



AAPM Computed Tomography Radiation Dose Education Slides

*La DOSE RADIANTE in Tomografia Computerizzata:
materiale formativo a cura dell'Associazione Americana
dei Fisici Medici*

Molti dei termini impiegati in queste diapositive possono essere reperiti in CT
Terminology Lexicon:

<http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/CTTerminologyLexicon.pdf>

Traduzione a cura di:
Marco A. CICCONE
U.O. Radiologia
IRCCS "G. GASLINI" - Genova

Ultimo aggiornamento: 18 Novembre 2013

Disclaimer

- Le informazioni contenute nelle diapositive sono aggiornate alla data indicata nella prima diapositiva
- La versione originale, in lingua inglese, di questa presentazione è reperibile all'indirizzo web:
 - <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/EducationSlides.pptx>
- La variazione del contenuto di queste diapositive è **consentito**:
 - Il contenuto se modificato, inclusi eventuali errori intenzionali o non intenzionali, è da ascrivere, come responsabilità, alla sola persona/organizzazione che ha provveduto a variare la versione originale.
 - Nè la AAPM nè le aziende costruttrici che hanno partecipato alla creazione della presentazione sono responsabili della versione pubblicata della presentazione e dei contenuti di un'eventuale presentazione orale associata alla proiezione di queste diapositive.

Scopo

- Queste diapositive sono state organizzate per aiutare la comprensione dei fattori che determinano la dose radiante negli studi TC
- Gli esami TC devono essere condotti saggiamente (**wisely**) e in maniera poco invasiva (**gently**)
 - In ogni studio TC dovrebbe essere utilizzata una dose contenuta di radiazioni, quanto necessario a soddisfare la qualità delle immagini ed a rispondere al quesito clinico
 - Uno studio TC non diagnostico a causa dell'impiego di una dose radiante troppo bassa può richiedere la ripetizione dell'indagine incrementando così la dose totale somministrata al paziente



imagegently.org

imagewisely.org





Argomenti

- Che cosa si intende per Dose?
- Impostare i parametri di acquisizione
- Modulazione e Riduzione della Dose
- Visualizzazione della Dose

Che cosa si intende per Dose?

- Il *Volume Computed Tomography Dose Index* (CTDIvol) rappresenta un parametro standardizzato per misurare la **Radiazione Erogata dal Tomografo**
 - il CTDIvol NON è la quantità di dose erogata al paziente
 - il CTDIvol è misurato in unità di mGy per esposizioni su un fantoccio in materiale acrilico o di 16-cm (esami cranio/encefalo) o di 32-cm (per esami body)
 - Impiegando parametri e tecniche di scansione identiche, il CTDIvol misurato nel fantoccio di 16-cm di diametro è circa il doppio di quello misurato nel fantoccio di 32-cm
 - Il CTDIvol è basato su una serie di misure fatte dal costruttore in un ambiente industriale (in fabbrica) e non clinico
- In queste diapositive, il termine "dose paziente" viene utilizzato per descrivere la dose assorbita dal paziente, mentre il termine generico "dose" si riferisce al CTDIvol

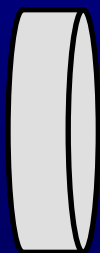
In che modo il CTDIvol è legato alla dose paziente?

- Il CTDIvol non è uguale alla “dose paziente”
- Il rapporto tra CTDIvol e dose paziente dipende da fattori molteplici, che comprendono anche la grandezza del paziente e la sua struttura
- Il Report 204 AAPM introduce un parametro denominato *Size Specific Dose Estimate (SSDE)* che consente di stimare la dose paziente basandosi sul CTDIvol e sulle dimensioni del paziente
- Per un identico CTDIvol, un paziente piccolo tenderà ad avere una dose paziente maggiore rispetto ad un paziente di grosse dimensioni



Il **CTDI_{vol}** è identico per entrambi i pz ma la dose paziente sarà più elevata per il pz più piccolo

120 kV_p e 200 mAs



32 cm
Fantoccio

CTDI_{vol} = 20 mGy

120 kV_p e 200 mAs



32 cm
Fantoccio

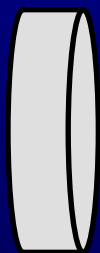
CTDI_{vol} = 20 mGy

Il **CTDI_{vol}** è identico per entrambi i pz ma la dose paziente sarà più elevata per il pz più piccolo

Che cosa si intende per Dose?

Il pz più piccolo è stato esaminato impiegando un CTDI_{vol} più basso le dosi paziente (per i due soggetti) risultano approssimativamente uguali

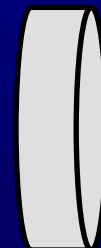
120 kV_p e 100 mAs



32 cm
Fantoccio

CTDI_{vol} = 10 mGy

120 kV_p e 200 mAs



32 cm
Fantoccio

CTDI_{vol} = 20 mGy

Il pz più piccolo è stato esaminato impiegando un CTDI_{vol} più basso le dosi paziente (per i due soggetti) risultano approssimativamente uguali

Che cosa si intende per Dose?

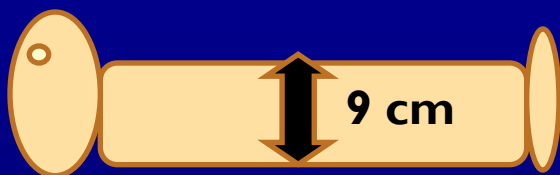
Size Specific Dose Estimate (SSDE)

- Il report 204 AAPM descrive un metodo per calcolare il parametro SSDE utilizzando CTDI_{vol}
- I fattori di conversione basati sulla grandezza del paziente (p. es., la dimensione AP o laterale, diametro effettivo) sono impiegati per **stimare** la dose paziente (per un paziente di quelle dimensioni)
- Nonostante tutto, il parametro SSDE non rappresenta l'esatta "dose paziente", dal momento che fattori quali la lunghezza della scansione e la composizione del paziente possono differire da quelle standardizzate impiegate per calcolare l'SSDE
- L'SSDE non è la dose organo specifica, ma è rappresentativo della dose media misurata al centro del volume esaminato

Che cosa si intende per Dose?

