

L'acquisizione delle immagini: Uso del contrasto, Passo, Controllo del respiro

T. Magli – M. Magli – E. D'Ettore – F. Boccuzzi

S.S.D. Radiologia Ospedale S.Giuseppe Moscati Taranto
Struttura Complessa di Radiologia Diagnostica ed Interventistica
Presidio Ospedaliero Centrale Taranto
Direttore Dott. Maurizio Resta.

Tratteremo in ordine:

- 1. Acquisizione delle immagini (Passo)**
- 2. Controllo del respiro**
- 3. Uso del mezzo di contrasto**

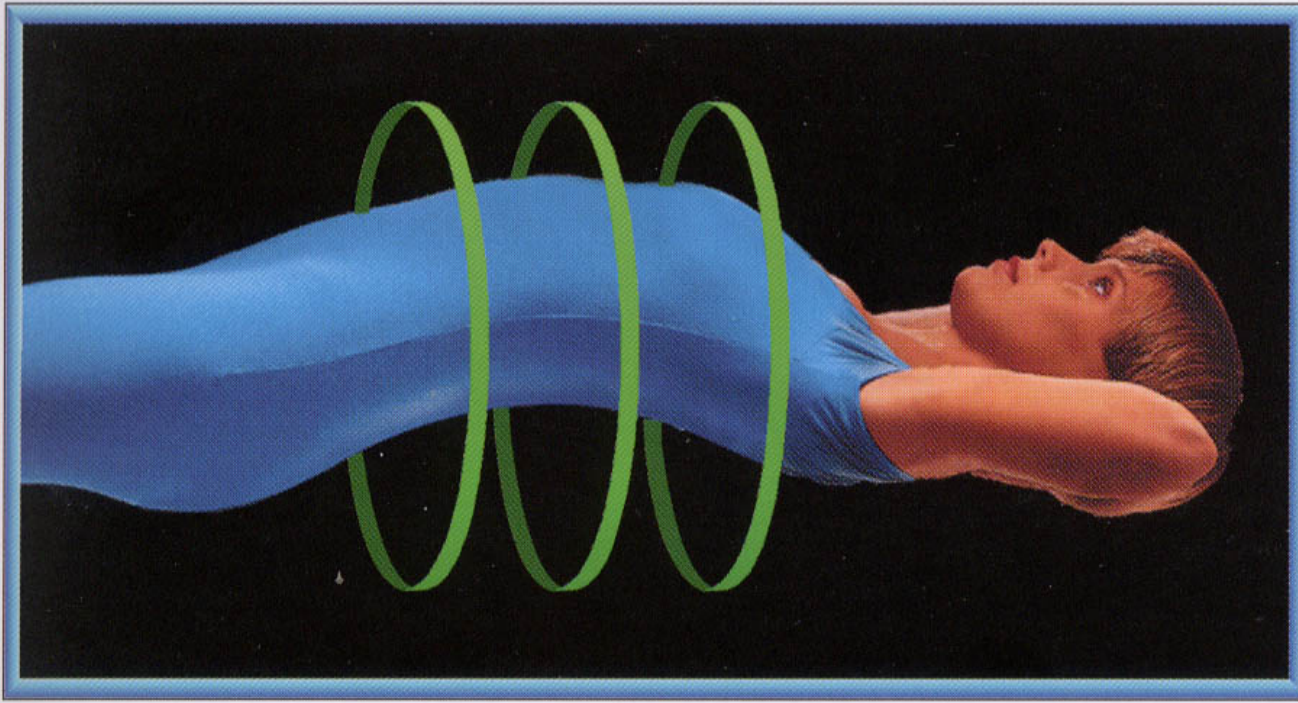
Acquisizione delle immagini

- Collimazione del fascio
- mAs , kV
- Tempo di rotazione
- Risoluzione
- Algoritmo di ricostruzione
- La matrice delle immagini
- I filtri (fattori di enhancement)

Acquisizione immagine

Tecnologia “Step-and-Shoot”

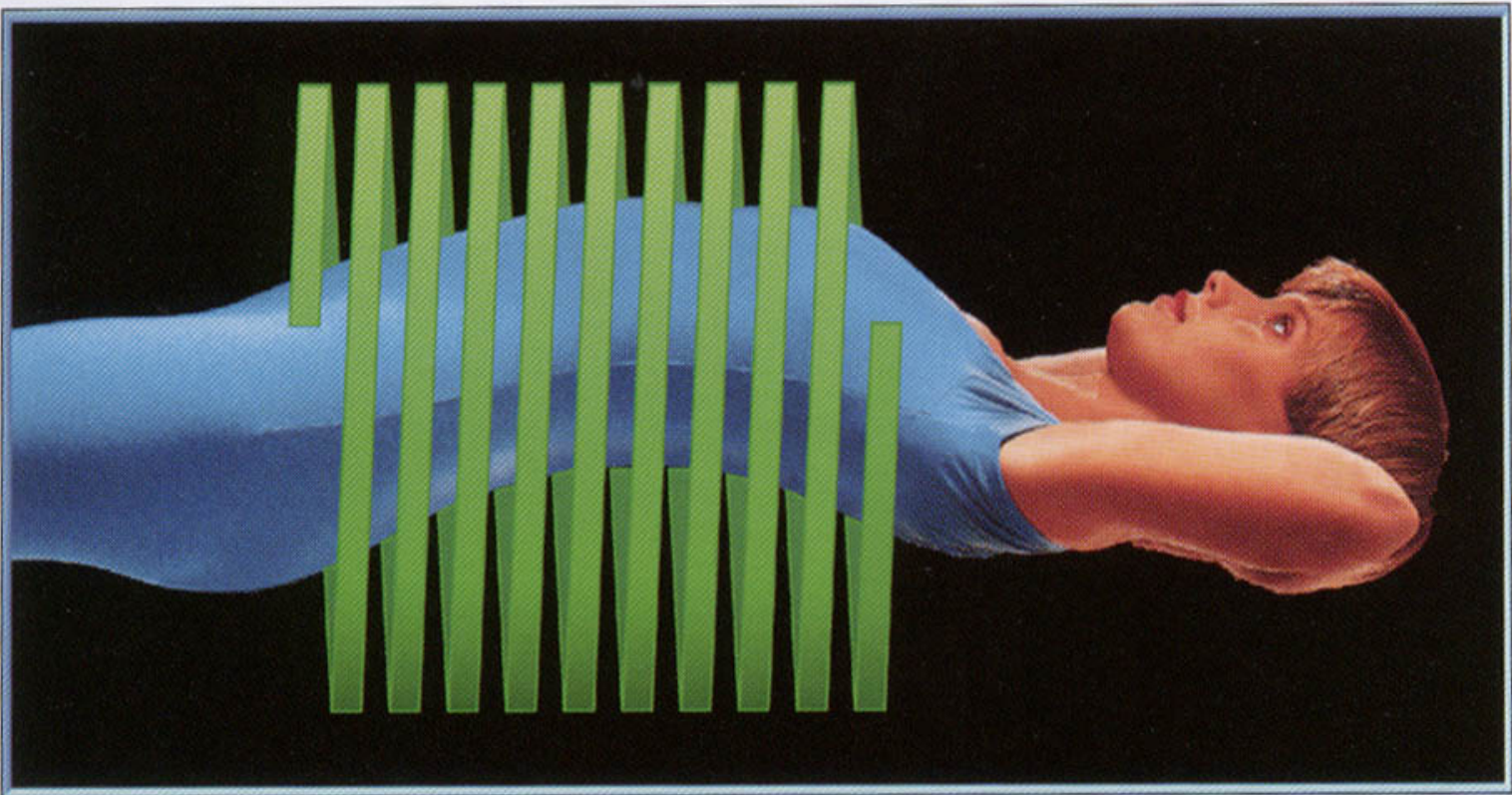
Figure 1-1. In conventional (nonspiral) CT, each individual cross-sectional image is acquired when the beam rotates around the stationary patient. After the data for that image is acquired the patient is advanced through the gantry into the next stationary position, and the next image is acquired.



Acquisizione immagine

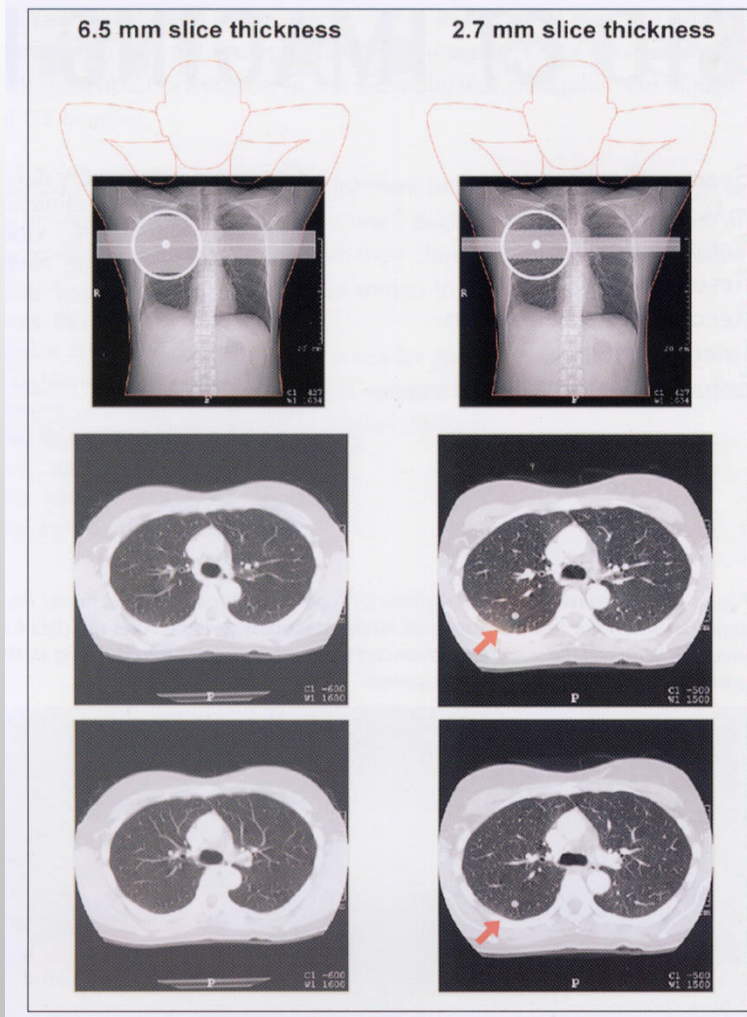
Tecnologia “Slip-ring”

Figure 2-1. Spiral CT. Continuous patient motion through the gantry combined with uninterrupted beam rotation leads to the spiral pattern of data acquisition.



Acquisizione immagine

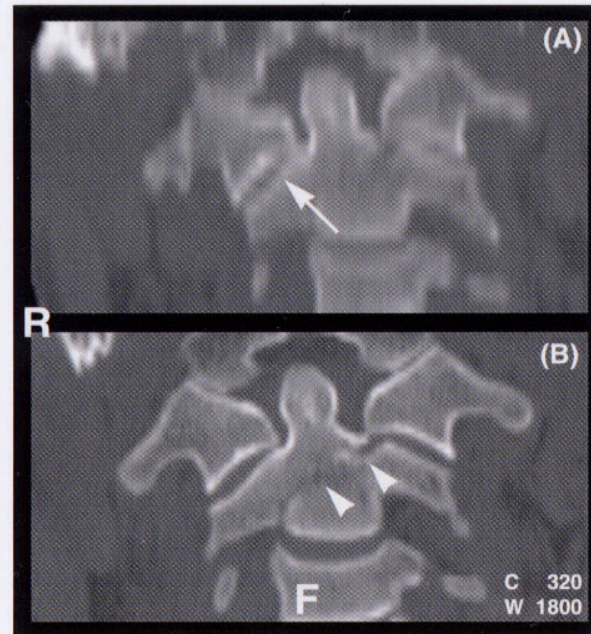
Collimazione del fascio



Acquisizione immagine

Collimazione del fascio

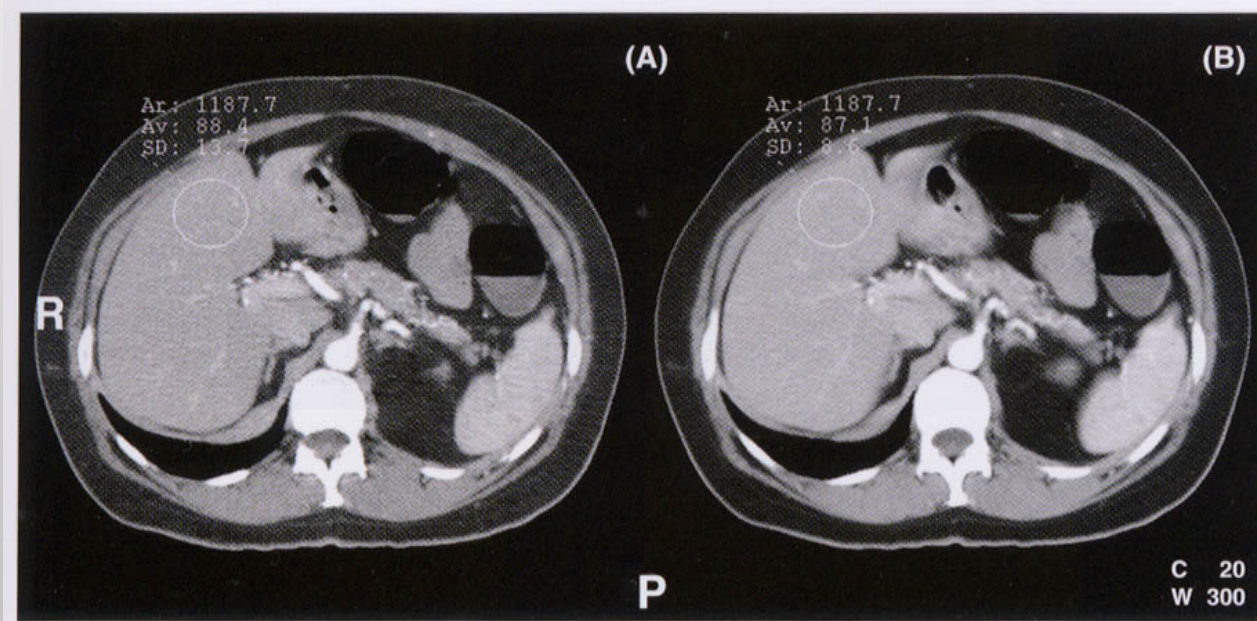
Figure 1-3. Coronal reformatted images generated from axial images of 2.5 mm thickness (A) possess greater stair-step artifact (arrow) than those generated from 1 mm thick axial images (B). The greater image detail afforded by the thinner collimation allows for better delineation of this C-2 fracture (arrowheads).



Acquisizione immagine

Collimazione del fascio

La collimazione del fascio e lo spessore di strato sono tra i fattori che determinano la quantità di rumore in un'immagine dal momento che essi definiscono il volume di un voxel e pertanto influenzano il numero di fotoni utilizzati per voxel nella generazione delle immagini.



A . Spessore di strato 3.2 mm

B. Spessore di strato 10.4 mm

Nota: Maggiore granulosità e rumore di A rispetto a B.

Acquisizione immagine

Collimazione del fascio

Vantaggi di una collimazione più sottile

- ✓ Aumento della risoluzione spaziale
- ✓ minor volume
- ✓ migliore ricostruzione tridimensionale e multiplanare
- ✓ minor numero di artefatti a striscia delle strutture ad alta densità

Acquisizione immagine

Collimazione del fascio

Svantaggi di una collimazione più sottile

- ✓ Aumento del rumore → diminuita risoluzione di contrasto
- ✓ Aumento del tempo di scansione
- ✓ Aumento del numero di slices → Aumento del tempo di ricostruzione delle immagini

Acquisizione immagine

mAs

I mAs sono direttamente correlati al numero di fotoni emessi in un fascio Rx e quindi inversamente proporzionali al rumore quantico.



Minor rumore nell'immagine C.

Maggior dettaglio nell'immagine D.

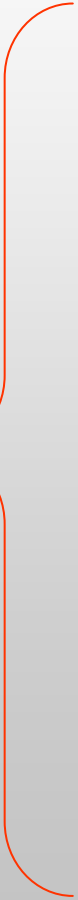
A e B: 100 mAs / C e D: 200 mAs

Acquisizione immagine

mAs

Scelta possibile
multislice CT MX8000

250 mAs



25
30
50
100
150
200
250
305

Acquisizione immagine

mAs

Vantaggi

- ✓ Aumento dei mAs → riduzione del rumore → Aumento della risoluzione di contrasto


Svantaggi

- ✓ Dose più elevata al paziente
- ✓ Maggiore riscaldamento all'anodo del tubo radiogeno

Acquisizione immagine kV

Scelta possibile
multislice CT MX8000

120 kV



90
120
140

Acquisizione immagine kV

Vantaggi

- ✓ Aumento dei kV → Diminuzione del rumore
- ✓ Aumento dei kV → Maggior penetrazione del fascio radiogeno

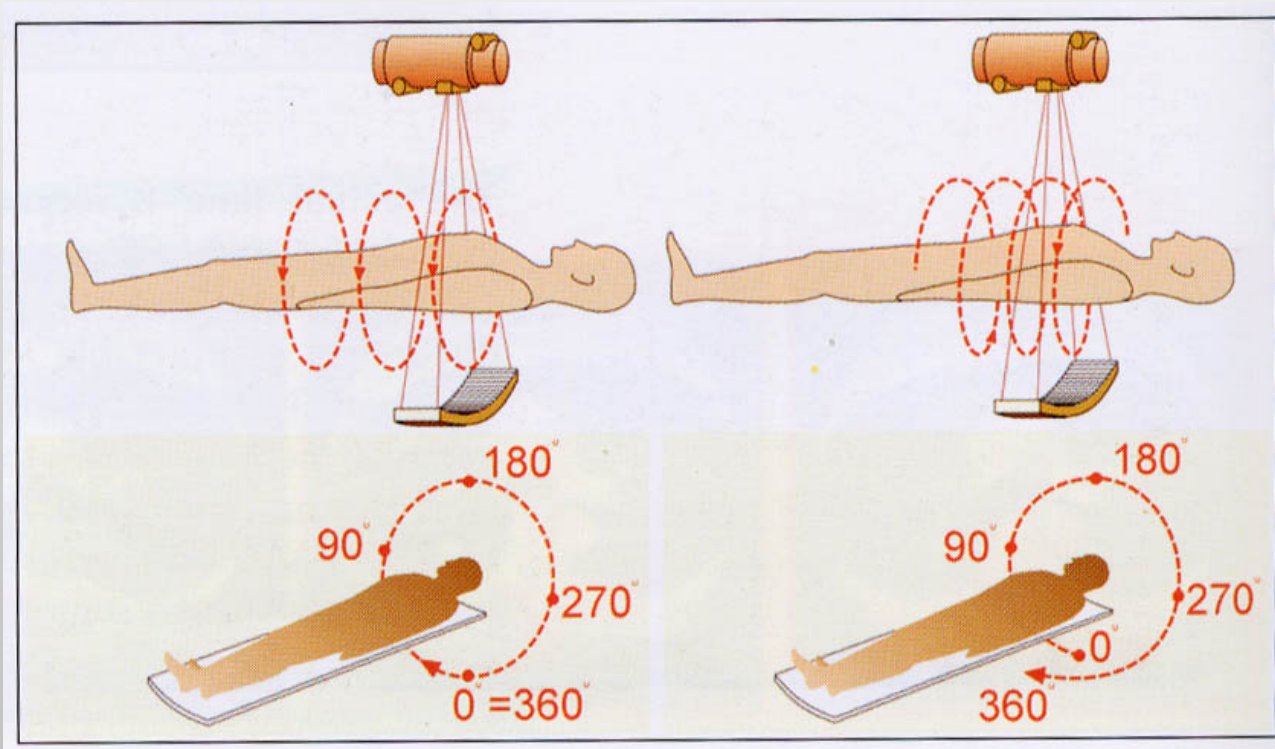
Svantaggi

- ✓ kV più alti → Dose al paziente maggiore
- ✓ kV più alti → Può ridurre la differenza di densità tra i vari tessuti

Acquisizione immagine

Tempo di rotazione

Definizione : Il tempo di rotazione è il tempo necessario al fascio radiogeno per completare una rotazione di 360°.

