



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**

# **UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA**

**DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED**

**CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN "TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,  
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA"**

**Sede di Treviso**

**Presidente: Prof. Roberto Stramare**

**Tesi di Laurea:**

**Caratterizzazione di due sistemi CT Dual Energy e valutazione del loro possibile utilizzo  
nella riduzione degli artefatti metallici.**

**Relatore:** Cimolai Sara

**Correlatore:** Montagner Luigina

**Laureando:** Igne Giacomo

**Anno Accademico 2022/2023**



# Indice

|   |    |
|---|----|
| <b>Indice</b> .....                                       | 3  |
| <b>1. Abstract</b> .....                                  | 5  |
| <b>2. Introduzione</b> .....                              | 7  |
| 2.1 Evoluzione tecnologica.....                           | 7  |
| 2.2 CT dual-source Dual Energy.....                       | 11 |
| 2.3 CT twin-beam Dual Energy.....                         | 12 |
| 2.4 Principi fisici dei sistemi Single e Dual Energy..... | 13 |
| <b>3. Scopo della tesi</b> .....                          | 19 |
| 3.1 Cause degli artefatti metallici.....                  | 19 |
| 3.2 DECT e riduzione degli artefatti metallici.....       | 21 |
| <b>4. Materiali e Metodi</b> .....                        | 29 |
| 4.1 CT Somatom Definition Flash.....                      | 29 |
| 4.2 CT Somatom Definition Edge.....                       | 30 |
| 4.3 Catphan 600.....                                      | 31 |
| 4.4 IMRT Phantom Thorax.....                              | 32 |
| 4.5 AutoQA Lite.....                                      | 33 |
| 4.6 ImageJ.....   | 35 |
| <b>5. Raccolta e analisi dei dati</b> .....               | 37 |
| <b>6. Conclusioni</b> .....                               | 47 |
| <b>7. Bibliografia</b> .....                              | 49 |



## **1. Abstract**

Si vuole mettere a confronto le capacità di un sistema CT convenzionale con due diversi sistemi Dual Energy nell' analisi di immagini affette da artefatti metallici. Vengono caratterizzati due sistemi CT Dual Energy e confrontati nella risposta ad un inserto metallico interposto in un fantoccio che simula il torace. Lo stesso viene poi acquisito nella modalità di TC convenzionale con l' algoritmo utile alla rimozione dell' artefatto metallico. Lo scopo del lavoro è valutare se ci siano differenze.

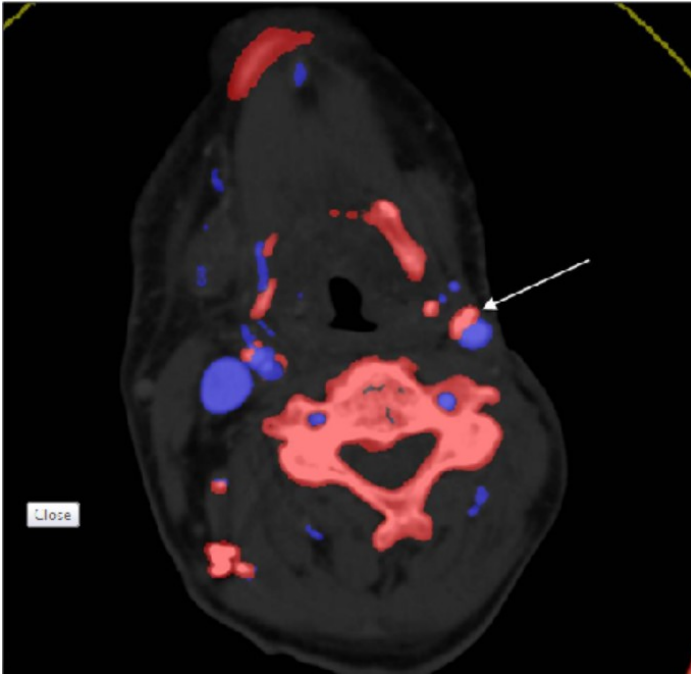


## 2. Introduzione

L'idea della Tomografia Computerizzata è stata introdotta negli anni '60 con lo sviluppo delle prime tecnologie. I primi scanner vennero commercializzati negli anni '70 e cominciano ad avere grande popolarità negli anni '80. L'evoluzione della tecnica inizia con la capacità di avere scansioni di tipo elicoidale in grado di produrre immagini volumetriche con risoluzioni sempre più spinte, sub-millimetriche. Il suo utilizzo risulta così non più limitato a scopi anatomici ma soprattutto a scopi patologici, un esempio è la CT angiografica ove viene aggiunto un mezzo di contrasto.

### 2.1 Evoluzione tecnologica

L'evoluzione già negli anni '70 prosegue con l'uso della CT a doppia sorgente, ovvero l'utilizzo di due differenti tubi RX e due detettori associati presenti in una singola unità CT. Il vantaggio di questa tecnica è dovuto all'esposizione del paziente a due spettri energetici diversi. Tuttavia, senza una adeguata tecnologia che consentiva di impiegare due energie diverse in una unica scansione, il paziente sarebbe stato scansionato due volte e nel caso peggiore con l'uso del mezzo di contrasto sarebbero state prodotte due diverse distribuzioni dello iodio nelle due diverse sequenze di immagini: la tecnologia non era ancora pronta a questo utilizzo. Con lo sviluppo della CT a doppia energia inoltre si sono delineate applicazioni aggiuntive come la capacità di differenziazione dei tessuti e/o la visualizzazione di tendini e legamenti. La Dual Energy CT ha dimostrato la sua utilità in una varietà di applicazioni cliniche: l'angiografia è migliorata, l'osso può essere identificato in base alle sue proprietà spettrali e può essere rimosso da un angiogramma, lo iodio nei vasi sanguigni rimane l'unico materiale denso e può essere ripreso con una qualità di immagine simile a quelle della Risonanza magnetica. Inoltre si può visualizzare una placca in vasi che si sono calcificati ad esempio per diagnosticare l'arteriosclerosi. (fig. 1)

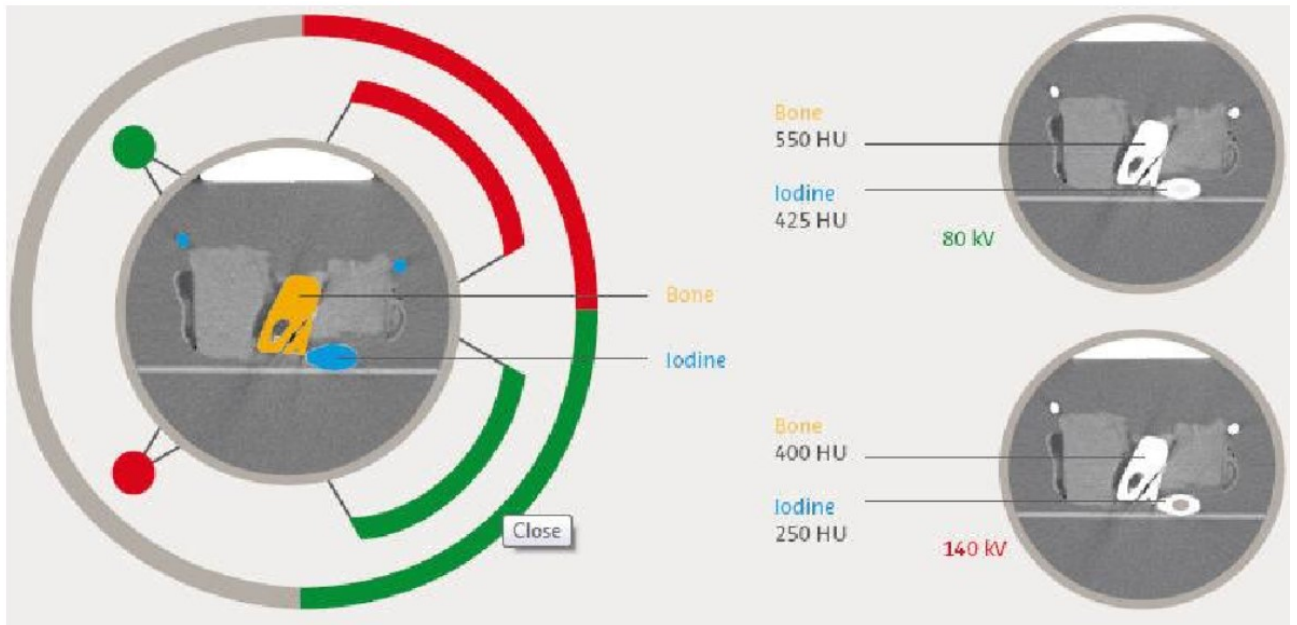


*Figura 1. La distribuzione della placca nell'arteria carotide può essere visualizzata grazie alla differenziazione di calcio (rosso) e iodio (blu)*

Il primo scanner DECT approvato per uso clinico è stato introdotto sul mercato nel 2006. A questo è seguito, qualche anno dopo uno scanner CT con commutazione rapida di Kvp e tecnologia a rivelazione rapida. Da allora ne sono stati resi disponibili diversi, basati su varie tecnologie, da parte di diversi produttori. Si è anche assistito ad un loro perfezionamento per ottimizzare la qualità delle immagini, le capacità di post-elaborazione, l'esposizione alle radiazioni e la facilità d'uso.

