ha una risoluzione spaziale isotropica di fino ad 8 lp/mm

Tomografia Computerizzata (TC)

- Principi della TC a raggi X
- Scanner per la TC a raggi X
- **Rivelatori di raggi X per la TC**
- Scan assiale
- Qualità dell'immagine

Performance del rivelatore

- Elevata *efficienza globale*, prodotto di
 - **Efficienza geometrica**
frazione dell'area del rivelatore sensibile alla radiazione
 - **Efficienza quantistica**
frazione dell'energia di radiazione depositata (assorbimento dei raggi X da parte del sensore)
 - **Efficienza di conversione**
Frazione dell'energia assorbita che contribuisce al segnale (conversione energia assorbita in segnale elettrico)

Valori tipici 45% - 85%

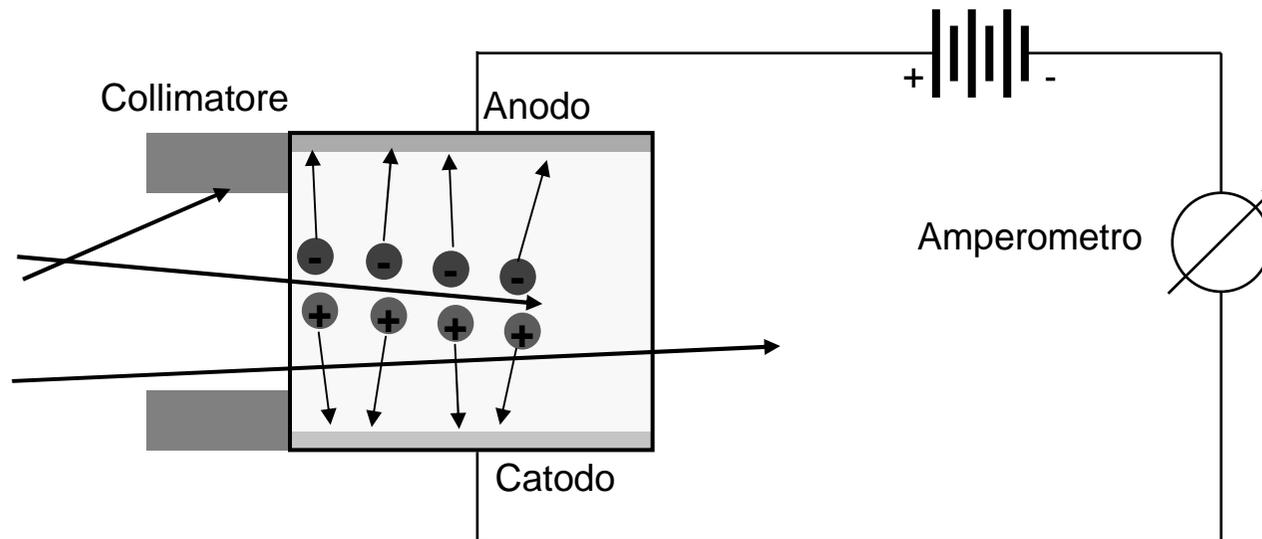
Maggiore efficienza minore dose al paziente a parità di qualità dell'immagine

- Range dinamico ampio (rapporto tra il più grande ed il più piccolo segnale rivelabile)
- Stabilità nel tempo (*low drift*)
- Insensibilità a condizioni ambientali, come variazioni di temperatura, umidità, etc

Camere a ionizzazione di gas (1)

Misura della carica indotta in un volume di gas pressurizzato dall'effetto ionizzante dei raggi X

- I raggi X ionizzano le molecole di gas
- Gli ioni sono attirati agli elettrodi dal campo elettrico
- Numero N delle coppie prodotte \propto intensità dei raggi X

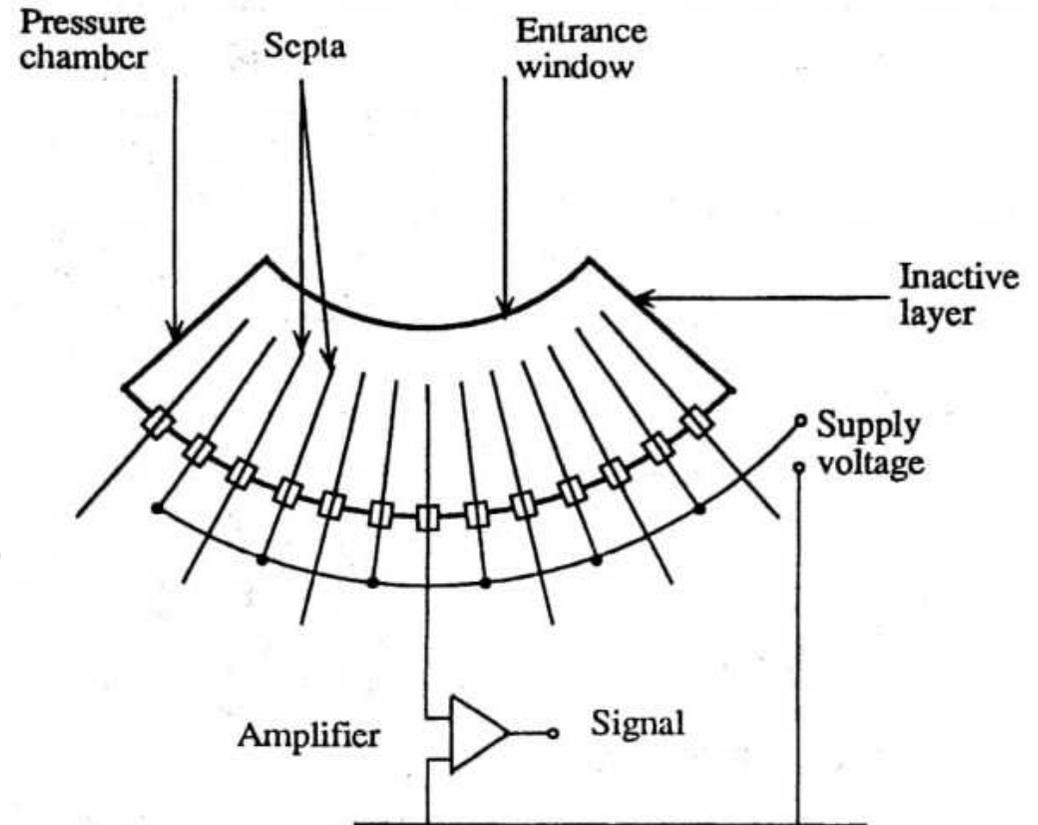


Camere a ionizzazione di gas (2)

➤ Di solito riempite con Xeno (elevato Z) sotto pressione (fino a 30 atm) per aumentare l'efficienza