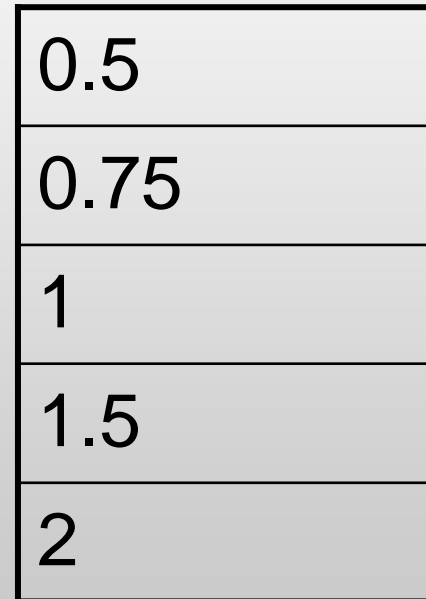


Acquisizione immagine

Tempo di rotazione

Scelta possibile
multislice CT MX8000

Rot time (sec.) 0.75



0.5
0.75
1
1.5
2

Acquisizione immagine

Tempo di rotazione

Vantaggi

- ✓ Tempo di rotazione più corto → Riduzione degli effetti del movimento del paziente
- ✓ Tempo di rotazione più lungo → Aumento di mAs → Riduzione del rumore → Risoluzione di contrasto maggiore

Acquisizione immagine

Risoluzione

In un parametro di scansione il termine “risoluzione” è correlato alla grandezza della macchia focale e alla collimazione secondaria.

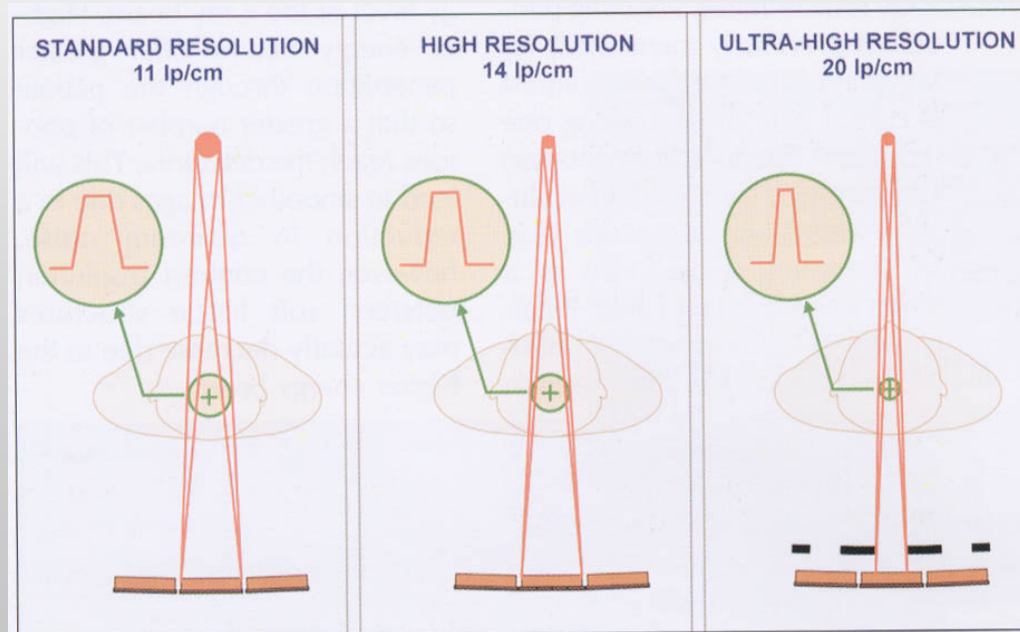


Figure 1-6. The standard resolution setting uses a large focal spot size. A small focal spot size is employed in the high resolution mode. In ultrahigh mode a collimator is introduced immediately in front of the detectors to achieve even higher resolution.

Acquisizione immagine

Risoluzione

Cambiamento risoluzione :

Vantaggi

- ✓ Standard → Alta → Altissima → Aumento della risoluzione spaziale.
- ✓ Cambiando i setting di risoluzione non si influenza la scansione, i tempi di ricostruzione, il tempo di trasferimento delle immagini, o lo spazio di archivio richiesto.

Svantaggi

- ✓ Alta → Altissima → Aumento rumore → Necessità di collimazione secondaria
- ✓ La risoluzione è un vero parametro di scansione. Non è possibile cambiare il setting della risoluzione dopo che la scansione è stata completata.

Acquisizione immagine

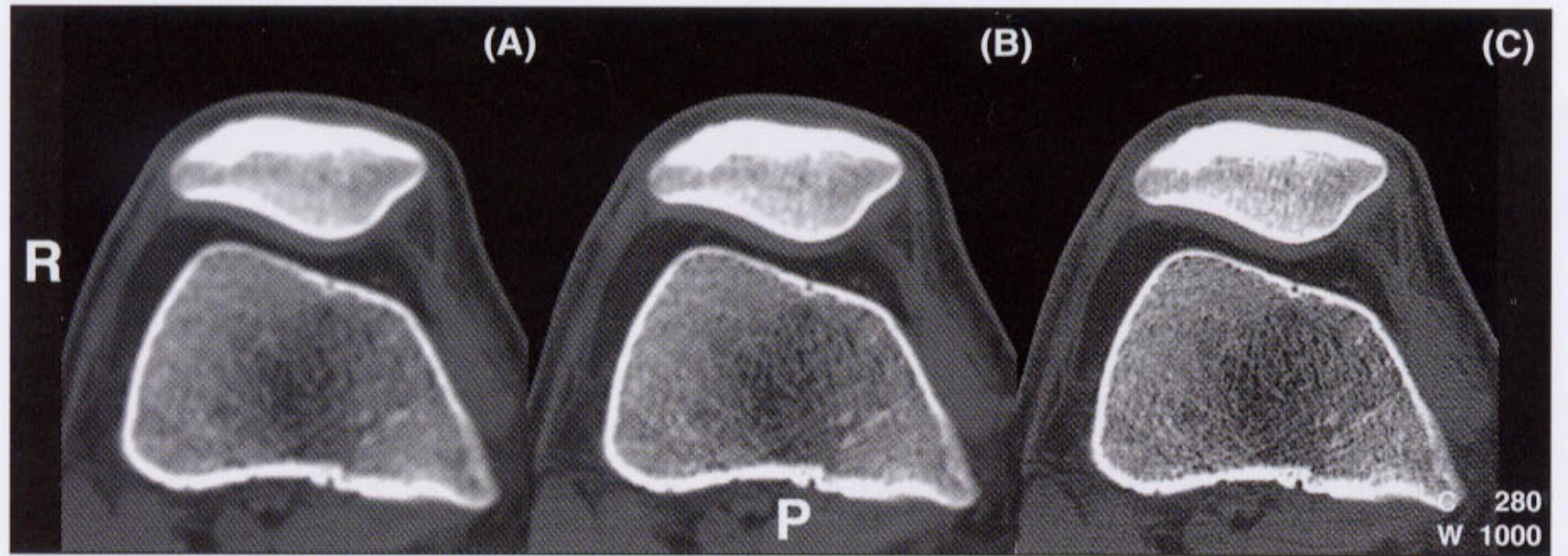
Risoluzione

Resolution : Standard

Standard
High
UltraHigh
UltraFast

Acquisizione immagine

Risoluzione



A → Standard

B → High

C → UltraHigh

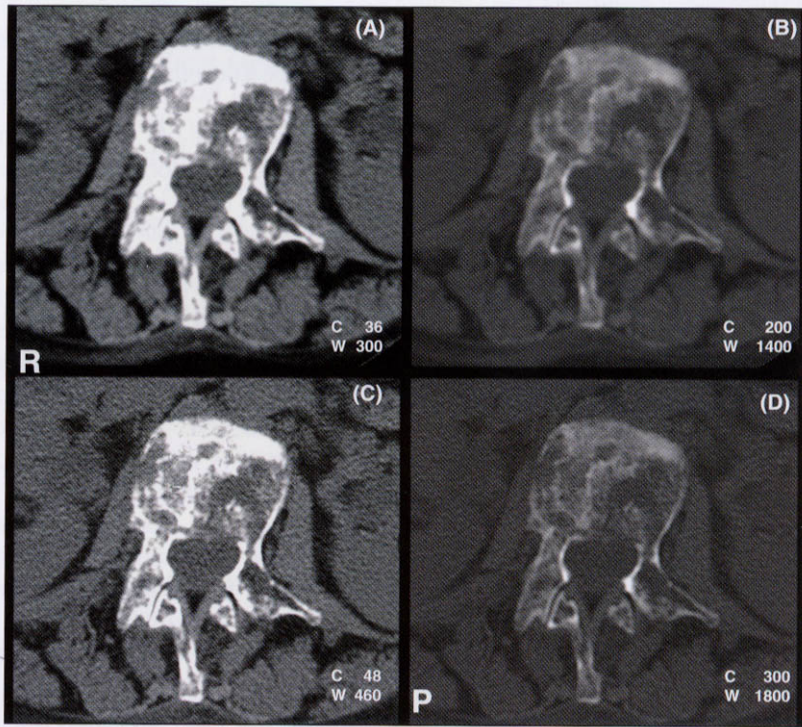
Acquisizione immagine

Filtro di ricostruzione (algoritmo)

Definizione : I filtri di algoritmo sono dei filtri matematici che permettono il processo di ricostruzione delle immagini dalla notevole mole di dati generati durante la rotazione di 360°

Acquisizione immagine

Filtro di ricostruzione (algoritmo)



A e B : Immagine processata con filtro per tessuti molli.

C e D : Immagine processata con filtro per l'osso.

C presenta maggiore rumore rispetto ad A.

D dimostra maggior dettaglio rispetto a B.

Acquisizione immagine

Filtro di ricostruzione (algoritmo)

Vantaggi

- ✓ Il dettaglio dell'immagine può essere adattata ad una parte del corpo o al tipo di tessuto.
- ✓ Differenti algoritmi non influenzano il tempo di ricostruzione dell'immagine
- ✓ Differenti algoritmi non portano differenze nel trasferimento dell'immagine alle WorkStation o all'archivio

Svantaggi

- ✓ Se differenti filtri multipli sono desiderati per un singolo studio il tempo totale di ricostruzione aumenterà.

Acquisizione immagine

Matrice delle immagini

La matrice delle immagini è correlata al numero dei pixel che forma la griglia delle immagini.

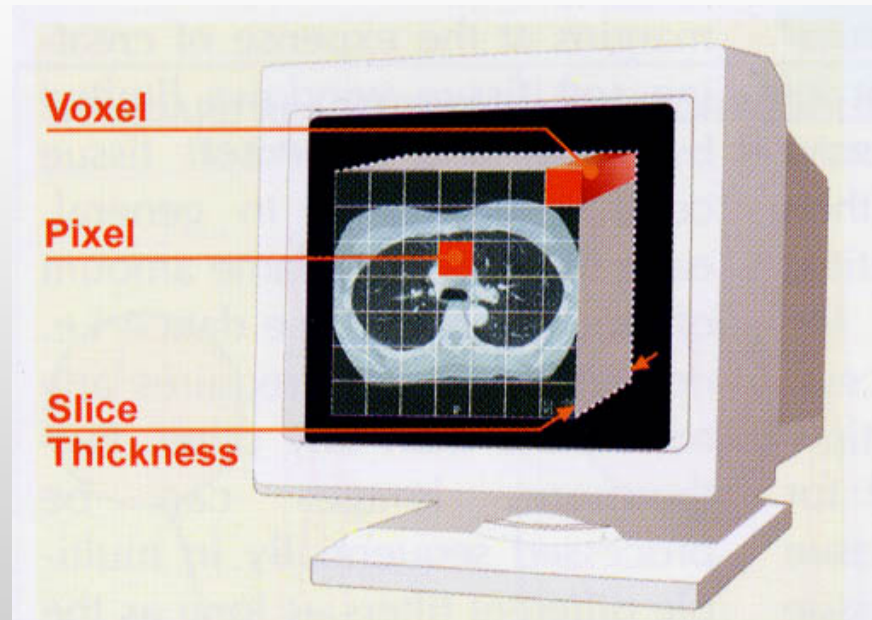


Figure 1-9.
This figure illustrates the relationship between the terms pixel, voxel, and slice thickness. Note that pixel defines a 2-dimensional area while voxel defines a 3-dimensional volume.

Acquisizione immagine

Matrice delle immagini

Scelta possibile
multislice CT MX8000

340x340
512x512
768x768
1024x1024

Acquisizione immagine

Matrice delle immagini

Vantaggi di una matrice variabile

- ✓ Si può adattare la grandezza del pixel → Ciò porta ad una ottimale risoluzione spaziale
- ✓ Usando per esempio una matrice 340x340 quando una risoluzione più alta non è necessaria si può diminuire il tempo di ricostruzione.

Svantaggi di una matrice più alta

- ✓ Aumento del tempo di ricostruzione.
- ✓ Aumento dello spazio necessario per archiviare (occupa più memoria).

Acquisizione immagine

Matrice delle immagini

Matrice di ricostruzione delle immagini raccomandata

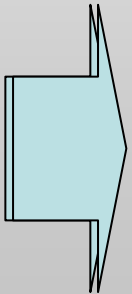
Scan Mode	Scan Fov (mm)	Risoluzione	Slice Thickness (mm)	Zoom	Matrice richiesta	Matrice usata
Std. Head (B filter)	250	Standard	5	1.2	300	340
Std. Body (B filter)	430	Standard	5	1.2	535	512
HR Lungs (C filter)	430	High	1	1.3	820	768
UHR IAC (D filter)	250	Ultrahigh	0.5	1	1000	1024

Acquisizione immagine

Fattore di Enhancement (filtri)

Definizione : Essi sono un'altra famiglia di filtri in dotazione nelle apparecchiature TAC.

Vantaggi :



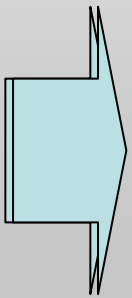
- ✓ Acuire od appianare le immagini
- ✓ Possono essere attuati prima e dopo la scansione o entrambi.

Acquisizione immagine

Fattore di Enhancement (filtri)

Definizione : Essi sono un'altra famiglia di filtri in dotazione nelle apparecchiature TAC.

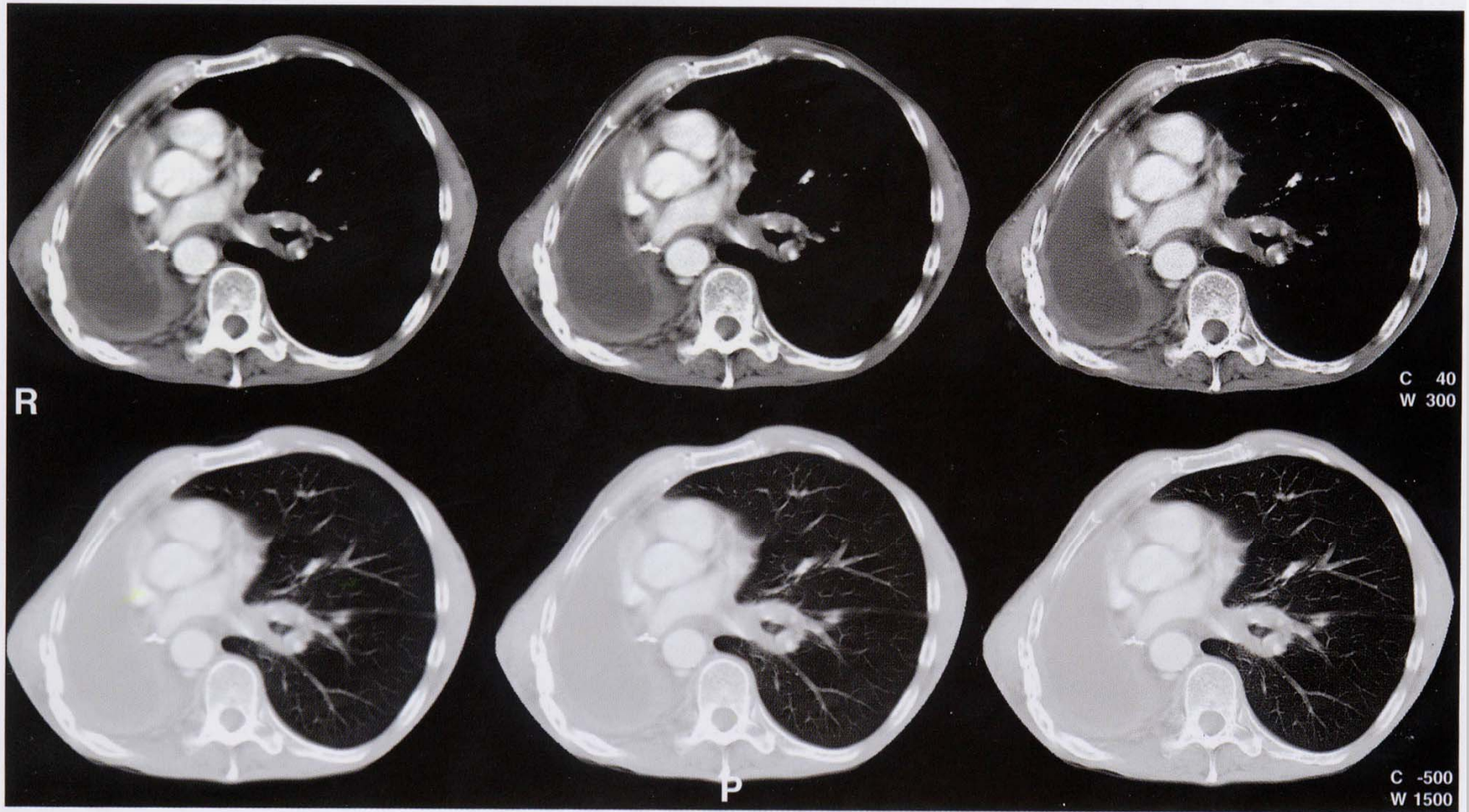
Svantaggi :



✓ Quando applicati come post-processing richiedono approssimativamente un secondo a immagine

Acquisizione immagine

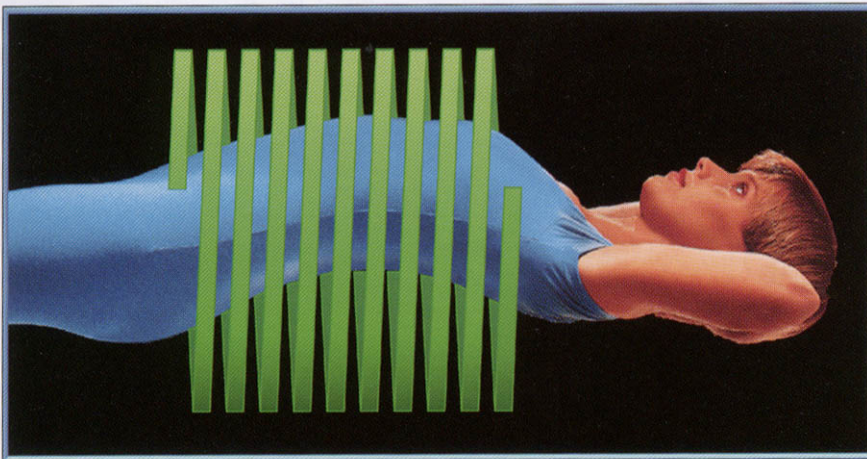
Fattore di Enhancement (filtri)



Acquisizione immagine

TAC Spirale

Figure 2-1. Spiral CT. Continuous patient motion through the gantry combined with uninterrupted beam rotation leads to the spiral pattern of data acquisition.



