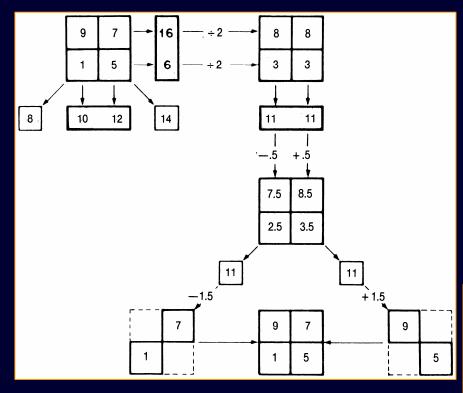
TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

Tecnica radiologica digitale che consente di acquisire sezioni di spessori definiti del corpo umano,

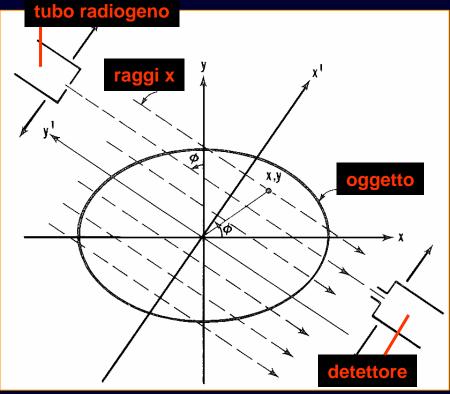
ricostruendo sezioni non assiali ,coronali, sagittali,
 oblique dal volume nel complesso acquisito.