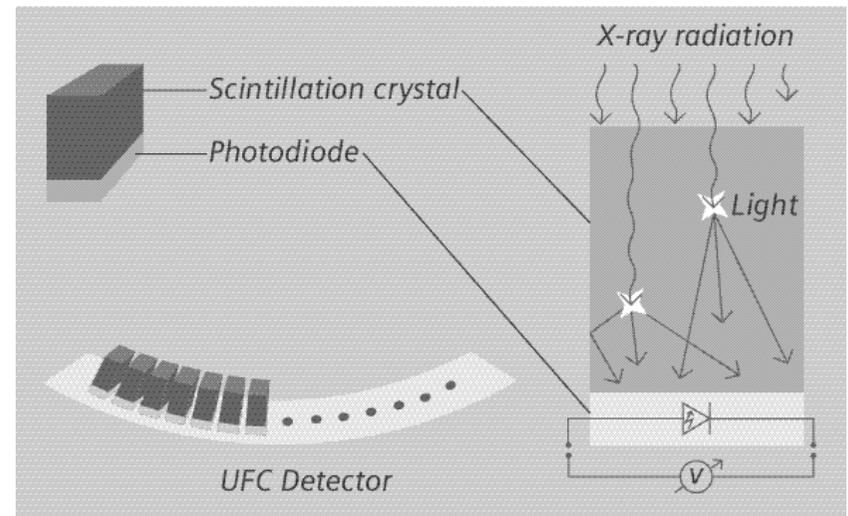
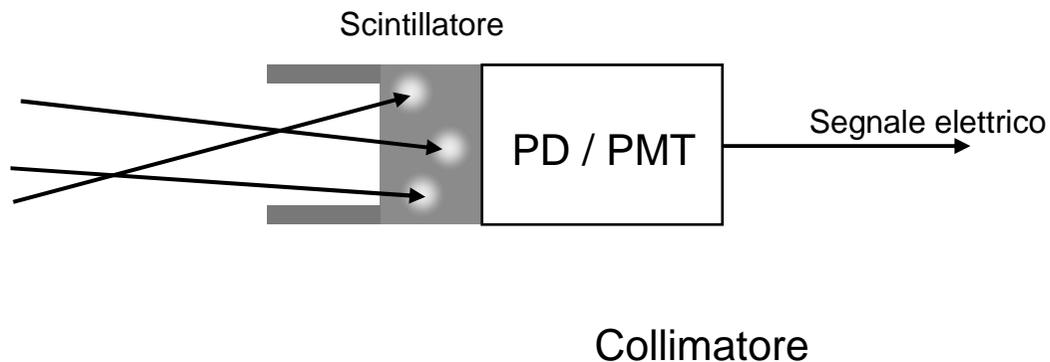
- 👍 economico
- 👍 stabilità eccellente
- 👍 ampio range dinamico
- 👍 Elevata densità di impacchettamento
- 👍 elevata risoluzione spaziale

- 👎 bassa efficienza quantistica 60%
- 👎 Tempo di risposta lungo: 700 μ s



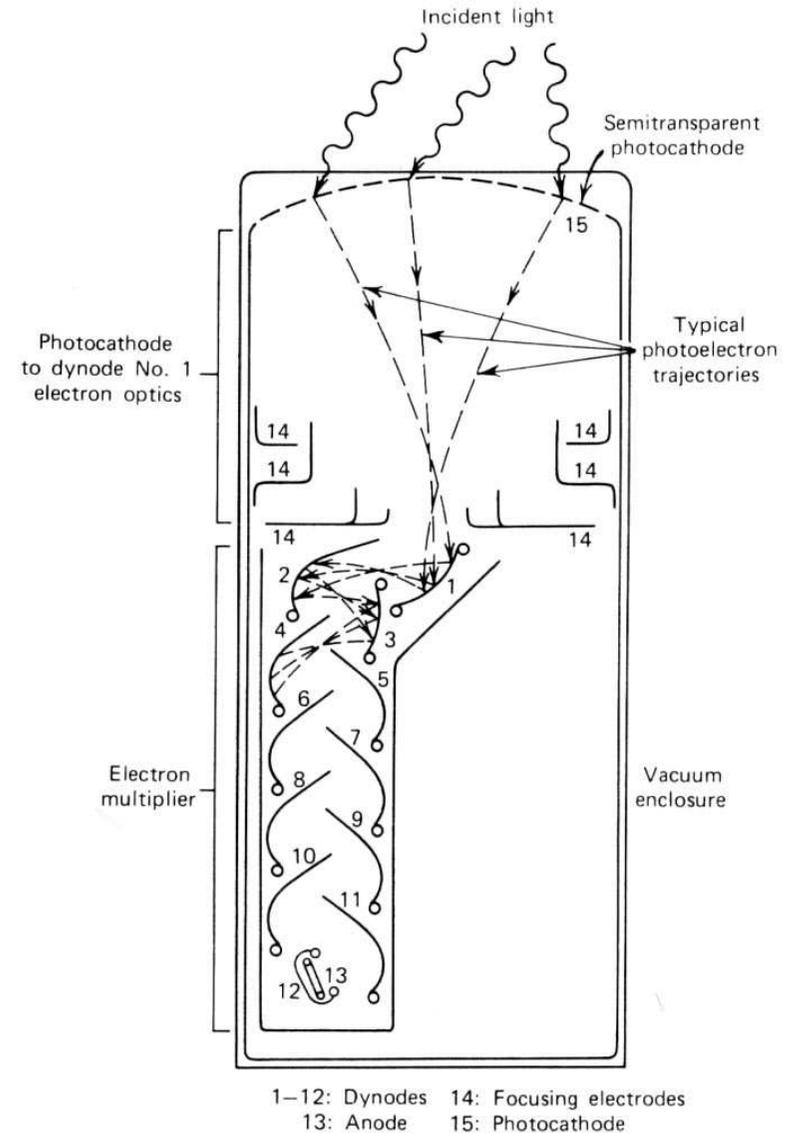
Rivelatori a scintillazione

- I materiali scintillatori (fosfori) convertono i raggi X in “lampi” di luce visibile
- La luce è misurata usando tubi fotomoltiplicatori (PMT) o fotodiodi (PD)
- Scintillation materials:
 - For PMT: NaI(Tl), BGO, CaF_2 , ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ germanato di bismuto)
 - For PD: CdWO_4 , CsI, ossidi alle terre rare, come GOS (ossisolfato di gadolinio)
- Materiale scintillatore sufficientemente spesso per un'efficienza quantistica ~ 98%
- Vantaggi:
 - Elevata efficienza quantistica
 - Corto tempo di risposta
- Combinazione scintillatore/fotomoltiplicatore ormai in disuso a vantaggio della combinazione scintillatore/fotodiodo

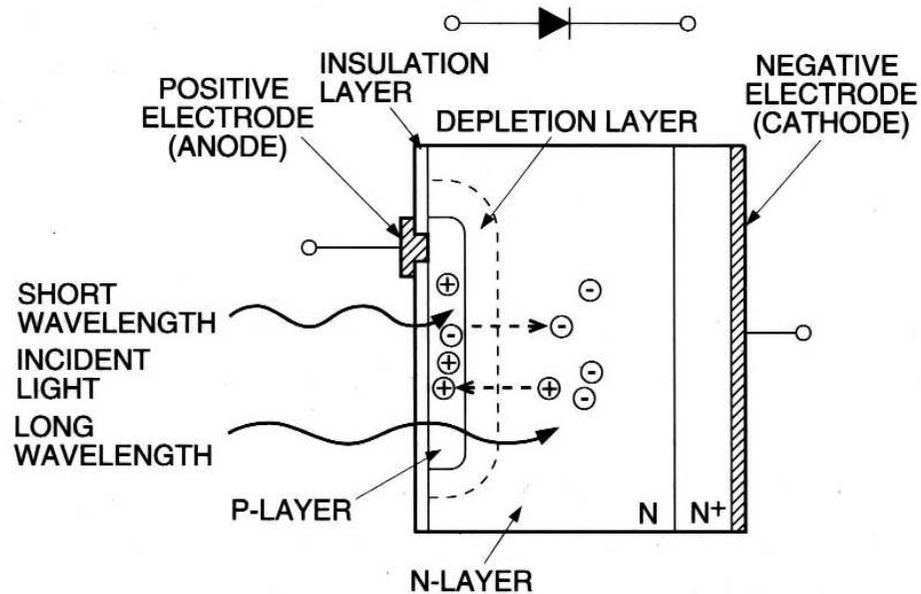


Tubi fotomoltiplicatori (PMT)