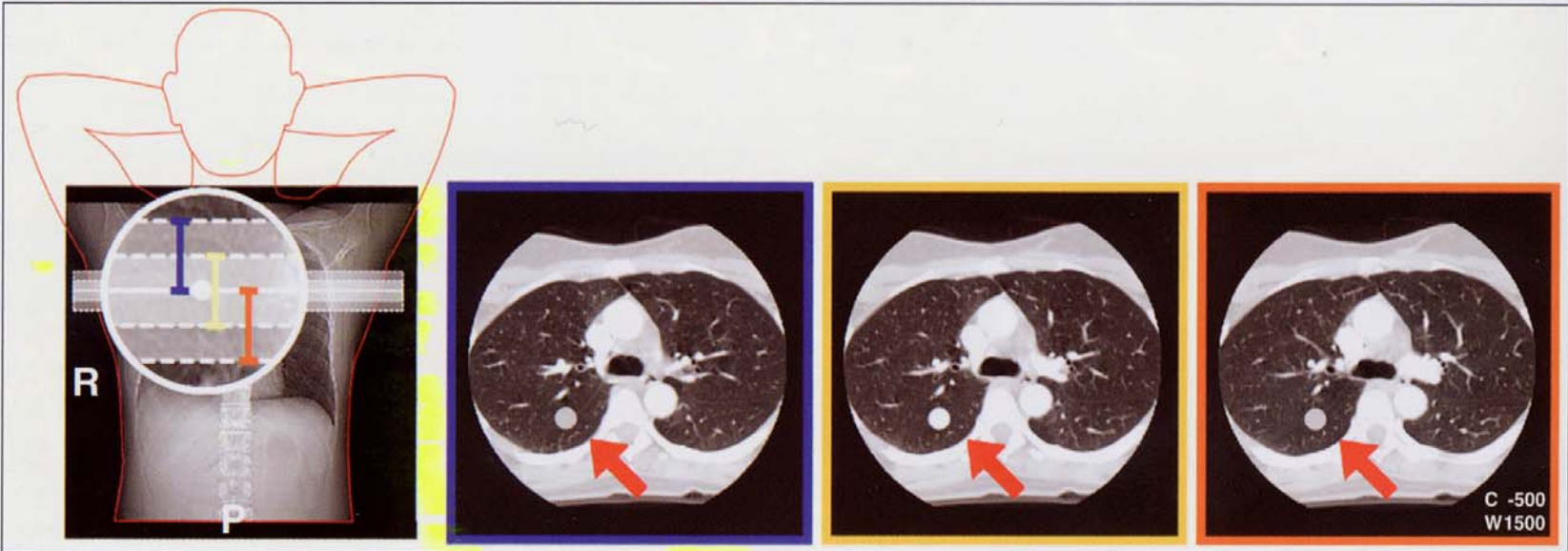
- ✓ Slice reconstruction increment
- ✓ Interpolation algorithm
- ✓ Pitch & effective slice thickness

Una volta che un volume di dati è acquisito durante una TAC spirale lo stesso volume può essere ricostruito in qualsiasi punto dello stesso.

Acquisizione immagine

TAC Spirale – Slice Reconstruction Increment

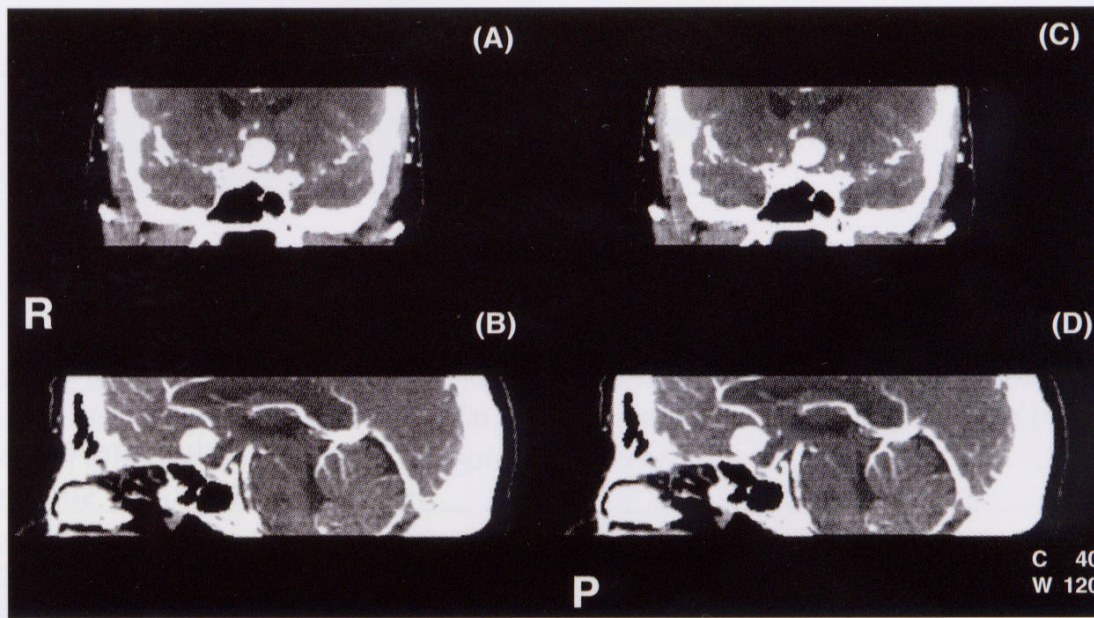
Vantaggio : La detezone dell'immagine è migliorata.



Acquisizione immagine

TAC Spirale – Slice Reconstruction Increment

Vantaggio : Migliore evidenziazione delle immagini ricostruite in MPR e 3D (dipende anche dallo spessore di strato di acquisizione)



A e B : 1mm di spessore di strato in acquisizione

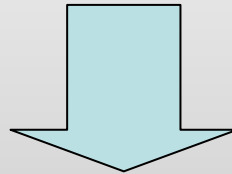
C e D : 3,2mm di spessore di strato in acquisizione

Acquisizione immagine

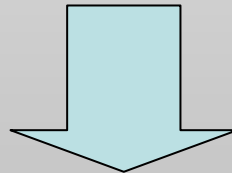
TAC Spirale – Slice Reconstruction Increment

Svantaggi

Diminuito incremento



Aumento del numero delle immagini



Tempo totale di ricostruzione delle immagini aumentato

Acquisizione immagine

TAC Spirale – Slice Reconstruction Increment

Relationship of Scan Length (volume)

Beam Collimation, and Slice Increment to Study Time

(assuming reconstruction time of 4 seconds per image)

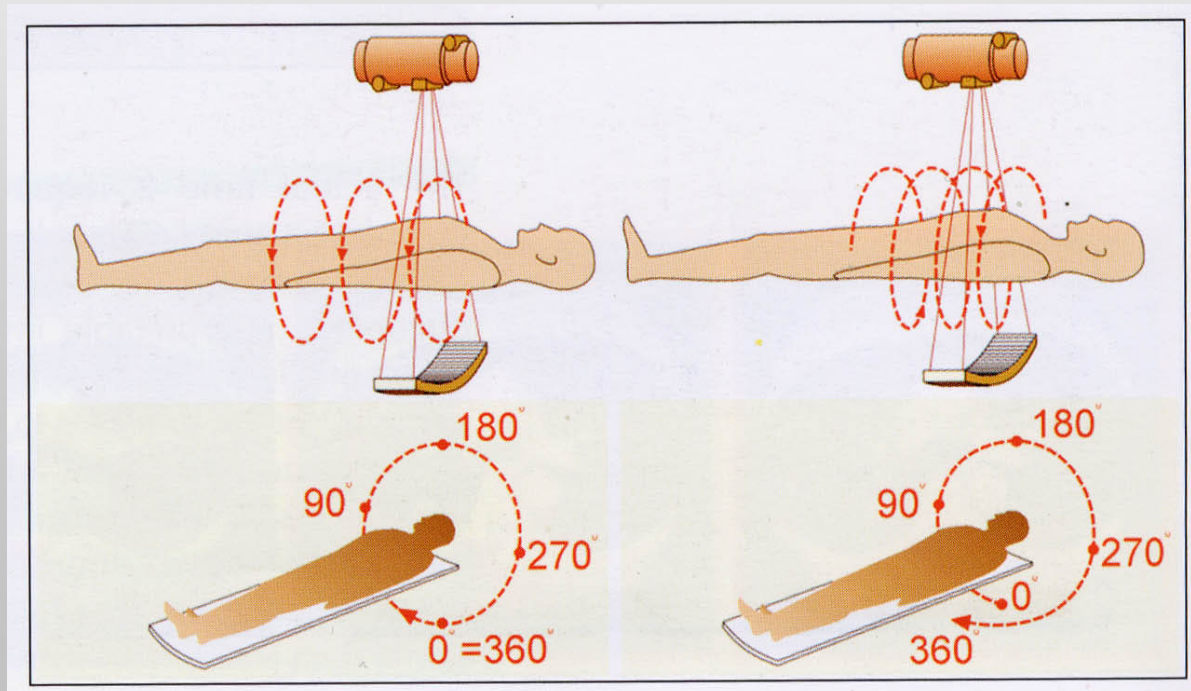
SCAN LENGTH	COLLIMATION	RECON INCREMENT	#SLICES	RECON TIME (4 SEC/IMAGE)
100 mm	5 mm	5 mm	20	80 sec
100 mm	5 mm	2.5 mm	40	160 sec
100 mm	1 mm	1 mm	100	400 sec

Acquisizione immagine

TAC Spirale – Interpolation Algorithm

Nell'acquisizione non spirale ogni rotazione a 360° finisce prima che venga acquisita un'altra fetta creando un discoide di set di dati.

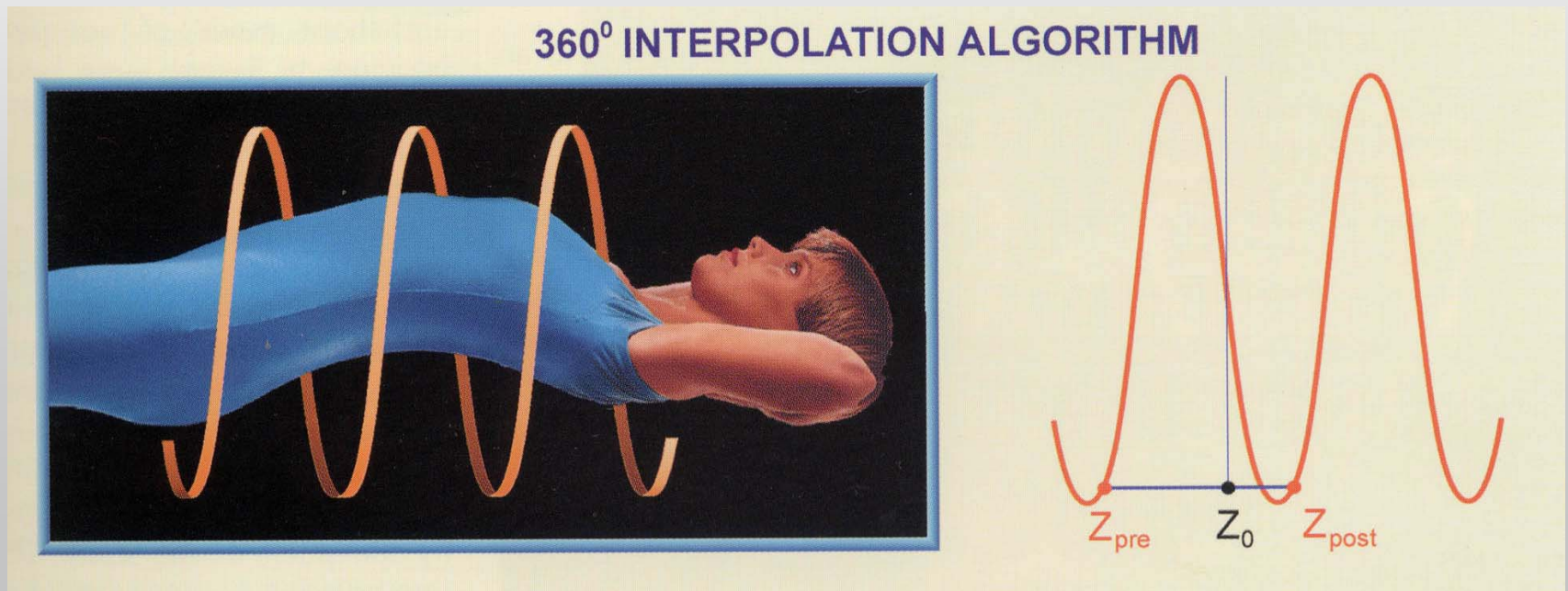
Nell'acquisizione spirale l' "end point" di una completa rotazione a 360° non è a lungo connesso con lo "start point" del movimento del paziente. Quindi non si crea un completo di set di dati.



Acquisizione immagine

TAC Spirale – Interpolation Algorithm

Quando viene utilizzato l'algoritmo di interpolazione a 360°, i dati acquisiti per rappresentare l'immagine in un punto sono tutti l'ossatura del paziente) separati da un ciclo completo.

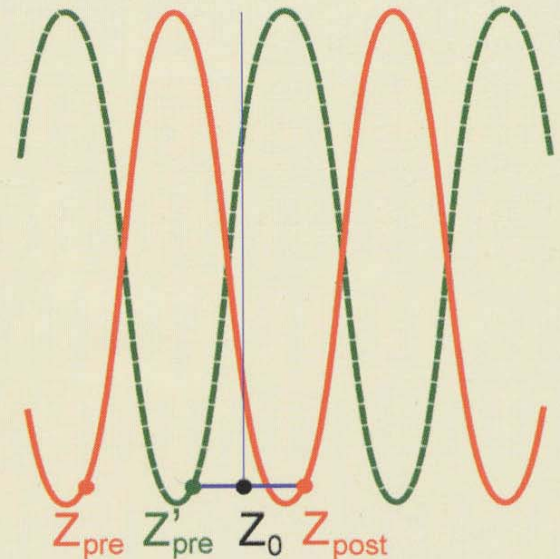
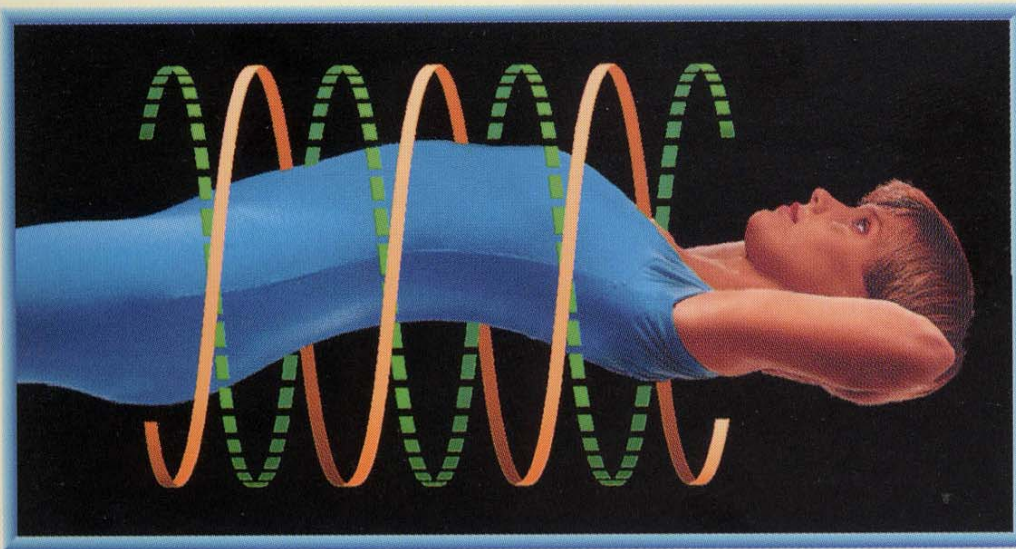


Acquisizione immagine

TAC Spirale – Interpolation Algorithm

Nell'interpolazione a 180° i dati sono collezionati da un punto nella spirale vera ed in un altro punto nella spirale riflessa di accompagnamento virtuale generata dal computer

180° INTERPOLATION ALGORITHM



Acquisizione immagine

TAC Spirale – Pitch

Definizione : E' il rapporto in TAC spirale, tra l'avanzamento del paziente (tavolo) per 360° di rotazione del gantry diviso la collimazione del fascio.

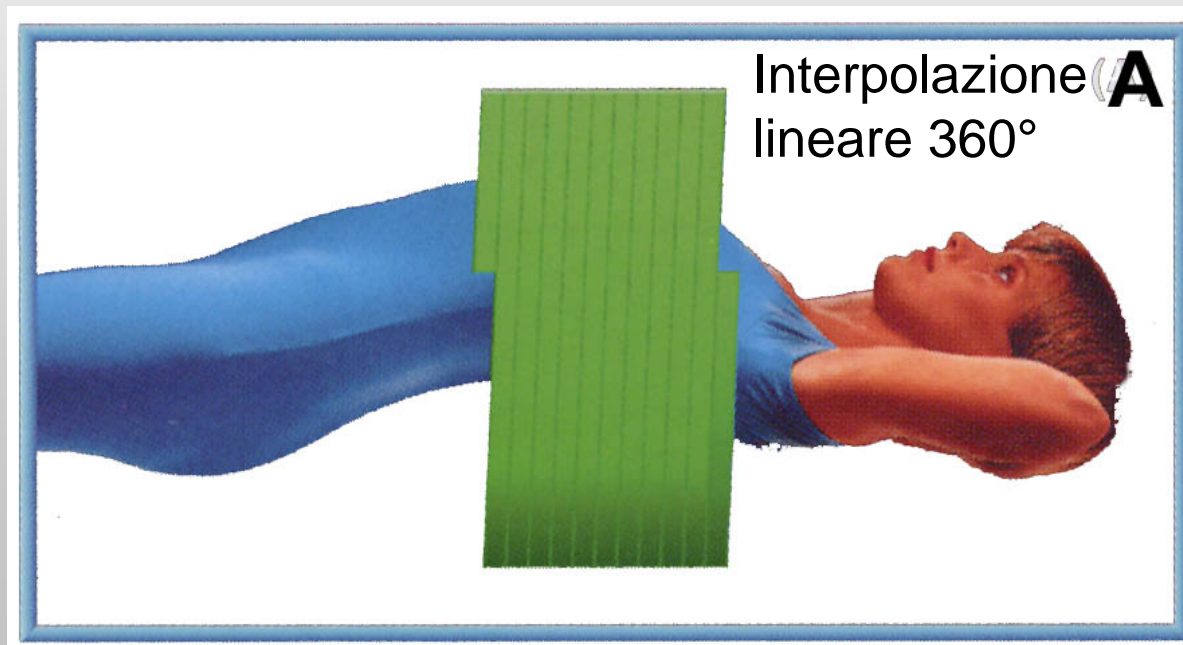
$$\text{Pitch} = \frac{\text{Patient (table) advancement per } 360^\circ \text{ gantry rotation}}{\text{Beam Collimation}}$$

Acquisizione immagine

TAC Spirale – Pitch

Pitch: Avanz. del paziente (tavolo) 5mmsec X 360 ° rotation time (1 sec) = 1

Collimazione del fascio (5mm)