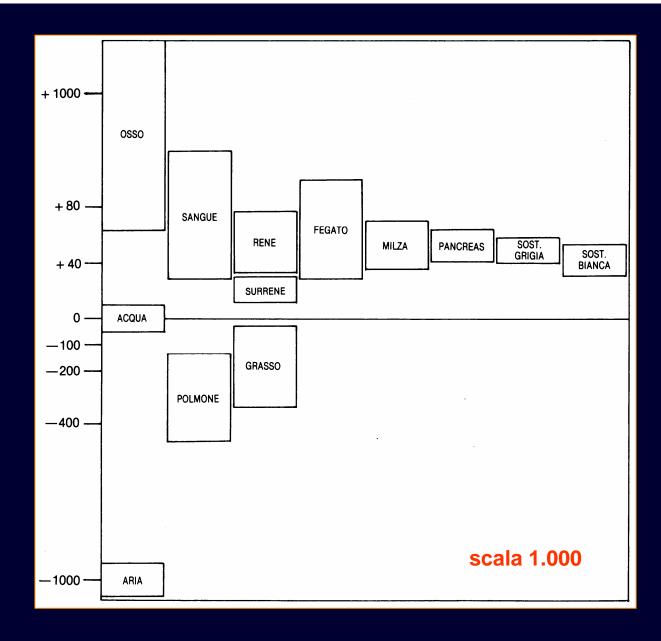
WWW.FISIOKINESITERAPIA.BIZ



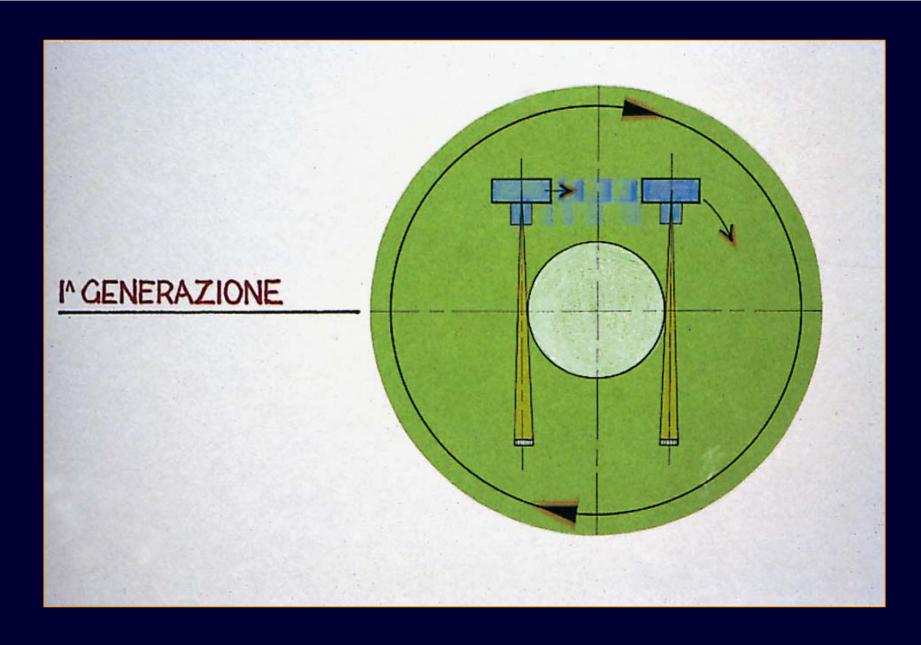
PROCEDIMENTO DI RICOSTRUZIONE DELLE IMMAGINI PER ITERAZIONE

RIFERIMENTO DELLA ATTENUA-ZIONE DEL FASCIO DI FOTONI ALL'ANGOLO DI INCLINAZIONE TUBO/DETETTORI

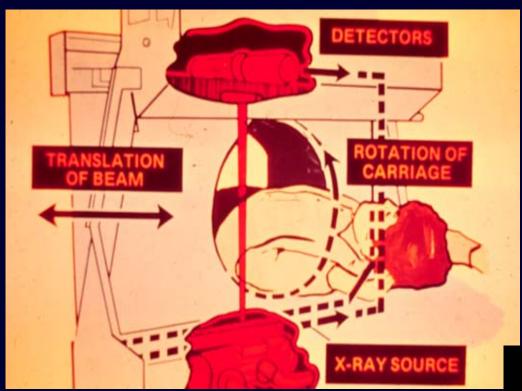




Valori di attenuazione di alcuni organi e tessuti normali

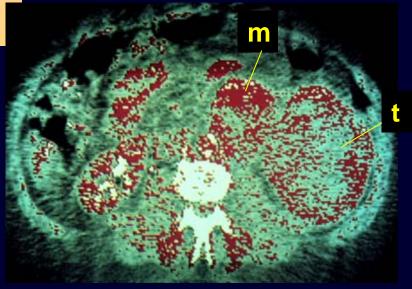


SCHEMA DI SCANSIONE TC TRASLAZIONE-ROTAZIONE

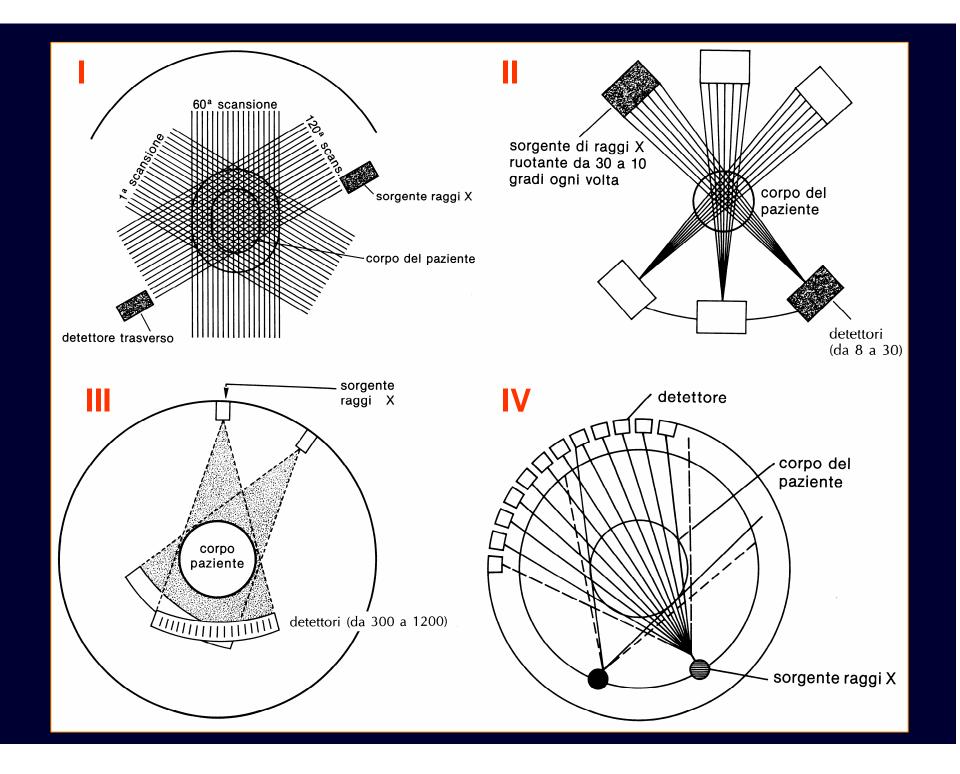


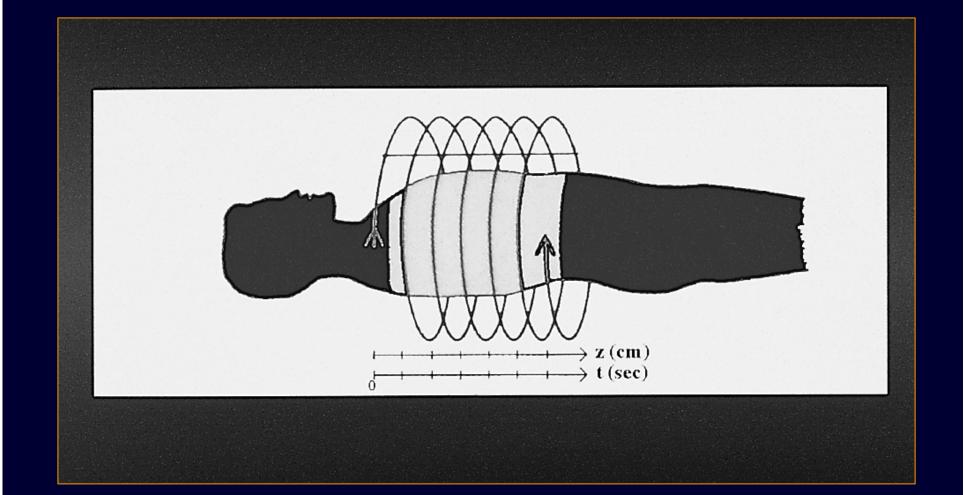
1976 TAC I° generazione

- sistema traslazione-rotazione
- acquisizione simultanea di 2 strati di 13 mm di spessore
- tempo di scansione 5'30"
- matrice 256 x 256



t. rene sinistro (t) con met. linfonodali (m)