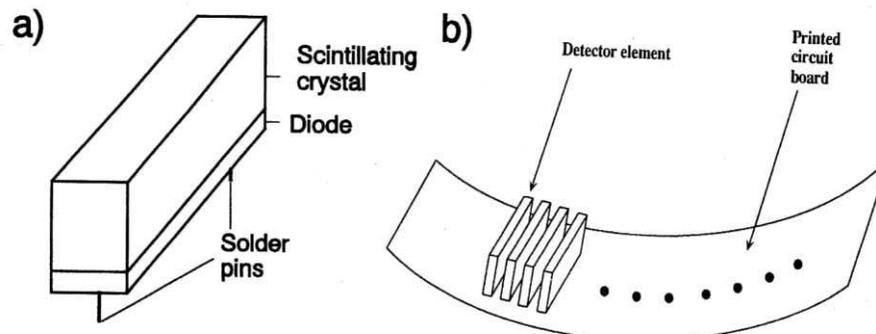
- L'effetto fotoelettrico converte la luce incidente in una corrente di elettroni
- Accelerazione elettrostatica di elettroni primari e secondari
- Emissione di elettroni secondari e moltiplicazione a cascata sui *dinodi*
- Amplificazione del segnale $G = \delta^N$ tip. $\sim 10^6$ (N : no. di dinodi, δ : guadagno per dinodo ~ 4)



Fotodiodo



- I fotoni creano coppie elettroni-lacune in un semiconduttore (effetto fotoelettrico)
- Conversione diretta dei fotoni visibili in energia elettrica
- Generazione di fotocorrenti ($\sim 0.5 \text{ A} / 1 \text{ W}_{\text{opt}}$)
- Necessità di amplificatori di precisione



Disposizione unità scintillatore/fotodiodo in rivelatore CT a raggi X

Tomografia Computerizzata (TC)

- Principi della TC a raggi X
- Scanner per la TC a raggi X
- Rivelatori di raggi X per la TC
- **Scan assiale**
- Qualità dell'immagine

Imaging 3D: TC sequenziale

➤ Ottenere informazione volumetrica, cioè immagini 3D

TC sequenziale

➤ acquisizione di fette consecutive

- posizioni assiali discrete: z_1, z_2, z_3, \dots
- β tra 0 e 2π

➤ Deve essere soddisfatto il criterio di Nyquist sia nello scanning trasversale ($\Delta x \leq \Delta s/2$) che in quello assiale, per minimizzare aliasing (creazione di false frequenze) da campionamento

➤ La massima distanza tra due fette consecutive $\Delta z/2$, con Δz spessore efficace della fetta, tipicamente rappresentato dalla larghezza a metà altezza del profilo di sensibilità della fetta (SSP)

➤ Almeno due immagini per spessore della fetta devono essere acquisite

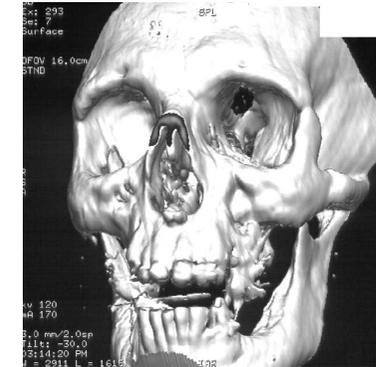
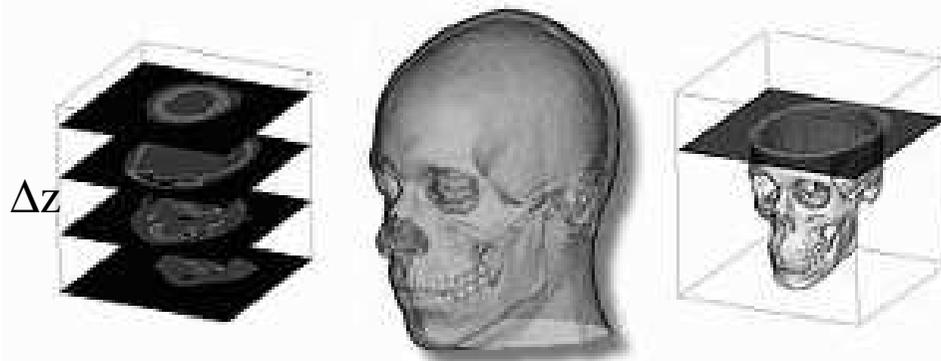
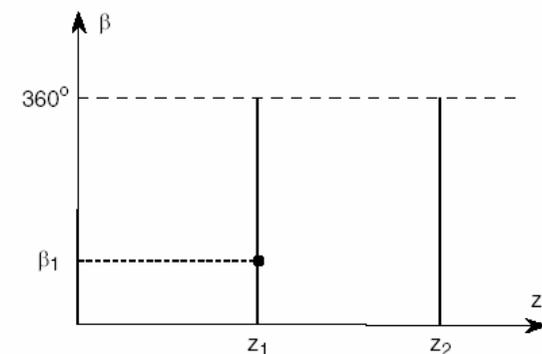


Immagine pseudo-3D di un teschio, generata dal computer a partire da un insieme di immagini 2D di un grande numero di fette 2D

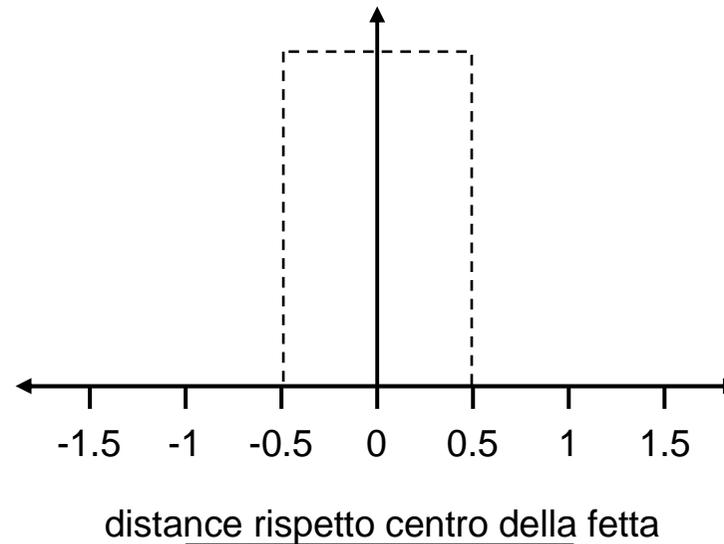


β è la posizione angolare del tubo a raggi x; z è la posizione assiale rispetto al paziente



SSP (Slice Sensitivity Profile)