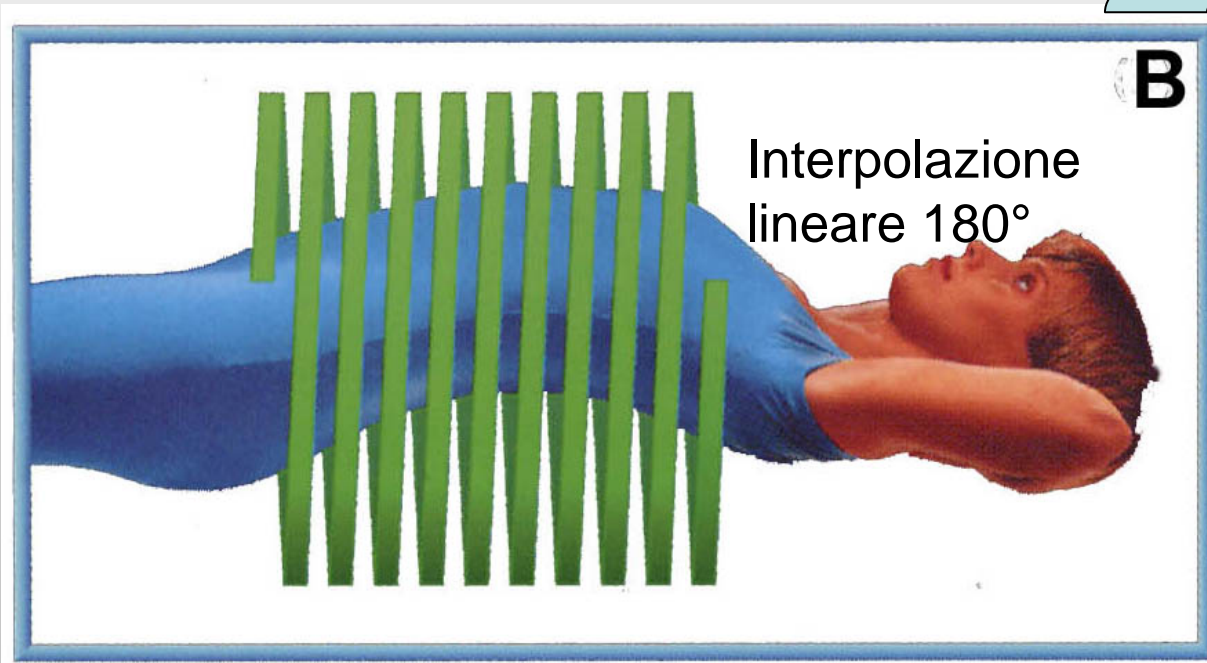


Acquisizione immagine

TAC Spirale – Pitch

Pitch: Avanz. del paziente (tavolo) 10mmsec X 360 ° rotation time (1 sec) = 2

Collimazione del fascio (5mm)



Diminuzione della dose

Riduzione tempo di scansione dovuto all'aumento della velocità del paziente (tavolo) attraverso il gantry

L'interpolazione lineare a 180° con Pitch=2 riduce la distorsione delle immagini lungo l'asse Z del paziente

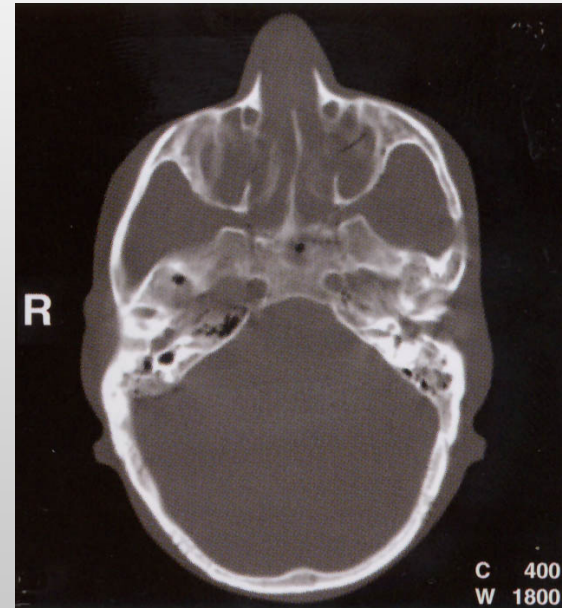
Acquisizione immagine

TAC Spirale – Pitch

Pitch = 1
Li = 360°



Pitch = 2
Li = 180°

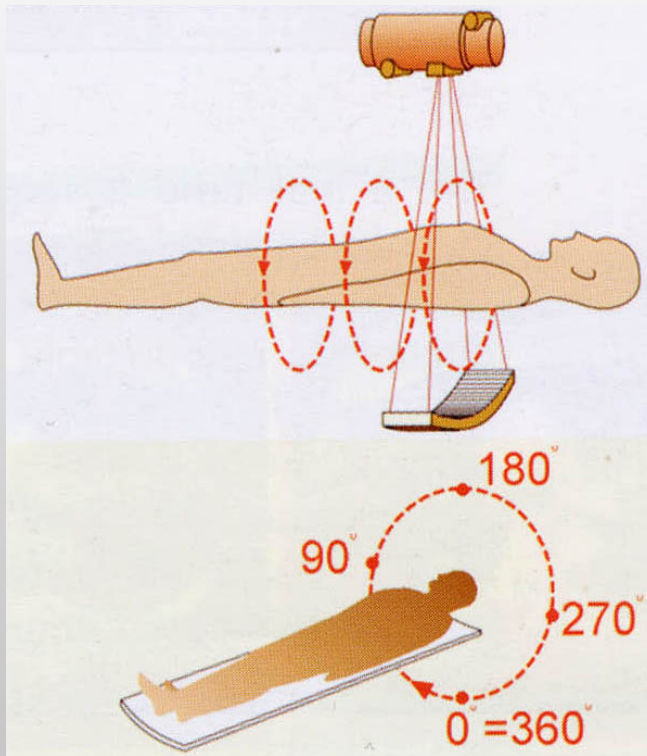


A parità degli altri parametri non vi è sostanziale differenza nel dettaglio e nel rumore dell'immagine.

Acquisizione immagine

TAC Convenzionale – Spessore di strato

Tecnologia Step & Shoot

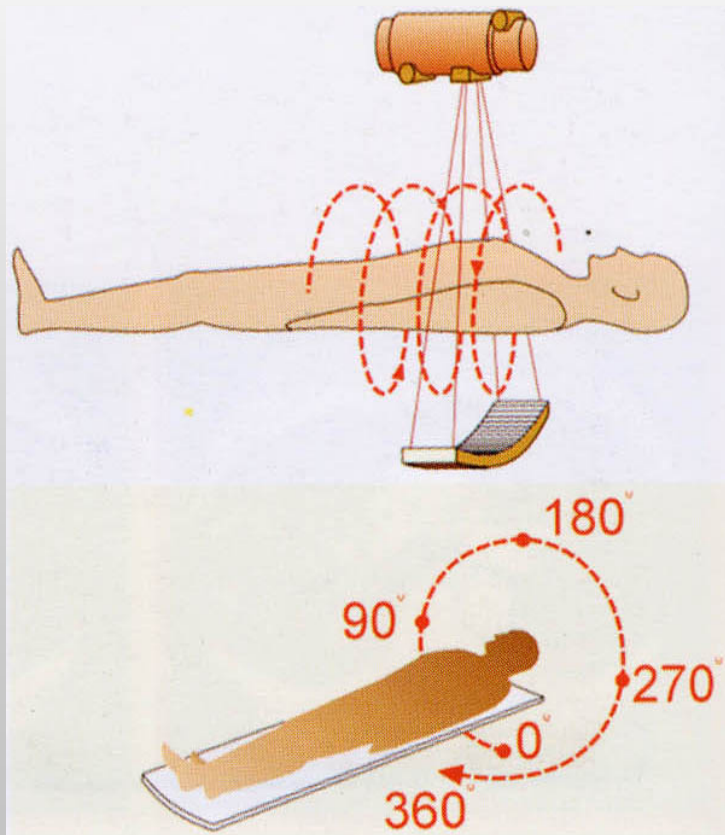


Con collimazione del fascio ad es. di 5mm si otterrà che lo spessore di strato del paziente attraversato dagli RX sarà di 5mm

Acquisizione immagine

TAC Spirale – Spessore di strato effettivo

Tecnologia Slip-Ring



Con questa tecnologia durante la rotazione del tubo a 360° dato il movimento del paziente contemporaneo all'aumentare del Pitch essendo più veloce il movimento del fascio di 5 mm si avrà ad es. spessore di strato attraversato del paziente di 6.5 mm (effettivo spessore di strato)

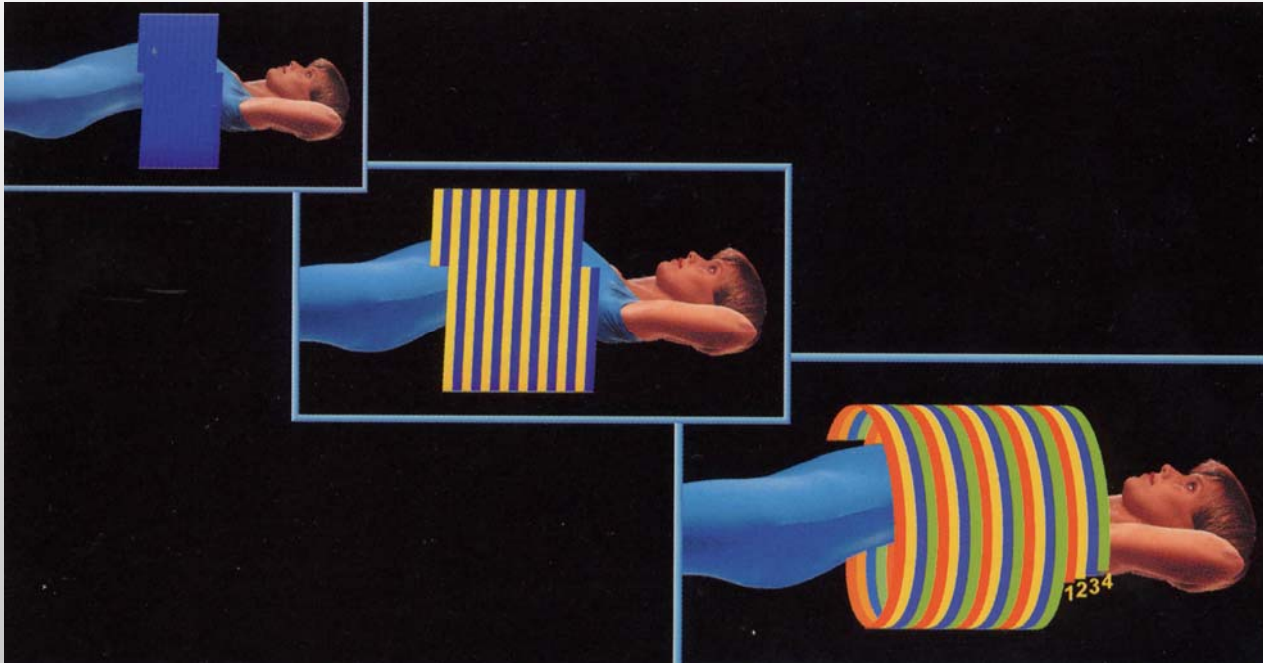
Acquisizione immagine

TAC Spirale – Spessore di strato effettivo

Relationship between Pitch, effective slice thickness, and noise for a beam collimation of 1 mm

Pitch/Interpolation	Effective Slice Thickness	Relative Noise
Pitch 1 360° interpolation	1.3 mm	1.0
Pitch 1 180° interpolation	1.0 mm	1.4
Pitch 1.5 360° interpolation	1.8 mm	1.0
Pitch 1.5 180° interpolation	1.1 mm	1.4

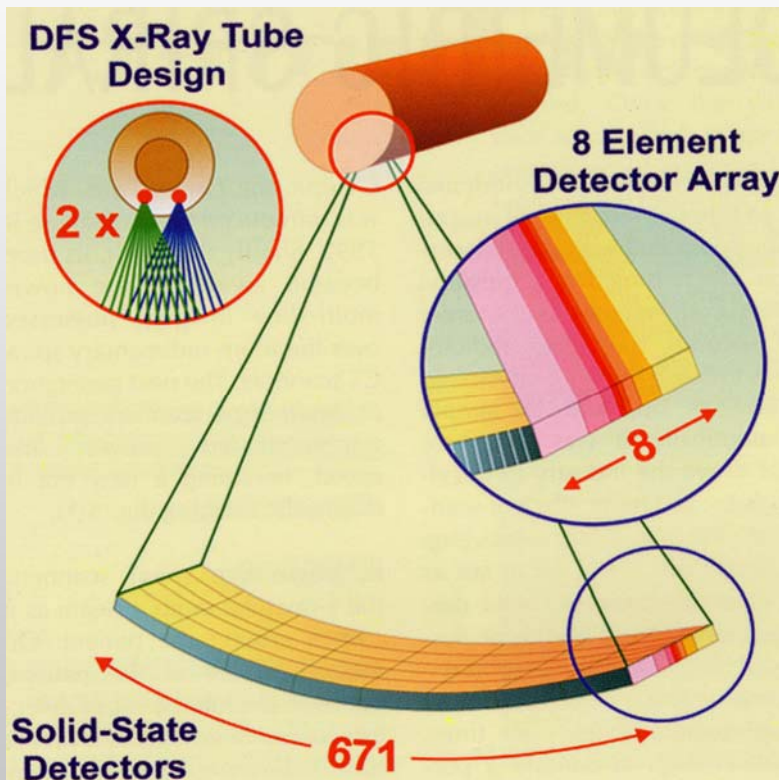
Acquisizione immagine MULTI-SLICE CT



- ✓ Pitch
- ✓ Tempo di rotazione e rate di acquisizione degli slice
- ✓ Gap tra i detettori e efficienza di dose
- ✓ Vantaggi di risoluzione, velocità, volume e potenza

Acquisizione immagine

MULTI-SLICE CT - Pitch



PITCH

$$\text{Pitch} = \frac{\text{Table increment per gantry rotation (mm)}}{\text{Beam collimation* (mm)}}$$

* *Single-slice scanner:*

Beam collimation = slice thickness

* *Multi-slice scanner:*

Beam collimation \neq slice thickness

Acquisizione immagine

MULTI-SLICE CT – Tempo di rotazione e Rate di acquisizione degli slice

Definizione di Tempo di Rotazione : Tempo di rotazione necessario al fascio radiogeno per completare una rotazione di 360°

Negli scanner multi-slice il tempo di rotazione può essere ridotto a valori al di sotto di 0.5 sec donde la necessità della definizione di *rate di acquisizione degli slice*

Acquisizione immagine

MULTI-SLICE CT – Tempo di rotazione e Rate di acquisizione degli slice

ROTATION TIME & SLICE ACQUISITION RATE

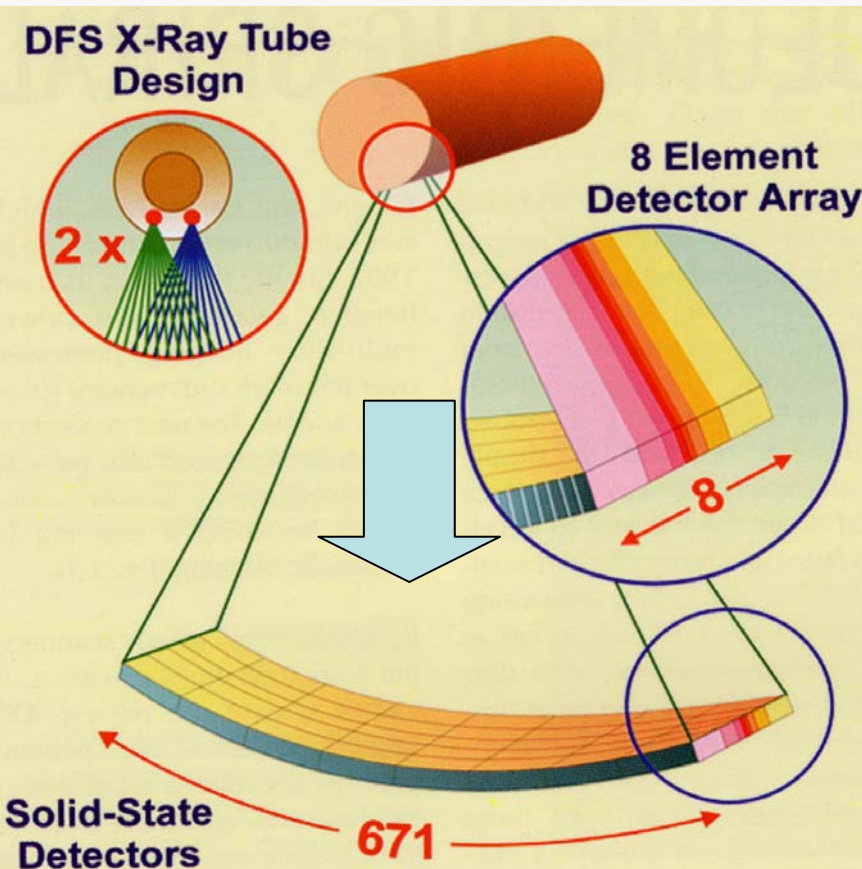
$$\text{Slice Acquisition Rate} = \frac{\text{Slices acquired per rotation}}{\text{Rotation time}}$$

Example 1. Slices acquired per rotation: 4
Rotation time: 0.5 seconds
Slice acquisition rate (SAR): 8/second

Example 2. Slices acquired per rotation: 4
Rotation time: 0.8 seconds
Slice acquisition rate (SAR): 5/second

Acquisizione immagine

MULTI-SLICE CT – Gap tra i detettori e efficienza di dose



Nell'acquisizione di multipli, l'efficienza di dose dipende dal numero di elementi e dalla loro efficienza. Spazio tra i detettori è inversamente proporzionale al numero di elementi. Spazio tra i detettori non sono registrate.

esistete tra ciascun gap, **GAP tra i detettori**. Spazio dal numero dei gap che esiste tra detettori adiacenti. L'efficienza di dose è inversamente

proporzionale al numero di elementi. Spazio tra i detettori non sono registrate.