I due pazienti hanno un SSDE identico

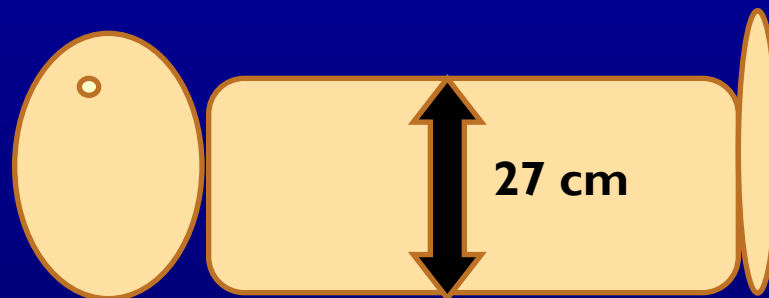
120 kVp e 100 mAs



32 cm
Fantoccio

CTDI_{vol} = 10 mGy
SSDE = 13.2 mGy

120 kVp e 200 mAs



32 cm
Fantoccio

CTDI_{vol} = 20 mGy
SSDE = 13.2 mGy

I due pazienti hanno un SSDE identico

Che cosa si intende per Dose?

Perchè utilizzare il CTDIvol?

- Il CTDIvol fornisce informazioni a proposito della quantità di radiazioni impiegate per eseguire uno studio TC
- Il CTDIvol è un parametro utile se confrontato tra diversi pazienti e protocolli ai fini della verifica e dei controlli di qualità
- Il CTDIvol può essere usato come misura per confrontare l'accuratezza dei protocolli utilizzati in centri diversi e su tomografi differenti quando le variabili collegate, come la qualità delle immagini ottenute, vengono anch'esse considerate
- Il DIR (ACR Dose Index Registry) impiega il CTDIvol per consentire il confronto tra centri diagnostici diversi riferito a tipologie di indagini simili (p.es., la TC del cranio di routine)

Che cosa si intende per Dose?

DLP (Dose Length Product)

- Il DLP (Dose Length Product) viene anch'esso calcolato dal tomografo
- Il DLP è il prodotto tra la lunghezza del volume irradiato dalla scansione e il valore medio del CTDI_{vol} lungo la stessa
- Il DLP si misura in mGy*cm

Concetti Utili/Termini

- I rapporti tra parametri di acquisizione e CTDIvol descritti nelle diapositive seguenti sono da considerarsi veri se ogni altro parametro è mantenuto costante
- Il rapporto tra un singolo parametro e CTDIvol è spesso descritto come **proporzionale** in diversi modi
 - Il simbolo \propto è impiegato per indicare “proporzionale a”
- **Direttamente proporzionale** significa che una variazione di un dato parametro causa l'identica variazione nel CTDIvol
 - Esempio: il raddoppio del tempo di rotazione (da 0.5 a 1.0 secondo) incrementerà del doppio il CTDIvol
- **Inversamente proporzionale** significa che una variazione di un dato parametro provoca l'effetto opposto sul CTDIvol
 - Esempio: il raddoppio del valore del pitch da 1 a 2 ridurrà della metà il CTDIvol

Impostare i Parametri di Acquisizione

- I Parametri di Acquisizione definiscono la tecnica che verrà usata e come procederà la scansione
- I Parametri di Acquisizione vengono impostati nell'interfaccia utente in fase di preparazione, i protocolli esame comprendono i Parametri di Acquisizione
- La variazione di un singolo Parametro di Acquisizione mantenendo tutti gli altri costanti influenzerà tipicamente il CTDI_{vol} per quel determinato studio
- Le diapositive successive descrivono l'influenza causata dalla variazione di ogni singolo parametro

Scan Mode (Modalità di Scansione)

I Parametri di Acquisizione che influenzano il CTDI_{vol} possono variare a seconda della Modalità di Scansione

- Le moderne apparecchiature TC consentono diverse Modalità di Scansione (Scan Modes) che sono tipicamente caratterizzate da come il lettino portapaziente si muove durante un esame
- Le Modalità di Scansione possibili sono
 - Sequenziale (Axial)
 - Elicoidale, spirale o volumetrica (Helical or Spiral)
 - Dinamica (Dynamic)



Modalità di Scansione Dinamica (Dynamic Scan Mode): Note

- Nella Modalità di Scansione Dinamica vengono realizzate acquisizioni multiple sullo stesso segmento corporeo. Gli studi più frequenti in questa modalità sono costituiti da:
 - Esami di perfusione (Perfusion CT)
 - Bolus Tracking
 - Test Bolus
- Le Scansioni Dinamiche spesso hanno valori di CTDIvol grandi dal momento che il tomografo registra la somma dei valori di CTDIvol di ogni rotazione
- Il valore del CTDIvol registrato NON rappresenta la dose cute o la dose organo

Spostamento del Tavolo/Incremento

La velocità di spostamento del tavolo causa una variazione del CTDI_{vol} dal momento che è una variabile del Pitch (discusso oltre)

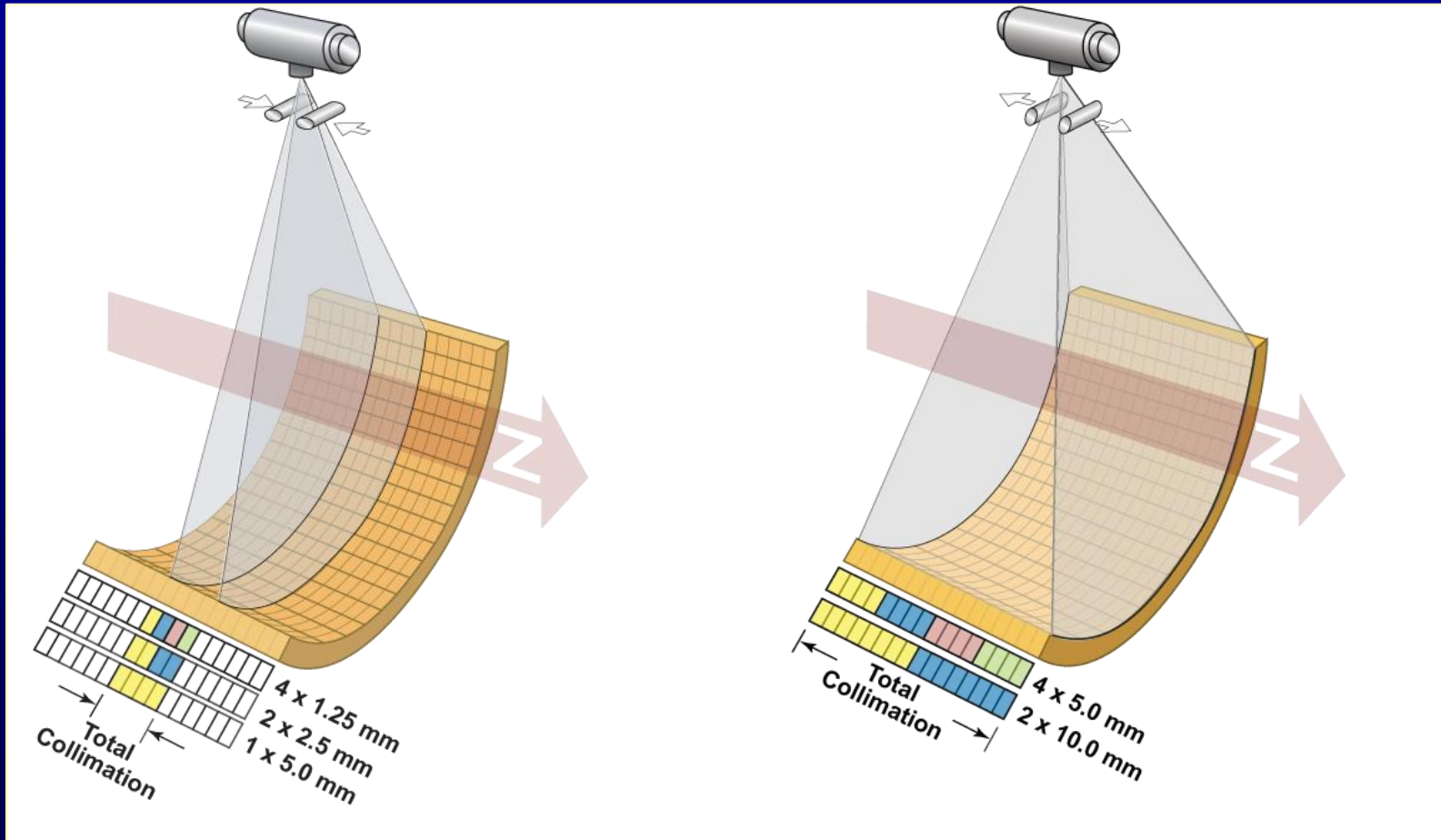
- Rappresenta il movimento del tavolo attraverso il “gantry” durante una rotazione completa di 360°
- Unità di misura: millimetri/rotazione o millimetri/secondo
- Il parametro è noto come **Spostamento del tavolo** (acquisizioni volumetriche) e **Incremento** (acquisizioni sequenziali)