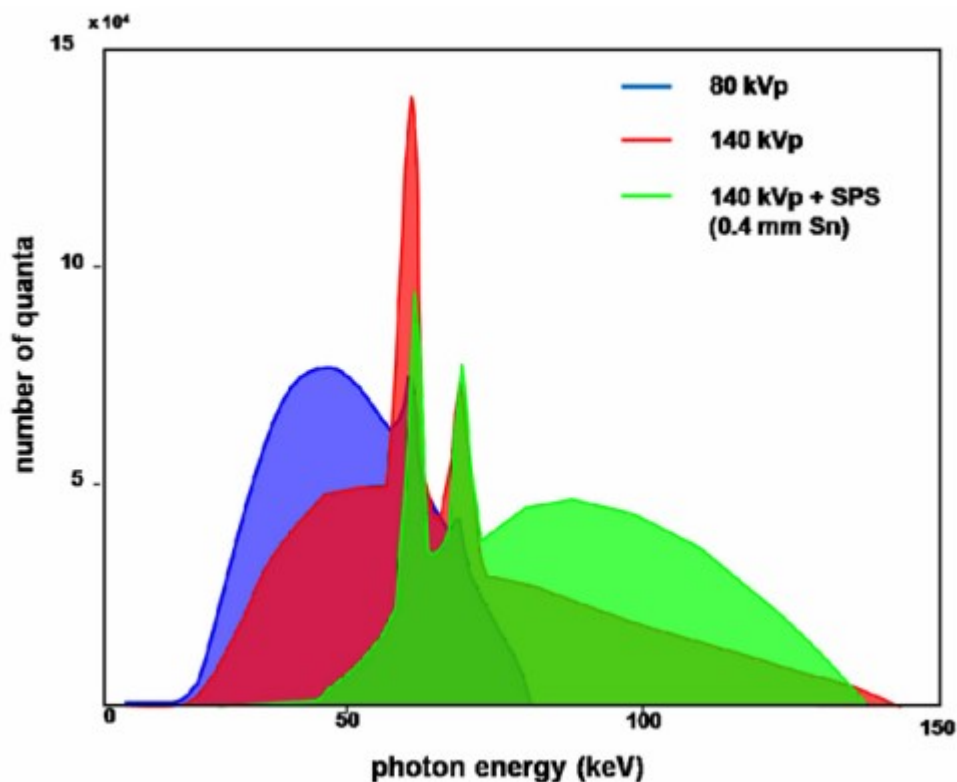
La tomografia computerizzata utilizza i raggi X generati da un anodo rotante, questi attraversano un oggetto e arrivano ad un rivelatore digitale. Il segnale che viene rilevato riflette l'intensità del fascio di raggi X dopo che è stato attenuato nell'attraversare il corpo stesso. L'attenuazione dipende dallo spettro energetico del fascio, dalla tipologia del materiale da attraversare, oltre che, dallo spessore e dalla densità dell'oggetto stesso. Conoscere l'energia del fascio permette di formulare ipotesi sul materiale attenuante e, sulla base delle proprietà spettrali della radiazione rivelata, caratterizzare particolari tessuti.





**Figura 2.** Schema di un'unità CT a doppia sorgente che mostra le due immagini acquisite utilizzando due tubi con spettri energetici diversi. Le immagini mostrano le differenze di attenuazione riflesse nell'unità Hounsfield (HU) che derivano dai diversi spettri energetici.

I sistemi DE utilizzano due tensioni diverse nell'acquisizione, generalmente 140KVp e 80KVp queste consentono una differenziazione delle energie dei fasci X (fig. 3). Per una differenza di tensione di 60KVp ci si aspetterebbe una variazione di energia compresa tra i 70 Kev e i 40 Kev, cioè di circa 30 Kev. Tuttavia, il fascio RX non essendo monocromatico ma costituito da un continuum di energie che includono anche i raggi X caratteristici del materiale anodico dà come risultato una energia media dei due spettri rispettivamente di circa 76 Kev e 56 Kev con una differenza d'energia di molto inferiore (20Kev). In genere questi sistemi utilizzano un filtro di stagno per rimuovere i raggi X di bassa energia dallo spettro, in tal modo l'energia media del fascio aumenta fino ad arrivare all'incirca a 92Kev; tale fenomeno è detto "indurimento del fascio".



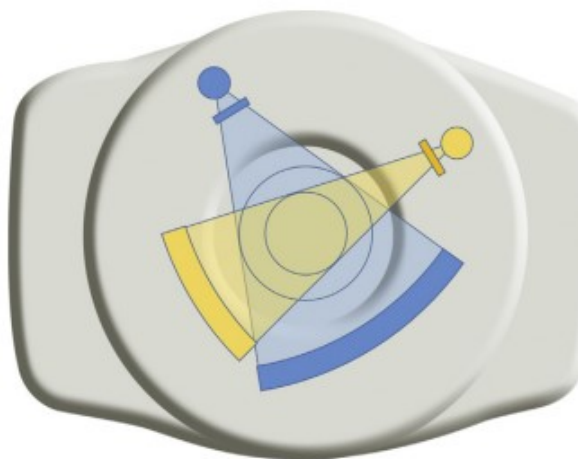
*Figura 3. Spettro di energia per tensioni di 80 e 140 Kvp, e spettro di energia risultante dopo l'indurimento del fascio mediante filtro allo stagno.*

L'attenuazione del fascio X per energie moderatamente alte è dovuta alla diffusione Compton ma, ad energie più basse risulta essere dominata dall'effetto fotoelettrico. L'effetto fotoelettrico dipende dal numero atomico Z del materiale con una potenza di tre e risulta il fenomeno fisico più utile per differenziare gli elementi del corpo umano che hanno un numero atomico Z diverso ma elevato come il calcio, il magnesio o lo iodio. Proprio perché hanno un numero atomico diverso questi elementi possono essere distinti e visualizzati ad energie molto più basse che nelle CT convenzionali. Ciò risulta particolarmente utile nelle CT angiografiche dove viene utilizzato lo iodio come agente di contrasto per rendere visibile la parte vascolare.

Come nel caso di qualsiasi tipo di tecnologia di fascia alta, si tratta di un settore in continua evoluzione, con l'introduzione di continui perfezionamenti e iterazioni. L'attenzione si concentra sugli aspetti fondamentali, quali modalità di acquisizione, nonché sui vantaggi e gli svantaggi di ciascuno di essi.

## 2.2 CT Dual-Source Dual Energy

Come suggerisce il nome, uno scanner a doppia sorgente è costituito da 2 combinazioni di sorgente e rivelatore (Fig. 4). Le combinazioni sorgente-rivelatore sono ad angolo quasi perpendicolare, consentendo di scansionare lo stesso volume simultaneamente utilizzando fasci di raggi X con spettri diversi ad alta e bassa energia.



*Figura 4. DECT a doppia sorgente (Siemens AG); Illustrazione schematica di scanner con combinazione di rivelatori a doppia sorgente con le 2 catene di imaging in una configurazione quasi ortogonale, che consente di scansionare la stessa fetta simultaneamente alle 2 energie. Il giallo è utilizzato per illustrare lo spettro a bassa energia e in blu lo spettro ad alta energia. In genere, 80-100 Kvp (spettro a bassa energia) e 140-150 Kvp (spettro ad alta energia) a seconda del modello, ma per applicazioni specifiche possono essere utilizzate altre combinazioni.*

Il sistema possiede due coppie separate sorgente X-detettore e utilizza un filtro per eliminare i fotoni a bassa energia con conseguente indurimento dello spettro energetico.

L'uso di tubi separati consente di regolare in modo indipendente la tensione e la corrente del tubo, contribuisce a ottimizzare la separazione degli spettri a bassa e ad alta energia e facilita il bilanciamento delle quantità totali dei quanti emessi dai 2 tubi.

Per alcuni modelli di scanner, può essere disponibile un filtro aggiuntivo e le acquisizioni vengono generalmente eseguite a 100/140 Kvp anziché a 80/140 Kvp. Ciò consente di acquisire scansioni con un rumore d'immagine più basso soprattutto per i pazienti più grossi per i quali l'utilizzo degli 80 Kvp potrebbero non dare risultati ottimali.

Un ulteriore vantaggio di 2 tubi separati è che i tubi combinati possono fornire un flusso totale di raggi X più elevato in un determinato tempo, il che è vantaggioso anche per i pazienti più grandi.

Lo svantaggio apportato da questo tipo di sistemi riguarda le sfide poste dallo spazio limitato della TAC; la Figura 4 ci mostra in maniera schematica come a causa dello spazio limitato nel gantry della CT ci sia lo spazio sufficiente solo per un secondo rivelatore molto più piccolo rispetto al primo (ad esempio, 27, 33 o 35 cm, a seconda del modello) e comunque anche il primo è sempre inferiore ai 50 cm presenti nelle TC a singola energia.

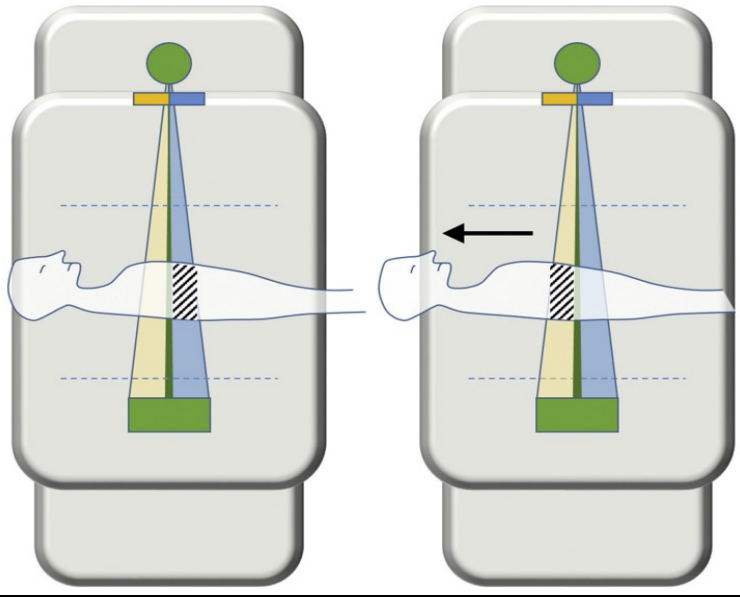
Un altro problema di questi sistemi è che ci può essere la dispersione del fascio primario di una delle combinazioni sorgente-rivelatore quando incrocia e va a colpire il rivelatore della seconda combinazione sorgente-rivelatore posto in modo perpendicolare; ciò porta alla contaminazione dei dati di quest'ultima combinazione con ulteriori bias (disturbi che alterano i valori di riferimento) e rumore.

Per questo motivo, per ridurre la dispersione incrociata vengono eseguite delle correzioni che vengono applicate durante la ricostruzione dell'immagine (con metodi diversi a seconda del modello di scanner) per attenuare, almeno in parte, questi effetti.

Un disegno di questo tipo comporta anche delle sfide per la post-elaborazione dei dati di proiezione. Essendo questi acquisiti a diverse angolazioni, per una data posizione dell'asse z, vi sarà uno sfalsamento di 90° e ci saranno almeno 70 millisecondi (cioè un quarto del tempo di rotazione) tra le misurazioni della proiezione ad alta energia e la corrispondente a bassa energia. Questo sfasamento temporale porta a delle difficoltà nella decomposizione del materiale alla ricostruzione di immagini virtuali monoenergetiche partendo dai sinogrammi.

## **2.3 CT Twin-Beam Dual Energy**

La CT Twin Beam invece utilizza una diversa tecnologia per ottenere acquisizioni Dual Energy. Questo sistema è composto da un'unica combinazione tubo-detettore e la produzione di un fascio a due differenti energie è permessa da un filtro composto da 2 diversi materiali con diverso numero atomico che suddivide il fascio in uno ad alta e uno a bassa energia (figura 5).