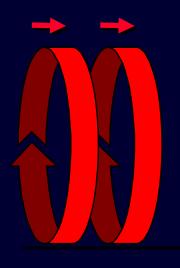


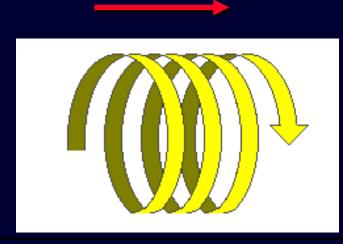


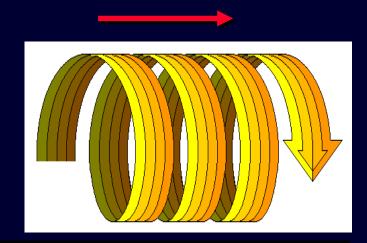
ACQUISIZIONE SPIRALE VOLUMETRICA

TC convenzionale TC spirale monodettere

TC spirale multidetettore

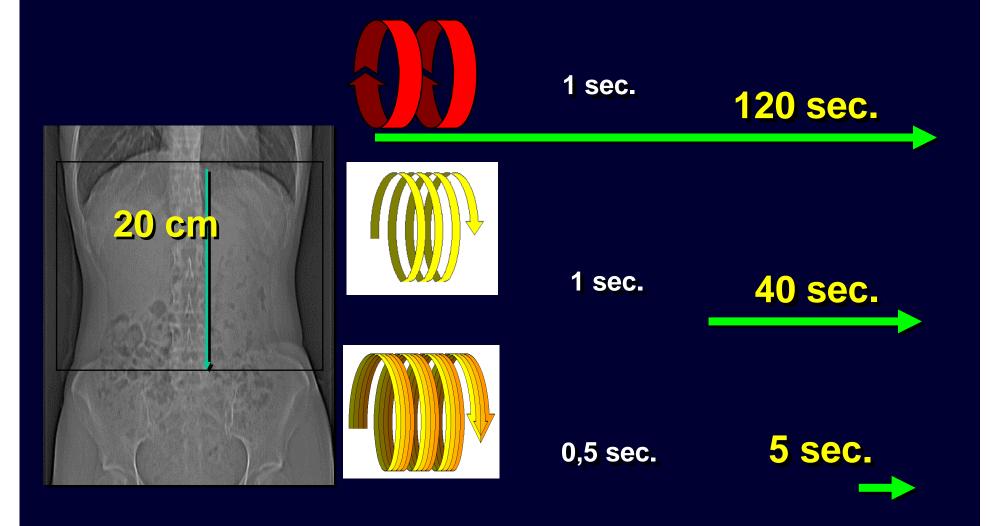






DIFFERENZE NELLA VELOCITÀ DI ACQUISIZIONE DELLE DIVERSE APPARECCHIATURE TC

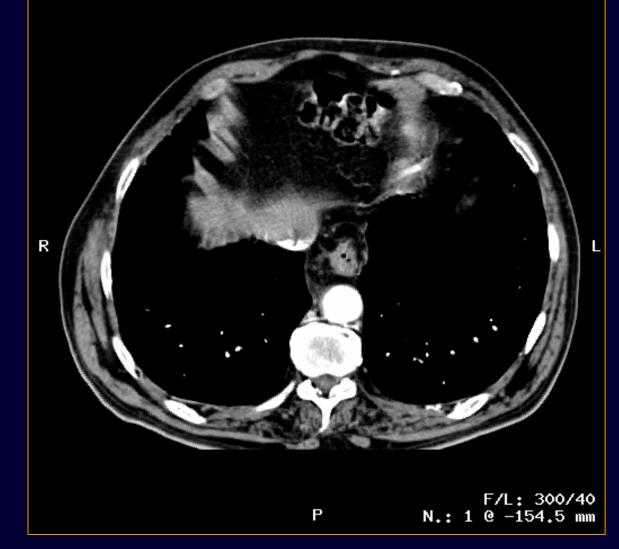
(spessore di strato 5 mm)



Angiografia TC periferica

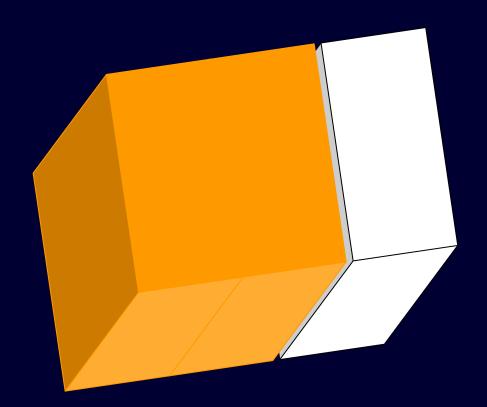


93 cm.
310 strati
3 mm. / strato
8 strati / sec.
acquisizione: 31 sec



A

Angiografia TC periferica

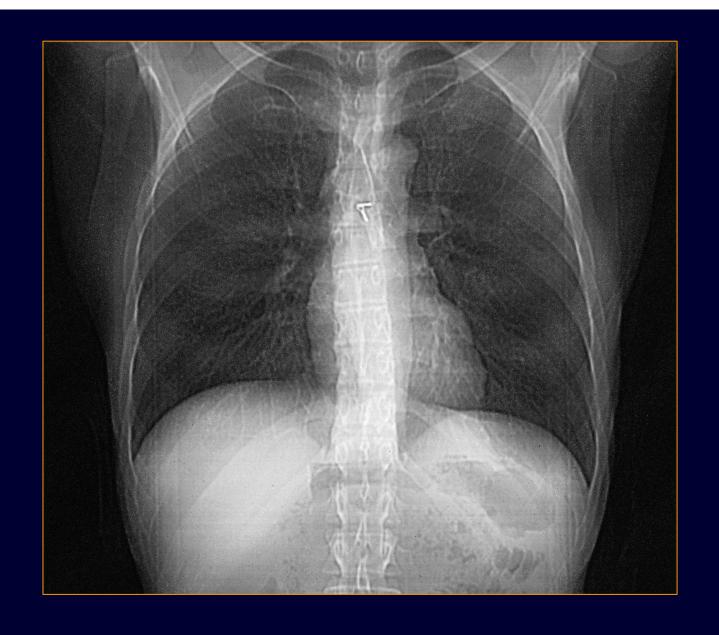


93 cm.310 strati

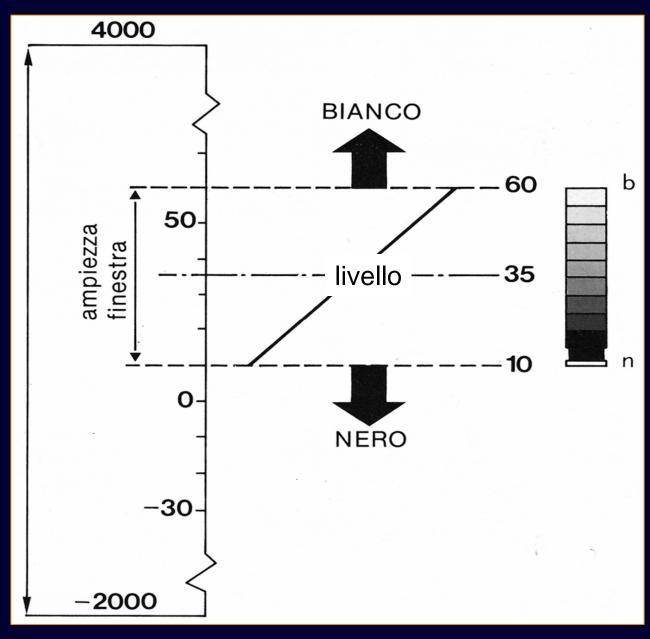
3 mm. / strato

8 strati / sec.

