

Valutazione della dose al paziente in Radiodiagnostica
 26 novembre 2004
 Villa Gualino, Torino

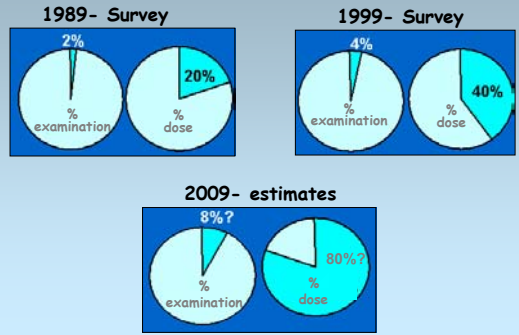
Valutazione per la Tomografia Computerizzata

Daniela Origi, Giampiero Tosi

Istituto Europeo di Oncologia Milano

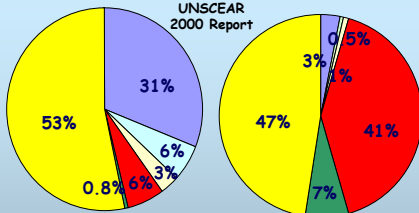


Contributo della TC
 NRPB



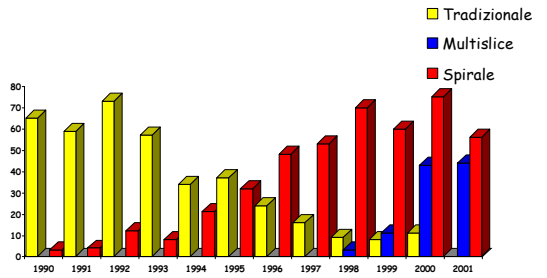
Contributo alla frequenza annuale totale Contributo alla dose collettiva totale annuale

UNSCEAR 2000 Report

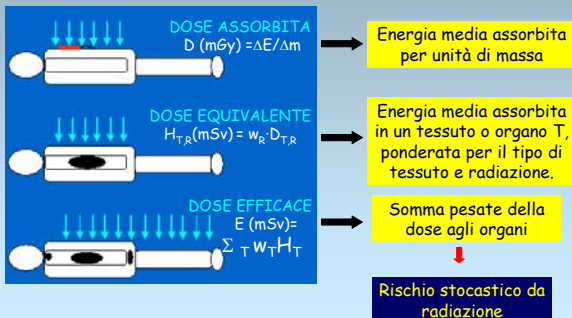


Indagini radiologiche con raggi-X	frequenza	dose collettiva
angiografia	0.8%	7%
mammografia	3%	1%
radiografia del cranio	6%	0.5%
TC	6%	41%
radiografia del torace	31%	3%
altre	53%	47%

Distribuzione TC in Italia per anno di installazione



Dose e rischio da radiazione



DESCRITTORI DELLA DOSE IN TC

- **CTDI_w** (mGy)
- **DLP** (mGy × cm)
- **CTDI_{vol}** (mGy)

INDICE 100 DI DOSE IN TC (CTDI₁₀₀)

Norma CEI EN 60601-2-44/A1

$$CTDI = \int_{-50mm}^{+50mm} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

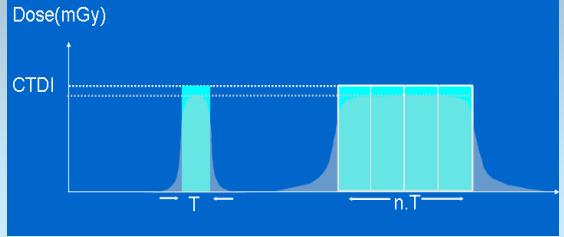
$D(z)$: profilo della dose assorbita in aria lungo una linea z perpendicolare al piano tomografico

N : numero di strati tomografici prodotti in una singola scansione assiale

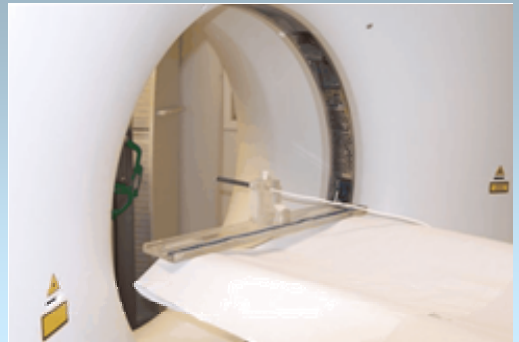
T : spessore nominale dello strato tomografico