**Figura5.** DECT a sorgente singola con filtraggio del fascio alla sorgente (Twin-Beam). Illustrazione schematica di questo tipo di sistema combinato con sorgente singola e rivelatore, in cui un filtro diviso, composto da oro e stagno è posto all'uscita del tubo. Questo filtro determina la separazione del fascio in spettri a bassa e ad alta energia. Le corrispondenti metà del rivelatore vengono quindi utilizzate per la rivelazione degli spettri a bassa e ad alta energia.

Questo sistema CT offre come principale vantaggio la capacità di acquisire le immagini sull'intero campo visivo, una minore complessità software e dunque un minor costo. I principali svantaggi di questo sistema Dual Energy sono lo sfasamento temporale tra le acquisizioni ad alta e a bassa energia di una determinata area/pixel che risulta superiore rispetto all'altro sistema. Inoltre una porzione di 2-3 mm del fascio centrale avrà uno spettro di energia misto a causa delle dimensioni limitate della macchia focale e questo causa una perdita di dati in questa regione.

## 2.4 Principi fisici dei sistemi Single e Dual Energy

L'evoluzione della CT ha portato all'uso in clinica delle informazioni spettrali molto utili per la caratterizzazione dei tessuti. In generale tre sono i requisiti richiesti ad una CT ad imaging spettrale;

- **in primo luogo**, sono necessarie sorgenti di raggi X che forniscano quanti a diversa energia ma monocromatici. Con la tecnologia dei tubi RX attuali ciò non è possibile; i fasci X prodotti sono policromatici e la loro energia si può variare solo operando a valori

diversi di tensione 140 KVp , 80 KVp. Lo spettro X a 140 Kvp di energia di circa 70 Kev è determinato dalle linee caratteristiche dell'anodo di tungsteno, quello ad 80 Kvp è dovuto principalmente al fenomeno di Bremsstrahlung (radiazione di frenamento). Tensioni inferiori agli 80 Kvp non sono molto utili in clinica in quanto le radiazioni emesse verrebbero assorbite dal corpo umano senza dare contributo all'immagine mentre tensioni superiori ai 140 KVp potrebbero rendere il contrasto dei tessuti molli tanto basso da rendere quasi o del tutto nullo la loro differenziazione nell'immagine.

- **In secondo luogo**, vengono richiesti rivelatori in grado di differenziare i quanti di diversa energia prodotti. I rivelatori, in generale, integrano l'intensità della luce fluorescente prodotta dai fotoni rilevati durante un singolo intervallo di lettura, ma, non riescono a quantificare la loro energia. Per questo sono stati utilizzati diversi approcci: alcuni si basano su due sorgenti X accoppiate a due rivelatori distinti; altri si basano su letture dei dati delle diverse proiezioni in momenti diversi; altri sistemi utilizzano rivelatori a due strati con sensibilità diversa a seconda dello spettro della radiazione incidente.
- **La terza richiesta** è la capacità del sistema di generare una sufficiente differenza delle proprietà spettrali dei materiali sotto investigazione. Gli scanner CT generano le loro immagini partendo dalle proiezioni ai vari angoli del coefficiente di attenuazione lineare  $\mu$  di un materiale. Questo coefficiente dipende dalla composizione chimica del mezzo stesso (numero atomico Z, densità di massa ( $\rho$ ) e dall'energia del fascio incidente).

L'attenuazione di un fascio X nel mezzo è descritta da tre processi fisici ben noti che sono:

1. La dispersione Compton, è la maggiore componente dell'attenuazione del fascio ed è legata alla densità elettronica del mezzo e non ai protoni del nucleo atomico che consentirebbe una differenziazione del materiale.
2. La dispersione Rayleigh sebbene sia correlata agli elettroni del mezzo e non al nucleo atomico contribuisce in misura trascurabile alla differenziazione dei materiali.
3. L'effetto fotoelettrico è un processo fortemente correlato al numero di protoni del nucleo Z del materiale. Si può bene capire come due elementi con una notevole differenza in Z possano essere distinti dalle loro proprietà spettrali.

Il fatto che le scansioni CT eseguite a più energie possano essere utilizzate per fornire ulteriori informazioni sulla composizione del materiale non è una scoperta recente. I test

effettuati fino ad oggi, sono tutti in accordo con le teorie di Alvarez and Macovski degli anni 1973 ed hanno dimostrato, ad esempio, come lo iodio ( $Z = 53$ ) possa essere facilmente differenziato dal calcio ( $Z = 20$ )

Quando nel 1970 venivano discusse le tecniche della CT a doppia energia è stato anche riconosciuto il fatto che si sarebbero potute ottenere immagini virtuali monocromatiche ad energia diversa a partire da più fasci X policromatici di energia diversa. I vantaggi apportati da queste immagini monoenergetiche virtuali, in linea di principio, dovevano portare ad una serie di informazioni aggiuntive o migliorie nelle immagini cliniche. Come ad esempio la riduzione degli artefatti da indurimento del fascio o misure quantitative più accurate dell'attenuazione della radiazione X.

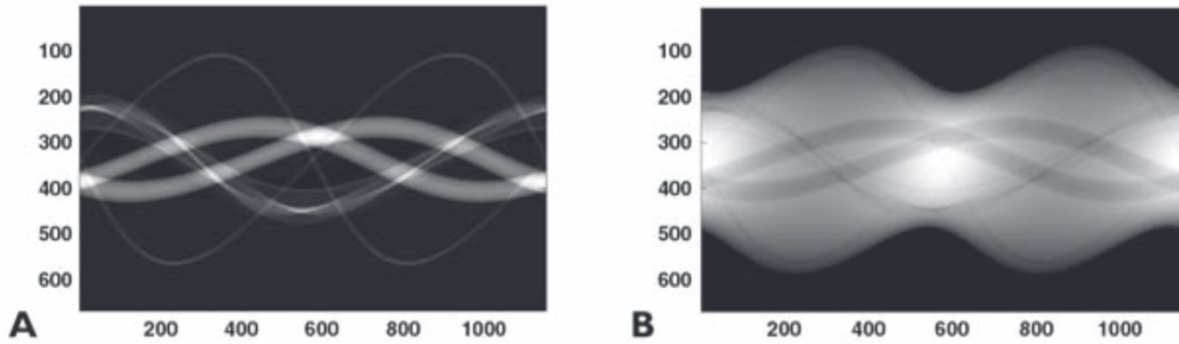
Le immagini virtuali monocromatiche possono essere create nel dominio della proiezione (dati grezzi) o nel dominio dell'immagine. L'approccio che viene utilizzato nei due casi per la sintesi di queste immagini si basa solitamente sulla decomposizione dei materiali di base e sulla conoscenza dell'attenuazione del coefficiente di massa dei tessuti; ciò che cambia, nei due metodi, è la modalità utilizzata dai diversi sistemi CT.

I sistemi a sorgente singola, utilizzano il dominio della proiezione (sinogrammi). I sistemi CT a doppia sorgente invece utilizzano il dominio dell'immagine poiché i dati di proiezione delle scansioni a bassa e ad alta energia raccolti dai due sistemi sebbene accoppiati non coincidono tra loro.

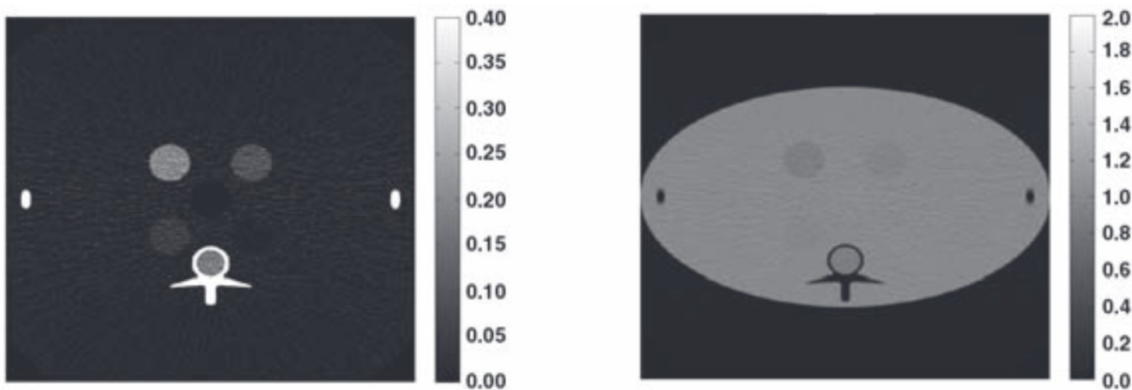
Vogliamo descrivere brevemente come vengono sintetizzate le immagini virtuali monocromatiche e discuterne il loro uso nelle applicazioni cliniche ponendo l'attenzione al caso della riduzione dell'indurimento del fascio utile alla riduzione degli artefatti metallici.

#### Metodo basato sulle proiezioni

Dati due sinogrammi relativi a due materiali noti: (A) osso e (B) grasso acquisiti a due diverse energie. I relativi sinogrammi risultano essere definiti dalle varie proiezioni dei coefficienti di attenuazione lineare dei tessuti considerati:



Da questi dati grezzi raccolti verranno generate le immagini relative ai due materiali seguenti: osso e grasso.



**Figura 6.** Immagine ricostruita del calcio e del grasso.

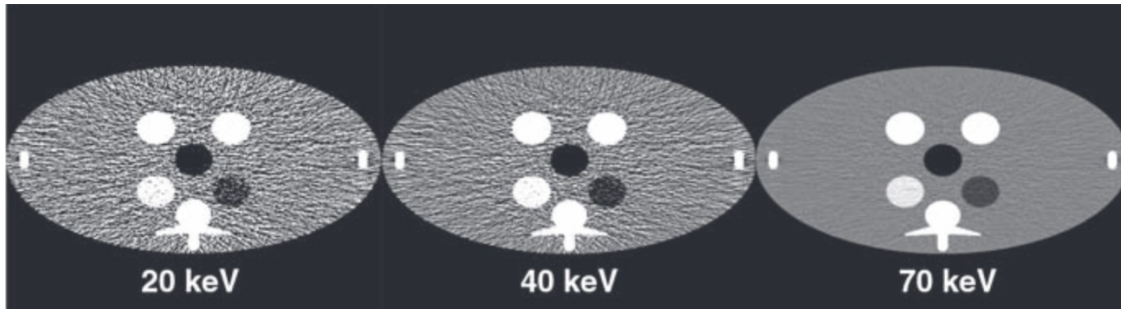
Una immagine CT è descritta pixel per pixel da una mappa di coefficienti di attenuazione del fascio. Nel range di energie diagnostiche, il coefficiente di attenuazione lineare, in ogni voxel, è espresso da una combinazione non lineare dei coefficienti di attenuazione di massa dei materiali di base e all' energia E viene descritto dalla relazione:

$$(1) \quad \mu(E) = \left[ \frac{\mu}{\rho} \right]_1(E) \cdot \rho_1 + \left[ \frac{\mu}{\rho} \right]_2(E) \cdot \rho_2$$

Se si considerano due acquisizioni, a due energie diverse, le immagini saranno generate dalla combinazione di due equazioni non lineari di questo tipo (1) dalla cui soluzione infatti si possono estrapolare i coefficienti di attenuazione di massa relativi a ciascun materiale e ricostruire così il relativo valore  $\mu(E)$  attenuazione lineare.