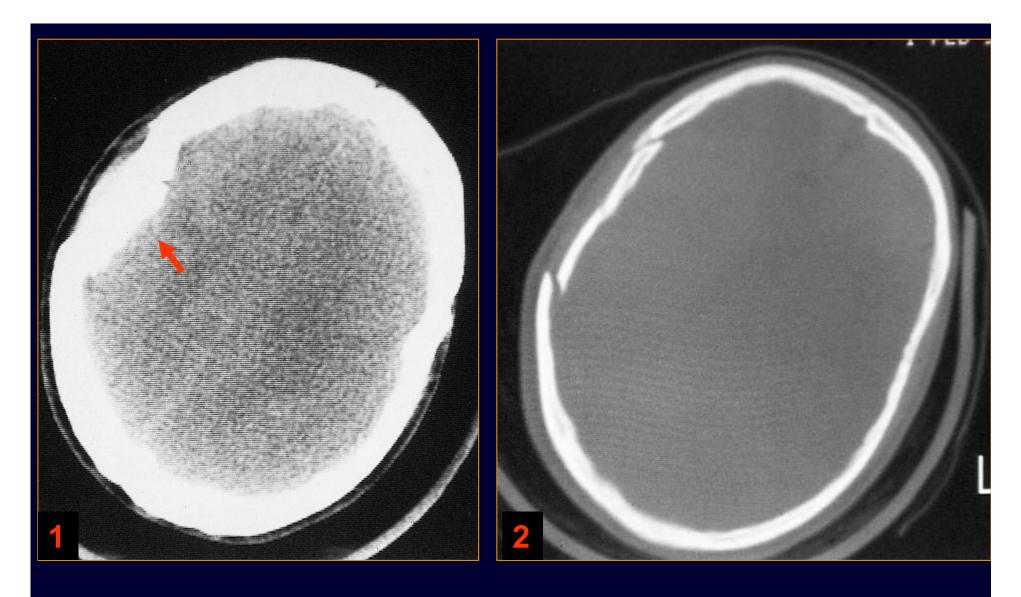
acquisizione: 31 sec



SCANOGRAFIA TC



SETTAGGIO DEI VALORI DI LIVELLO E FINESTRA DELLA SCALA DEI GRIGI IN TC



TC: ematoma epidurale (freccia) evidenziato con finestra per le parti molli (1) e frattura cranica evidenziata con frattura per l'osso (2)



Finestra per il parenchima polmonare

polmonite lobare superiore e media destra da S. pneumoniae

Finestra per il mediastino e parete toracica

empiema pleurico



POTENZIAMENTO CON MEZZO DI CONTRASTO

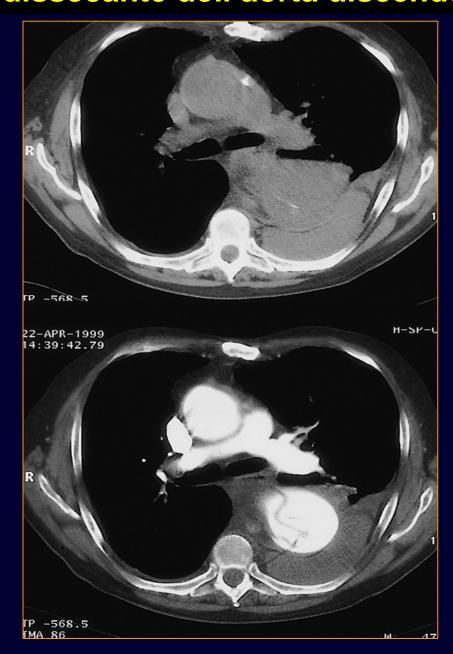
Iniezione endovenosa di mezzo di contrasto organo iodato:

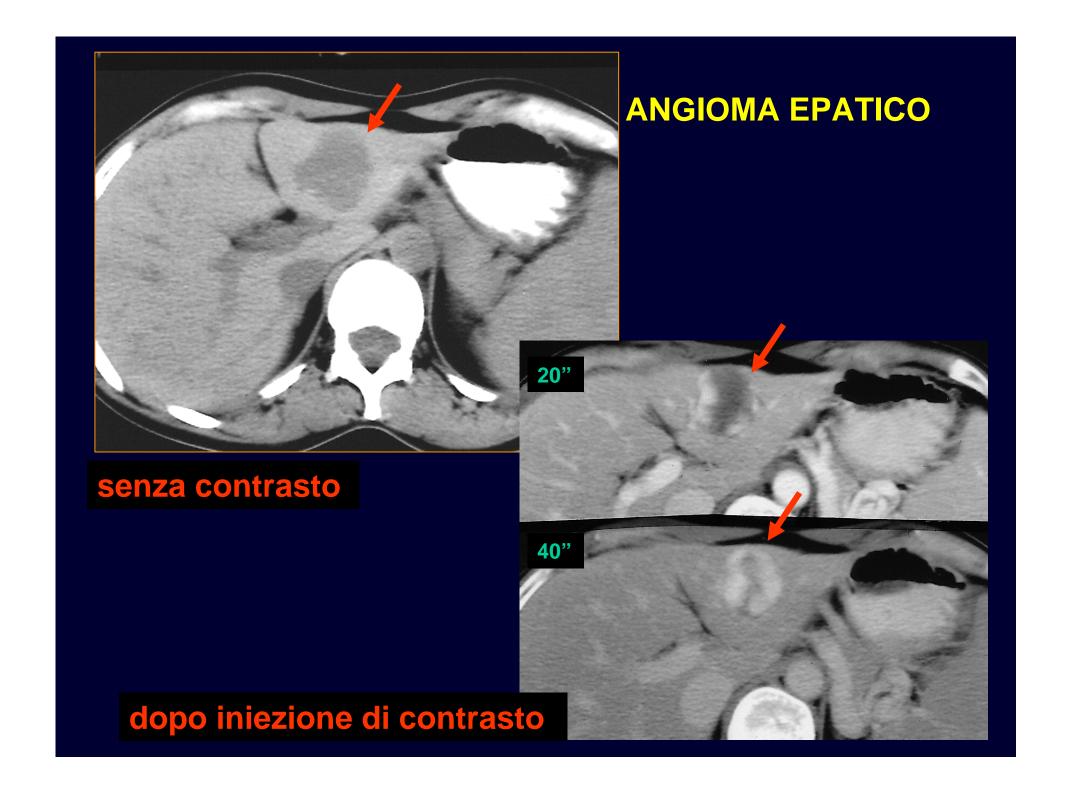
- quantità variabile in funzione del peso corporeo (1-3 cc/kg di peso)
- velocità variabile da infusione a goccia a 3-4
 cc/sec. a seconda
 - del tipo di esame
 - delle indicazioni cliniche
 - del tipo di apparecchiatura