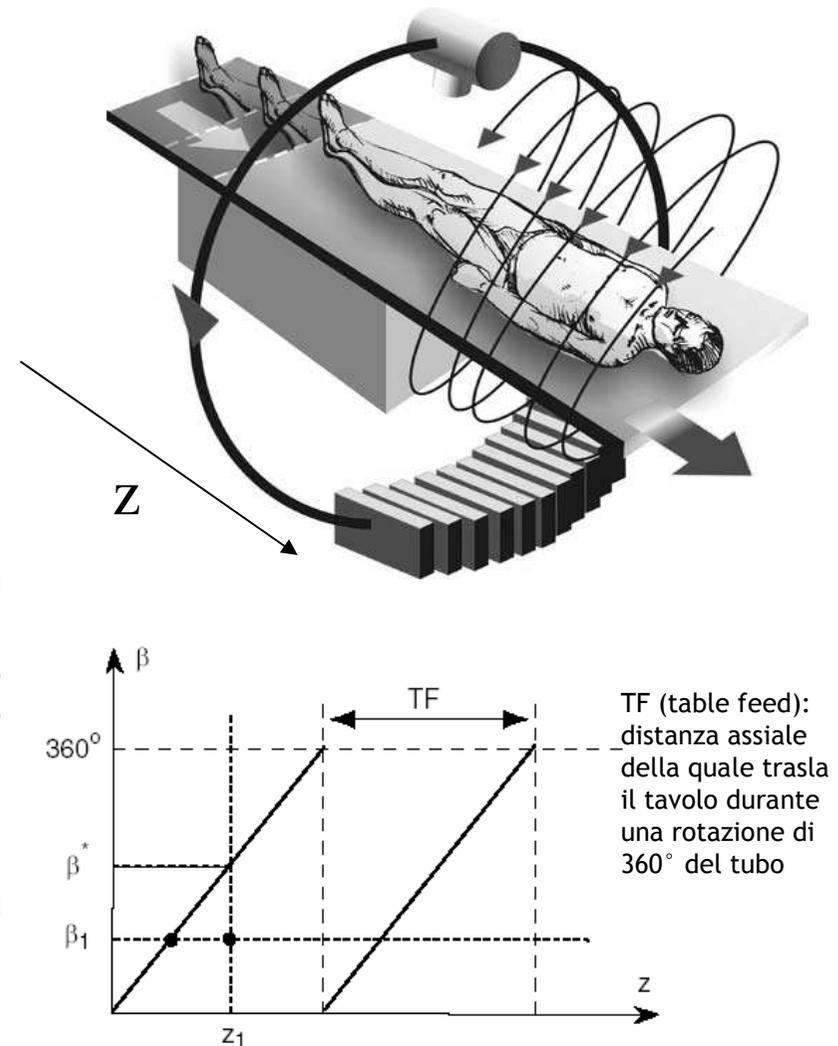
- Definito dalla variazione di sensibilità relativa lungo z , nel centro della fetta
- Idealmente rettangolare (stop-and-shoot profile)
- Nella TC sequenziale la distanza tra due fette è al più $\Delta z/2$



Imaging 3D: TC a spirale

TC a spirale o elicoidale

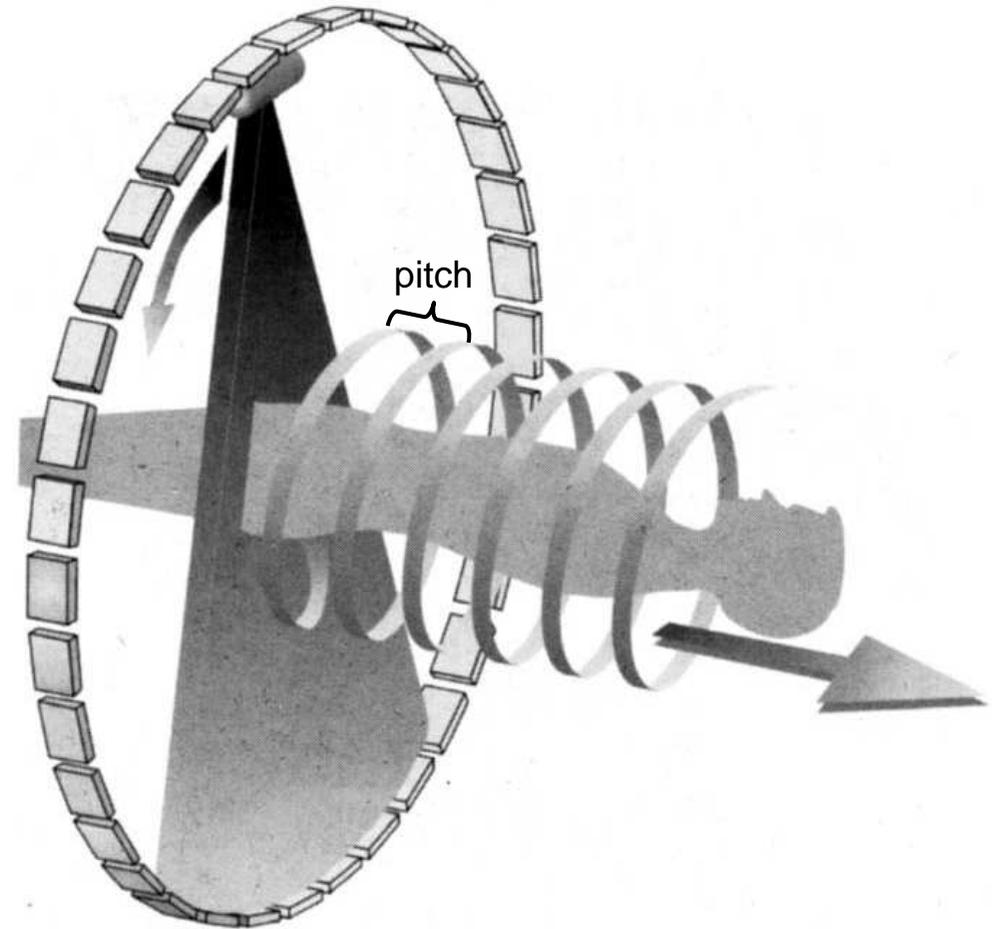
- Z e β aumentano simultaneamente
- La tavola trasla mentre il sistema tubo/rivelatori gira intorno ad essa
- È la tecnica di punta attuale
- Acquisizione rapide
- **Table feed (TF)**: traslazione assiale per una rotazione 360° del tubo
- **Pitch** = $TF/\Delta z$
 - Se $TF = \Delta z/2$ (criterio di Nyquist), allora un buon pitch è $(\Delta z/2) / \Delta z = 0.5$
 - Poiché raggi opposti ($\beta = [180^\circ \dots 360^\circ]$) hanno all'incirca la stessa informazione, TF può raddoppiare e quindi il pitch può essere 1
 - In pratica il pitch è tipicamente tra 1 e 2
 - Pitch più elevati abbassano la dose, riducono il tempo di scan e gli artefatti da movimento