CTDI

$$CTDI = \frac{\text{Area under dose profile}}{n \cdot T}$$



CTDI_{aria}

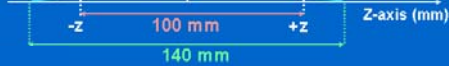


$$CTDI = \frac{1}{n \cdot T} \int_{-z}^{+z} D(z) dz$$

CTDI_{FDA}

CTDI₁₄₀

CTDI₁₀₀



CTDI_w PESATO (weighted)

$$CTDI_w = (1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p}) \text{ mGy}$$

$CTDI_{100,c}$ = CTDI nel centro del fantoccio

$CTDI_{100,p}$ = CTDI alla periferia del fantoccio

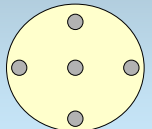


$nCTDI_w$ NORMALIZZATO E PESATO

$$nCTDI_w \text{ (mGy/mAs)} = CTDI_w / \text{mAs}$$

FANTOCCI PER LA MISURA di DOSE in TC (EUR 16262 EN - 1999)

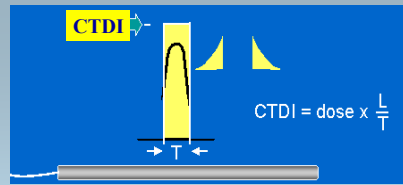
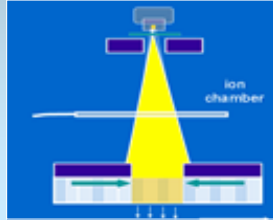
Cilindri di **polimetilmetacrilato (PMMA)** utilizzati per misure di riferimento in TC, aventi diametro di 16 cm (**head phantom**) oppure di 32 cm (**body phantom**) e una lunghezza di almeno 14 cm. I fantocci sono provvisti di inserti rimovibili paralleli all'asse, per consentire l'inserimento di un dosimetro (**pencil ionization chamber di lunghezza = 10 cm**) al centro del fantoccio e a 1 cm dalla sua superficie esterna, nei quattro punti cardinali



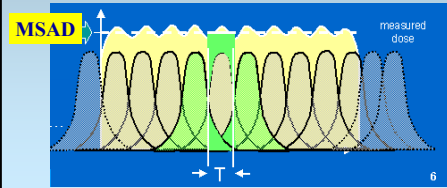
MISURE DI DOSE IN TC

Strumentazione da utilizzare:

- Fantoccio cilindrico in PMMA
- Camera a ionizzazione "pencil" (a stilo) lunga 10 cm
- Elettrometro (es.: UNIDOS-PTW)



TC CONVENZIONALE
Single slice



TC SPIRALE
Multiple slice

MULTIPLE SCAN AVERAGE DOSE MSAD

MSAD è definita come la dose media nello strato centrale di una serie di N strati (ciascuno di spessore T) quando si è impostato un incremento costante I fra strati successivi

$$MSAD = 1/I \times \int_{-I/2}^{+I/2} D_{N,i}(z) dz \quad \text{mGy}$$

dove $D_{N,i}(z)$ è il profilo di dose per scansioni multiple lungo una linea parallela all'asse di rotazione (z). Quando il numero di strati è sufficientemente grande perché il primo e l'ultimo strato della serie non contribuiscano in misura significativa alla dose assorbita nello strato centrale, allora:

$$MSAD = T/I \times CTDI$$

Se pitch=1 → CTDI = MSAD

PITCH

Nella TC elicoidale, rapporto fra lo **spostamento orizzontale** Δd del tavolo porta-paziente durante una rotazione completa del tubo RX e il prodotto del numero **N** di **sezioni tomografiche** acquisite durante tale rotazione per lo **spessore nominale T** dello strato:

$$CT_{pitch} = \Delta d / N \times T$$

DLP (mGy × cm) Dose Length Product

Per un esame completo (acquisizione "tradizionale"):

$$DLP = \sum_i CTDI_w \times T \times N \times C$$

- i = ogni sequenza di scansioni in un esame
- N = numero di strati
- T = spessore dello strato (cm)
- C = esposizione tomografica (mAs)