Rottura di aneurisma dissecante dell'aorta discendente

senza contrasto

dopo contrasto





PRESENTAZIONE - ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI TC

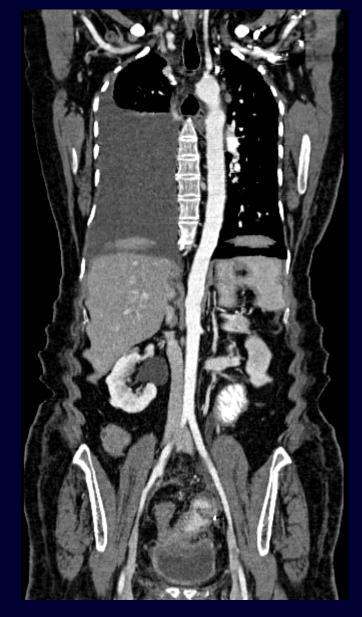
Presentazione bidimensionale strato per strato

Analisi planimetriche - MPR (Multi Planar Reformatting)

- 3 piani spaziali (trasversale, coronale, sagittale)
- piani obliqui
- piani irregolari (strutture anatomiche)

Analisi volumetriche

- MIP (Maximum Intensity Projection)
- Surface Rendering o SSD (Shaded Surface Display)
- Volume Rendering