Configurazione del Detettore

- Rappresenta la combinazione del numero dei canali di dati e dello spessore del detettore associato ad ogni canale dati
- La **Configurazione del Detettore** determina l'Ampiezza del Fascio o Collimazione del fascio (nT), ovvero il numero dei canali (n) moltiplicato la larghezza del rilevatore connesso con ogni canale dati (T)
- Per una determinata ampiezza selezionata del rilevatore per canale dati, una collimazione del fascio ristretta di norma determina un CTDI_{vol} più elevato rispetto a una collimazione del fascio ampia
 - Esempio: In un tomografo a 16 strati con un'ampiezza del detettore per canale di 1.25 mm, una collimazione di 4x1.25 mm è generalmente meno efficiente in termini di dose rispetto ad una collimazione di 16x1.25 mm

Gli operatori devono monitorare i valori di CTDI_{vol} quando viene variata la configurazione del detettore

Configurazione del Detettore



Impostare i Parametri di Acquisizione

Pitch

- E' il rapporto tra Spostamento del Tavolo e rotazione del gantry diviso per l'ampiezza del fascio (collimazione)
- Il Pitch è un rapporto tra due distanze perciò non ha un'unità di misura classica
- Gli operatori devono monitorare altri parametri quando variano il Pitch. A seconda del tomografo può determinarsi una compensazione automatica delle variazioni del Pitch (p.es., varia la corrente al tubo) per mantenere costante il CTDIvol impostato

CTDIvol \propto 1/Pitch:

Hitachi, Toshiba (no AEC)

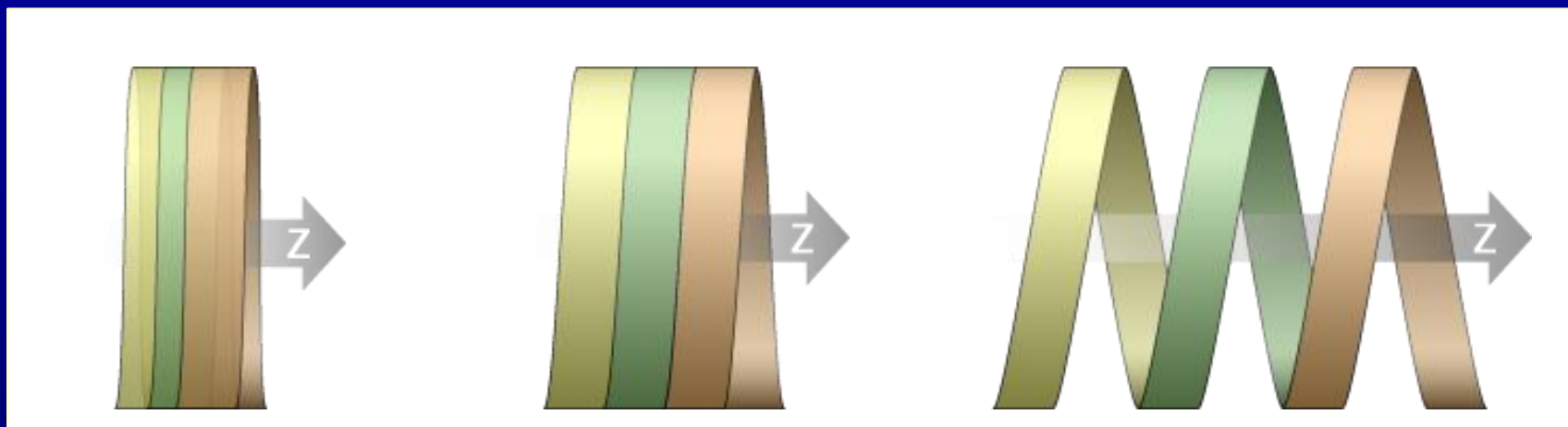
CTDIvol indipendente dalPitch:

GE, Siemens, Philips, Neusoft, Toshiba (AEC)

Pitch

- E' possibile che il CTDIvol non vari come magari si auspica l'operatore se il tomografo cambia automaticamente gli altri parametri al variare del valore del **Pitch**
- Il rapporto tra CTDIvol e pitch per i seguenti costruttori si può riassumere così:
 - Il CTDIvol è inversamente proporzionale alla variazione del pitch per: Hitachi, NeuroLogica
 - Il CTDIvol è mantenuto costante cambiando il pitch a causa della variazione di altri parametri : GE, Neusoft, Philips and Siemens
 - Il rapporto tra CTDIvol e pitch dipende dalla modalità di scansione o dalla versione del software per: Toshiba

Pitch



Pitch < 1

L'ampiezza del fascio è in parte sovrapposta ad ogni angolo di proiezione da rotazione a rotazione