TC a spirale

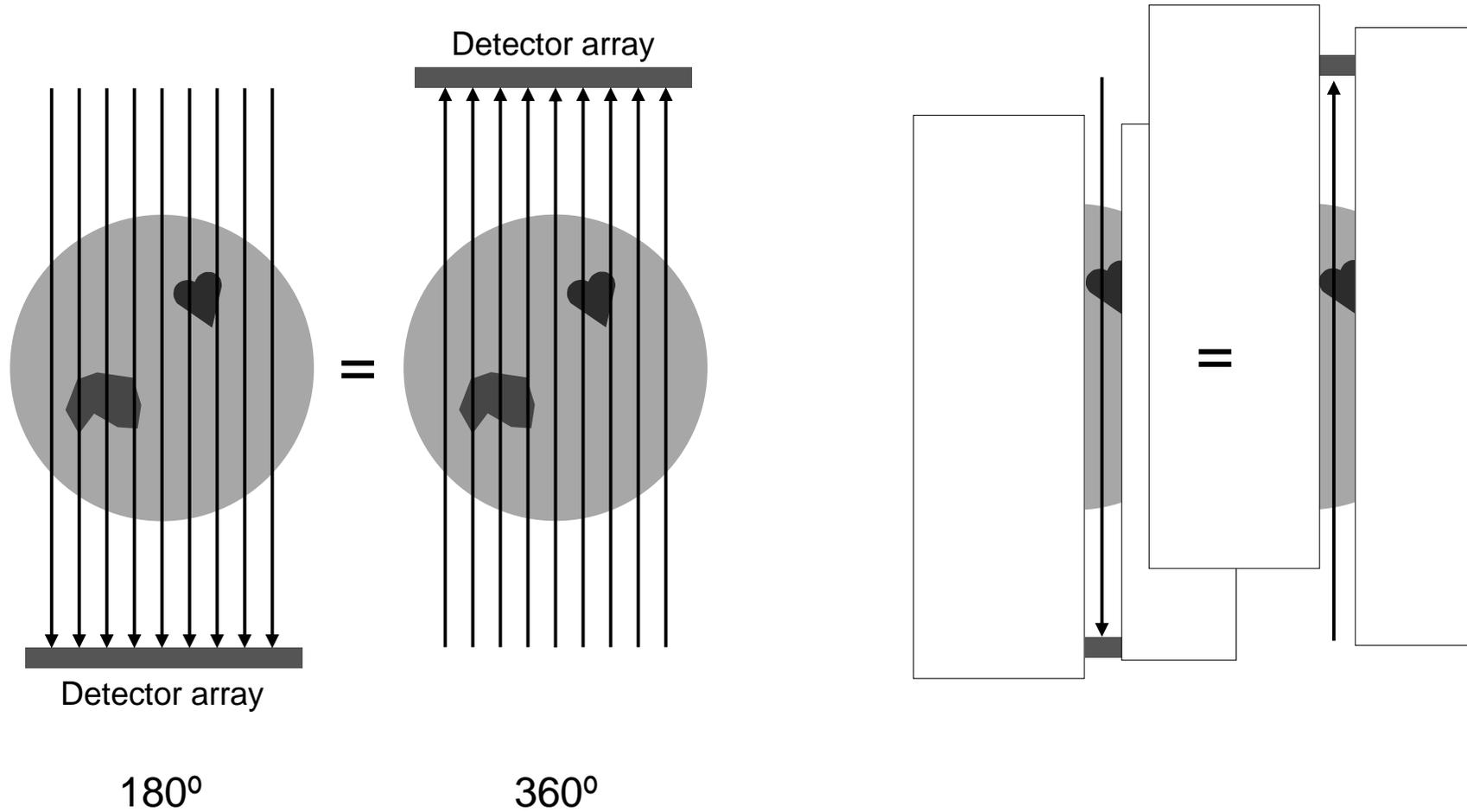
- Moto lineare continuo della tavola del paziente durante multipli scan
- Aumento del volume coperto per rotazione
- **Pitch**: Numero di spessori della fetta di cui la tavola si muove durante una singola rotazione (tipicamente ~1-2):

$$\text{Pitch} = \text{Table feed (TF)} / \text{spessore fetta}$$



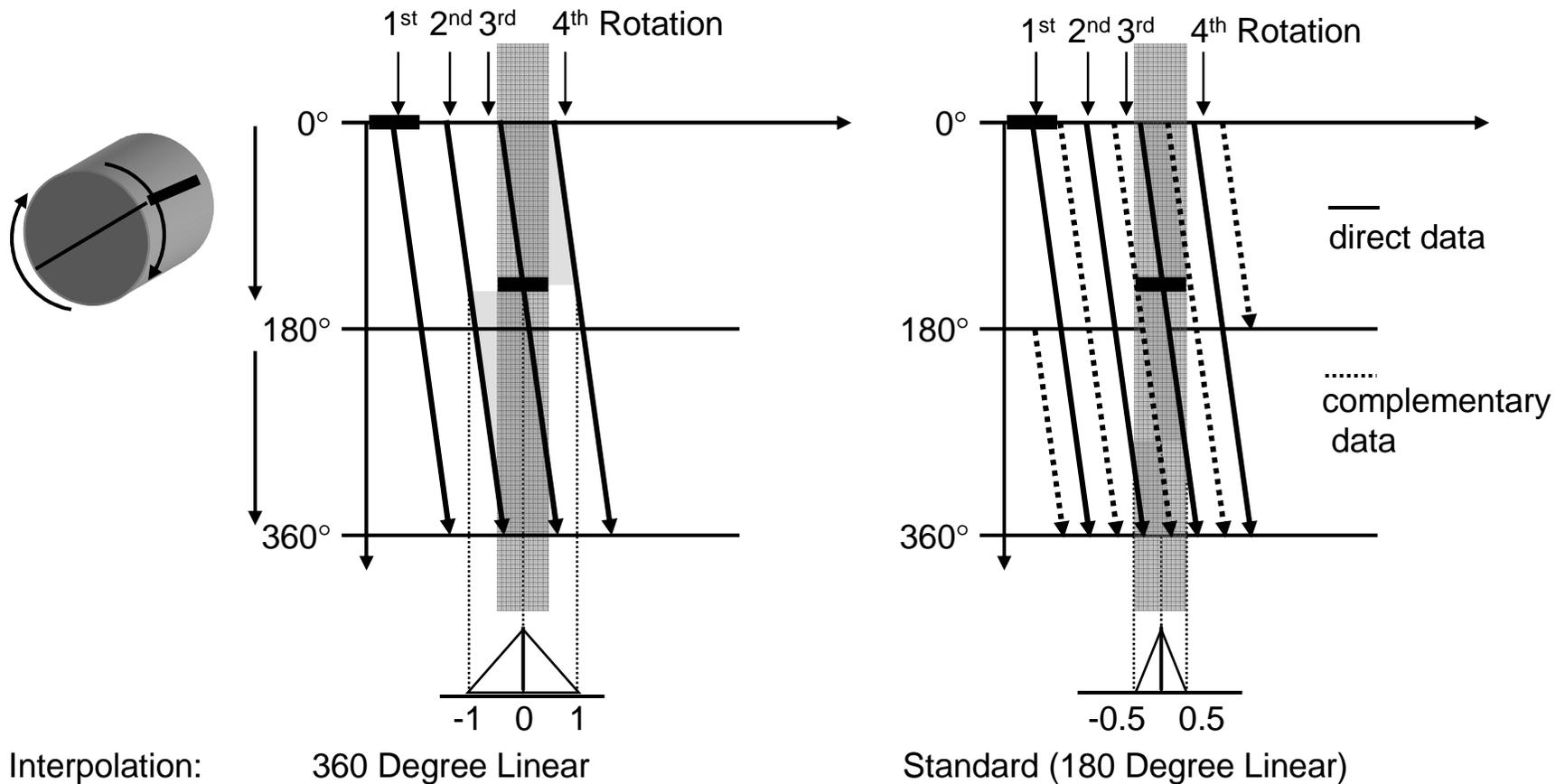
Dati complementari

- Insieme di dati per viste identiche ma ruotate di 180°:



Ricostruzione elicoidale

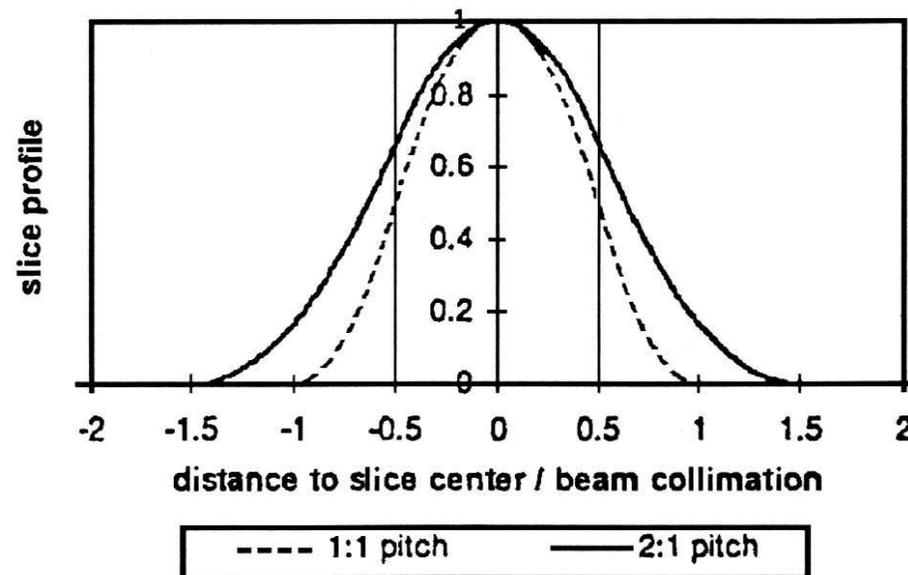
- Le proiezioni di una singola fetta non stanno nel singolo piano
- Necessaria l'interpolazione dei dati al di fuori del piano della fetta



SSP per la TC a spirale

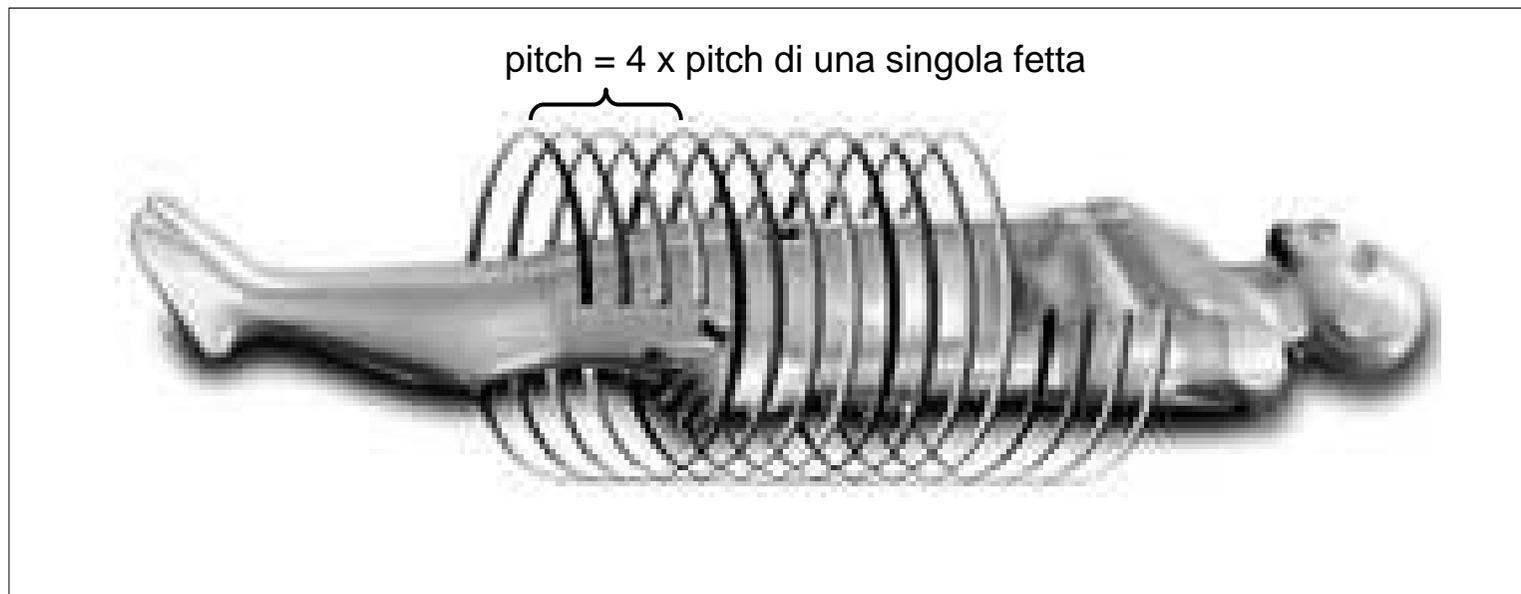
- A causa dell'interpolazione, l' SSP devia dal profilo quadrato
- Dipende dal pitch
- Larghezza totale a metà altezza (Full width at half maximum FWHM) ~ larghezza nominale della fetta

slice profiles: single slice CT



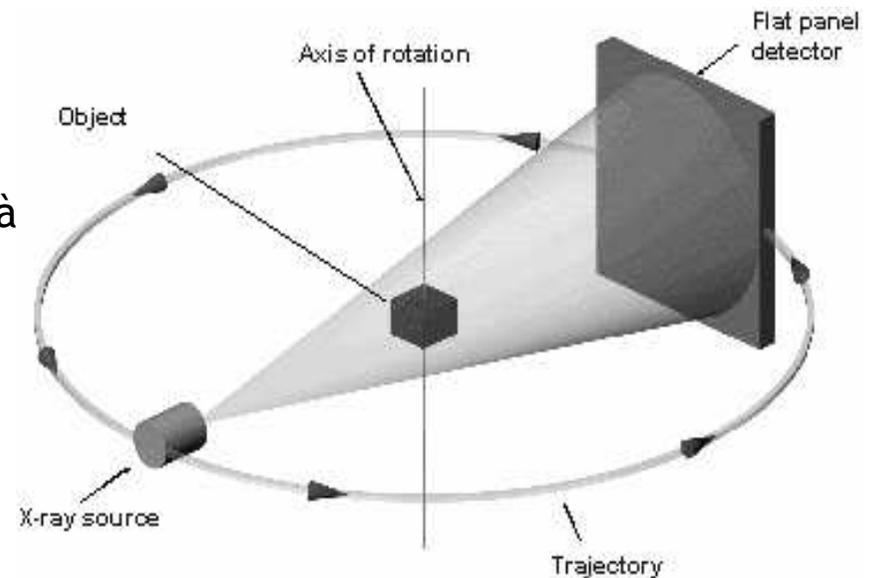
Scanning a spirale multi slice

- Eliche multiple intrecciate \Rightarrow densità dei dati aumentata
- Permette pitch più alto, scan più rapido
- Tempo di scan ~ 0.5 s per rotazione