Attraverso una calibrazione si può definire una relazione tra l'integrale della densità di massa di ciascun materiale e la relativa energia del fascio. Ciò permette di creare delle mappe di densità di massa dei materiali di base e, dalla relazione (1), i relativi coefficienti di attenuazione ad ogni energia. È possibile così generare le immagini monocromatiche virtuali (Fig. 7).



**Figura 7.** Immagini monocromatiche virtuali generate da livelli di attenuazione di osso e grasso a tre energie diverse.

#### Metodo basato sulle immagini

In questo caso si parte da immagini acquisite a bassa ed alta energia e da queste a ritroso vengono generate le mappe di densità dei materiali. Il coefficiente di attenuazione lineare, originato dalle immagini ricostruite a bassa ed alta energia, può essere espresso infatti come combinazione lineare del coefficiente di massa di due materiali di base alle energie  $K = \text{Low, High}$  secondo la relazione:

$$\mu^k = \begin{pmatrix} \mu_1^{(1)k} & \mu_1^{(2)k} \\ \mu_2^{(1)k} & \mu_2^{(2)k} \end{pmatrix} \rho_2$$

Se si considerano due immagini acquisite a due energie note, dalla risoluzione di un sistema di equazioni del tipo (2) si possono ottenere i relativi coefficienti di densità di massa di due materiali di base all'energia  $E$  ed usando l'equazione (1), dopo aver fatto una calibrazione del numero CT e una calibrazione della loro concentrazione, da una scansione di questi a diverse energie, è possibile generare dalla relazione (2) l'immagine virtuale ad ogni energia  $E$ .

L'uso delle immagini virtuali monoenergetiche permette la riduzione di artefatti nell'immagine come il beam hardening per cui risultano utili nel minimizzare o eliminare l'artefatto in CT in presenza di elementi di tipo metallico.



### **3. Scopo della tesi**

Il nostro lavoro è orientato allo studio di due sistemi Dual Energy, in particolare valutare il loro contributo alla riduzione degli artefatti metallici dalle immagini ed i vantaggi che questi sistemi offrono rispetto ad un sistema CT convenzionale a singola energia. I sistemi in studio sono: Dual Source (Siemens Flash) e Twin Beam (Siemens Edge) che abbiamo in dotazione all'ospedale di Treviso.

Andremo quindi a caratterizzarli facendo varie acquisizioni in modalità Dual Energy su due diversi fantocci: un fantoccio servirà per valutarne la qualità immagine l'altro contenendo al suo interno un inserto metallico sarà utile per valutare come le immagini virtuali monoenergetiche siano in grado di ridurre l'artefatto da indurimento del fascio, dovuto proprio alla presenza del metallo, e a definire l'eventuale range energetico ottimale. Per confronto poi andremo anche ad acquisire una immagine in modalità standard a singolo tubo a 120 KV ricostruita utilizzando l'algoritmo di riduzione degli artefatti metallici. Si andranno quindi ad analizzare i diversi risultati.

#### **3.1 Cause degli artefatti metallici**

In generale, gli artefatti nelle immagini CT possono essere di diverso tipo a seconda della causa che li ha prodotti e possono degradare seriamente la qualità delle immagini tomografiche in alcuni casi al punto di renderle inutilizzabili dal punto di vista diagnostico. Per ottimizzare la qualità diagnostica delle immagini in presenza di artefatti, è necessario quindi capire perché e come si possono prevenire o sopprimere.

In CT gli artefatti possono essere dovuti ai processi fisici coinvolti nell'acquisizione dei dati stessi, altri possono essere dipendenti dal paziente, causati ad esempio da fattori quali il movimento del paziente o dalla presenza di materiali metallici nel paziente stesso. Altri possono essere dovuti da un non perfetto funzionamento dello scanner, o da un malfunzionamento nel processo di ricostruzione dei dati durante la formazione dell'immagine stessa. Le caratteristiche di progettazione incorporate nei moderni scanner CT cercano tuttavia di minimizzare alcune di queste tipologie di artefatti che vengono corrette dal software. In altri casi, il semplice posizionamento attento del paziente, o una selezione ottimale dei parametri di scansione sono fattori utili ad evitarli.

Per artefatto si intende una qualsiasi discrepanza sistematica tra i numeri CT nell'immagine ricostruita e i veri coefficienti di attenuazione dell'oggetto. Le immagini CT sono intrinsecamente più soggette ad artefatti rispetto alle radiografie convenzionali proprio perché l'immagine è ricostruita da qualcosa dell'ordine di milioni di dati indipendenti che arrivano al rivelatore. La tecnica di ricostruzione presuppone che tutte queste misurazioni siano coerenti tra loro e quindi qualsiasi errore di misura che si presenta si rifletterà di conseguenza nell'immagine ricostruita.

I tipi di artefatto che si possono trovare nelle immagini CT sono i seguenti:

- a) striature, generalmente dovute a un'incongruenza in una singola misura.
- b) ombreggiature, dovute ad un gruppo di canali o viste che si discostano gradualmente dalla misura reale.
- c) serie di anelli, in genere dovuti a errori nella calibrazione di un singolo rivelatore.
- d) distorsioni, dovute alla ricostruzione elicoidale.

In questa sezione ci occuperemo in particolare degli artefatti da striatura che dipendono dalla presenza del metallo nel paziente e che possono in alcuni casi peggiorare fino a compromettere la qualità dell'indagine radiologica con la conseguente diagnosi.

Gli artefatti da striatura che si generano in presenza di oggetti metallici nel campo di scansione si verificano perché la densità del metallo è superiore a quella che può essere gestita dal computer, il numero CT satura dando luogo a profili di attenuazione incompleti. L'indurimento del fascio, la presenza di volume parziale o l'aliasing e possono aggravare il problema quando si scansionano oggetti molto densi.

Come già detto in precedenza, gli artefatti metallici durante l'imaging CT sono secondari a molteplici fenomeni fisici ma i più significativi sono l'indurimento del fascio o la "fame" di fotoni.

Un fascio X prodotto da un tubo RX risulta essere un fascio policromatico cioè composto da singoli fotoni di diversa energia. Quando il fascio attraversa un oggetto, la sua energia media tende ad aumentare proprio perché i fotoni ad energia più bassa vengono assorbiti più rapidamente di quelli ad alta energia.

Da questo effetto derivano due possibili artefatti: cuping-artefact o la comparsa di bande o strisce scure tra gli oggetti densi dell'immagine. Nel primo caso, i raggi X che passano in centro ad un elemento uniforme presentano una energia media più alta, rispetto al fascio X che passa attraverso ai bordi dell'elemento uniforme. Il fascio che passa al centro infatti perde i fotoni di bassa energia che vengono assorbiti dal materiale stesso, al rivelatore quindi arrivano i fotoni con energia media più alta e questi vanno a generare nell'immagine finale una regione più scura (banda nera). Nel secondo caso a causa dell'indurimento del fascio l'immagine presenta un problema analogo. Nella maggior parte dei casi i produttori per ridurre al minimo il fenomeno di indurimento del fascio utilizzano varie metodiche: possono inserire una filtrazione utile del fascio iniziale per eliminare le componenti di più bassa energia (per evitare il fenomeno di indurimento del fascio dopo aver scansionato il materiale); possono fare una calibrazione mirata dei rivelatori per compensare, in modo adeguato, gli effetti di indurimento del fascio oppure possono inserire nella ricostruzione dell'immagine un algoritmo iterativo utile alla correzione di questi artefatti di indurimento del fascio. Questi accorgimenti sono utili a minimizzare le sfocature nelle interfacce osso-tessuto molle e ridurre la comparsa di bande chiare e scure in sezioni non omogenee. Esistono tuttavia anche artefatti dovuti ad effetti detti di "fame di fotoni" che si verificano invece quando il metallo assorbe una gran parte dei fotoni emessi e va a creare un rapporto segnale/rumore sfavorevole andando a formare una striscia scura nell'immagine finale.

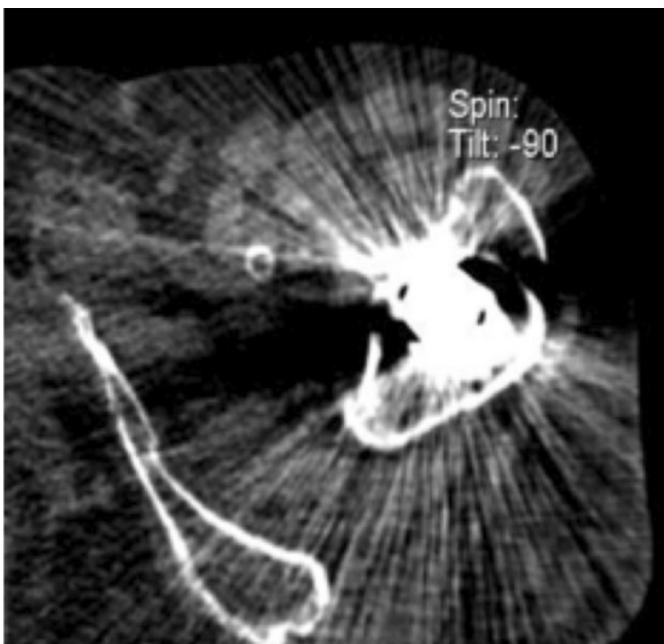
Nelle situazioni standard i pazienti prima di iniziare l'esame vengono normalmente invitati a togliersi gli oggetti metallici mobili ad esempio i gioielli, mentre per gli oggetti non rimovibili come otturazioni dentali, dispositivi protesici e clip, si cerca di utilizzare tecniche di scansione consone a ridurre le possibili problematiche nelle immagini come ad esempio utilizzare l'angolazione del gantry per escludere gli inserti metallici dalle scansioni dell'anatomia vicina, oppure, si ricorre all'aumento dei kilovolt per aiutare la radiazione a penetrare più facilmente in questi oggetti più densi.