Pitch = 1

Non c'è sovrapposizione del fascio ad ogni angolo di proiezione è nessun angolo di proiezione è "scoperto"

Pitch > 1

Alcuni angoli di proiezione non sono coperti dall'ampiezza del fascio in alcune posizioni del tavolo

Tempo di Esposizione per Rotazione

CTDI_{vol} \propto Tempo di Esposizione per Rotazione

Hitachi, NeuroLogica, Toshiba (no AEC)

CTDI_{vol} è indipendente dal Tempo di Esposizione
per Rotazione

GE, Siemens, Philips, Neusoft, Toshiba (AEC)

- Rappresenta la durata temporale, espressa in secondi, in cui l'erogazione dei raggi X è attiva durante la rotazione del gantry
 - Prende in considerazione il tempo di rotazione del gantry e l'intervallo di acquisizione angolare
- Unità di misura: secondi
- Gli operatori devono monitorare altri parametri quando modificano il Tempo di Esposizione per Rotazione. A seconda del tomografo può determinarsi una compensazione automatica delle variazioni dei valori del Tempo di Esposizione per Rotazione (p.es., varia la corrente al tubo))



-
- E' possibile che il CTDIvol non vari come magari si auspica l'operatore se il tomografo cambia automaticamente gli altri parametri al variare del valore del **Tempo di Esposizione per Rotazione**

Il rapporto tra CTDIvol e Tempo di Esposizione per Rotazione per i seguenti costruttori si può riassumere così:

Il CTDIvol è proporzionale alla variazione del parametro: Hitachi and NeuroLogica

Il CTDIvol è mantenuto costante cambiando il parametro a causa della variazione di altri parametri : GE, Neusoft, Philips and Siemens

Il rapporto tra CTDIvol e il parametro dipende dalla modalità di scansione o dalla versione del software per : Toshiba



-
- E' possibile che il CTDIvol non vari come magari si auspica l'operatore se il tomografo cambia automaticamente gli altri parametri al variare del valore del **Tempo di Esposizione per Rotazione**
 - Il rapporto tra CTDIvol e Tempo di Esposizione per Rotazione per i seguenti costruttori si può riassumere così:
 - Il CTDIvol è proporzionale alla variazione del parametro: Hitachi and NeuroLogica
 - Il CTDIvol è mantenuto costante cambiando il parametro a causa della variazione di altri parametri : GE, Neusoft, Philips and Siemens
 - Il rapporto tra CTDIvol e il parametro dipende dalla modalità di scansione o dalla versione del software per :Toshiba

Intensità della Corrente

CTDI_{vol} \propto Intensità della Corrente al Tubo

- Determina il numero di elettroni accelerati tra gli elettrodi del tubo X nell'unità di tempo
- Unità di misura: milliAmpere (mA)
- Il CTDI_{vol} è direttamente proporzionale all'Intensità della Corrente

Differenza di Potenziale (Tensione)

- E' il potenziale elettrico applicato tra i due elettrodi del tubo X per accelerare gli elettroni in direzione del target
- Unità: kiloVolt (kV o kVp)
- Il CTDI_{vol} è **approssimativamente** proporzionale al quadrato della percentuale di variazione della **Differenza di Potenziale**

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} \propto \left(\frac{kV_{\text{new}}}{kV_{\text{old}}} \right)^n$$

$$n \approx 2 \text{ to } 3$$



Prodotto Corrente Tempo

CTDI_{vol} \propto Prodotto Corrente Tempo

- E' il prodotto del valore dell'Intensità di Corrente applicata al tubo e il Tempo di Esposizione per rotazione
- Unità: milliAmpere-secondi (mAs)
- Il CTDI_{vol} è direttamente proporzionale al Prodotto Corrente Tempo

Prodotto Corrente Tempo Effettivo

CTDI_{vol} \propto

Prodotto Corrente Tempo Effettivo

- E' il prodotto del valore dell'Intensità di Corrente applicata al tubo e il Tempo di Esposizione per rotazione diviso per il Pitch
- Unità: milliAmpere-Secondi (mAs)
- Il CTDI_{vol} è direttamente proporzionale al Prodotto Corrente Tempo Effettivo



Campo di Misurazione

Gli operatori dovrebbero monitorare i valori dei CTDI_{vol} quando vengono cambiate le dimensioni del Campo di Misurazione

- E' il diametro del fascio primario misurato sul piano assiale all'isocentro del gantry
- Unità: millimetri (mm)
- Il CTDI_{vol} può abbassarsi quando viene ridotta la dimensione del Campo di Misurazione
 - Il rapporto tra i due valori è specifico per ogni costruttore

Filtro di Conformazione del fascio

- E' il componente del tomografo che modifica lo spettro energetico e la distribuzione spaziale del fascio primario di radiazioni
- La **Conformazione del Fascio** si ottiene per mezzo di un filtro "bow tie" e/o con filtri lamellari (flat filters)
- Il CTDI_{vol} risente da cambiamenti che intervengono nei **Filtri di Convoluzione del Fascio**
 - Il rapporto è specifico per ogni costruttore e per ogni filtro

Gli operatori dovrebbero monitorare i valori dei CTDI_{vol} quando viene cambiato il Filtro di Conformazione del fascio



Impostare i Parametri di Acquisizione: Riepilogo

Parametro	Rapporto con il CTDIvol
Modalità Scansione	Variazioni della Modalità Scansione cambiano il CTDIvol
Spostamento Tavolo/Incremento	Incremento/Spostamento variano il CTDIvol dal momento che cambiano il pitch
Configurazione Detettore	Restringere la Collimazione del fascio tipicamente, typically, ma non sempre, incrementa il CTDIvol
Pitch	Il rapporto CTDIvol / pitch dipende dal costruttore
Tempo di Esposizione Per Rotazione	Il rapporto CTDIvol / o tempo di esposizione per rotazione dipende dal costruttore
Intensità Corrente	$CTDIvol \propto$ Intensità di Corrente
Tensione	$CTDIvol \propto (kVp1/kVp2)^n$ $n \sim 2$ to 3
Prodotto Corrente Tempo	$CTDIvol \propto$ Prodotto Corrente Tempo
Prodotto Corrente Tempo Effettivo	$CTDIvol \propto$ Prodotto Corrente Tempo Effettivo
Campo di Misurazione	Variazioni del Campo di Misurazione possono cambiare il CTDIvol
Conformazione Fascio	Variazioni della Conformazione del fascio possono cambiare il CTDIvol