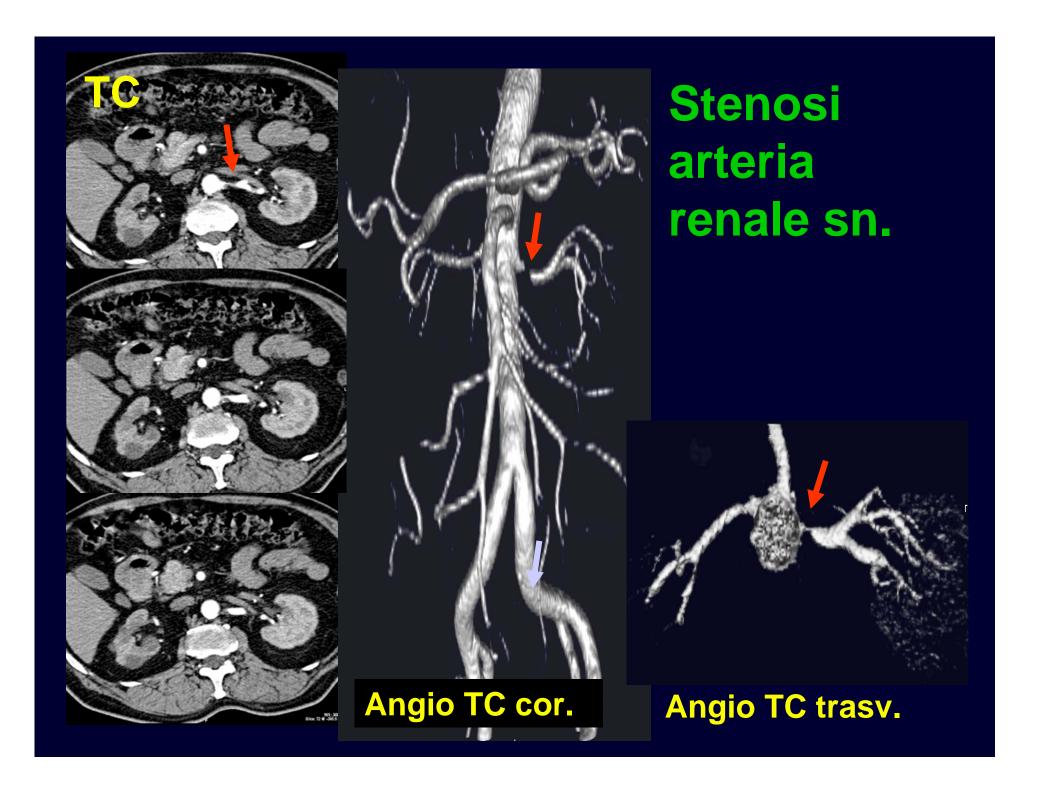


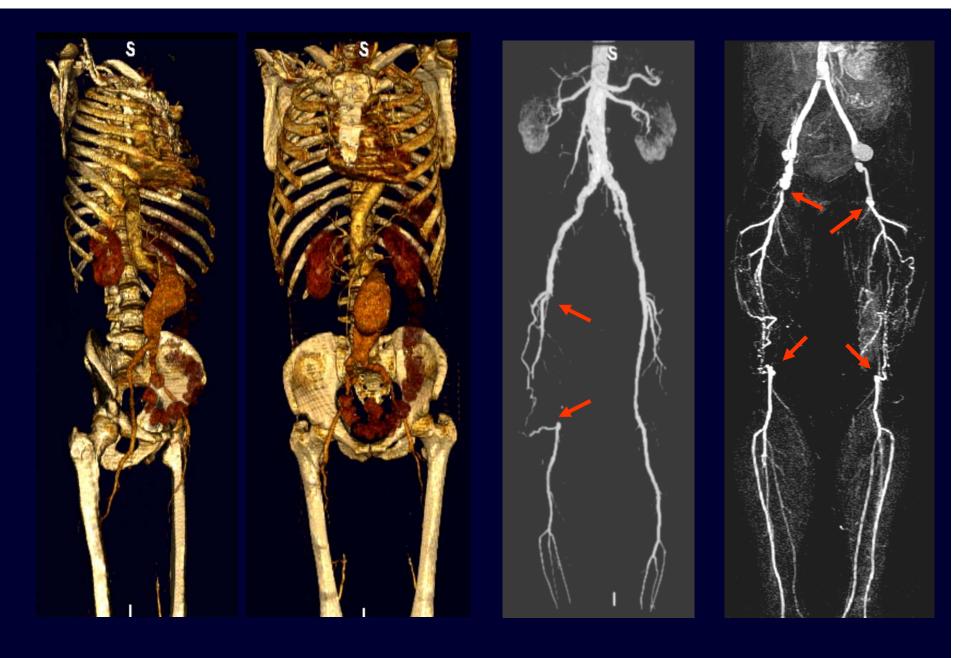


MPR coronale

MPR sagittale

sag. finestra osso



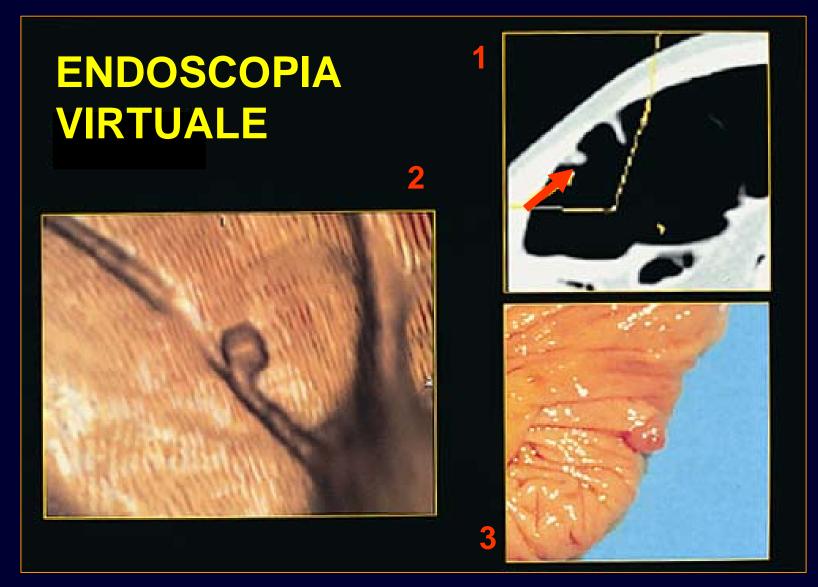


Volume rendering:aneurisma aorta

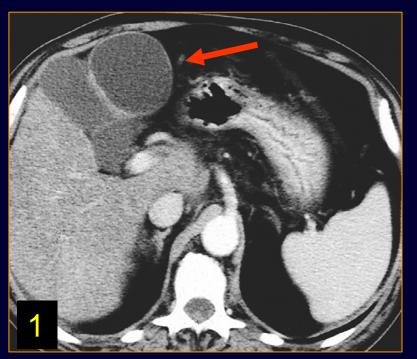
MIP: 2 casi di occlusioni arteriose



ANGIOGRAFIA TC, volume rendering: doppia stenosi della a. carotide interna



Piccolo polipo del colon sospettato alla TC (1), evidenziato alla colonscopia virtuale (2) e confermato all'intervento (3)







- 1. Lesione ipodensa (cisti displasica)
- 2. Lesione iperdensa (nodulo calcifico)
- 3. Lesioni miste (metastasi)

Parametri di Esposizione

Kilovolt

Milliampere

Tempo di scansione

Kilovolt

Compresi tra 120-140

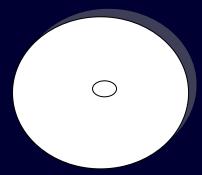
Variazione in caso di:

- -Miglioramento della qualità d'immagine (aumento dei fotoni rilevabili ma riduzione contrasto)
- TC quantitativa (a singola energia o a doppia energia)

Milliampere

Influenza sia la qualità dell'immagine che la dose al paziente

Aumentando i mA aumenta il numero di fotoni emessi e quindi il numero di fotoni rilevati e perciò diminuisce la rumorosità dell'immagine



In teoria su un fatntoccio con acqua distillata l'immagine dovrebbe essere perfettamente omogenea

In pratica si ottiene un immagine che presenta disomogeneità date dalla presenza di rumore che può essere analizzato attraverso l'analisi della regione d'interesse (ROI) che ci da il valore medio e la deviazione standard che è espressione del rumore Stutture ad Alto contrasto (es. Polmoni, Seni Paranasali): è sufficiente bassa dose di milliA per ottenere una buona qualità d'immagine





Stutture a basso contrasto (es. Encefalo, parenchimi addominali, dischi intervertebrali): è necessaria elevata dose di milliA per ottenere una buona qualità d'immagine





TEMPO DI SCANSIONE

Tempo maggiore = maggior numero fotoni emessi = maggior numero di fotoni rilevati = minore rumore

Tempo maggiore = maggiore artefatti da movimento

mA x tempo = K

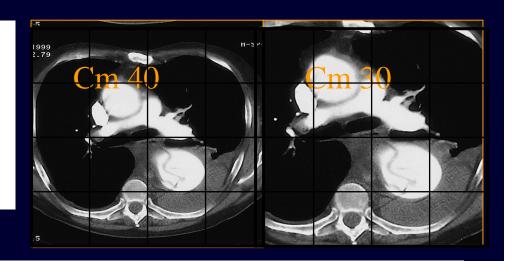
Tempo minore = aumento milliA = aumento carico al tubo