Acquisizione immagine

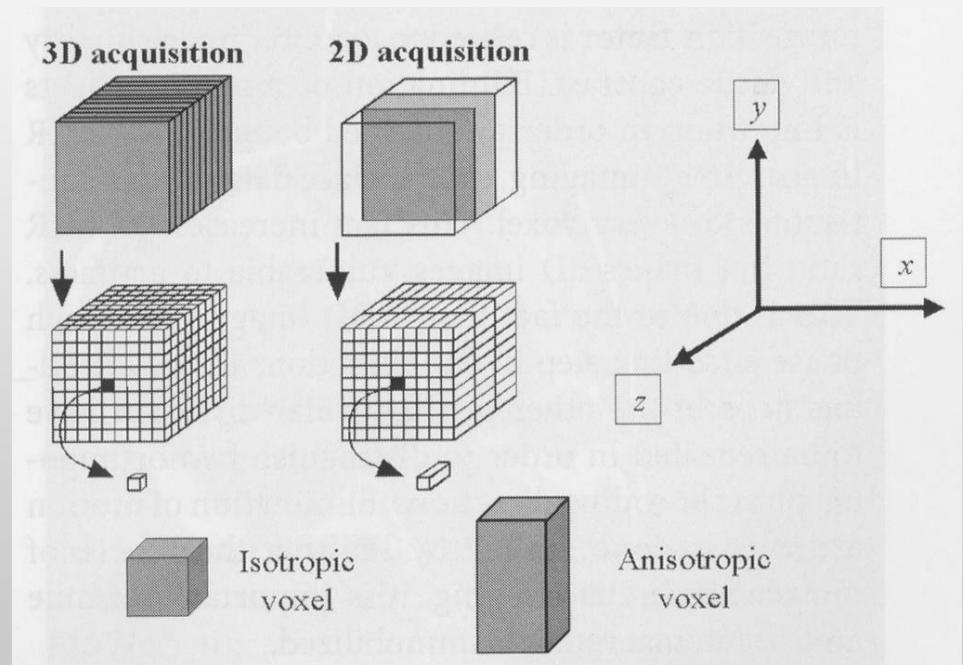
MULTI-SLICE CT – **Vantaggi**

- ✓ La tecnologia MULTI-SLICE offre molto di più che semplicemente una scansione più veloce o degli slices più sottili
- ✓ I vantaggi includono : alta risoluzione per esami di CT angiografia
- ✓ Grazie al voxel isotropico → riduzione significativa degli artefatti nelle ricostruzione 3D e MPrs

Acquisizione immagine

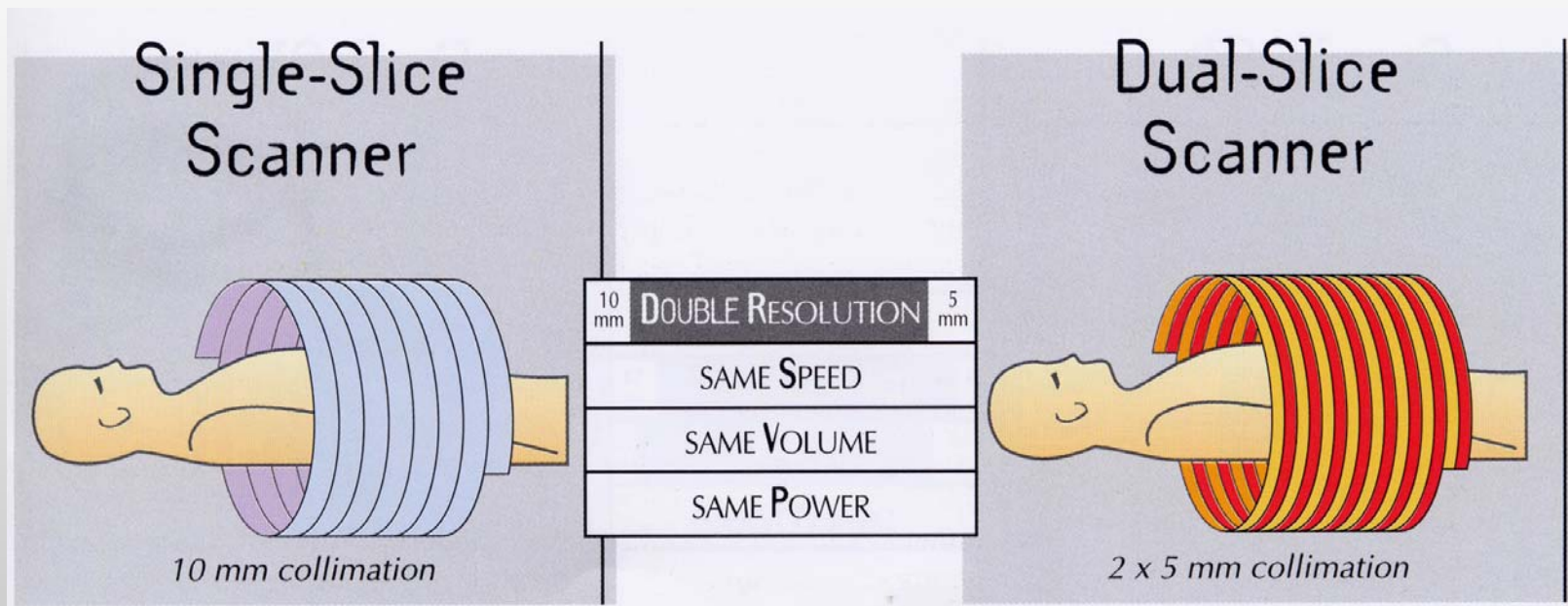
MULTI-SLICE CT – Voxel Isotropico

Il voxel isotropico ha la stessa dimensione negli assi X, Y e Z.



Acquisizione immagine

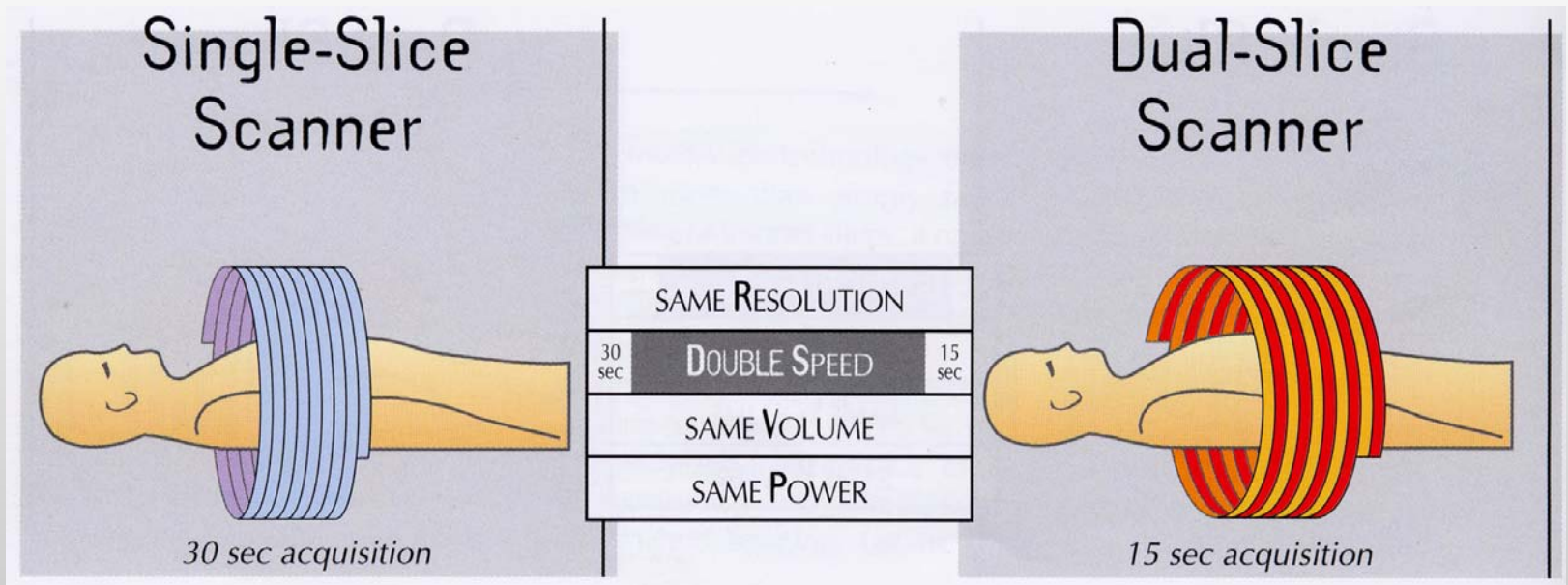
MULTI-SLICE CT – Vantaggi : RISOLUZIONE



Miglior risoluzione spaziale

Acquisizione immagine

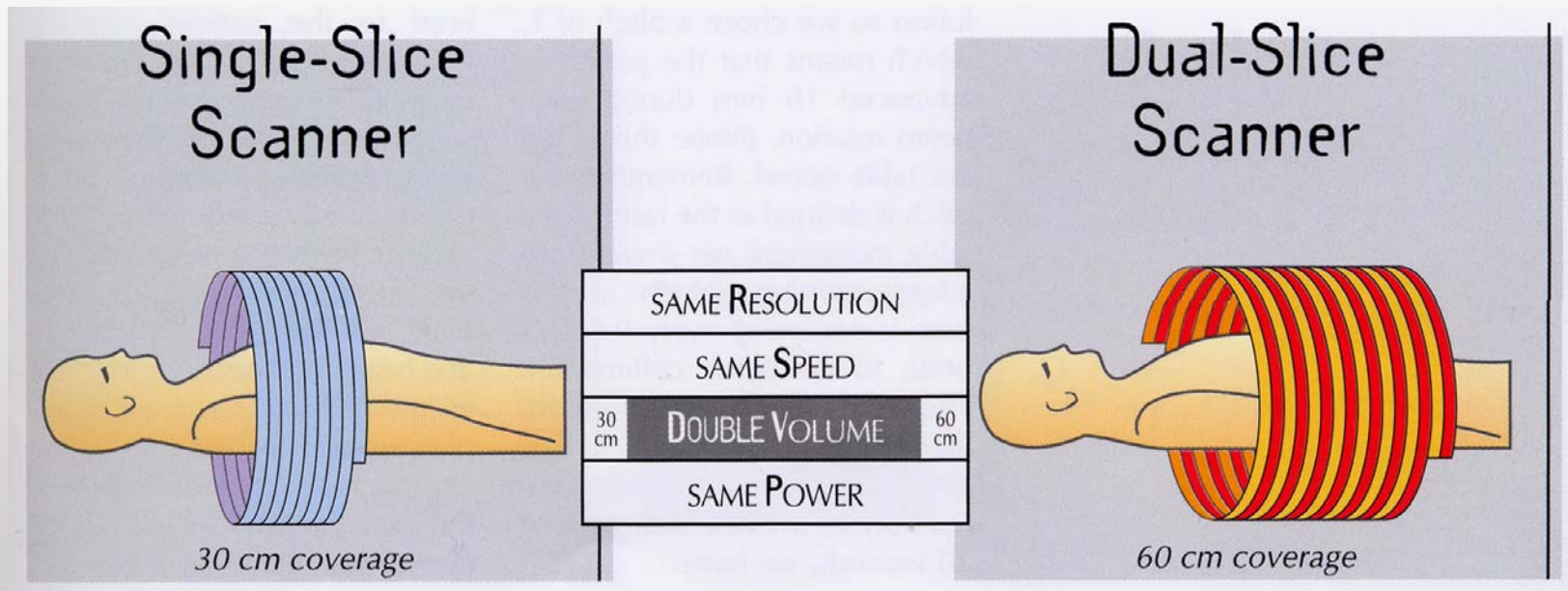
MULTI-SLICE CT – Vantaggi : VELOCITA'



Riduzione dei tempi di acquisizione

Acquisizione immagine

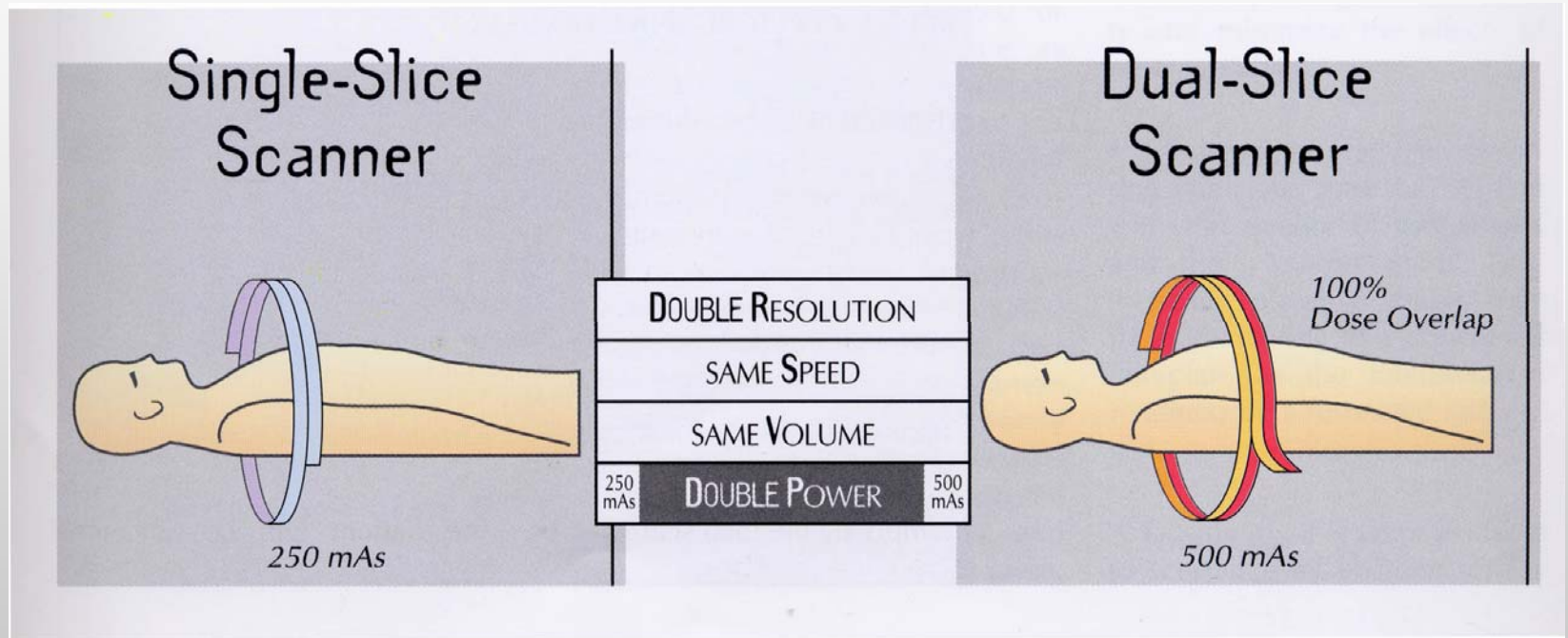
MULTI-SLICE CT – Vantaggi : VOLUME



Maggior volume di acquisizione nella stessa unità di tempo

Acquisizione immagine

MULTI-SLICE CT – Vantaggi : POTENZA



Aumentando i mAs si ottiene una migliore risoluzione di contrasto.

Acquisizione immagine

Conclusioni

Se vogliamo **aumentare la risoluzione spaziale** dobbiamo:

- ✓ Scegliere un appropriato algoritmo di ricostruzione
- ✓ Aggiungere i filtri di enhancement
- ✓ Usare la risoluzione Alta o Altissima
- ✓ Aumentare la matrice
- ✓ Sottile collimazione (Risoluzione asse Z)

Acquisizione immagine

Conclusioni

Per **aumentare la risoluzione di contrasto**:

- ✓ Aumentare i mAs
- ✓ Aumentare lo spessore di strato
- ✓ Aumentare il tempo di rotazione
- ✓ Ridurre la risoluzione (da altissima a standard)
- ✓ Ridurre la matrice
- ✓ Scegliere un appropriato algoritmo di ricostruzione e filtri di enhancement
- ✓ Algoritmo di interpolazione (Li) = 360° .

Controllo del respiro

Il controllo del respiro è essenziale per una ottimizzazione del trattamento radiante.

Radioterapia

Nella maggior parte dei centri l'acquisizione delle immagini TC viene effettuata durante la normale respirazione basata sul concetto che il volume "Target" generato corrisponderà alla posizione del "Target" durante il trattamento quotidiano anch'esso eseguito durante la normale respirazione.

Radioterapia

- Il nostro protocollo -

FOV	500	SCAN ANGLE	360°
LEN	20.0	CYCLE TIME (sec)	2.00
No SLICE	4	VOLTAGE (Kv)	120
INCREMENTO	10	mAs	290
TICKNESS	2X5	RESOLUTION	Standard
ROT. TIME (sec)	0.75		

Radioterapia

- Il nostro protocollo -

- ✓ Regione anatomica : dalla seconda vertebra lombare alla regione subcricoidea.
- ✓ Uso del MDC nelle forme ilari o parailari
- ✓ TC con MDC se non disponibile con TC diagnostica con MDC
- ✓ Non si usa per le forme periferiche se disponibile TC diagnostica con MDC

Pazienti trattati

T₁-T₂ N₀ Radioterapia esclusiva in
pazienti inoperabili per ragioni
mediche.

T₁-T₄ N₂ RCT

N₂ Postoperatori

MULTIPLE “SLOW” CT SCANS FOR INCORPORATING LUNG TUMOR MOBILITY IN RADIOTHERAPY PLANNING

PROTOCOLLO DI F. J. LAGERWAARD et al

Frank J. Lagerwaard, M.D., John R. Van Sornsen De Koste et al.
Int J. Radiation Oncology Biol.Phys. Vol.51, N 4 pp932-937

Radioterapia

- PROTOCOLLO DI F. J. LAGERWAARD -

- ✓ 3 scansioni di planning CT
- ✓ 3 scansioni di slow CT

	Slice Thickness	Index	mAs	Pitch	Sec./Rev.
Planning CT	3.0 mm	2.5 mm	175	2.0	1
Slow CT	4.0 mm	3.0 mm	150	1.0	4

Radioterapia

- PROTOCOLLO DI F. J. LAGERWAARD -

Durata dell'esame : Circa 45 min

Pazienti T₁-T₂ N₀

Radioterapia

Il cancro non controllato, rimane la causa primaria di morte in questi pazienti.

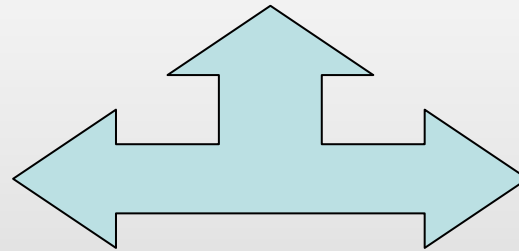
Recidiva locale : 49%.

Pazienti T₁-T₂ N₀

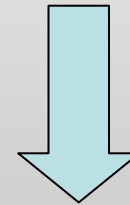
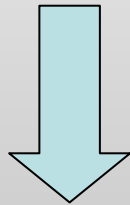
Radioterapia (Dose 60-65 Gy)

Sopravvivenza

Generale



Cancro
Specifica



A 3 Anni → 31%

A 5 Anni → 15%

A 3 Anni → 42%

A 5 Anni → 31%

Pazienti T₁-T₂ N₀

Radioterapia – Tecnica radioterapica 3D

Soluzioni :

- Innalzare la dose da 80 Gy a 102 Gy per i tumori periferici;

Risultati :

- Aumento del più del 50% del controllo delle recidive locali.

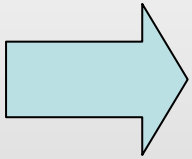
Radioterapia

FOCUS ON

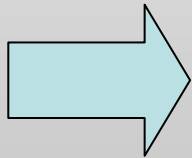
Molto importante è il ruolo degli errori geometrici nel planning radioterapico.

Radioterapia

Errori



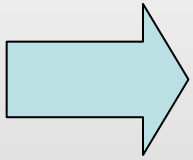
Scaturiti dal tipo di trattamento



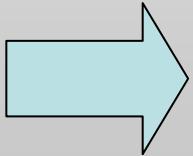
Scaturiti dai movimenti (respiratori e cardiaci) del paziente.

Radioterapia

Soluzioni



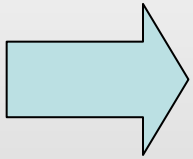
Minimizzazione degli errori stessi
con correzione dei protocolli



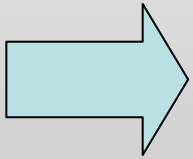
I movimenti del tumore polmonare
(cardiaci e respiratori) costituiscono
Il problema fondamentale.

Radioterapia

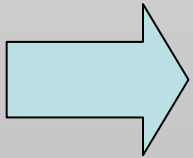
Siti di maggiore influenza del movimento



In prossimità dell'ilo polmonare



In prossimità del cuore



In prossimità del diaframma

**PRECISE AND REAL-TIME
MEASUREMENT OF 3D TUMOR IN LUNG
DUE TO BREATHING AND HEARTBEAT,
MEASURED DURING RADIOTHERAPY**

YVETTE SEPPENWOOLDE, MD et al

Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol 53 pag 822-834

Radioterapia

- PROTOCOLLO DI SEPPENWOOLDE -

Con questo sistema si impianta all'interno del tumore un repere aureo (con broncoscopia nelle forme centrali e per via percutanea nelle forme periferiche).

Acquisizione delle immagini :

- ✓ Spessore di strato 5 mm
- ✓ Avanzamento 5 mm

Al livello del tumore, dove è inserito il repere aureo lo spessore di strato e l'avanzamento sono di 1 o 3 mm.