DLP (mGy × cm) Dose Length Product

Nel caso della TC elicoidale:

$$DLP = \sum_i n_i CTDI_w \times T \times A \times t$$

i = ogni sequenza elicoidale in un esame

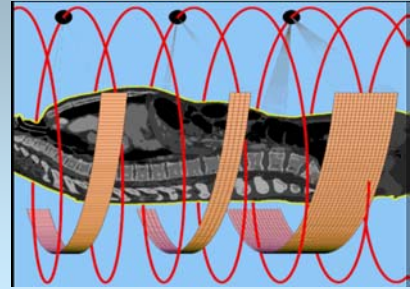
T = spessore dello strato (cm)

A = corrente anodica (mA)

T = tempo totale di acquisizione (s)

$n_i CTDI_w$ determinato per un singolo strato, come nella TC seriale

TC Multislice



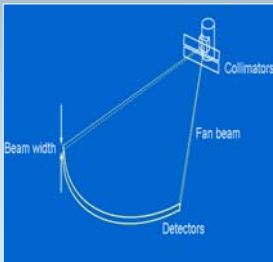
< 1998
1×5mm

1998
4×1mm

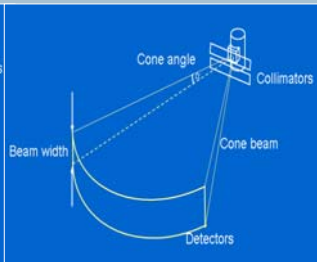
2002
16×0.75mm

L'evoluzione della TC

Fascio a VENTAGLIO

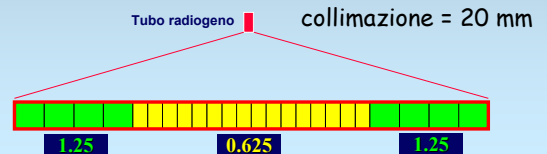
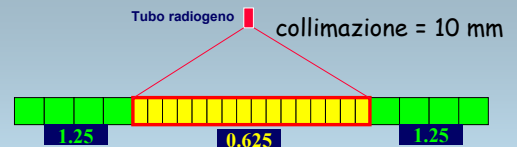


Fascio CONICO



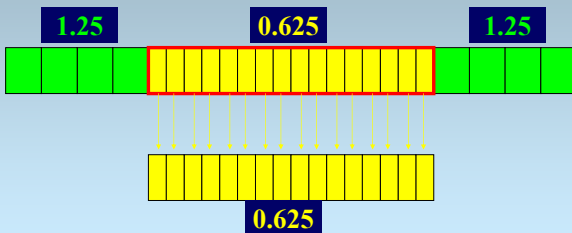
D. Origi

Configurazioni 16 slice



Lo spessore dello strato dipende da come
selgo di accoppiare i rivelatori

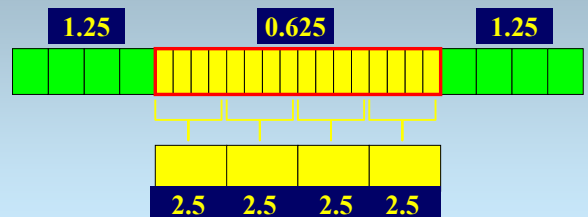
Spessore sezione = 0.625 mm



16 immagini · 0.625 mm per rotazione

Selezione spessore

Spessore sezione = 2.5 mm



4 immagini · 2.5 mm per rotazione

Spessore strato ≠ Collimazione

Spessori (mm)	Combinazioni		n. immagini	collimazione
1,25	16	0,625	8	10
	8	1,25	8	10
	16	1,25	16	20
2,5	16	0,625	4	10
	16	1,25	8	20
	8	2,5	8	20
3,75	8	1,25	4	10
	4	3,75	4	15
	8	1,25	2	10
5	16	0,625	2	10
	8	2,5	4	10
	16	1,25	4	20
7,5	4	3,75	2	15
	16	0,625	1	10
10	16	1,25	2	20