### **3.2 DECT e riduzione degli artefatti da metallo**

La tomografia computerizzata con tempi di scansione brevi e risoluzione spaziale isotropa è stata ampiamente utilizzata per la valutazione preoperatoria e postoperatoria delle lesioni ossee; tuttavia, la qualità delle immagini CT può ancora essere marcatamente deteriorata

dalla presenza di oggetti metallici nel campo visivo. Gli artefatti da metallo, principalmente rumore quantistico, radiazione diffusa e indurimento del fascio, influenzano la qualità dell'immagine riducendo il contrasto ed oscurando i dettagli pregiudicando così la rilevabilità delle strutture di interesse; nel peggiore dei casi, ciò può rendere impossibile una diagnosi. È quindi di grande importanza minimizzare questi artefatti per una migliore diagnosi.

L'imaging di pazienti con impianti metallici di grandi dimensioni rimane uno dei compiti più difficili per i radiologi di oggi, e, vista la loro propensione alle complicazioni post-procedurali, è fondamentale utilizzare l'imaging per la valutazione dell'impianto. La mobilizzazione dell'impianto, la frattura, il riassorbimento osseo, l'osteolisi, l'infezione, la formazione di ematomi e l'infiammazione dei tessuti molli circostanti sono tutte complicazioni comuni che devono essere rapidamente diagnosticate. Inoltre, soggetti sottoposti a tomografia computerizzata dell'organo pelvico spesso presentano caratteristiche patologiche mascherate da protesi d'anca di grandi dimensioni. Con l'invecchiamento della popolazione e l'aumento della longevità, i tassi di inserimento di impianti metallici sono aumentati drasticamente negli ultimi 20 anni, aggravando ulteriormente questo problema. Gli impianti metallici infatti sono molto utilizzati anche in pazienti che richiedono otturazioni dentali o fusioni intervertebrali, amplificando sempre più l'esigenza di adeguate modalità di imaging.



**Figura 8.** Immagine CT policromatica convenzionale attraverso la componente femorale di un'artroprotesi dell'anca sinistra a 70 Kev che mostra un'estesa distorsione da artefatto metallico.

Per tutto questo la tomografia computerizzata convenzionale rimane comunque la modalità di imaging più utilizzata per la valutazione degli impianti metallici, dal momento che la radiografia semplice dimostra una bassa sensibilità e specificità e spesso non è diagnostica. Tuttavia, gli artefatti e la distorsione dell'immagine causati dal metallo limitano drasticamente le immagini CT convenzionali e, in molti casi, possono rendere la diagnosi estremamente difficile. Queste distorsioni sono secondarie a molteplici fenomeni fisici, tra cui: effetti di indurimento del fascio, radiazione diffusa ed effetti di bordo, eccessivo rumore quantistico ed effetti di fame di fotoni. Questi effetti non lineari vengono poi amplificati durante la retroproiezione filtrata, causando artefatti di striatura e bande scure tra i materiali altamente attenuanti.

Anche se molti autori hanno raccomandato l'uso di tecniche specifiche utili a rendere meglio visibili le parti interessate e ridurre gli artefatti come: usare un più alto numero di milliampere al secondo o kilovolt di picco, un collimatore più piccolo, usare filtri per la ricostruzione dei tessuti molli o aumentare la scala Hounsfield tutti questi accorgimenti portano ai pazienti una dose di radiazioni più elevata oltre che una risoluzione spaziale ridotta o addirittura non disponibile.

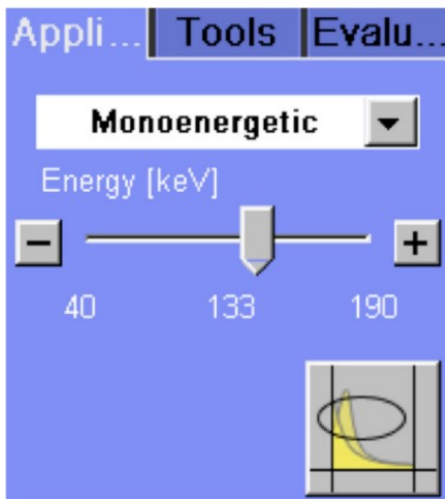
Recentemente lo sviluppo e l'evoluzione degli scanner a doppia energia che operano simultaneamente a potenziali diversi (80 Kvp e 140 Kvp) consentono una significativa riduzione degli artefatti metallici; attualmente, la DECT rappresenta la frontiera per la riduzione degli artefatti metallici nell'imaging muscoloscheletrico e, cosa di non secondaria importanza non richiede radiazioni aggiuntive.

Gli scanner DECT utilizzano il principio di base secondo il quale vengono acquisiti due set di dati con picchi di kilovolt separati relativi alla stessa sezione anatomica. La stessa struttura viene quindi così scansionata con due fasci di raggi a diversi livelli di energia. L'acquisizione simultanea garantisce che il movimento del gantry e del paziente non influiscano sulla qualità dell'immagine.

I due sistemi di acquisizione dati corrispondenti calcolano la differenza dei valori all'interno di un mezzo ed un indice di energia duale (DEI), consentendo così una migliore differenziazione della materia. I dati possono quindi essere utilizzati per estrapolare e creare immagini monocromatiche virtuali in un ampio spettro di livelli energetici.

I dati vengono poi trasferiti a una workstation specializzata, come Syngo (Siemens Healthcare) o Advantage (GE Healthcare) come si può vedere in figura 9.

La visualizzazione virtuale delle immagini a diverso livello di energia monocromatica può essere variata utilizzando uno strumento di scorrimento, come segue:



**Figura 9;** Strumento software DECT per consentire la regolazione del livello di energia.

Questo strumento rende possibile la visualizzazione delle immagini monocromatiche virtuali ricostruite a diversi livelli di energia e lo fa combinando matematicamente i dati acquisiti a bassa e ad alta energia utilizzando un fattore di ponderazione compreso tra 0 ed 1. In particolare, per creare immagini monocromatiche a bassa energia il fattore di ponderazione deve essere maggiore di 1, mentre per creare immagini a più alta energia, il fattore di ponderazione deve essere inferiore a 0.

Una volta ricostruite le immagini dal sistema si può notare come al salire delle energie il problema degli artefatti scompare e le striature si riducono al minimo. La possibilità di scorrere i diversi livelli di energia, permette al radiologo di trovare l'immagine migliore o quella più utile in grado di non oscurare la definizione dei tessuti molli circostanti. Questi vantaggi apportati dai sistemi Dual Energy rispetto alla CT convenzionale suggeriscono come l'uso di immagini monoenergetiche virtuali potrebbero diventare una modalità di imaging utile per la riduzione degli artefatti metallici nell'immediato futuro. Diversi studi hanno ulteriormente approfondito questi risultati riportando specifici valori o il range di Energia più utile per questo. Si è visto infatti in letteratura come i livelli di energia ottimali sono generalmente riportati nell'intervallo tra i 110-140 Kev (come esempio uno studio afferma come il livello di



energia ottimale per gli impianti ortopedici esterni e interni risulta essere a 130 Kev). Questo insieme di ricerche è stato recentemente ampliato per fornire i valori di energia ottimizzati anche per specifiche tipologie di inserti metallici.



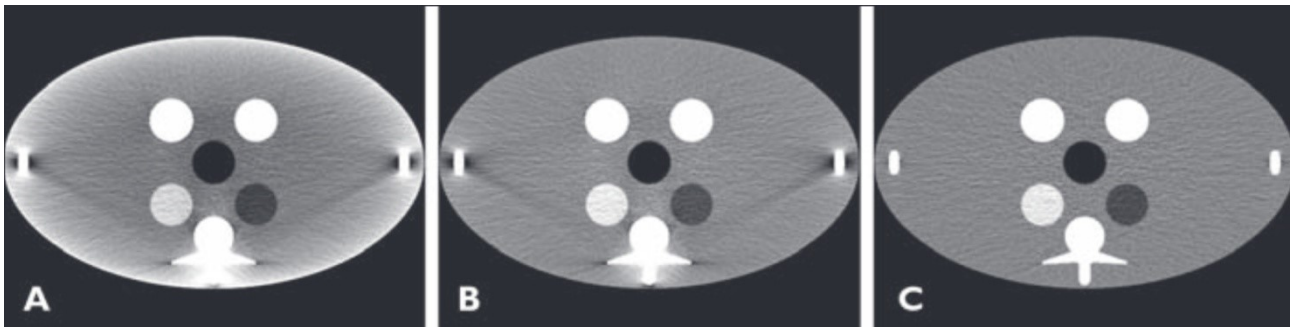
**Figura 10.** Tomografia computerizzata a doppia energia coronale e assiale di un piatto tibio-fibulare a 70 keV e a 130 keV. Immagini a), b) a 70 Kev, immagini c), d) a 130 Kev. Si notino gli artefatti metallici estesi secondari all'indurimento del fascio e alla fame di fotoni a 70 keV e i notevoli miglioramenti a 130 keV.



**Figura 11.** ricostruzione coronale DECT attraverso un'artroplastica dell'anca sinistra a 70 Kev, b:100 Kev c:133 Kev e d:190 Kev che mostra una diminuzione dell'artefatto metallico con l'aumentare dei livelli di energia.

Con l'aumento della consapevolezza sui tumori maligni indotti dalle radiazioni, il dosaggio delle radiazioni rimane un importante problema dei protocolli di imaging attuali. Riguardo a questo fatto si è visto come l'uso della Dual Energy non deve preoccupare il paziente, in molti casi infatti il suo uso non presenta un aumento della dose totale di radiazioni rispetto alla CT convenzionale, oltretutto consente di avere a disposizione informazioni aggiuntive all'esame come la caratterizzazione dei tessuti o miglioie nell'immagine come la riduzione degli artefatti metallici.

Per avere una idea della utilità di queste immagini virtuali viene valutato, in analoghe condizioni di dose, se e come l'immagine virtuale differisce da una immagine convenzionale acquisita con un fascio policromatico senza e con l'uso di algoritmi di ricostruzione per artefatto da materiale molto denso.