Radioterapia

- PROTOCOLLO DI SEPPENWOOLDE -

Numero CT Scans → 3

1. Respiro libero
2. Inspirazione profonda
3. Espirazione profonda

Radioterapia

- PROTOCOLLO DI SEPPENWOOLDE -

- ✓ Un medico delinea il repere aureo e il target in ogni slice, il target volume (clinico), e la posizione del repere relativo al tumore.
- ✓ Si sceglie il planning tra i 3 che offre la migliore possibilità concernente il danno del tessuto normale, la copertura del tumore e l'efficienza del trattamento.
- ✓ Si effettua un planning di trattamento tridimensionale

Radioterapia

- PROTOCOLLO DI SEPPENWOOLDE -

La posizione del tumore è determinata da questa formula :

$$S(t) = s_0 - S \cos^{2n}(\pi t / T - \Phi)$$

s_0 = *posizione del tumore nella profonda espirazione*

S = *Ampiezza*

$s_0 - S$ = *posizione del tumore durante la fase massima inspirazione*

T = *cicli in secondi*

Φ = *fase d'inizio*

Radioterapia

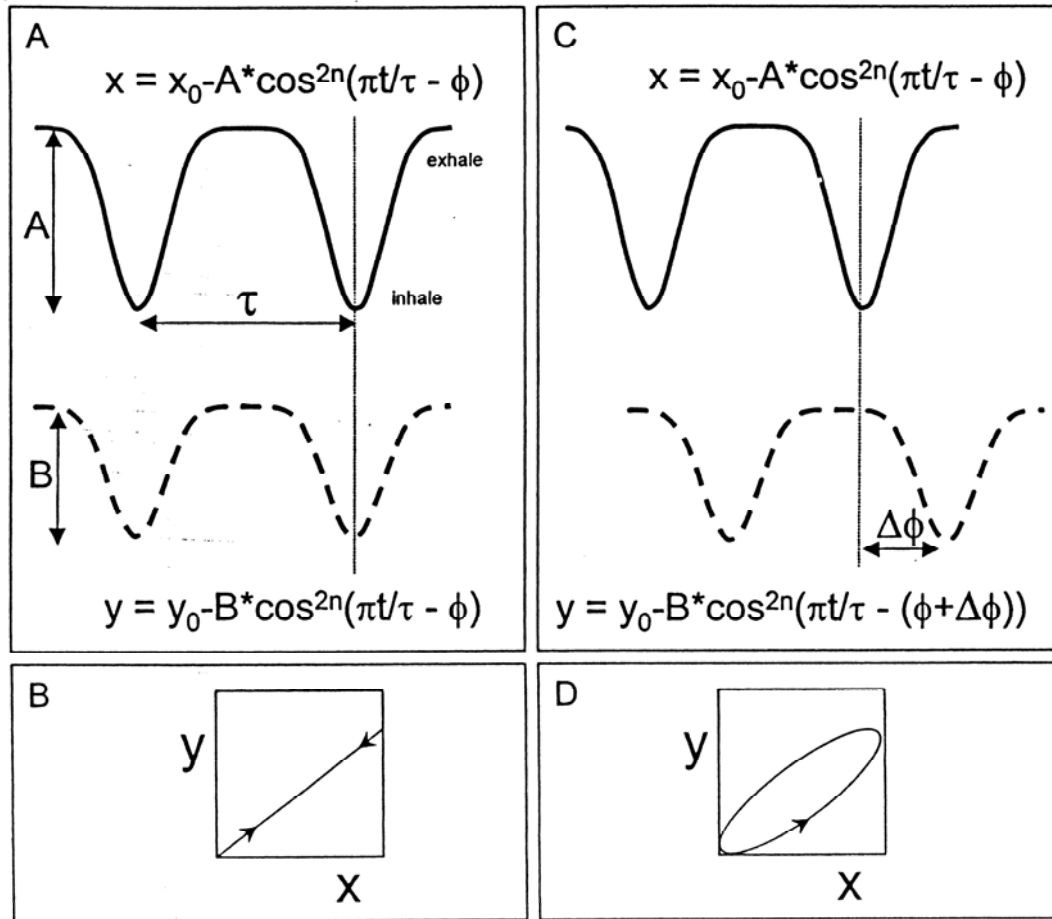
Isteresi

Definizione : La differenza della traiettoria del tumore tra l'inspirazione profonda e l'espirazione profonda.

Radioterapia

Isteresi

A,B = amplitude τ = period ϕ = phase

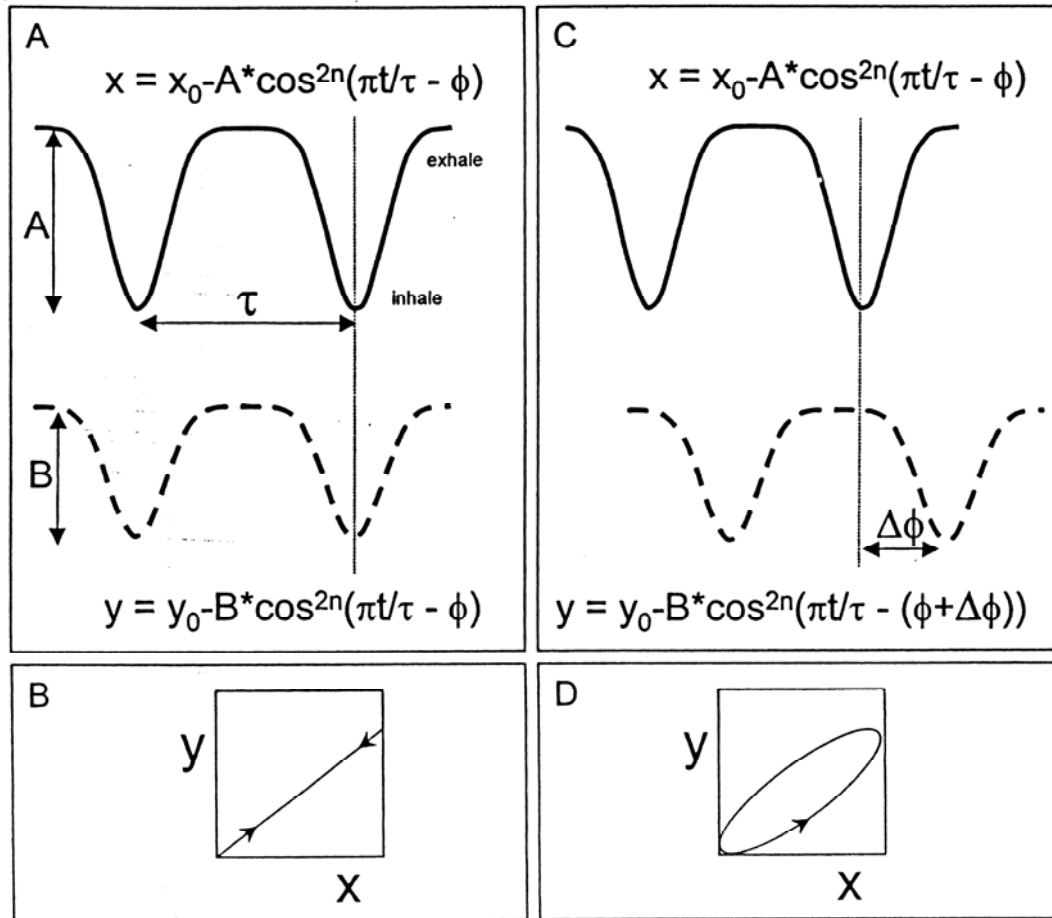


Quando non vi è differenza di fase tra due segnali sinusoidi di uguale frequenza non vi è isteresi. Vedi A e B

Radioterapia

Isteresi

A,B = amplitude τ = period ϕ = phase

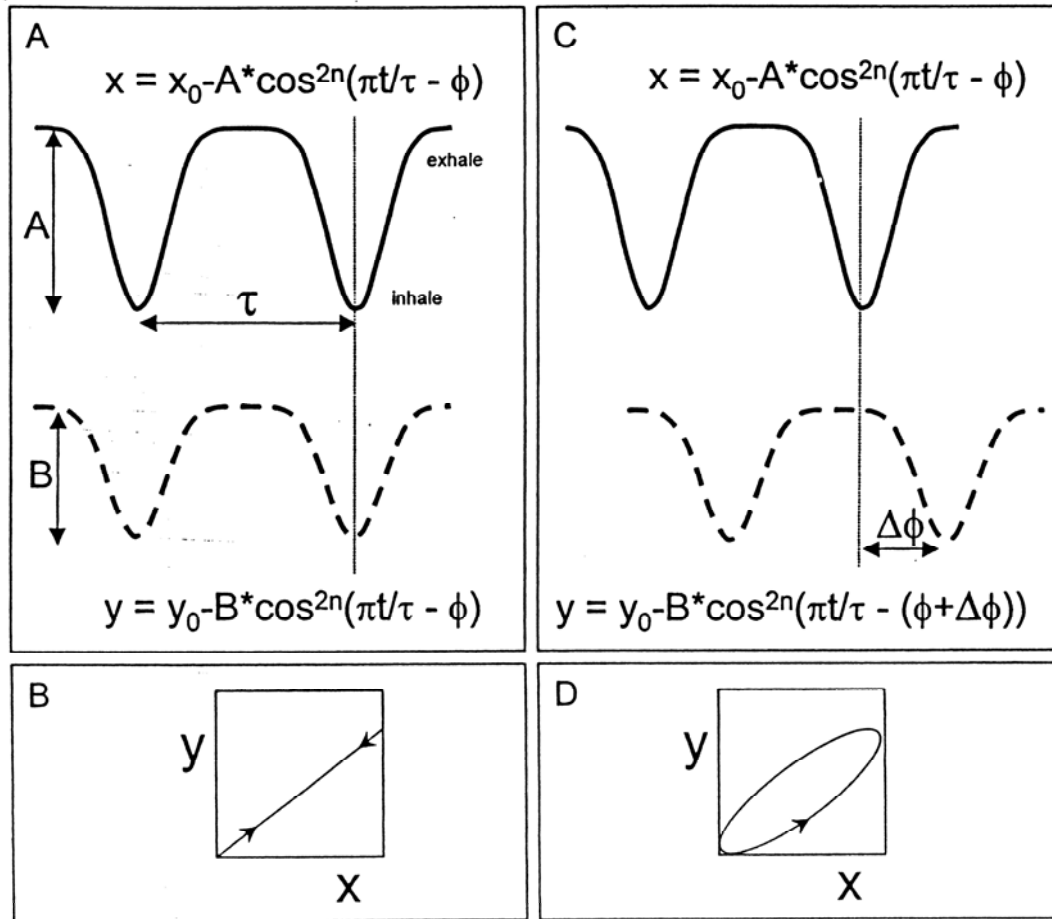


Quando vi è differenza di fase vi sono due possibili posizioni dove il tumore è nella stessa posizione X. Dipendendo dalla posizione nel ciclo respiratorio. Vedi C

Radioterapia

Isteresi

A,B = amplitude τ = period ϕ = phase

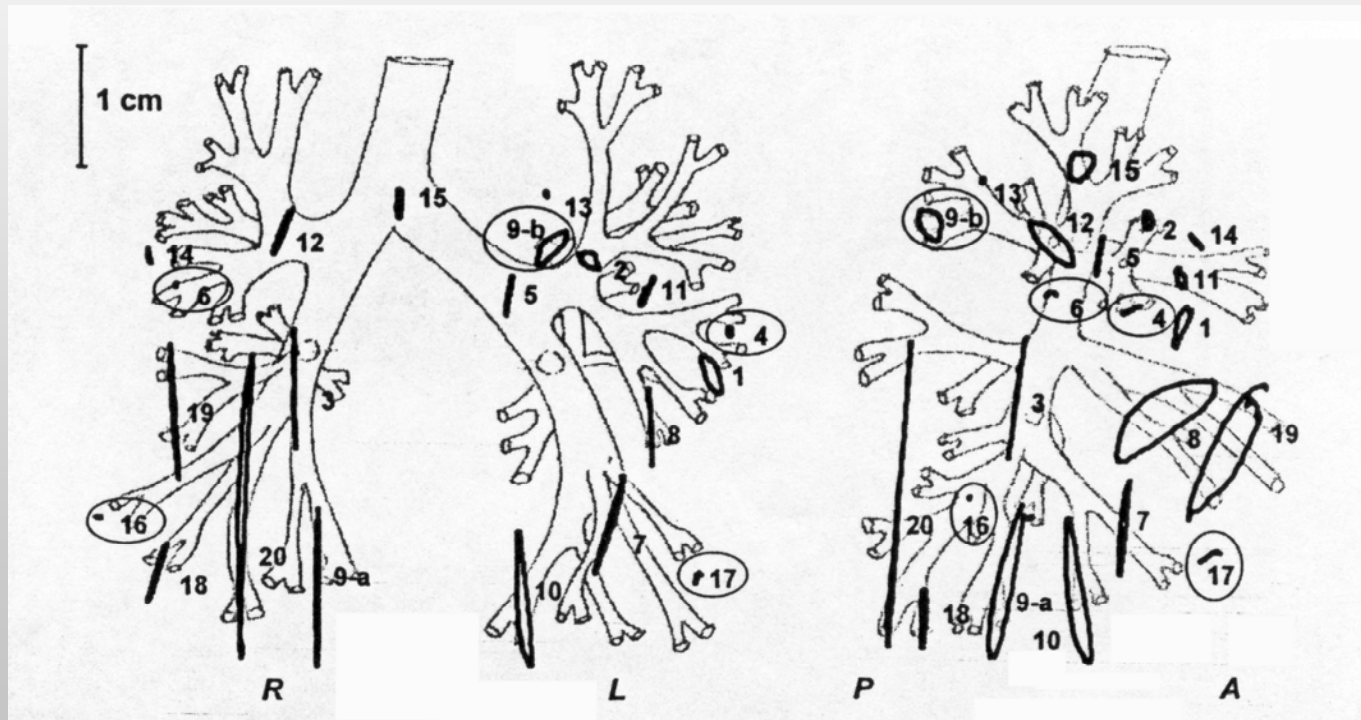


L'ampiezza e la forma dell'elissoide dell'isteresi dipende dalla differenza di fase e dall'ampiezza dei due segnali. Vedi D.

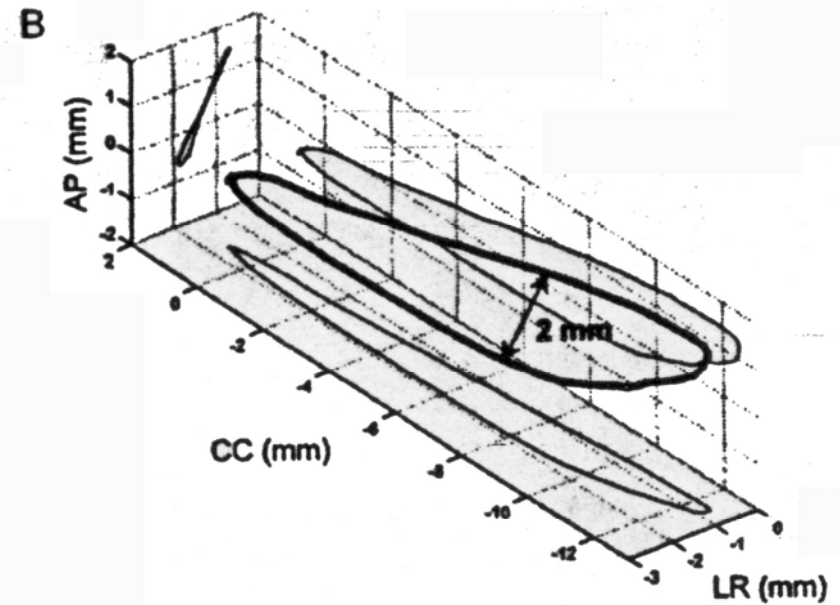
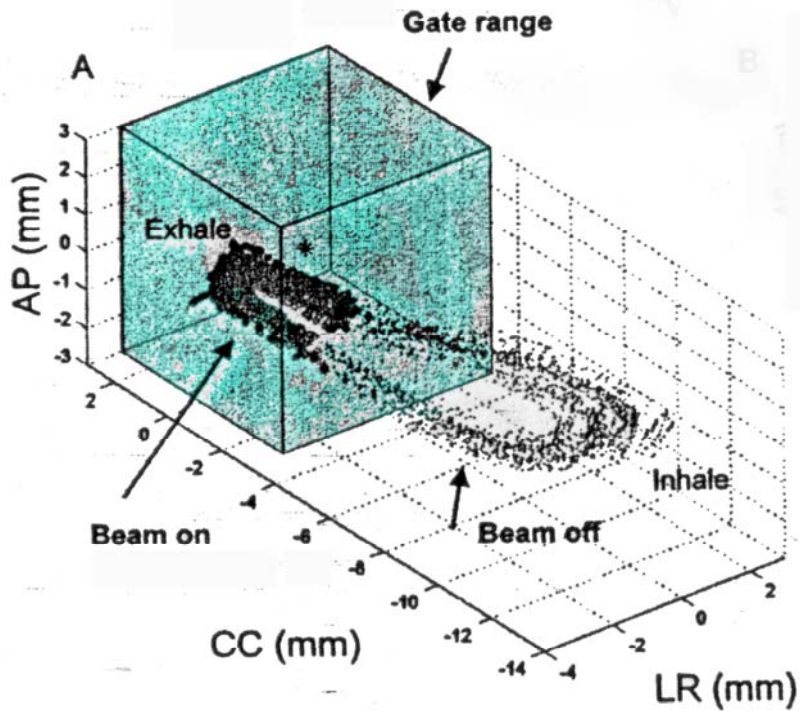
Radioterapia