Imaging 3D: fascio a cono

- Modalità dello scanning 3D più diretta
 - usa un rivelatore bidimensionale
 - per ottenere tutti i dati (nei limiti dell'angolo del cono), richiede soltanto una rotazione intorno al paziente
 - la formule di ricostruzione possono essere derivate in maniera analoga a quelle per il fascio a ventaglio (Feldkamp-Davis-Kress)
 - la backprojection procede lungo i raggi del fascio a cono
- Vantaggi
 - potenzialmente molto veloce (una sola rotazione soltanto)
 - spesso usata per l'angiografia 3D
- Svantaggi
 - problemi di campionamento alle estremità
 - il rate di campionamento di ricostruzione varia lungo z



Tomografia Computerizzata (TC)

- Principi della TC a raggi X
- Scanner per la TC a raggi X
- Rivelatori di raggi X per la TC
- Scan assiale
- **Qualità dell'immagine**

Fattori che determinano la qualità dell'immagine

➤ Acquisizione

- Macchia focale, dimensioni degli elementi rivelatori, table feed, metodo di interpolazione, distanza di campionamento ed altri

➤ Ricostruzione

- kernel (filtro) di ricostruzione, processo di interpolazione, dimensione del voxel

➤ Rumore

- Rumore quantistico: dovuto alla natura statistica dei raggi X
- Aumento della potenza riduce il rumore ma aumenta la dose
- Il rumore dell'immagine dipende pure dall'algoritmo di ricostruzione, dai filtri e dai metodi di
- Un Δz maggiore riduce il rumore, ma riduce la risoluzione assiale

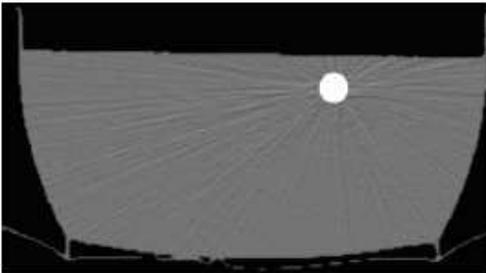
➤ Contrasto

- Dipende da vari fattori fisici (spettro dei raggi X, beam-hardening, diffusione)

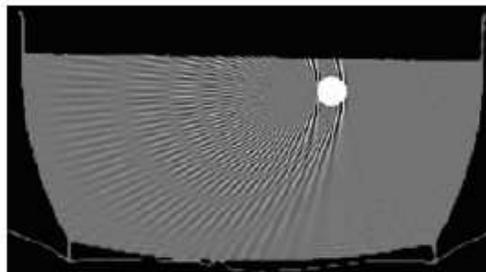
Artefatti dell'immagine (1)



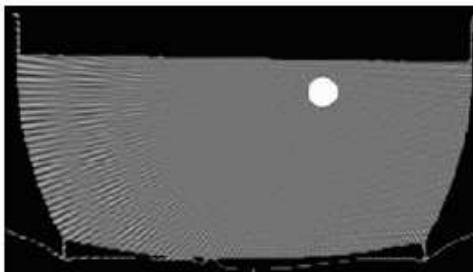
- Fantoccio normale (acqua con una sbarra di ferro), ricostruzione libera da artefatti



- Aggiungendo del rumore al profilo di attenuazione dà origine a rigature

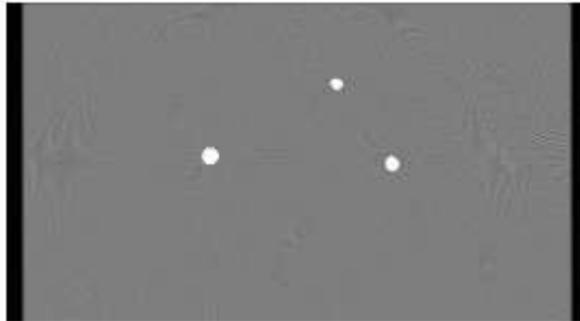


- Artefatti da aliasing quando il numero di campioni rivelati è troppo piccolo (anelli ai bordi)

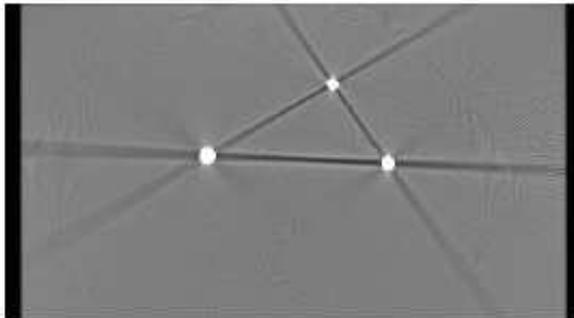


- Artefatti da aliasing quando il numero delle fette è troppo piccolo (rigature periferiche)

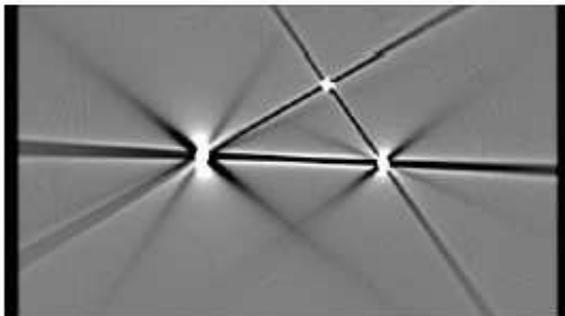
Artefatti dell'immagine (2)



- Fantoccio normale (lastra di plexiglass con 3 riempimenti di amalgama)



- Artefatti da beam hardening
 - Non linearità nell'attenuazione del fascio policromatico (elevate opacità assorbono troppi fotoni a bassa energia e non assorbono i fotoni ad alta energia)
 - L'attenuazione è sottostimata



- Diffusione (l'attenuazione del fascio è sottostimata)
 - Maggiore è l'attenuazione più alta è la percentuale di diffusione