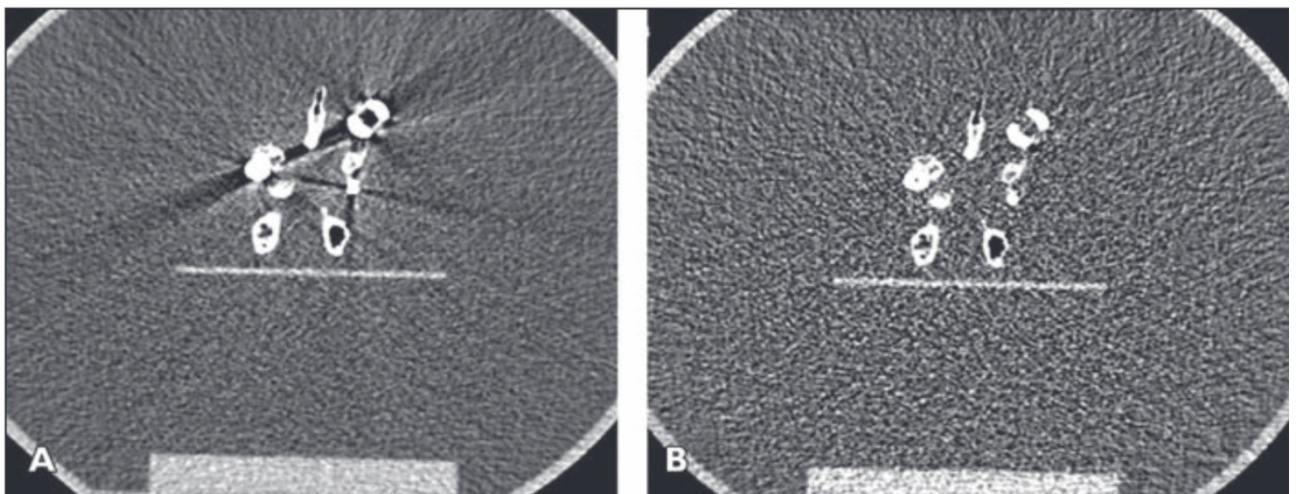
**Figura 12.** immagini riguardanti fantoccio che simula densità di diversi materiali.

Nella figura 12 viene rappresentata una immagine (A) convenzionale acquisita a 120 KV, una immagine (B) dopo correzione per artefatto di beam hardening ed una immagine (C) virtuale monoenergetica a 70Kev

Quello che si nota dall'analisi delle immagini a partire dall'immagine (A) è la presenza di una serie di artefatti dovuti a strutture dense presenti nel fantoccio. L'immagine (B) sebbene sia stata corretta per l'artefatto di beam hardening mostra comunque la banda nera originata dalla piccola struttura laterale densa. Mentre nell'immagine virtuale monoenergetica a 70Kev (C) l'artefatto di indurimento del fascio (beam hardening) viene completamente eliminato. Piccoli impianti di metallo nel corpo umano, rappresentando un materiale ad alto numero atomico, sono in grado di attenuare in modo significativo il fascio X e confondere il lavoro fatto dagli algoritmi di ricostruzione convenzionali tanto da riportare nelle immagini conseguenti striature, ombreggiature ed altro come in (fig.13 A). Questi artefatti sono per lo più causati,

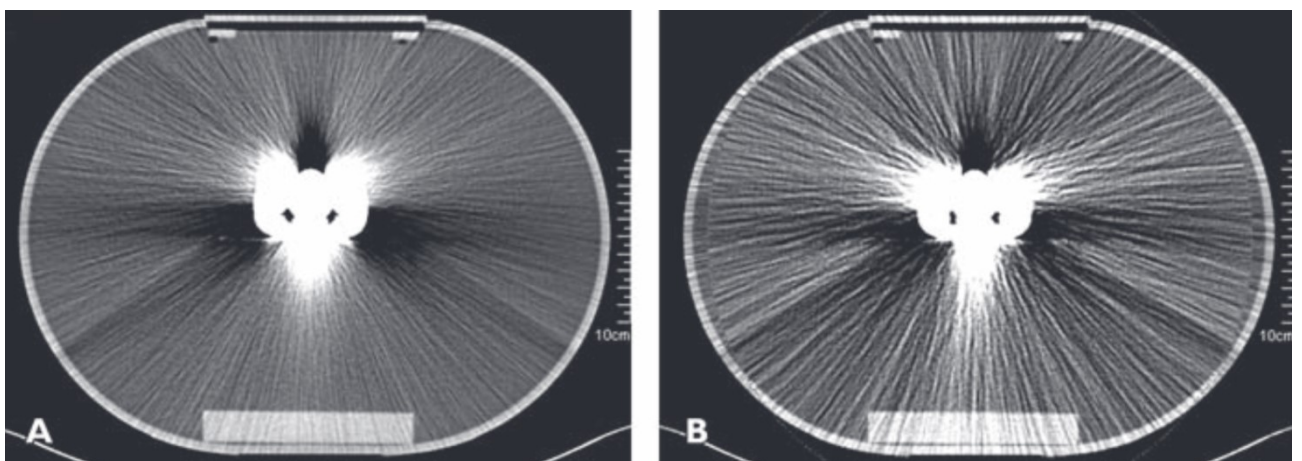
come visto, da fattori diversi e vanno a ridurre il contrasto e la qualità dell'immagine oscurando i dettagli utili nelle strutture di interesse, vanno inoltre a produrre nelle immagini strisce scure lungo le linee di maggiore attenuazione e strisce luminose nelle altre direzioni. L'algoritmo di ricostruzione per artefatto metallico porta ad un leggero miglioramento del caso (fig.13 A). L'utilizzo della DE con l'utilizzo delle immagini virtuali ad energie ottimali permette invece di migliorare anche in modo significativo la qualità delle immagini anche in presenza dell'impianto metallico di piccole dimensioni (fig. 13 B).

Altro esempio di piccolo impianto metallico lo troviamo nella seguente figura:



**figura 13.** Abbiamo: (A) una immagine acquisita con CT standard a 120 Kev e (B) una immagine virtuale monoenergetica a 127 Kev generata dallo stesso scanner ma con tecnica Dual Energy. L'artefatto nel secondo caso è completamente scomparso.

Non sempre però l'uso della DE porta a miglioramenti significativi alla immagine clinica.



**Figura 14.** Immagini con relative a artefatti metallici acquisite su fantoccio.

Come si può vedere in figura 14 B l'immagine virtuale monoenergetica a 127 Kev mostra come l'artefatto dovuto ad un inserto metallico risulti tanto più evidente rispetto all'immagine acquisita in CT tradizionale a 120 Kev (fig. 14 A).

Il motivo in questo caso è dovuto al fatto che per materiali molto densi come acciaio ad esempio o protesi metalliche di ampie dimensioni la correzione risulta poco efficace se non addirittura peggiorativa. In questo caso infatti oltre al beam hardening intervengono altri fattori nell'attenuazione del fascio X , fattori che le immagini monoenergetiche da sole non sono in grado di correggere. Questa forse è una delle limitazioni delle immagini virtuali monoenergetiche. In questi casi sono necessarie correzioni aggiuntive come algoritmi iterativi dedicati per la riduzione degli artefatti metallici da applicare alle immagini monoenergetiche.

## 4. Materiali e metodi

Per questo studio sono state fatte delle acquisizioni CT sui fantocci Catphan 600 e IMRT thorax utilizzando la CT Siemens Definition Flash e la CT Definition Edge, situate nel P.O. di Treviso e dotate di tecnologia Dual Energy con protocolli per i calcoli renali in modalità Dual Energy. Le immagini sono state poi estratte dal PACS aziendale e analizzate utilizzando i software ImageJ e AutoQA Lite. Si sono visualizzate le immagini del fantoccio Capthan e ne abbiamo fatto un'analisi qualitativa, con l'aiuto del software AutoQA-lite si è fatta una analisi quantitativa. Con ImageJ abbiamo visualizzato le immagini relative al fantoccio Thorax e valutato in modo qualitativo come l'artefatto dovuto all'inserto metallico si comportava al variare dell'energia sulle immagini virtuali.

### 4.1 Somatom Definition Flash

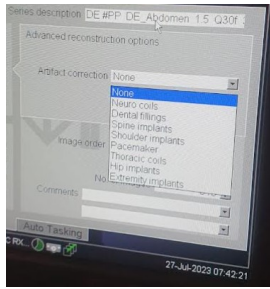
Questo tomografo multistrato dual source è dotato di 2 tubi radiogeni ognuno dei quali è accoppiato ad un detettore da 64 strati. Questo raddoppia le proiezioni di raggi X che raggiungono ciascun elemento del rivelatore. Le due proiezioni sovrapposte determinano un sovracampionamento nella direzione z.

Questo sistema di scansione CT consente di ottenere dettagli d'immagine con una risoluzione isotropica di 30 lp/cm (0,17 mm) a una MTF dello 0 % ( $\pm 10$  %).

Vediamo le principali caratteristiche:

|                 |                        |
|-----------------|------------------------|
| TUBO            | 2 X Straton x-ray tube |
| VOLTAGGI TUBO   | 80,100,120,140 KV      |
| DETTORI         | 2 X 64 (128)           |
| CANALI DAS      | 2 X 128                |
| APERTURA GANTRY | 78 cm                  |
| SCAN FIELD      | 50 cm                  |

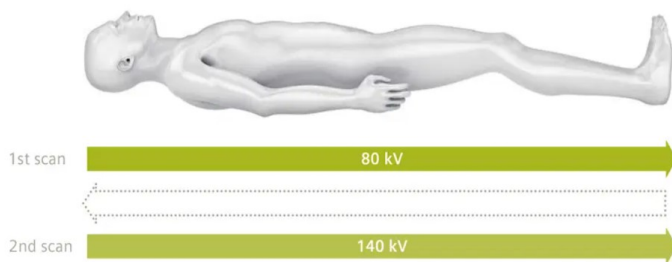
La CT Flash ci permette di ricostruire immagini monoenergetiche con un intervallo di energie tra i 40 Kev e 190 Kev ma non con un intervallo fisso tra una energia e l'altra. Questo sistema possiede l'algoritmo per la riduzione degli artefatti metallici IMAR che è possibile impostare in base alla tipologia di oggetto metallico che si andrà a scansionare (figura 15).



*Figura 15. Opzioni di ricostruzione delle immagini per la riduzione degli artefatti metallici.*

## 4.2 Somatom Definition Edge

Questo sistema CT è dotato di un singolo tubo ed un singolo detettore da 128 elementi. Il tubo emette un fascio di raggi X che viene filtrato con un filtro apposito prima di arrivare al paziente, creando due spettri energetici diversi, uno ad alta ed uno a bassa energia (fig. 16).