Isteresi

Movimenti del tumore nei vari tratti dell'albero bronchiale

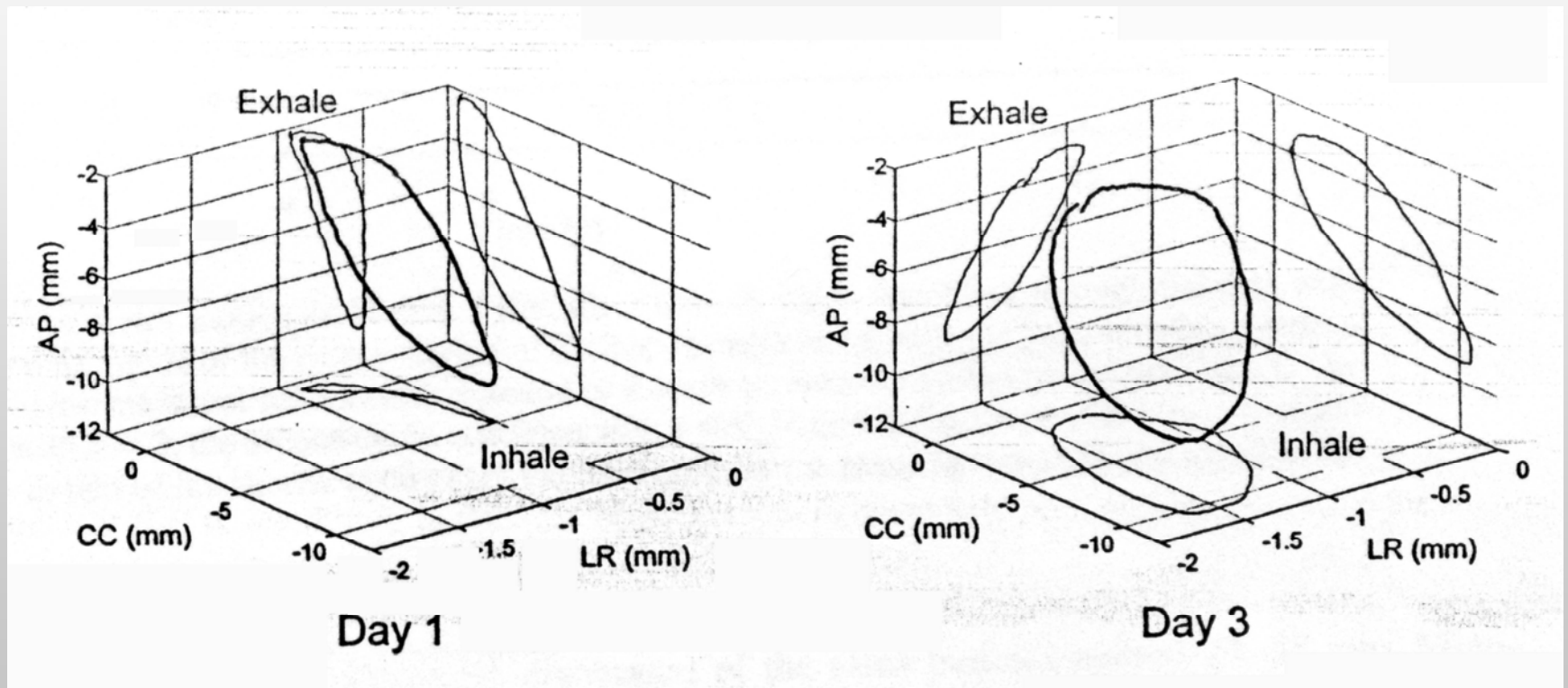


Radioterapia Isteresi

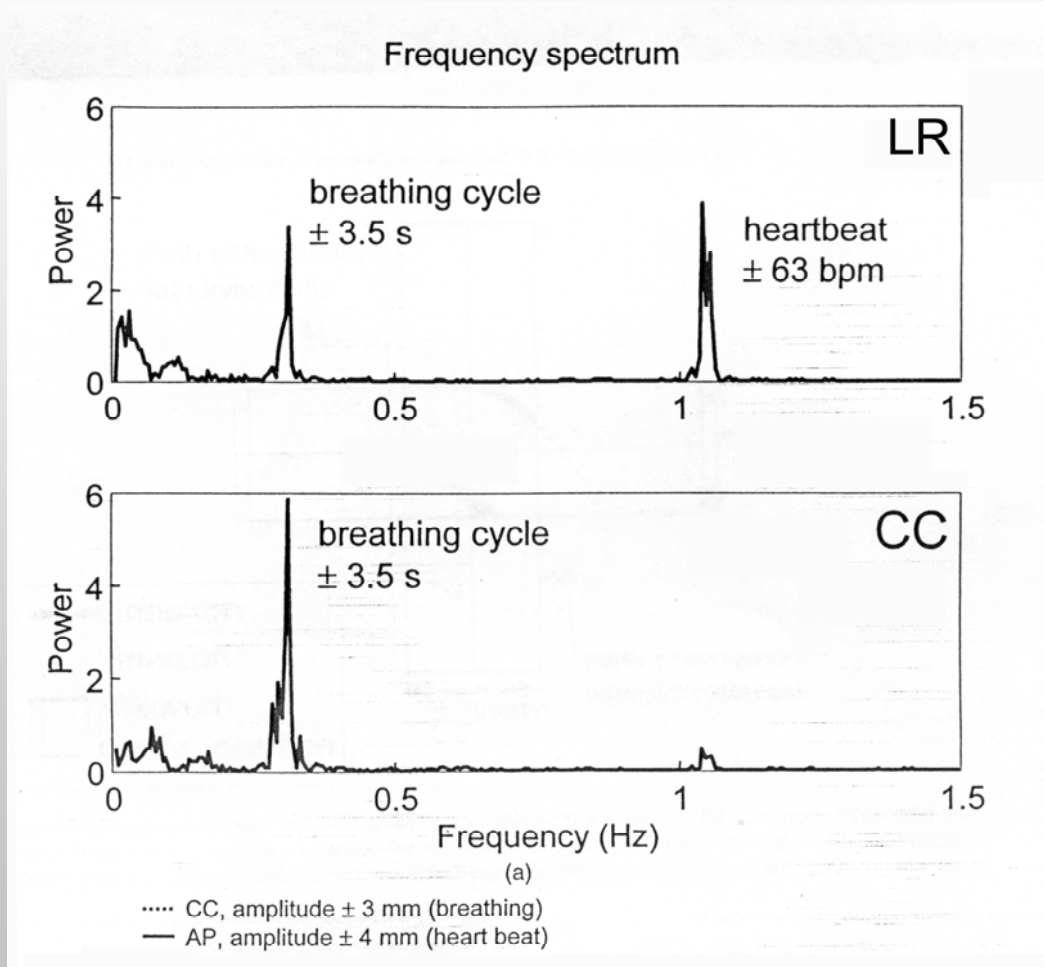


Radioterapia Isteresi

Differenza, per lo stesso paziente, nei vari giorni di trattamento



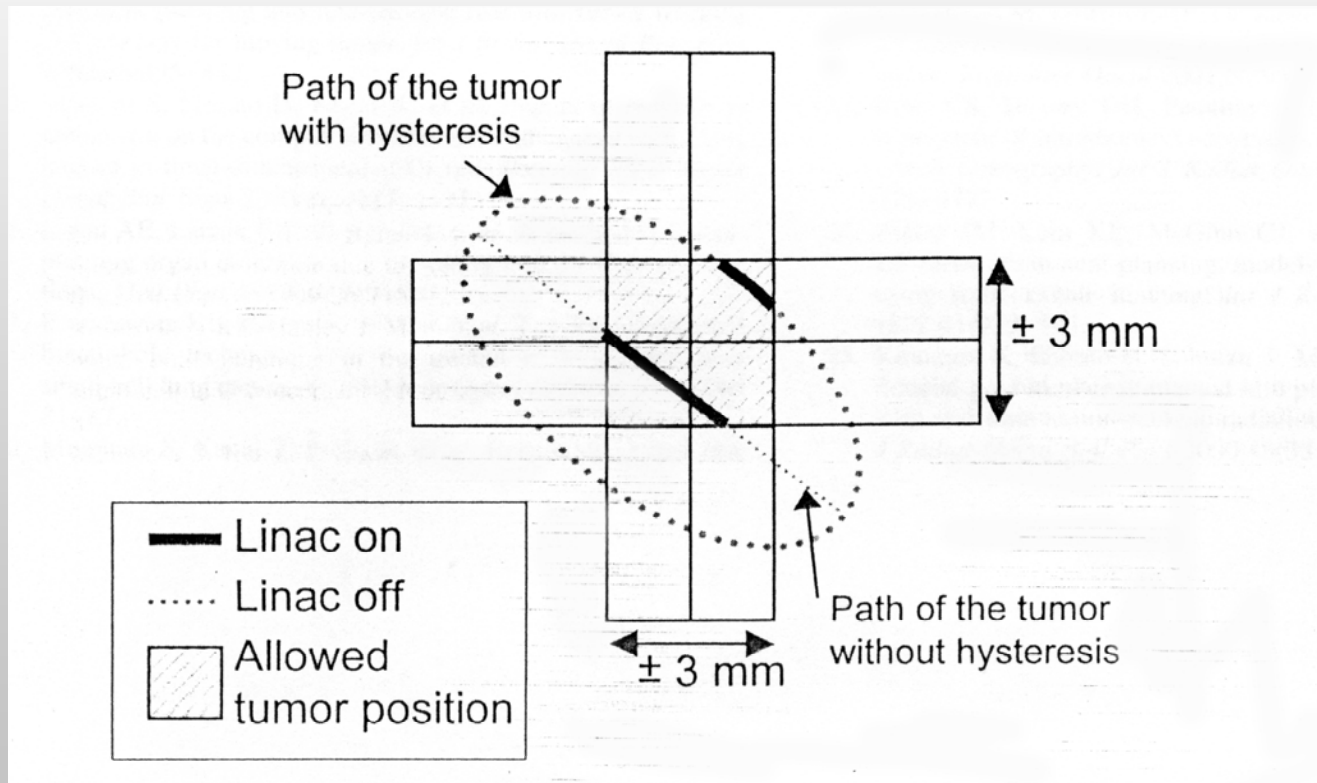
Radioterapia Isteresi



Differenza di influenza dei movimenti cardiaci (LR : da destra verso sinistra) e respiratori (CC : nel piano cranicaudale).

Radioterapia Isteresi

Percorso del tumore in movimento con e senza isteresi durante il trattamento RTRT



Controllo del respiro

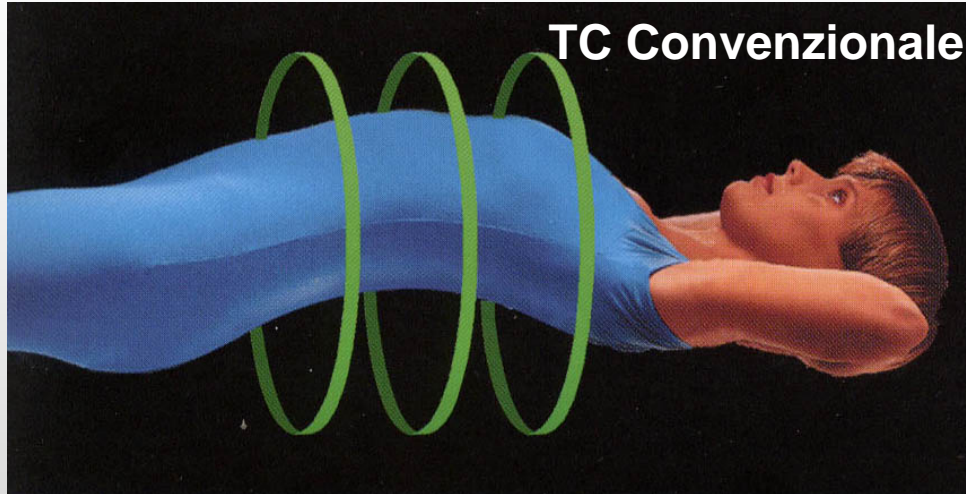
Conclusioni

Il controllo del respiro è essenziale per un trattamento radiante efficace.

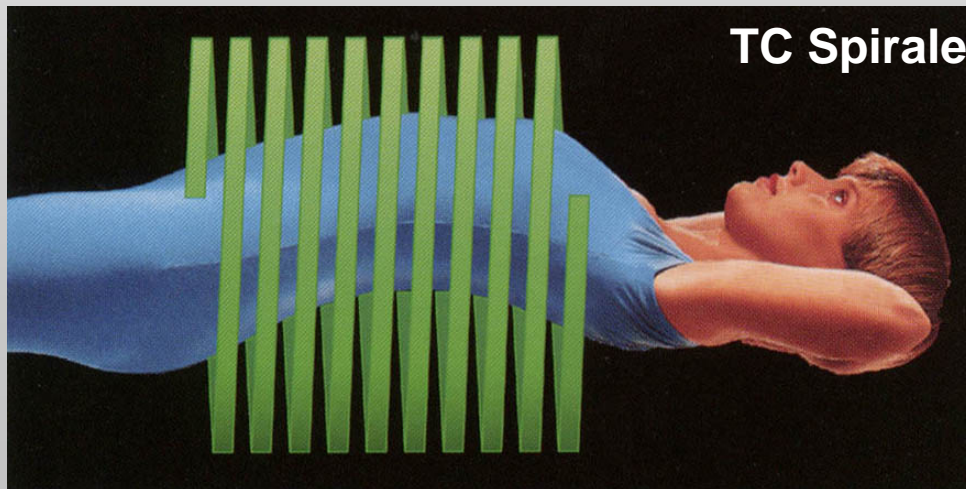
Uso del mezzo di contrasto

Un appropriato “*timing*” nella somministrazione del mezzo di contrasto è sempre importante.

Uso del mezzo di contrasto



- ✓ Durata esami : **Minuti**
- ✓ Necessità di introdurre il MDC in **infusione lenta**



- ✓ Durata esami : **Secondi**
- ✓ Necessità di introdurre il MDC in **pochi secondi**

Uso del mezzo di contrasto Multi-Slice CT

Diventa imperativo l'uso degli iniettori automatici e del bolus-Tracking



Uso del mezzo di contrasto

Fattori condizionanti

Variabili
controllabili
da parte dell'
operatore

Tipo del mezzo di
contrasto

- ✓ Monomeri, dimeri
- ✓ Ionici, non ionici

Volume del mezzo
di contrasto

- ✓ 50ml
- ✓ 150 ml

Tecnica d'iniezione
del MDC

- ✓ Monofasica
- ✓ Bifasica

Uso del mezzo di contrasto

Fattori condizionanti

Variabili
controllabili
da parte dell'
operatore

Concentrazione del
mezzo di contrasto

✓ 400 mg/ml

✓ 370 mg/ml

✓ 250 mg/ml

✓ 320 mg/ml

✓ 300 mg/ml

✓ 270 mg/ml

Diametro ϕ dell'ago

✓ Mai inferiore ai 20 gauge

Posizionamento
dell'ago

✓ Vena antecubitale, Vena
femorale etc. etc.

Uso del mezzo di contrasto

Fattori condizionanti

Variabili **non controllabili** da parte dell'operatore

Caratteristiche del paziente

- ✓ Età
- ✓ Sesso
- ✓ Peso
- ✓ Altezza
- ✓ Stato cardiovascolare
- ✓ Presenza di altre malattie

Caratteristiche del tessuto

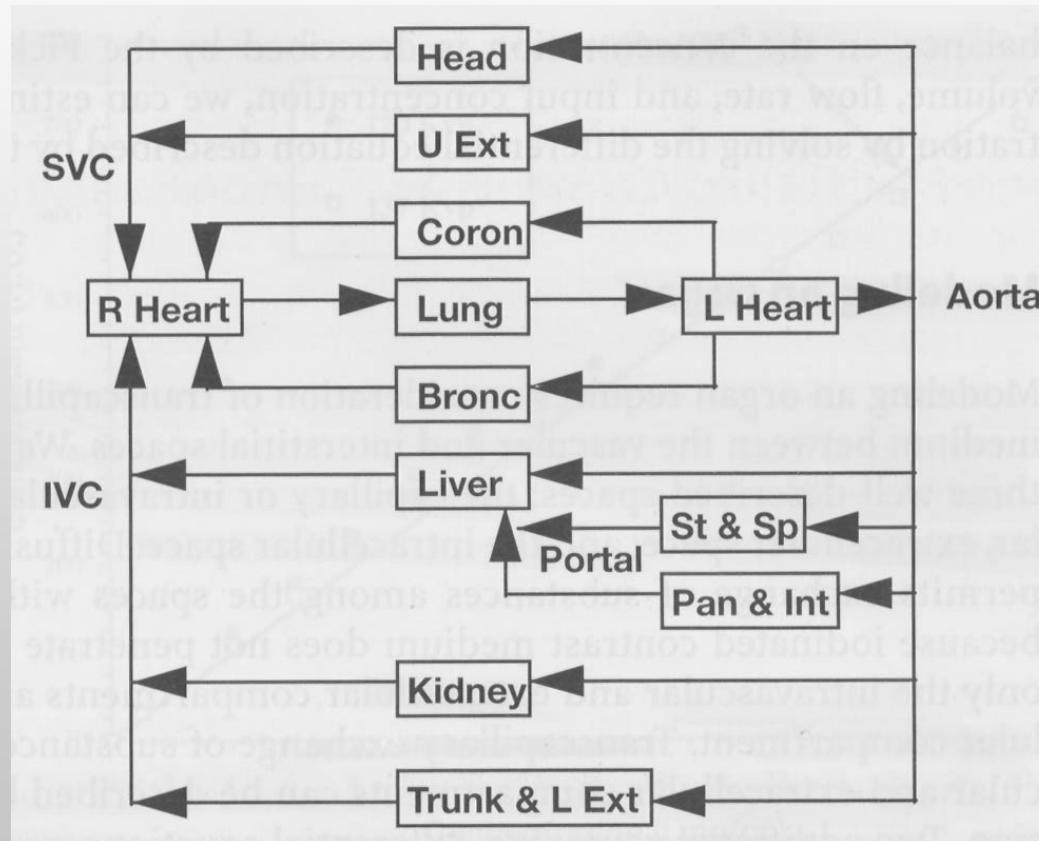
- ✓ Vascolarizzazione del tessuto per unità di volume
- ✓ Presenza $< >$ di componente interstiziale e cellulare per unità di volume

Uso del mezzo di contrasto

Sono stati esperiti dei sistemi computazionali per lo studio della propagazione e distribuzione del MDC nel corpo umano ed è stata simulata, con detti modelli, la farmacocinetica dello stesso MDC.

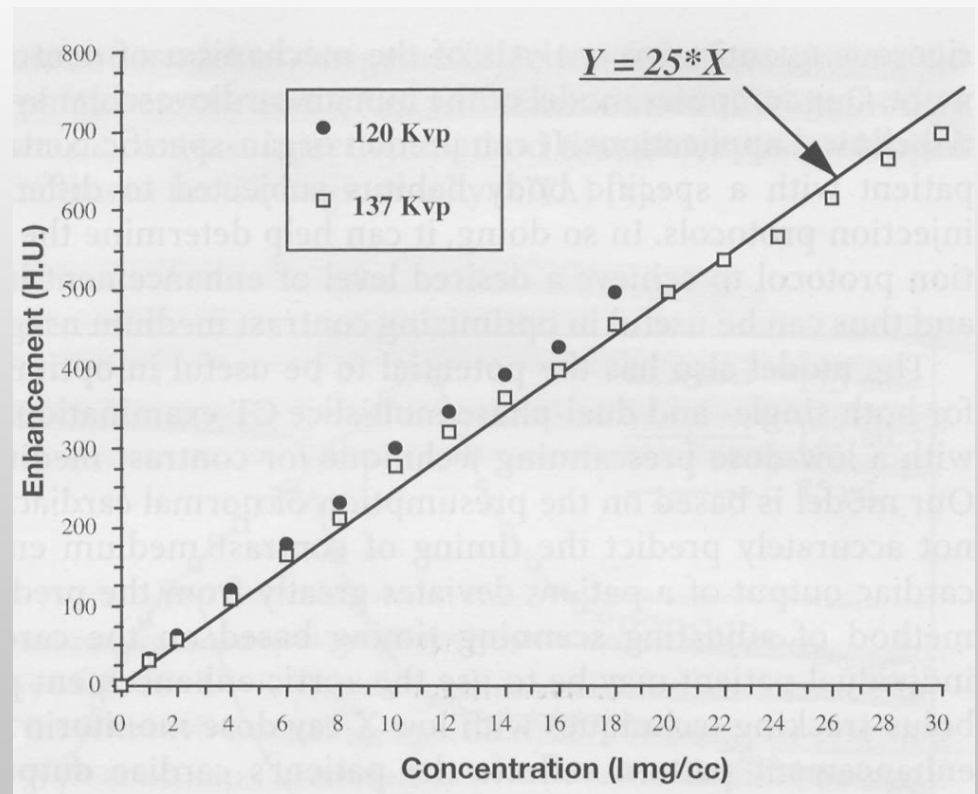
Uso del mezzo di contrasto

Diagramma schematico del sistema cardiovascolare



Uso del mezzo di contrasto

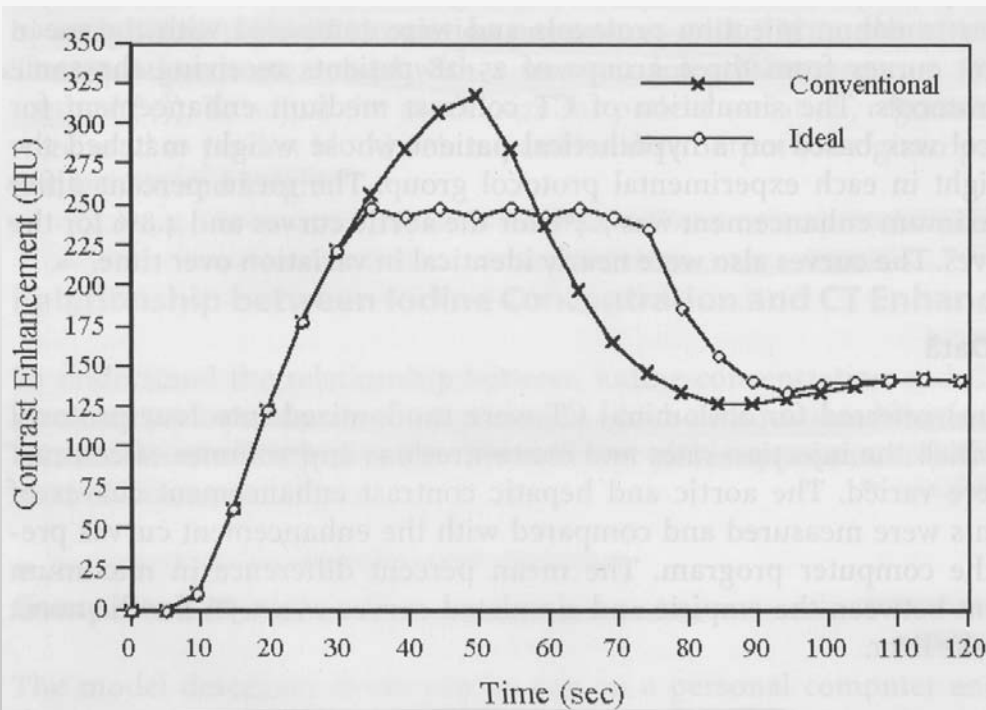
Correlazione tra concentrazione del mezzo di contrasto e enhancement in CT a differenti setting di kVp



All'aumentare di 1 mg/ml di concentrazione del MDC, il CE aumenta all'incirca di 25 UH.