PARAMETRI GEOMETRICI:

- -FOV
- spessore di strato
- -Incremento degli strati
- pitch factor
- -Inclinazione dello strato

FOV (campo di scansione)

Corrisponde al diametro circolare della superficie acquisita



Deve essere giusto

Nè troppo ampio (ampia componente di aria che determina imprecisione dei valori densitometrici per la sua bassa densità)

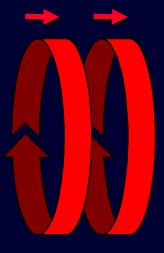
Nè troppo piccolo (determinerebbe artefatti nella zona più periferica detto shading in quanto il sistema presume che l'attenuazione dei fotoni venga determinata solo dai tessuti che sitrovano all'interno del campo ai quali vengono attribuiti valori densitometrici troppo elevati

Collimazione

Responsabile della qualità dell'immagine e della dose paziente

La scelta dipende dall estensione verticale della struttura

La riduzione dello spessore di metà determina un aumento del rumore del 40%

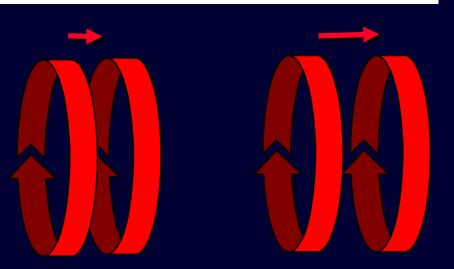


Incremento degli strati (o intervallo di scansione)

- . Corrisponde allo spostamento del lettino tra due scansioni successive
- . Indica la distanza tra il centro di uno strato e quello successivo

Gap indica la porzione non acquisita

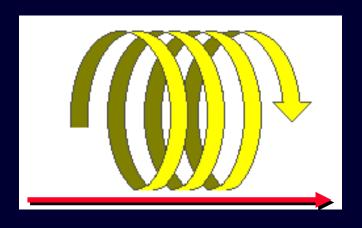
Overlap indica l'eventuale sovrapposizione





Pitch factor (tc spirale)

Indica il rapporto tra spostamento del tavolo e collimazione



Es. Collimazione 10 mm con pitch 1 lo spostamento sarà 10 mm con pitch 1,5 15mm..

Inclinazione dello strato (gantri tilt)

Dipende dall'inclinazione del gantry (20-30°)



Parametri di ricostruzione

Matrice

Campo di ricostruzione (FOV)

Filtro di ricostruzione

Possono modificare il modo nel quale i dati raccolti durante la scansione (dati grezzi o raw data) vengono elaborati dall'algoritmo di ricostruzione per generare l'immagine

I dati grezzi possono essere riutilizzati per nuove ricostruzioni richiedono però considerevole quantità di memoria e pertanto vengono cancellati automaticamente per raccoglire nuovi dati

MATRICE di acquisizione

256x256=65356 pixel

320x320

512x512

MATRICE di ricostruzione

512x512

1024x1024

I dati vengono ottenuti mediante processo di interpolazione

Campo di ricostruzione

Indica le dimensioni dell'area presa in considerazione dall'algoritmo di ricostruzione e determina assieme alla matrice le dimensioni del pixel

Può essere più piccolo del campo di acquisizione

Su alcuni apparecchi si parla di target factor (es.fattore 2 divide ricostruisce un campo della metà di quello acquisito)







Filtro di ricostruzione

Variano da apparecchio ad apparecchio

- . Risoluzione di contrasto *smooth 1,2,3*. in base al grado di riduzione delle alte frequene
- . Risoluzione spaziale edge 1,2,3.. In base al grado di amplificazione

Altri usano nomi specifici: Bone, detail, edge, standard, soft...

Es.Bone: alta risoluzione spaziale per l'osso(parenchima polmonare)

Parametri di visualizzazione

Rocca Petrosa = 3000 HU

Tessuti più densi=>0

Numero TC 0 = acqua

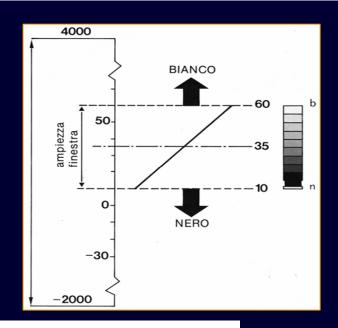
Tessuti meno densi=<0

Aria = -1000 HU

K=1000 Unità Hounsfiel (HU)

AMPIEZZA FINESTRA

Definisce quanti numeri TC vengono convertiti in livelli di grigio



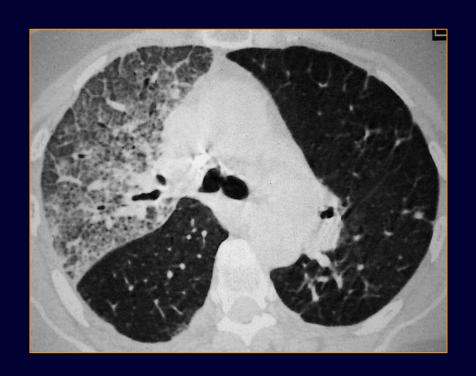
Livello

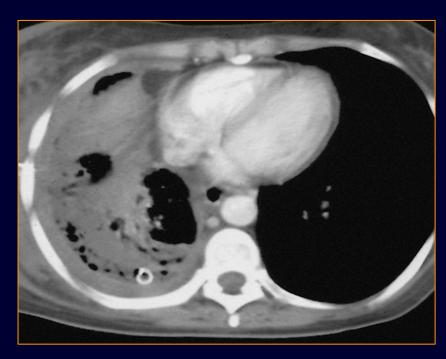
definisce il numero che si trova al centro dell'intervallo numerico

Encefalo (liquor 5HU, calcificazione 80 HU)