*Figura 16. Spettri energetici rispettivamente a 80Kv e 140Kv ottenuto grazie alla pre-filtrazione che avviene grazie a uno speciale filtro composto con 2 differenti materiali.*

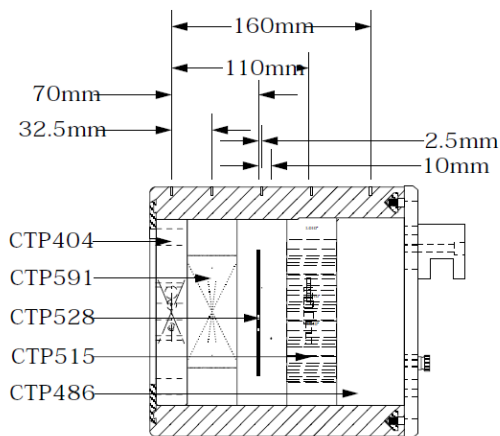
Caratteristiche tecniche principali:

|                        |                          |
|------------------------|--------------------------|
| DETTTORE               | 128                      |
| RISOLUZIONE SPAZIALE   | 0,30 mm                  |
| TEMPO DI ROTAZIONE     | 0,28 ms                  |
| RISOLUZIONE TEMPORALE  | 142 ms                   |
| POTENZA GENERATORE     | 100 KV                   |
| VOLTAGGI TUBO          | 70, 80, 100, 120, 140 KV |
| MAX VELOCITA' DI SCAN. | 230 mm/s                 |
| APERTURA GANTRY        | 50 cm                    |

La CT Edge offre la possibilità di ricostruzioni la monoenergetiche ad intervalli di energia più stretti rispetto alla flash (ogni 10 Kev) ma sempre nel range da 40 a 190 Kev . Questo sistema non possiede l’algoritmo di ricostruzione per gli artefatti metallici per cui nella pratica i pazienti con protesi o materiali metallici vengono inviati per l’esame alla CT Flash.

### 4.3 Catphan 600

È un fantoccio composto da 5 moduli che permettono di valutare alcuni parametri dell’immagine.

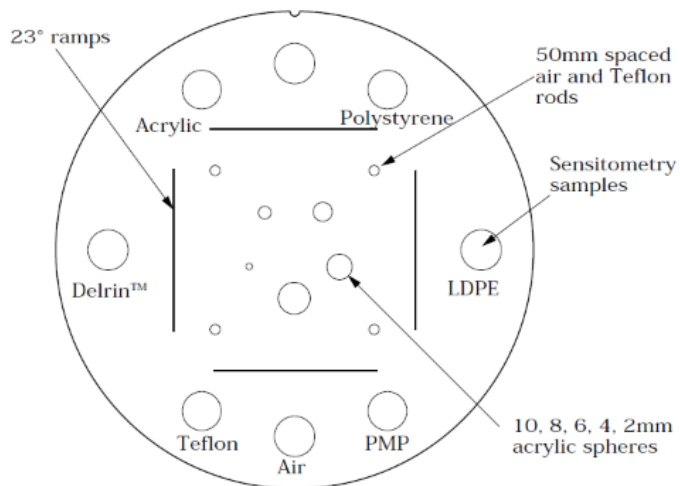


**Figura 17.** Moduli che compongono il fantoccio Catphan 600.

I moduli che prenderemo in esame in questa trattazione sono il primo e l’ultimo.

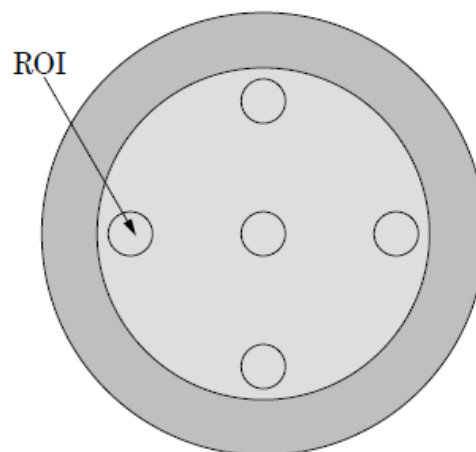
La scansione del primo modulo (CTP404) permette la valutazione della linearità dei numeri CT, dello spessore di fetta e della dimensione del pixel (fig. 18)

In esso ci sono 6 inserti di differente materiale plastico ed uno d’aria; il coefficiente di attenuazione lineare di questi materiali varia con l’energia del fascio e il monitoraggio nel tempo di questo parametro ci permette di rilevare eventuali variazioni della performance del tomografo.



**Figura 18.** Schema relativo al modulo CTP404 del fantoccio

L'ultimo modulo (CTP486) è costituito da un materiale uniforme e la sua scansione ci permette di valutare l'uniformità spaziale ed il rumore nell'immagine (fig. 19). Questo parametro viene determinato misurando il valor medio e la corrispondente deviazione standard all'interno di cinque Regioni di Interesse (ROI), situate una al centro e quattro nella periferia.



**Figura 19.** Schema relativo al modulo CTP486 del fantoccio.



## 4.4 IMRT Phantom Thorax



*Figura 20. Fantoccio IMRT Phantom Thorax*

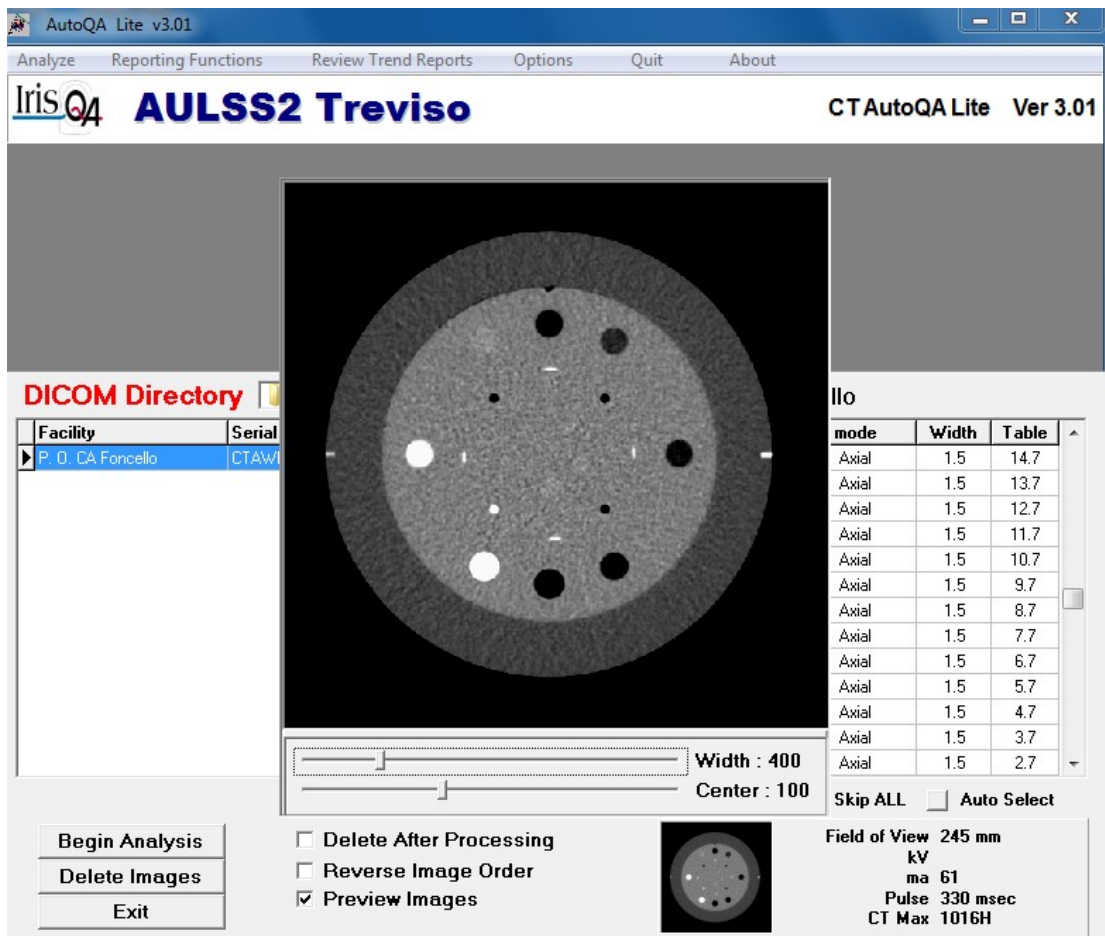
Si tratta di un fantoccio per Radioterapia, ma che abbiamo utilizzato perché è simile al corpo umano nelle dimensioni, nella struttura e nelle proprietà dei tessuti. È stato realizzato con materiali epossidici equivalenti al tessuto umano e la sua forma ellittica, di spessore 20 cm e larghezza di 30 cm simulano un paziente medio. Questo fantoccio riproduce inoltre i campi polmonari e la colonna vertebrale e presenta dei fori in cui si possono introdurre degli inserti cilindrici di densità diversa. In particolare noi abbiamo utilizzato un inserto metallico che simula la protesi, in modo da valutare come i protocolli dei diversi tomografi correggono l'artefatto da beam hardening.