Uso del mezzo di contrasto

Tipica curva di enhancement simulata a livello dell'arco aortico

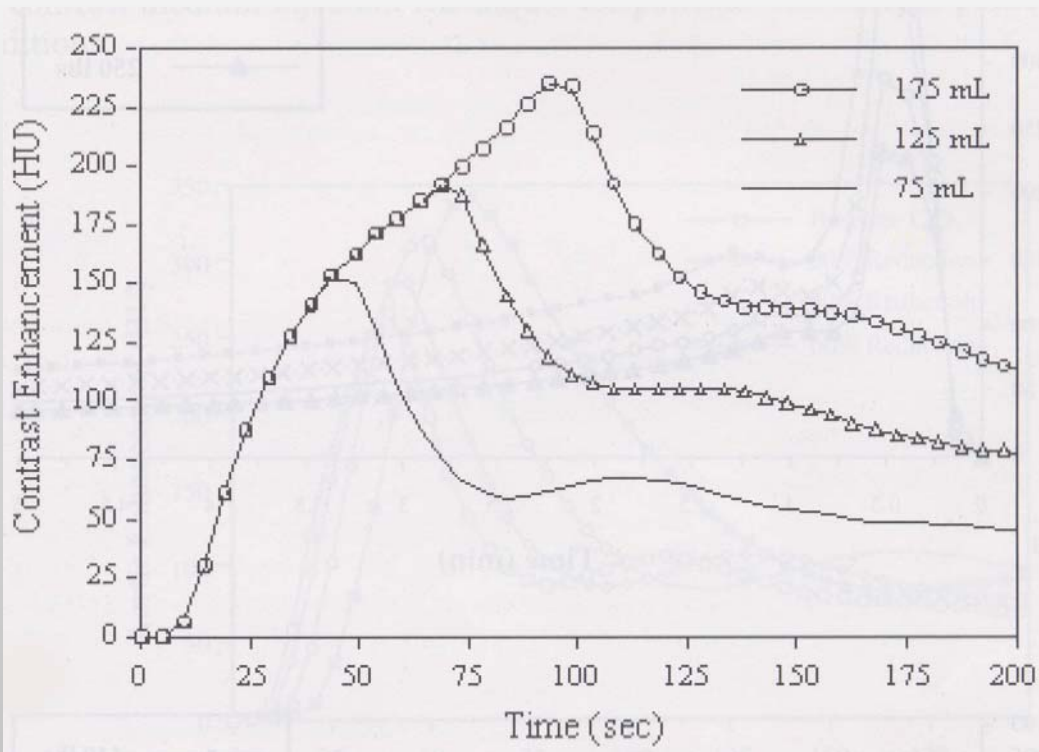


- ✓ Ipotetico adulto di sesso maschile
- ✓ Altezza : 173 cm
- ✓ Peso : 68 Kg
- ✓ Volume d'iniezione : 160 ml
- ✓ Concentrazione del MDC: 320 mg/ml
- ✓ Velocità di flusso : 4 ml/sec

Uso del mezzo di contrasto

Influenza del volume iniettato

Simulazione di curve di contrast-enhancement a **livello dell'arco aortico** a 3 differenti volumi

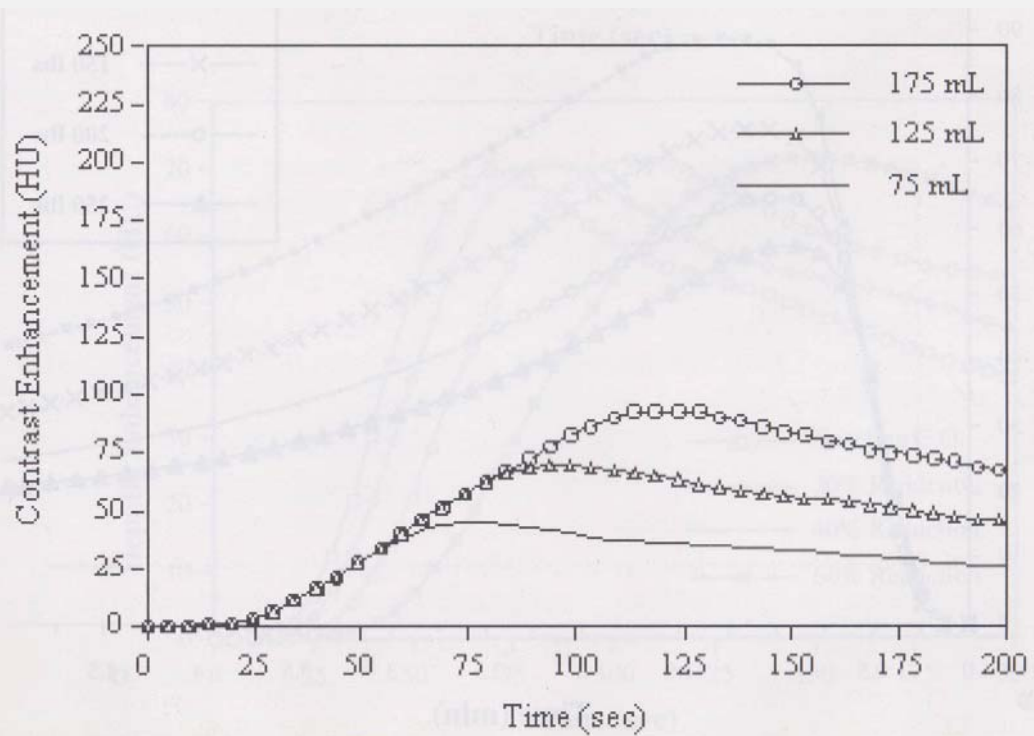


- ✓ Ipotetico adulto di sesso maschile
- ✓ Altezza : 173 cm
- ✓ Peso : 68 Kg
- ✓ Volume d'iniezione : 75 ml – 125 ml – 175 ml
- ✓ Concentrazione del MDC: 320 mg/ml
- ✓ Velocità di flusso : 2 ml/sec

Uso del mezzo di contrasto

Influenza del volume iniettato

Simulazione di curve di contrast-enhancement a **livello del fegato** a 3 differenti volumi

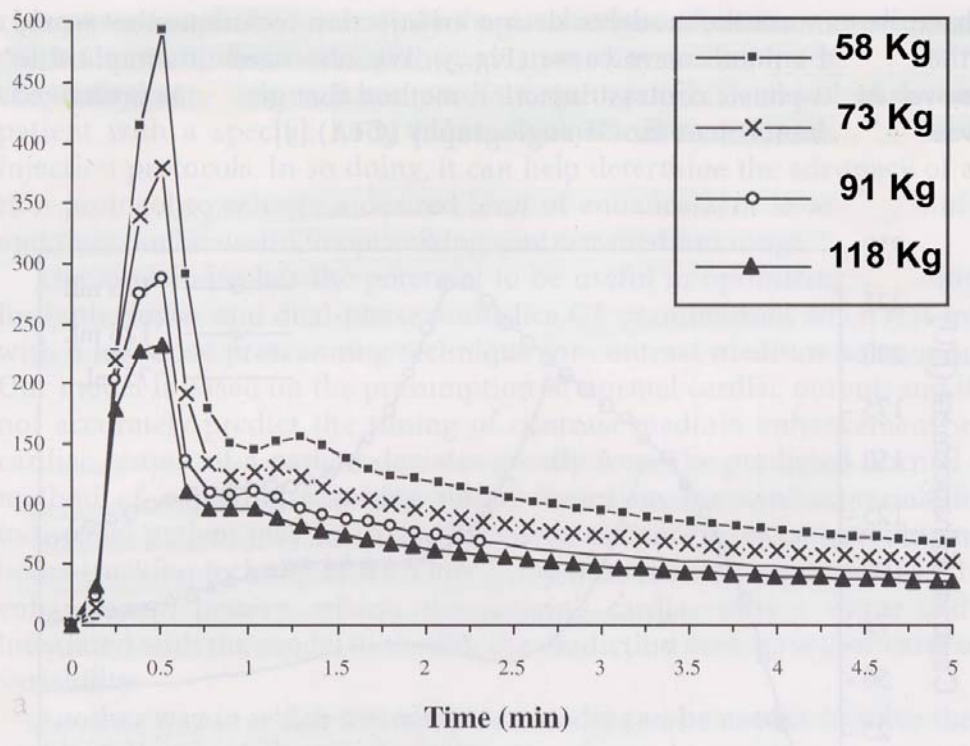


- ✓ Ipotetico adulto di sesso maschile
- ✓ Altezza : 173 cm
- ✓ Peso : 68 Kg
- ✓ Volume d'iniezione : 75 ml – 125 ml – 175 ml
- ✓ Concentrazione del MDC: 320 mg/ml
- ✓ Velocità di flusso : 2 ml/sec

Uso del mezzo di contrasto

Influenza del peso del paziente

Simulazione di curve di contrast-enhancement a **livello dell'arco aortico** in pazienti con peso differente

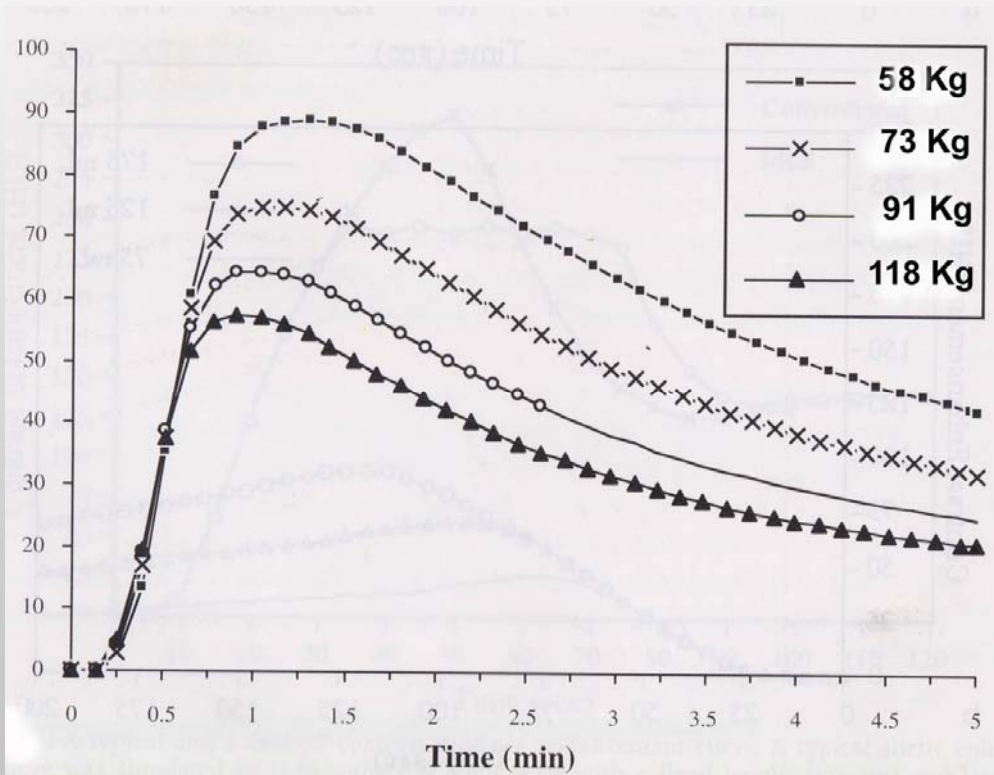


- ✓ Ipotetico adulto di sesso maschile
- ✓ Altezza : 173 cm
- ✓ **Peso : 58 kg – 73 Kg – 91 Kg – 118 Kg**
- ✓ **Volume d'iniezione : 125 ml**
- ✓ Concentrazione del MDC: 320 mg/ml
- ✓ **Velocità di flusso : 5 ml/sec**

Uso del mezzo di contrasto

Influenza del peso del paziente

Simulazione di curve di contrast-enhancement a **livello del fegato** in pazienti con peso differente

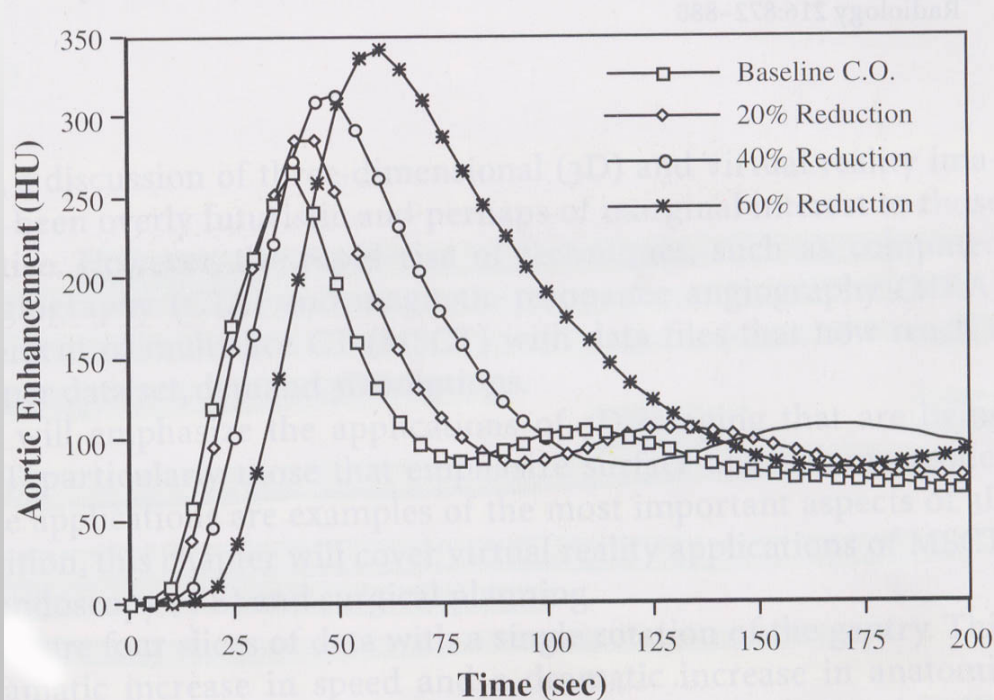


- ✓ Ipotesico adulto di sesso maschile
- ✓ Altezza : 173 cm
- ✓ **Peso : 58 kg – 73 Kg – 91 Kg – 118 Kg**
- ✓ **Volume d'iniezione : 125 ml**
- ✓ Concentrazione del MDC: 320 mg/ml
- ✓ **Velocità di flusso : 5 ml/sec**

Uso del mezzo di contrasto

Influenza dell'output cardiaco

Curva simulata di contrast-enhancement in condizioni basali (6500 ml/min) e con progressive riduzioni dell'output (Curva di enhancement **dell'arco aortico**).

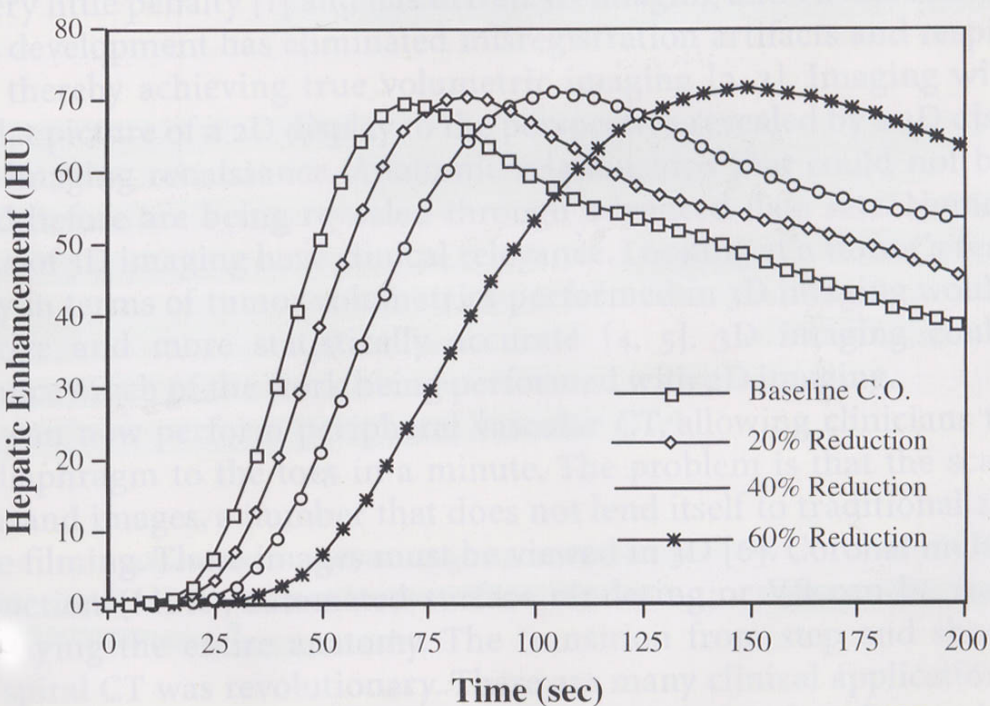


- ✓ Ipotetico adulto di sesso maschile
- ✓ Altezza : 173 cm
- ✓ Peso : 68 Kg
- ✓ **Volume d'iniezione : 120 ml**
- ✓ Concentrazione del MDC: 320 mg/ml
- ✓ Velocità di flusso : 4 ml/sec

Uso del mezzo di contrasto

Influenza dell'output cardiaco

Curva simulata di contrast-enhancement in condizioni basali (6500 ml/min) e con progressive riduzioni dell'output
(Curva di enhancement **epatico**).



- ✓ Ipotetico adulto di sesso maschile
- ✓ Altezza : 173 cm
- ✓ Peso : 68 Kg
- ✓ **Volume d'iniezione : 120 ml**
- ✓ Concentrazione del MDC: 320 mg/ml
- ✓ Velocità di flusso : 4 ml/sec

Si ringrazia la TRSM **Schinaia RosaPia** per
la fattiva collaborazione.

GRAZIE PER L'ATTENZIONE



Michelle Magli