MultiSlice CT- MSCT

Nella MSCT il valore del $CTDI_w$ effettivo, che nei modelli più recenti di Tomografi Computerizzati è riportato sul display, rappresenta il descrittore più significativo della dose. Alcuni costruttori, peraltro, correggono il $CTDI_w$ per il valore del *pitch*: di fatto, quindi, essi implementano non il valore del $CTDI_w$, bensì il valore del $CTDI_{vol}$

$$PITCH = \Delta d / T$$

Δd = avanzamento del tavolo durante una rotazione completa
 T = spessore dello strato

CTDI_{vol} VOLUMETRICO

Il $CTDI_{vol}$ descrive la dose media sul volume totale esaminato per le condizioni di funzionamento TC selezionate

SCANSIONI ASSIALI $CTDI_{vol} = CTDI_w$

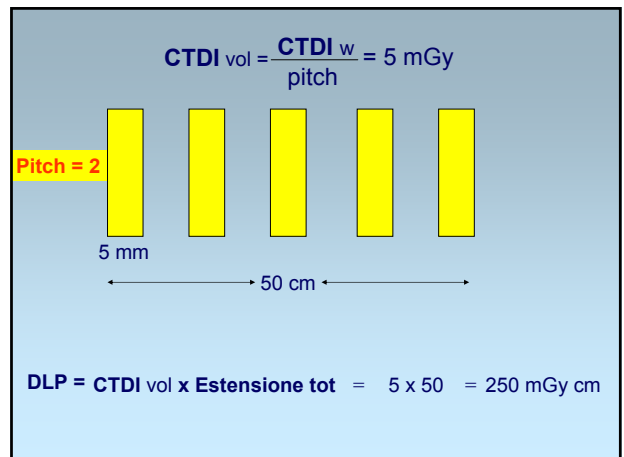
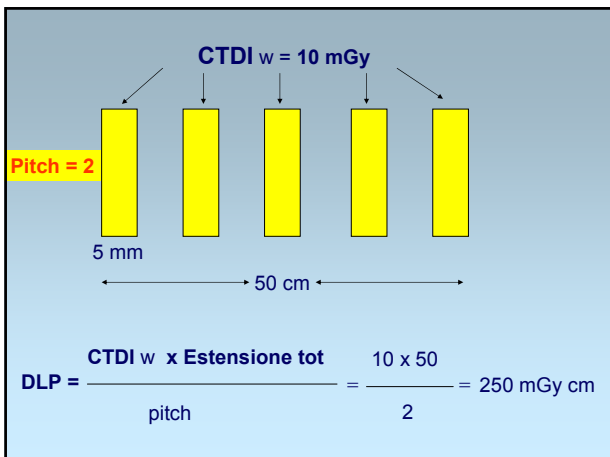
SCANSIONI ELICOIDALI $CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$

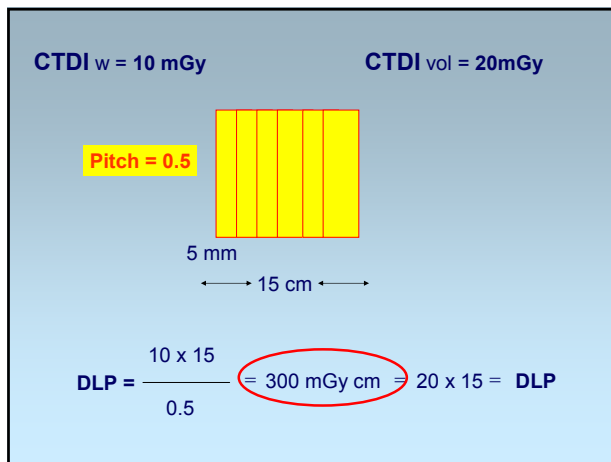
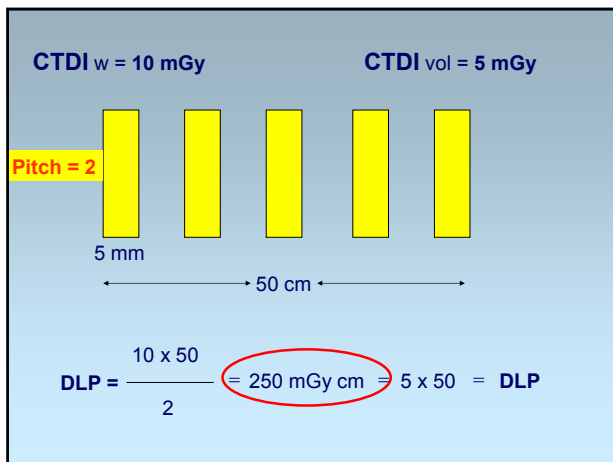
DESCRITTORI DELLA DOSE