Modulazione e Riduzione della Dose

- In molti apparecchi TC i parametri tecnici (e, di conseguenza, il CTDI_{vol}) vengono adattati in maniera automatica allo scopo di raggiungere un livello prestabilito di qualità dell'immagine e/o di ridurre la dose
- Le tecniche di Modulazione e Riduzione della Dose variano sensibilmente a seconda del costruttore della TC, del modello e della versione del software

Controllo Automatico dell'Esposizione (AEC)

- Adatta automaticamente i valori di Corrente o di Tensione al tubo in base all'attenuazione del distretto in esame del paziente allo scopo di ottenere una qualità di immagine specifica
 - Variazioni automatiche della Corrente possono non intervenire quando viene variata la Tensione
 - **Il perfetto centraggio del paziente nel gantry è VITALE per il buon funzionamento dei sistemi AEC**
- Lo scopo dell'AEC è quello di produrre immagini di qualità specifica e costante in pazienti di dimensioni diverse. L'AEC tende ad aumentare il CTDIvol in pz di grandi dimensioni e ad abbassarlo in pz di dimensioni ridotte in base ad un valore di riferimento base (pz standard)

L'impiego dell'AEC può aumentare o diminuire il CTDIvol a seconda delle dimensioni del paziente, della zona corporea studiata e della qualità di immagine richiesta



Parametro di Riferimento della Qualità di Immagine

- E' il parametro AEC impostato dall'utilizzatore al fine di stabilire il livello atteso di qualità dell'immagine
- La variazione del Parametro di Riferimento della Qualità di Immagine causerà un cambiamento del CTDI_{vol}

Gli effetti sul CTDI_{vol} alla variazione del Parametro di Riferimento della Qualità di Immagine dipende dal costruttore della TC



-
- La variazione del **Parametro di Riferimento della Qualità di Immagine** causerà un cambiamento del CTDI_{vol}
 - Una variazione del parametro per “incrementare” la qualità di immagine (p.es., diminuendo il rumore) causerà un aumento della dose
 - Una variazione del parametro per “diminuire” la qualità di immagine (p.es., aumentando il rumore) avrà come risultato una diminuzione della dose

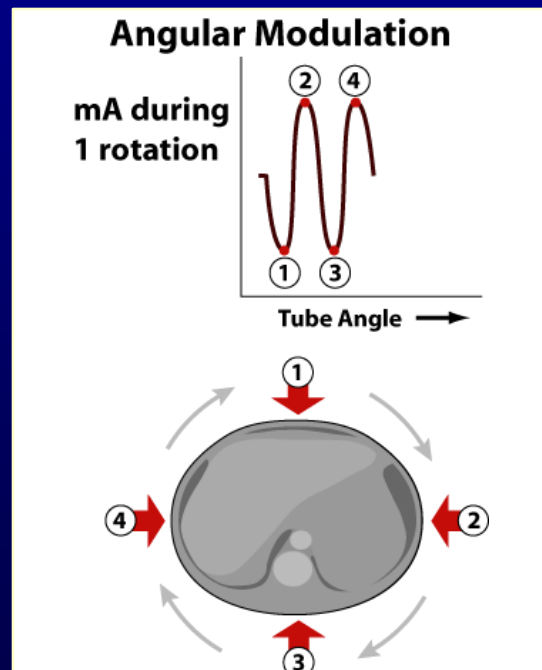


Modulazione Angolare della Intensità di Corrente

- E' una caratteristica di alcuni sistemi AEC che adatta l'Intensità di Corrente durante la rotazione del tubo RX intorno al pz. compensando le variazioni di attenuazione del fascio ad ogni angolo di entrata
- La **Modulazione Angolare dell'intensità di Corrente** è stata introdotta per cercare di erogare al detettore una dose quasi costante ad ogni angolo di entrata del fascio

L'utilizzo della Modulazione Angolare dell'Intensità di Corrente può far aumentare o diminuire il CTDI_{vol} a seconda delle dimensioni del paziente, della zona corporea studiata e della qualità di immagine richiesta

- La Modulazione Angolare dell'intensità di Corrente utilizza le informazioni provenienti da uno o due sensori



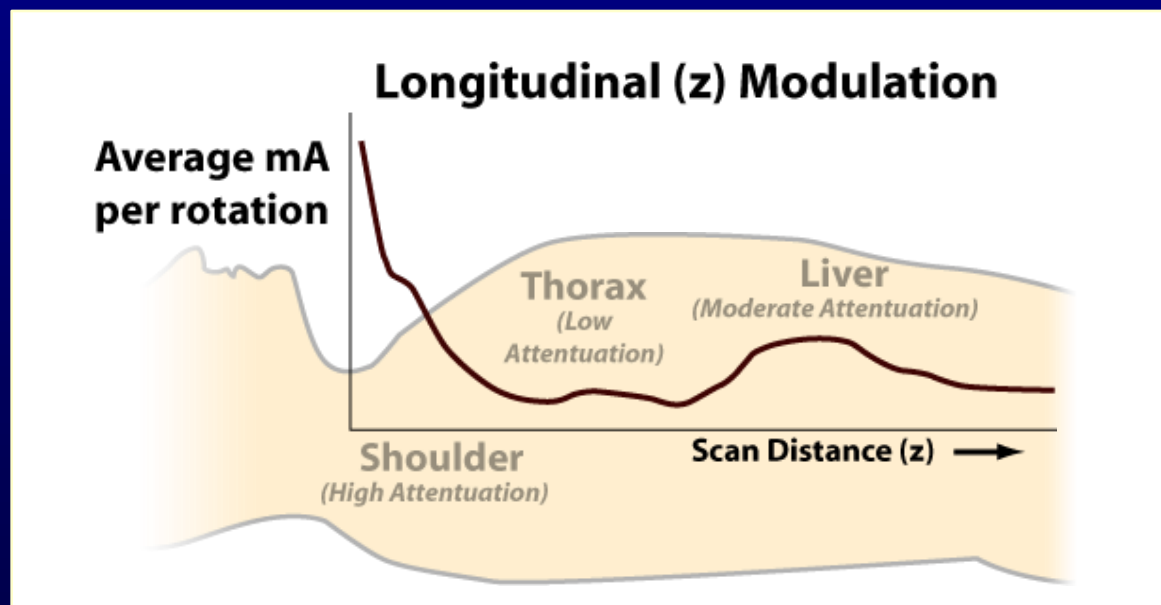


Modulazione Longitudinale della Intensità di Corrente

- E' una caratteristica di alcuni sistemi AEC che adatta l'Intensità di Corrente compensando le variazioni di attenuazione del fascio dovute alla variazione dei segmenti corporei durante lo spostamento longitudinale del lettino
- Per stimare le variazioni di attenuazioni del paziente utilizza lo scanogramma (scoutview, localizer) della TC