Ampiezza 100 Livello 40 HU

Il torace presenta densità comprese tra -1000 e 50 HU



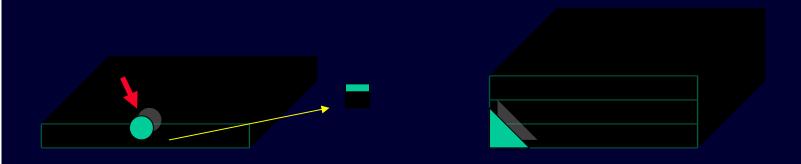


Finestre strette permettono di discriminare minime differenze di densità ma diventa più evidente il rumore di fondo

ARTEFATTI

Effetto di volume parziale

Si osserva quando due o più tessuti sono contenuti all'interno di un voxel



Artefatto da densità ambientale

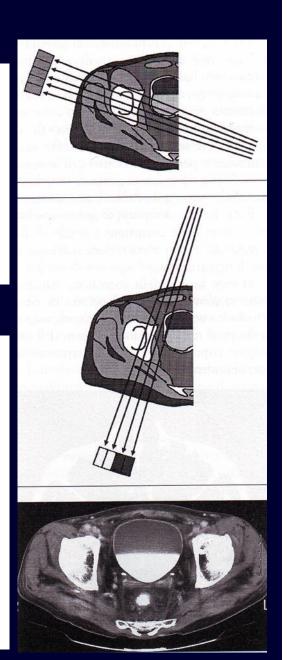
<u>ARTEFATTI</u>

Artefatti da gradienti di bordo

Si osserva quando nell'immagine sono presenti interfacce lineari che separano strutture ad elevato contrasto ed è caratterizzato da linee che si irradiano dall'interfaccia stessa

Dipende dall'attenuazione dei fotoni in corrispondenza dell'interfaccia.

Quando i fotoni attraversano perperdicolarmente l'interfaccia tutti subiscono un simile grado di attenuazione mentre quando i fotoni hanno un decorso parallelo all'interfaccia alcuni attraversano la struttura di alta densità vengono fortemente attenuat e viceversa con lettura a basso segnale per alcuni detettori ed alta per altri. Questo artefatto è minore nei sistemi con più detettori



ARTEFATTI

Da indurimento del fascio

Il fascio durante l'attraversamento del paziente subisce attenuazione nella sua componente ad enrgia inferiore con conseguente aumento dell'energia media del fascio (indurimento del fascio) con conseguente aumento della radiotrasparenza dei tessuti

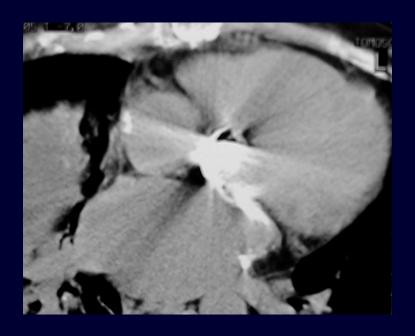
In assenza di correzioni si verificherebbe che ai pixel situati al centro dell'immagine TC verrebbe attribuito un valore più basso dando luogo all'artefatto da cupping

Esistono delle correzioni a livello di filtraggio del fascio e di algoritmo di ricostruzione



ARTEFATTI da metalli

Le strutture metalliche sono notevolmente dense ed assorbono i fotoni in modo elevato inducendo artefatti a stella





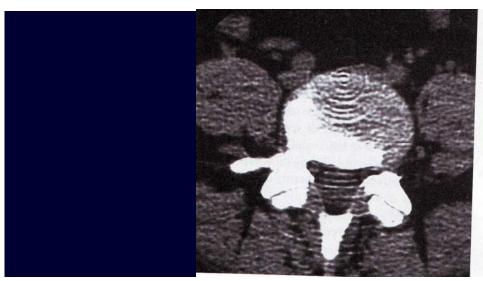
ARTEFATTO ad ANELLI

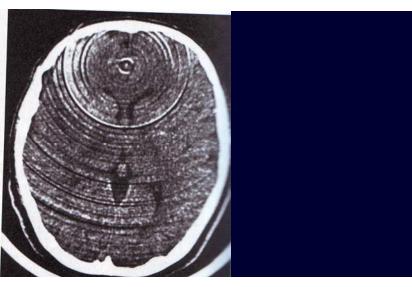
Si presenta negli apparecchi dove vi è contemporaneo movimento del tubo e dei detettori

Si verifica se vi è malfunzionamento di uno o più detettori

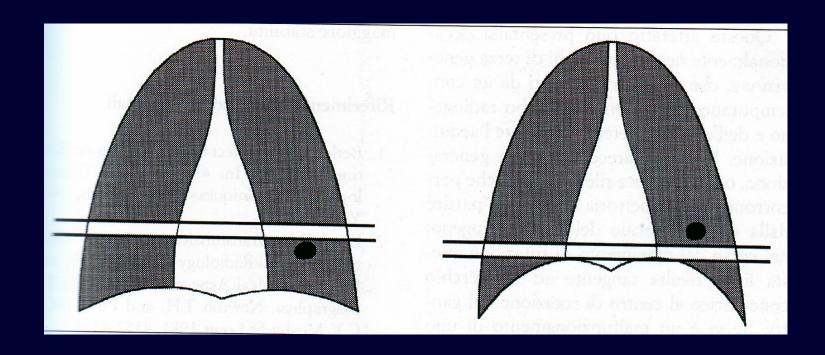
Nell'immagine si osserva un artefatto ad anello

Per evitare di incorrere a questo artefatto sono necessarie periodiche calibrazioni che in genere sono più frequenti negli apparecchi con detettori a scintillazione mentre gli apparecchi con detettori a gas richiedono meno calibrazioni





ARTEFATTI da misregistrazione



ARTEFATTI da movimento

Effective Doses

CT examination	Effective dose (mSv)	Radiographic examination	Effective dose (mSv)
Head	2	Skull	0.07
Chest	8	Chest PA	0.02
Abdomen	10-20	Abdomen	1.0
Pelvis	10-20	Pelvis	0.7
		Ba swallow	1.5
		Ba enema	7



Low-Dose CT



4 Year-Old

80 kVp 4x1mm 20mAs_{eff} 0.7 mGy

1 pixel thick MPR

Low-Dose CT