Vecchia definizione Nuova definizione

Dose in aria	$CTDI_{air}$	$CTDI_{air}$
Dose assorbita	$CTDI_w$	$CTDI_{vol}$
LDR	DLP ↓ $CTDI_w \times \text{lungh scan}$	DLP ↓ $CTDI_{vol} \times \text{lungh scan}$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$$





ATTENZIONE !

Se pitch = 1 → CTDI_{vol} = CTDI_w

Se pitch < 1 → CTDI_{vol} > CTDI_w

Se pitch > 1 → CTDI_{vol} < CTDI_w

ATTENZIONE
quando andiamo a confrontare gli LDR !

- Per il DLP non cambia nulla
- Per il CTDI dobbiamo invece trasformare il CTDI_{vol} in CTDI_w

CTDI_{vol} × pitch = CTDI_w

LDR - Livelli Diagnostici di Riferimento
(D.lgs. 187/2000)

Livelli di dose nelle pratiche radiodiagnostiche mediche, per esami tipici per gruppi di pazienti di corporatura standard o fantocci standard per tipi di attrezzatura ampiamente definiti (art. 2, comma 1.p)

I LDR vanno intesi come strumenti di lavoro per ottimizzare le prestazioni. Sono grandezze (tempi, CTDI, ...) facilmente misurabili e tipiche per ogni procedura diagnostica. I LDR, avendo valore di standard, non si riferiscono a misure di dose assorbita dal singolo paziente, e non devono essere utilizzati al di fuori di programmi di miglioramento della qualità in radiodiagnostica. (All. II, comma 1.)

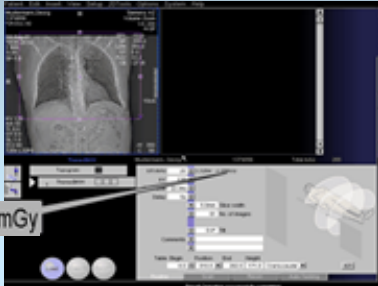
Livelli Diagnostici di Riferimento
(D.lgs. 187/2000 - Allegato II - Tabella A)

ESAME	CTDI pesato (mGy)	DLP (mGy cm)
TESTA	60	1050
TORACE	30	650
ADDOME	35	800
PELVI	35	600

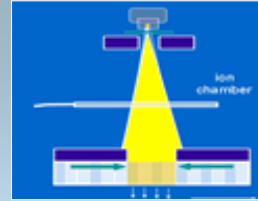
Dati di dose sulla console della TC

La norma IEC60601 prevede che sulla console compaiano:

- CTDI_{vol}
- DLP
- EG



Misura del CTDI



CTDI multislice

CTDI spirale

Dose x lunghezza camera

Dose x spessore dello strato

$n T$

T

Utilizzo dell'intera collimazione

Utilizzo di una collimazione pari allo spessore

Stima della Dose Efficace in TC

E' possibile determinare la dose efficace per un particolare protocollo di scansione partendo dal valore del **DLP** e utilizzando valori normalizzati di dose agli organi (specifici per ogni modello di TC) determinati mediante l'applicazione di metodi Montecarlo a fantocci matematici antropomorfi

STIMA DELLA DOSE EFFICACE IN TC (EUR 1262 EN)

$$E = E_{DLP} \times DLP$$

E_{DLP} = dose efficace normalizzata specifica per la regione esaminata ($mSv \times mGy^{-1} \times cm^{-1}$)

DOSE EFFICACE NORMALIZZATA

E_{DLP} ($mSv mGy^{-1} cm^{-1}$)

da European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 EN, 1999

REGIONE CORPOREA	DOSE EFFICACE NORMALIZZATA
TESTA	0.0023
COLLO	0.0054
TORACE	0.0170
ADDOME	0.0150
PELVI	0.0190

Calcolo della DOSE EFFICACE

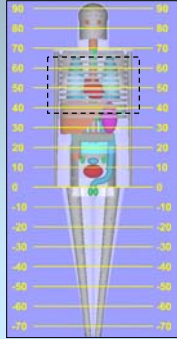
Misure con dosimetri TLD 100 LiF opportunamente calibrati possono venire posizionati in fantocci antropomorfi (per es. Alderson Rando)