L'utilizzo della Modulazione Longitudinale dell'Intensità di Corrente può far aumentare o diminuire il CTDI_{vol} a seconda delle dimensioni del paziente, della zona corporea studiata e della qualità di immagine richiesta

- La Modulazione Longitudinale dell'Intensità di Corrente utilizza le informazioni provenienti da uno o due scanogrammi



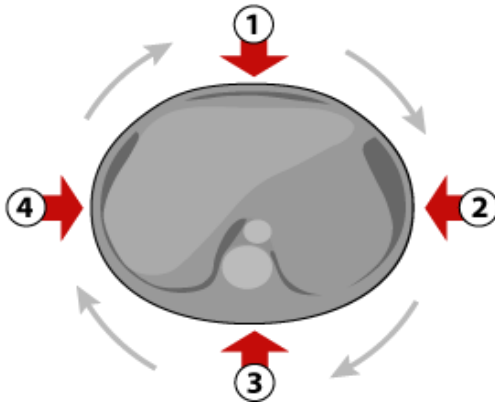
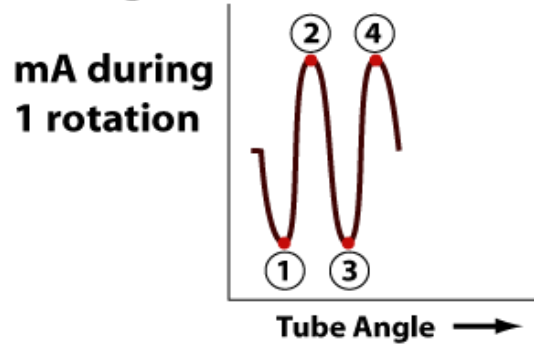
Modulazione Angolare e Longitudinale della Intensità di Corrente

- E' una caratteristica di alcuni sistemi AEC in grado di incorporare le proprietà sia della **Modulazione Angolare** che di quella **Longitudinale della Intensità di Corrente** per:
 - Adattare l'Intensità di Corrente considerando l'attenuazione complessiva del pz.
 - Modulare l'Intensità di Corrente considerando sia le dimensioni angolari (X-Y) sia la longitudinale (Z) adattando l'erogazione dei raggi X alla forma del pz.

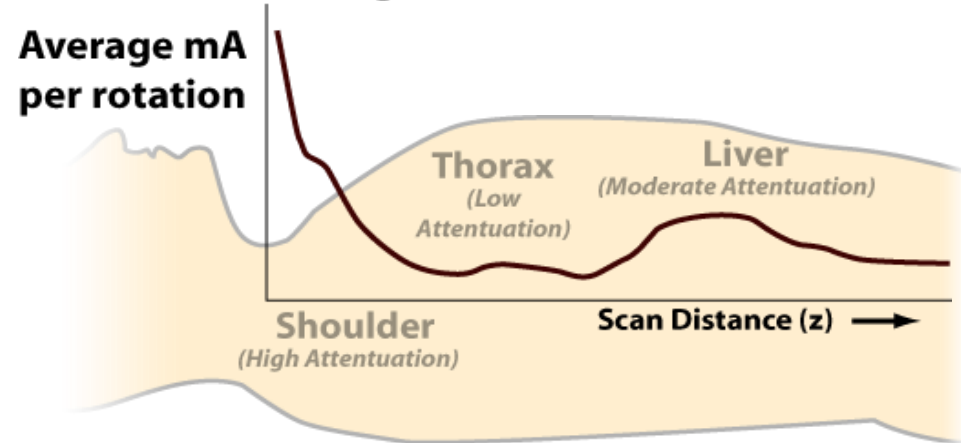
L'utilizzo della Modulazione Angolare e Longitudinale dell'Intensità di Corrente può far aumentare o diminuire il CTDI_{vol} a seconda delle dimensioni del paziente, della zona corporea studiata e della qualità di immagine richiesta

Modulazione Angolare e Longitudinale della Intensità di Corrente

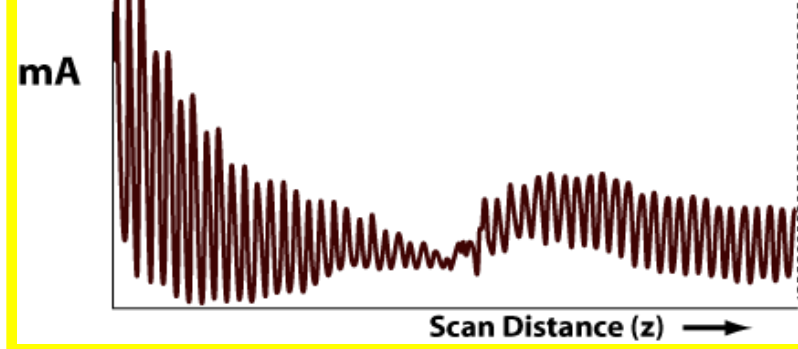
Angular Modulation



Longitudinal (z) Modulation



Longitudinal (z) and Angular Modulation



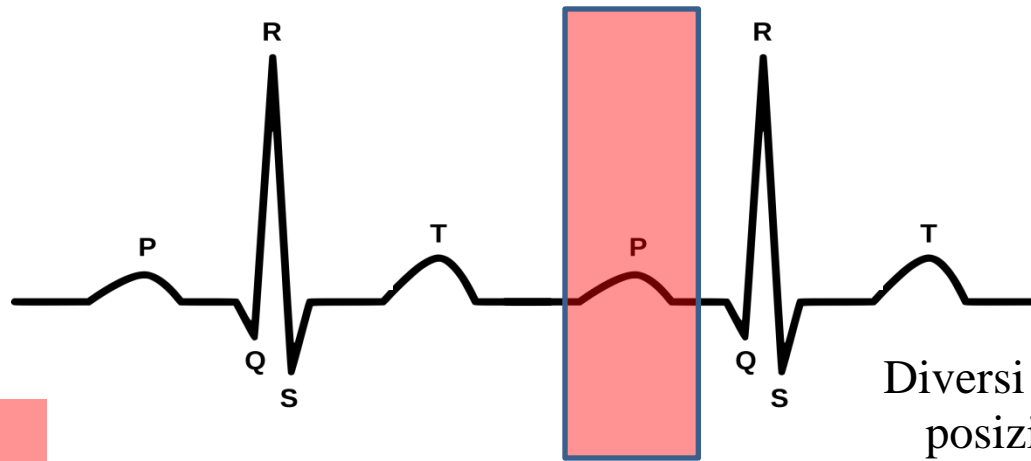


Modulazione Longitudinale della Intensità di Corrente basata sull'ECG

- E' una caratteristica di alcuni sistemi AEC impiegata con la tecnica di imaging che utilizza il gating cardiaco prospettico che permette di adattare l'Intensità di Corrente a seconda delle fasi del ciclo cardiaco
- Quando si impiega il gating prospettico occorre considerare attentamente il valore della frequenza cardiaca del pz. esaminato