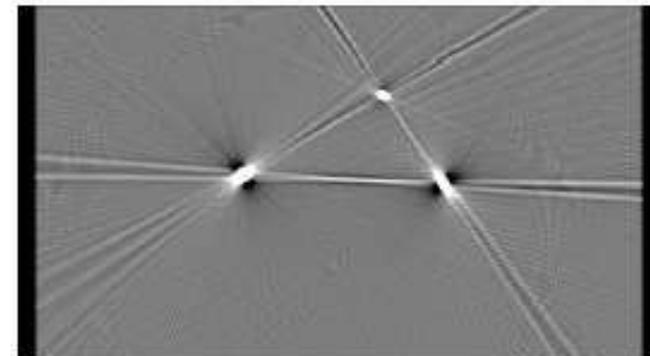
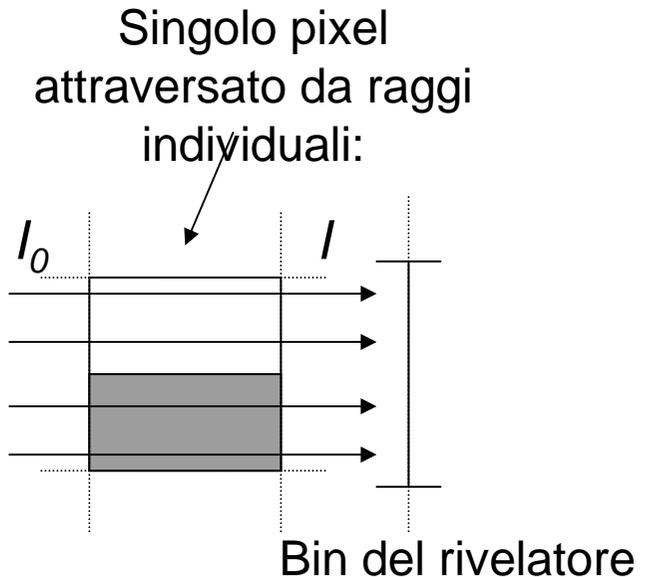
Artefatti dell'immagine (3)

➤ Artefatto da volume parziale

- Avviene quando soltanto una parte del fascio attraversa una struttura opaca ed è attenuata
- Più severo ai bordi
- Attenuazione calcolata: $-\ln(\text{avg}(I / I_0))$
- Attenuazione vera: $-\text{avg}(\ln(I / I_0))$

$$-\ln(\text{avg}(I / I_0)) < -\text{avg}(\ln(I / I_0))$$

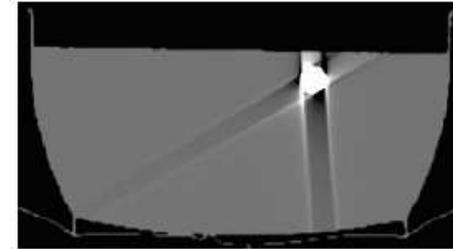
- Sottostima l'attenuazione



Artefatti dell'immagine (4)

- Artefatti da movimento

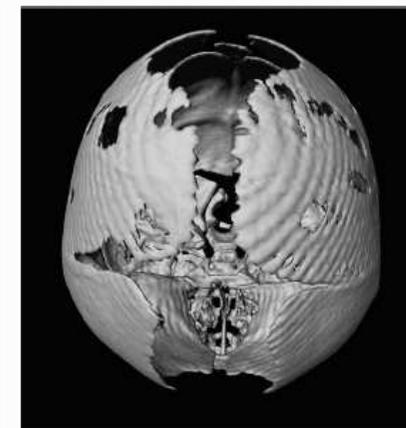
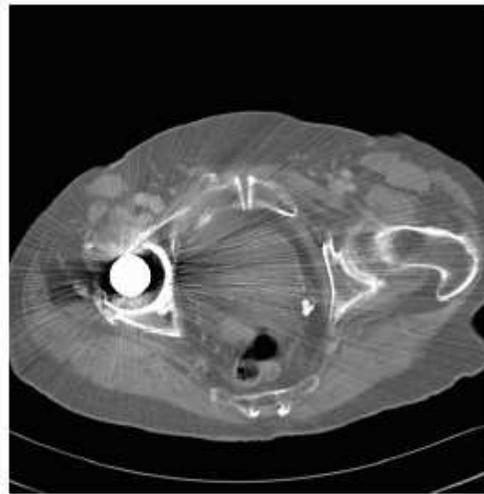
- La sbarra si muove durante l'acquisizione



- Artefatti a scala (stair step):

- il cammino dell'acquisizione elicoidale diventa visibile nella ricostruzione

- Combinazione di diversi artefatti:



Applicazioni

- La TC è usata negli esami radiologici di routine perché fornisce immagini delle sezioni trasversali ed immagini a **migliore contrasto** rispetto ad altre tecniche radiologiche
- La sua principale limitazione è la scarsa risoluzione spaziale: la minima dimensione visibile con la CT è 0.5 mm (0.05 mm o meno per il sistema schermo/pellicola)
- Usi speciali:
 - Misure del contenuto minerale delle ossa
 - Flusso del sangue cerebrale, sfruttando la diffusione di xeno inalato
 - Assistenza nella collocazione accurata di aghi per biopsia
 - Immagini 3D
- La CT è utile per pianificare il trattamento radioterapico:
 - L'elevato contrasto fornisce una buona visualizzazione dei tumori
 - Le immagini forniscono accurata informazione spaziale per la pianificazione del trattamento
 - I valori dei pixel forniscono proprietà radiologiche dei tessuti che possono essere usate per le correzioni di disomogeneità nei calcoli della dose.

Effetti biologici e sicurezza

- Le immagini TC richiedono una dose da 10 a 100 volte maggiore di quella richiesta dalla radiografia
- Esempio di dosi efficaci di una TC
 - Testa: 2 mSv
 - Torace: 10 mSv
 - Addome: 15 mSv
 - Pelvi: 5 mSv
- Il rischio di danno è alto per poter essere trascurato
- Una riduzione della dose può essere ottenuta con un corretto uso del scanner e un suo mantenimento in condizioni ottimali. Alcuni accorgimenti:
 - una bassa corrente integrata del tubo radiogeno (mAs)
 - alcuni scanner applicano una corrente al tubo modulata: una corrente maggiore è applicata alle fette con maggiore attenuazione
 - un range di scansione limitato
 - un elevato pitch
- Calibrazione necessaria ogni giorno con scan a vuoto
- Frequenti controlli di qualità dell'immagine e di costanza con misure su fantocci
- Manutenzione e controlli di sicurezza più volte all'anno

Il futuro della TC a raggi X

- Rimarrà la modalità preferita per la visualizzazione dello scheletro, delle calcificazioni, dei polmoni e del tratto gastrointestinale
- In altre aree di applicazione sarà probabilmente rimpiazzata dalla risonanza magnetica (MRI)
- Dal punto di vista tecnologico, il trend verso scansioni più veloci ed a più alta risoluzione spaziale continuerà
- Gli scanner multislice, che stanno sostituendo gli scanner single-slice probabilmente evolveranno verso scanner a fascio conico
- Nuovi algoritmi per la riduzione degli artefatti e della dose sono attesi
- Scopo: ottenere immagini di qualità migliore con una dose più bassa

Riepilogo

- Sono stati trattati i seguenti argomenti
 - **Concetti di base della TC a raggi X**
 - **Scanner per la TC a raggi X: le varie generazioni**
 - **Rivelatori di raggi X per la TC**
 - **Scan assiale**

- **Commenti e suggerimenti sono più che benvenuti!**

- **Da identificare metodi per applicare la formazione**

Ulteriori informazioni

- Libri, articoli, fonti elettroniche:
 - R. A. Fosbinder et al, *L'immagine radiologica*, McGraw-Hill
 - P. Suetens, *Fundamentals of medical imaging*, Cambridge University Press
 - M. Greg, *X-ray computed tomography*, 2001
 - S. Webb, *The Physics of Medical Imaging*, Institute Physics Publishing
 - A.C. Kak, M. Slaney *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE press 1999
 - Lezioni di Dr. Harry L. Graber & Dr. Christoph H. Schmitz
<http://138.5.51.241/index/download.htm>

- Elencare altre sessioni di formazione

- Elencare servizi di consultazione e altre fonti