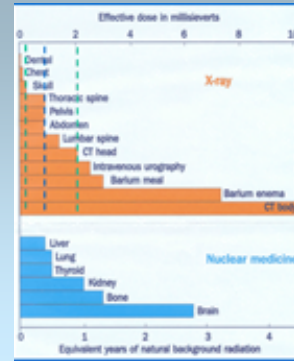
Calcolo della DOSE EFFICACE

Utilizzo di software basati sui risultati di simulazioni Montecarlo:
NRPB, CTDOSE, Windose, CT-EXPO..

- Input ⇒
- $n \text{CTDI}_{\text{air}}$
 - parametri della scansione
 - selezione della regione corporea scansionata
- Output ⇒
- dose agli organi
 - dose efficace



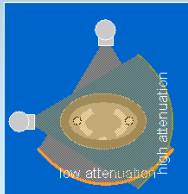
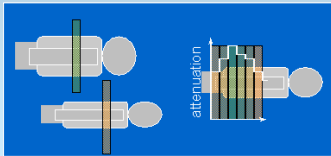
Dose efficace negli esami radiologici



NRPB

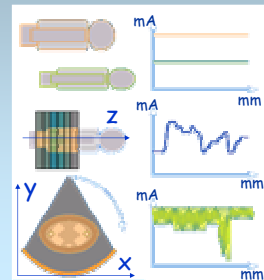
Modulazione Automatica dei mA

- Problema:** differenti dimensioni (diametri) dei pazienti e diverse attenuazioni
- da paziente a paziente
 - Lungo l'asse z
 - In AP e in direzione laterale



Modulazione Automatica dei mA

Scopo di questi sistemi è di mantenere costante la qualità dell'immagine e di limitare la dose al variare delle dimensioni e delle attenuazioni dei diversi tessuti.



Nessuna Modulazione

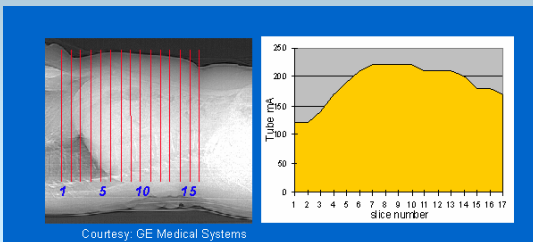
Modulazione ASSE Z

Modulazione ANGOLARE

Controllo automatico dei mA

Analogo nella TC dell'esposimetro automatico!

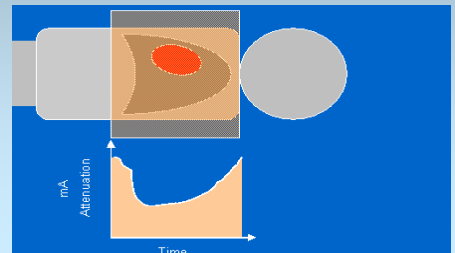
1. Si utilizza l'informazione di attenuazione da una o due scout e i mA si modificano di conseguenza. Si programma prima di effettuare la scansione



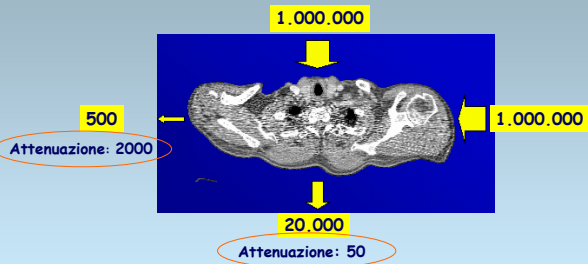
Courtesy: GE Medical Systems

Controllo automatico dei mA

2. Variazione di mA in tempo reale utilizzando l'informazione di attenuazione della precedente rotazione per mantenere costante il S/R. I mA variano gradualmente in funzione della diversa anatomia incontrata



Principio della Modulazione xy



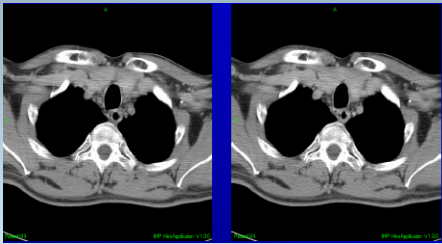
Con mA costanti si ha molto rumore disomogeneo !!