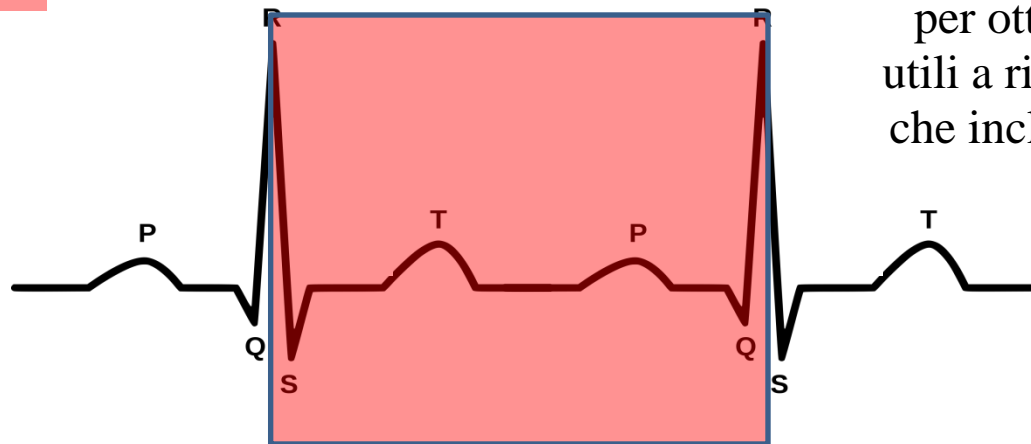
L'impiego della Modulazione Longitudinale della Intensità di Corrente basata sull'ECG con gating prospettico diminuisce il CTDI_{vol} se paragonata alla tecnica basata sul gating retrospettivo

Modulazione Longitudinale della Intensità di Corrente basata sull'ECG



Radiation
On

Diversi battiti cardiaci e posizioni del tavolo possono essere necessari per ottenere tutti dati utili a ricostruire il FOV che include il cuore per intero



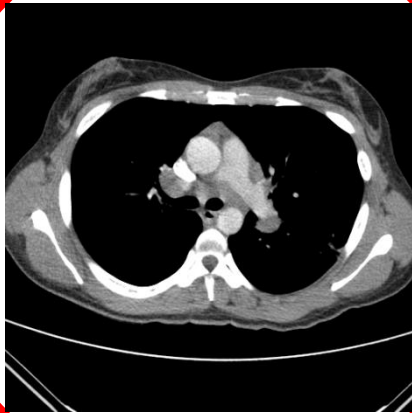
Modulazione e Riduzione della Dose

Modulazione dell'Intensità di Corrente "Organ-Based"

- E' una caratteristica di alcuni sistemi AEC che consente di diminuire l'Intensità di Corrente (o di interrompere l'erogazione) in presenza di organi particolarmente radiosensibili posti in posizione anteriore, come le mammelle e i cristallini
- Per mantenere la qualità di immagine, può essere previsto un incremento dell'Intensità di Corrente durante le altre proiezioni (laterali e posteriori)

L'impiego della Modulazione dell'intensità di Corrente "Organ-Based" può ridurre la dose assorbita dagli organi superficiali anteriori del corpo ma può incrementare la dose assorbita da altri organi

Modulazione dell'Intensità di Corrente "Organ-Based"



Gantry

Conventional



Gantry

Organ-Based Modulation



Selezione Automatica della Tensione

- E' una caratteristica di alcuni sistemi AEC che consente di selezionare la Tensione al tubo secondo l'esigenza diagnostica e la dimensione del paziente al fine di ottenere la qualità di immagine desiderata con un CTDIvol contenuto

L'impiego della Selezione Automatica della Tensione ha lo scopo di diminuire il CTDIvol ottenendo la qualità di immagine richiesta per una data esigenza diagnostica e la grandezza del paziente



-
- La Tensione non viene modulata allo stesso modo dell'Intensità di corrente
 - Non varia a seconda della posizione del tubo (angoli di proiezione) intorno al paziente
 - La Tensione al tubo per un paziente specifico (regione anatomica ed esigenza diagnostica), viene scelta e mantenuta costante per tutta l'acquisizione , sebbene possa essere variata per un'esigenza diagnostica diversa

Ricostruzione Iterativa

- E' uno strumento (modalità di ricostruzione dell'immagine) che, utilizzando le informazioni acquisite durante la scansione le sottopone a diversi passaggi di ricostruzione al fine di produrre un'immagine con meno "rumore" o di migliore qualità (p.es., una risoluzione spaziale più elevata o l'attenuazione di artefatti) rispetto a quella ottenibile utilizzando le tecniche di ricostruzione standard

L'impiego della sola Ricostruzione Iterativa non provoca una diminuzione del CTDIvol; ma con l'uso della Ricostruzione, aumenta la qualità dell'immagine e questo può consentire una riduzione CTDIvol attraverso l'a variazione dei parametri di acquisizione impiegati per quel dato esame



-
- La Ricostruzione Iterativa può essere realizzata utilizzando i dati computandoli nello Spazio delle Immagini, o nello Spazio dei Sinogrammi o con un approccio basato su modelli (Model Based)
 - Attivando/Modificando il livello percentuale (%) della Ricostruzione Iterativa impiegato è possibile modificare (o no) il CTDI_{vol} dell'esame e/o la qualità dell'intera serie di immagini acquisite
 - I Radiologi e i Fisici Medici di ogni centro, in collaborazione, possono stabilire i parametri di acquisizione corretti per i vari esami TC utilizzando la Ricostruzione Iterativa analizzando la tipologia dell'esame, i tipi di pazienti, la qualità di immagine necessaria, i dati dosimetrici e le richieste dei Radiologi refertanti



Riduzione del Rumore con l'Impiego di altri Software di Post elaborazione

- Sono disponibili altri software commerciali che possono essere utilizzati per ridurre la percentuale di rumore delle immagini già ricostruite
- I Radiologi e i Fisici Medici di ogni centro, in collaborazione, possono decidere di variare i parametri di acquisizione al fine di ridurre il CTDI_{vol} utilizzando questi software, analizzando la tipologia dell'esame, i tipi di pazienti, la qualità di immagine necessaria, i dati dosimetrici e le richieste dei Radiologi refertanti



Visualizzazione della Dose

- I valori di dose (espressi in CTDIvol) per ogni esame possono essere visualizzati dall'operatore, prima dell'inizio dell'acquisizione, sull'interfaccia utente del tomografo
- Il valore del CTDIvol per ogni scansione viene riportato in una pagina riassuntiva dei dati esame o nel report strutturato di dose DICOM
- Le informazioni sulla Dose fornite al termine dell'esame includono di solito anche il DLP e la dimensione del fantoccio CTDI. In alcune apparecchiature queste informazioni vengono fornite anche prima dell'acquisizione.



Visualizzazione del CTDIvol pianificato

- Il valore del **CTDIvol** viene **visualizzato** prima dell'acquisizione delle serie di immagini di ogni esame ed è basato sui parametri tecnici impostati
- E' importante controllare il valore del **CTDIvol** prima di eseguire uno studio TC per verificare che la dose erogata dal tomografo sia corretta tenendo conto del singolo paziente e del quesito diagnostico proposto

Il valore del CTDIvol viene visualizzato per ogni acquisizione pianificata



Pagina Riassuntiva dei Dati Dosimetrici

- Al termine di ogni studio TC, viene creata una **Pagina Riassuntiva dei Dati Dosimetrici** che comprende tutte le informazioni relative ai valori di CTDI_{vol} e DLP impiegati e la dimensione del fantoccio impiegato per stabilire tali valori
- Le informazioni sono di norma riferiti ad ogni singola serie acquisita



Pagina Riassuntiva dei Dati Dosimetrici - CTDIvol

- Il valore del **CTDIvol** viene visualizzato per ogni serie acquisita ed è calcolato in base ai parametri tecnici utilizzati per acquisire i dati immagine
- E' utile verificare il valore di CTDIvol al termine dell'esecuzione dell'esame per controllare se la dose impiegata (output del tomografo) è realmente quella prevista

Il valore del CTDIvol viene visualizzato per ogni serie acquisita



Pagina Riassuntiva dei Dati Dosimetrici - DLP

- Il valore del **DLP** viene **visualizzato** per ogni serie acquisita ed è calcolato in base ai parametri tecnici utilizzati per acquisire i dati immagine e la lunghezza della scansione

Il valore del DLP viene visualizzato per ogni singola serie acquisita e come somma totale per l'intero esame



Pagina Riassuntiva dei Dati Dosimetrici – il Fantoccio CTDI

- La dimensione del **Fantoccio CTDI** utilizzato per ogni serie acquisita durante l'esame viene visualizzata
- Possono essere impiegati fantocci diversi per calcolare il valore del CTDI_{vol} per acquisizioni diverse utilizzate nel corso dello stesso esame (e possono variare a seconda del costruttore)
 - Esempio: esame TC Cranio – Cervicale
 - Il Fantoccio Body viene utilizzato per calcolare il CTDI_{vol} per l'esame della Colonna Cervicale
 - Il Fantoccio Testa viene utilizzato per calcolare il CTDI_{vol} for l'esame del Cranio



La Somma dei Valori di Dose nel Report

- I valori del CTDIvol per ogni singola serie NON vengono sommati allo scopo di fornire un valore di CTDIvol “totale” per ogni esame
 - Questa affermazione è vera in particolare se le serie coprono diverse sezioni anatomiche
- I valori del DLP delle varie serie vengono invece di norma sommati nella Pagina Riassuntiva dei dati Dosimetrici (dose report) per consentire una stima complessiva dell’esposizione al paziente
 - Occorre essere cauti nel considerare il valore somma del DLP dal momento che possono essere stati utilizzati fantocci di dimensioni diverse per calcolare i valori di CTDIvol impiegati per determinare i DLP
- Ogni volta che viene richiesta la stima della Dose per un paziente specifico occorre contattare il Fisico Medico di riferimento



Notifiche dei Livelli di Dose

- Le **Notifiche dei Livelli di Dose** possono essere impostate su un tomografo per ogni serie compresa in un protocollo esame
- Se il valore stabilito di CTDI_{vol} è superiore alla **Notifica** impostata e si attiva il messaggio di allerta, l'operatore ha la possibilità di cambiare o di confermare i protocolli di acquisizione impostati
- I **Livelli di Notifica** impostati possono essere superati in determinati casi per pazienti specifici od esigenze diagnostiche (p.es., nel caso di pazienti obesi o di scansioni con monitoraggio del bolus scan)



Livelli di Allerta di Dose

- I **Livelli di Allerta di Dose** quando vengono superati richiedono uno specifico intervento dell'operatore per proseguire l'esame
- I **Livelli di Allerta di Dose** si attivano di norma per valori di dose più elevati di quelli stabiliti con le **Notifiche dei Livelli di Dose** e considerano la somma derivante da tutte le serie dell' singolo esame
- Quando si attiva un **Livello di Allerta** l'operatore deve obbligatoriamente confermare che il protocollo ed i parametri di scansione sono corretti inserendo il proprio nome. Può anche essere stabilito (opzionale) che l'operatore inserisca in un campo alfanumerico una breve nota esplicativa.



Il Report di Dose Strutturato

- I **Report di Dose Strutturati** (Radiation Dose Structured Reports - RDSRs) vengono forniti con le nuove versioni software dei tomografi computerizzati in un formato DICOM definito.
- I **Report di Dose Strutturati** comprendono una serie di informazioni dettagliate che riguardano l'irradiazione del paziente per quel definito esame.
- I **Report di Dose Strutturati** sono molto dettagliati e richiedono un adatto visualizzatore RDSR per un'immediata e semplice visualizzazione delle informazioni più rilevanti.



Quesiti e Approfondimenti

- Per eventuali domande o approfondimenti sui temi trattati da questa presentazione potete contattare lo specialista in Fisica Medica del vostro centro, il vostro coordinatore tecnico, il medico radiologo specialista in TC o il tecnico istruttore dell'azienda costruttrice.

Ringraziamenti e Contributi

- **AAPM**
 - Dianna Cody, Dustin Gress, Michael Heard, Jim Kofler, Cynthia McCollough, Mike McNitt-Gray, Bob Pizzutiello, Mark Supanich
- **ACR**
 - Mark Armstrong, Penny Butler, Dina Hernandez
- **ASRT**
 - Virginia Lester
- **DICOM**
 - David Clunie, Kevin O'Donnell
- **FDA**
 - Thalia Mills



Ringraziamenti e Contributi

- GE
 - John Jaeckle
- Hitachi
 - Mark Silverman
- Philips
 - Amar Dhanantwari
- Neusoft
 - Keith Mildemberger
- Neurologica
 - Donald Fickett
- Siemens
 - Christianne Liedecker
- Toshiba
 - Kristen Boedecker
- MITA
 - Brian Abraham