Principio della Modulazione xy



Con Modulazione dei mA si ha poco rumore omogeneo !!

Riduzione della dose



Senza modulazione
327 mAs

Con modulazione
166 mAs

49 % di riduzione della dose !

Controllo automatico dei mA

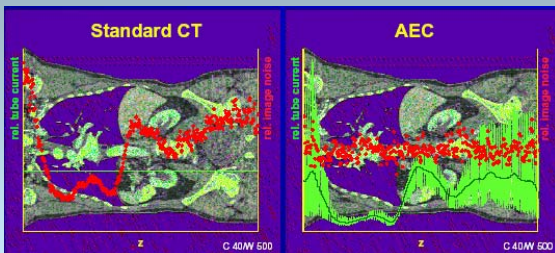


Corrente costante
213 mAs



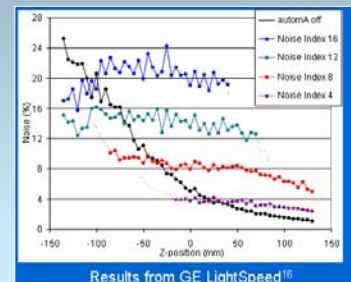
Corrente modulata
155 mAs

Modulazione della dose on-line



34% riduzione dei mAs a a parità di qualità d'immagine !

L'ImPACT ha testato vari sistemi di modulazione automatica utilizzando un fantoccio conico dedicato



Controllo automatico dei mA

Variare i mA per ciascuna rotazione del tubo
Variare i mA durante la rotazione del tubo per avere
mA diversi in AP e in laterale

VANTAGGI

La qualità dell'immagine è mantenuta costante
La dose è ottimizzata
Il riscaldamento del tubo è ridotto
Segnale più costante ai rivelatori
Riduzione di artefatti

La nostra esperienza

GE Lightspeed 4.X - 16 slice
Modulazione della dose lungo l'asse z

Invece di selezionare una certa corrente
(mA) si seleziona o un indice di rumore
(NOISE INDEX) o un indice di dose
(DOSE INDEX) oltre al range di corrente
(minimo-massimo)

SE fisso il NI allora fisso la QUALITA'
Se fisso il DI allora fisso la DOSE

Modalità manuale

- > Nessuna modulazione
- > L'operatore seleziona i mA che saranno gli stessi su tutte le fette acquisite

SE:
riduco lo spessore della fetta
aumento il pitch

i mAs aumentano in modo da mantenere costante la qualità dell'immagine



ATTENZIONE A COME CAMBIA LA DOSE!!!

Modalità automatica

- > Il fascio viene modulato
- > Se fisso l'indice di dose "dose index":
QI, Normal, Low dose

Allora

SE:
riduco lo spessore della fetta
aumenta il pitch

l'indice di rumore aumenta perché la dose è mantenuta costante



**IMMAGINI PIU' RUMOROSE
PEGGIORA IL BASSO CONTRASTO!!!**

Esempio: modalità automatica

	serie 3	serie 4	serie 5
Spessore	7.5	5	2.5
Intervallo	5	5	2.5
mAs max	440	440	440
Noise Index	10.01	11.57	15.86
Immagini	35	35	69
tempo tot	6 s	5.9 s	5.8 s
CTDI _w mGy	12.98	12.93	12.82
DLP mGy cm	265.87	264.05	257.22

La dose rimane costante e il "noise index" cresce al diminuire dello spessore dello strato

Esempio: modalità automatica

	serie 1	serie 2	serie 3
Spessore	7.5	5	2.5
Intervallo	5	5	2.5
mAs max	440	440	440
Noise Index	10.01	10.01	10.01
Immagini	35	35	69
tempo tot	6 s	5.9 s	5.9 s
CTDI _w mGy	12.98	13.63	15.06
DLP mGy cm	265.87	278.35	302.5

Se fisso il "noise index", al contrario, la dose cresce al diminuire dello spessore

Grazie per l'attenzione!



daniela.origgi@ieo.it