## 4.5 AutoQA Lite

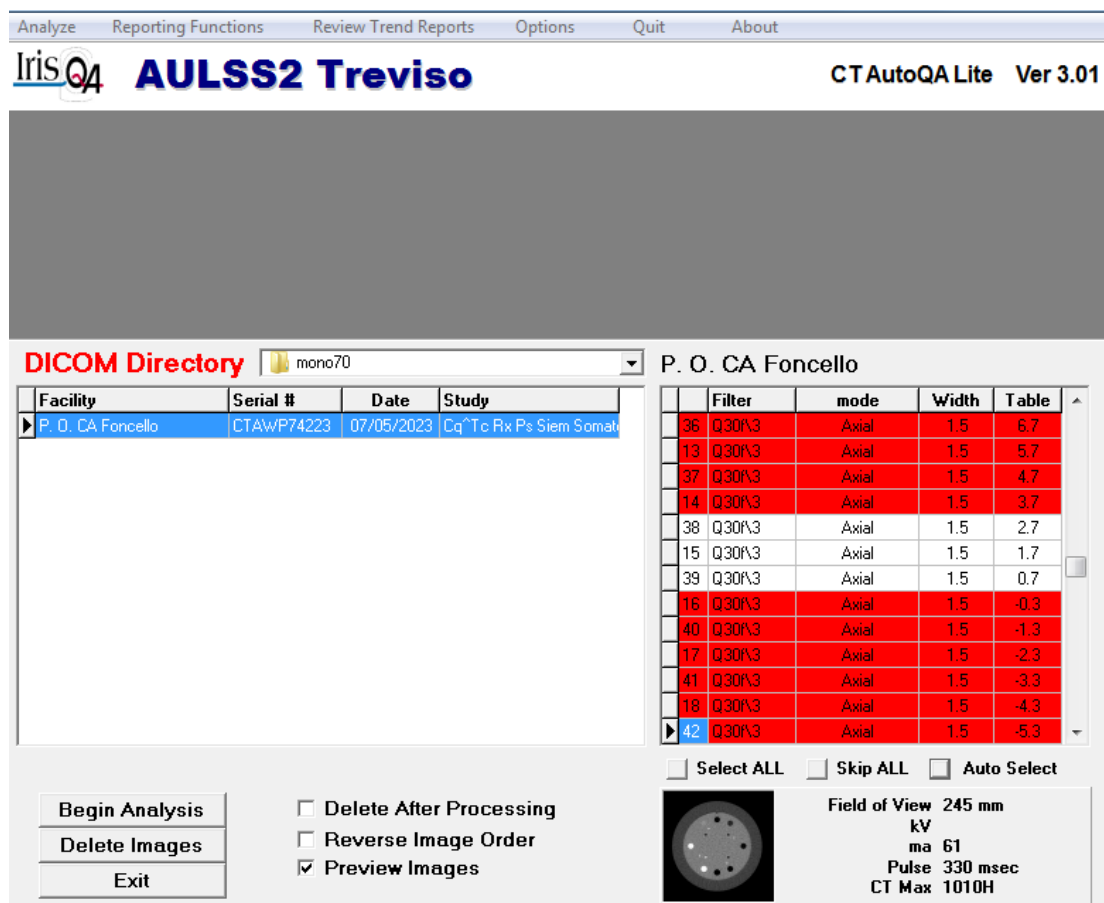
Tutte le immagini acquisite con il Catphan sono state elaborate con il software AutoQA Lite, che funziona con diversi fantocci, tra cui il Catphan 600.

La prima cosa da fare al suo avvio è scegliere il fantoccio utilizzato. Dopo aver selezionato la cartella delle immagini da analizzare, si deve selezionare l'immagine del primo modulo (fig.21); dandogli l'Auto Select il programma evidenzierà in rosso le immagini che saranno escluse dall'analisi ed in bianco quelle che verranno incluse. Questo è possibile perché individuare la prima immagine significa determinare il centro del primo modulo; il centro dei successivi moduli, dove verrà fatto il resto dell'analisi, si trova ad una distanza prefissata (vedi fig. 22).

Ai fini di questa trattazione, si è utilizzato per una analisi quantitativa il primo modulo del fantoccio e l'ultimo modulo per ogni immagine virtuale ricostruita dall'acquisizione DE.



*Figura 21. Schermata del Software AutoQA Lite che ci mostra un'immagine relativa al primo modulo*



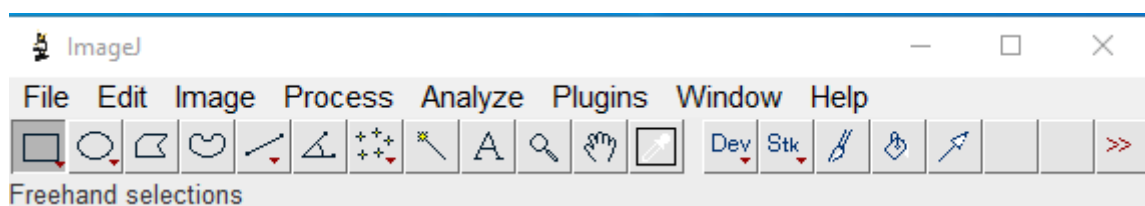
*Figura 22. Schermata del Software AutoQA Lite che ci mostra la posizione dei moduli.*

Tutte le informazioni che il software fornisce possono essere salvate in un file di tipo Pdf o Excel.

## 4.6 ImageJ

ImageJ che è un programma di elaborazione digitale delle immagini, free e basato su Sun-Java. Permette di visualizzare immagini di tipo TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS. Le nostre sono immagini DICOM.

Al suo avvio, la finestra iniziale si presenta così:



*Figura 23. Finestra del software ImageJ.*

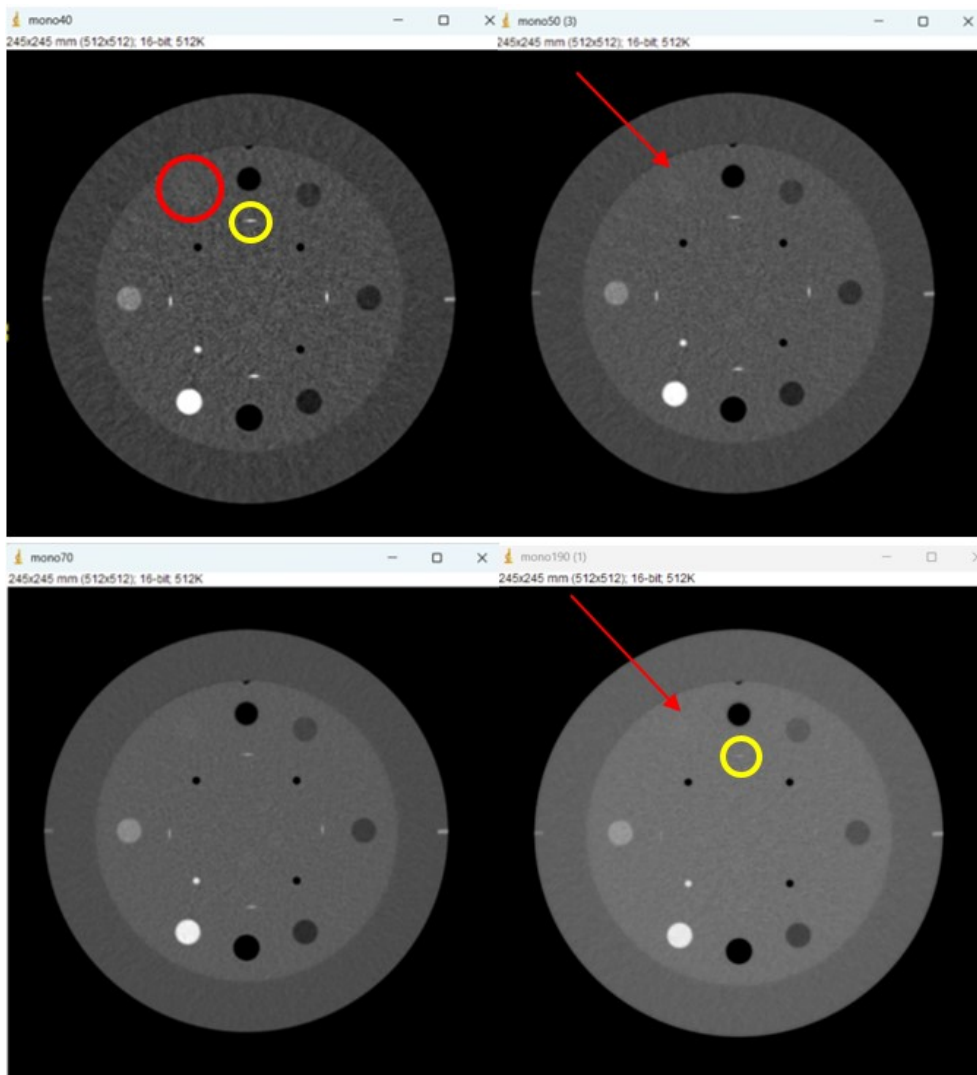
Abbiamo utilizzato questo programma per aprire e visualizzare le immagini DICOM relative ai fantocci e dove necessario abbiamo ottimizzato windowing, contrasto e luminosità. Ai fini di questa trattazione, si è utilizzato per una analisi qualitativa il primo modulo del fantoccio Catphan e la fetta centrale del fantoccio Thorax per ogni immagine virtuale ricostruita dall'acquisizione DE.

## 5. Raccolta e analisi dei dati

Le immagini virtuali del fantoccio Catphan in modalità DE ricostruite alle varie energie ci hanno permesso di vedere in modo qualitativo e quantitativo quali siano le informazioni aggiuntive che si possono ricevere da sistemi di questo tipo e se sono analoghe per i due sistemi.

TC FLASH

Dalle immagini del modulo 1 (CTP404) del fantoccio Catphan (fig. 24) possiamo notare subito come alle energie più basse alcuni inserti siano maggiormente evidenti ma, all'aumentare dell'energia del fascio vengano attenuati o annullati completamente dall'immagine.



*Figura 24. vediamo le 4 immagini monocromatiche ricostruite a energie diverse, rispettivamente 40, 50, 70 e 190 keV.*

Questo fatto è legato alle proprietà del materiale considerato e all'energia del fascio stesso: a basse energie predomina infatti l'effetto fotoelettrico, questo dipende dal numero atomico Z del mezzo alla terza potenza. Andando su con le energie la dipendenza da Z diventa lineare prevalendo l'effetto Compton per cui si va a perdere la distinzione tra gli elementi. Possiamo anche vedere come all'aumentare dell'energia variano i numeri CT dei vari materiali, secondo quanto visto infatti, al variare di E varia il coefficiente di attenuazione di massa relativo del materiale.

Dall'analisi delle immagini si possono ricavare delle informazioni quantitative su come i diversi sistemi ricostruiscono alle varie energie i numeri CT.

| MATERIALE   | ENERGIE (FLASH) |        |        |         |         |         |        |
|-------------|-----------------|--------|--------|---------|---------|---------|--------|
|             | 40 Kev          | 50 key | 70kev  | 100 key | 120 key | 140 key | 190kev |
| Teflon      | 1173,8          | 1064,9 | 957,8  | 900,9   | 885,9   | 877,5   | 868,2  |
| Air         | -996,4          | -996,4 | -995,8 | -995,8  | -995,8  | -995,8  | -995,8 |
| LDPE        | -214,8          | -154,2 | -94,5  | -63,9   | -55,9   | -51,3   | -46,3  |
| Derlin      | 322,9           | 338,9  | 354,6  | 361,8   | 363,8   | 365,0   | 366,2  |
| Acrylic     | 34,6            | 86,6   | 118,0  | 140,3   | 147,1   | 150,3   | 153,8  |
| Polistirene | -156,6          | -99,9  | -44,1  | -14,4   | -6,4    | -1,9    | 2,9    |
| PMP         | -283,6          | -235,0 | -186,9 | -162,3  | -155,5  | -151,7  | -147,5 |

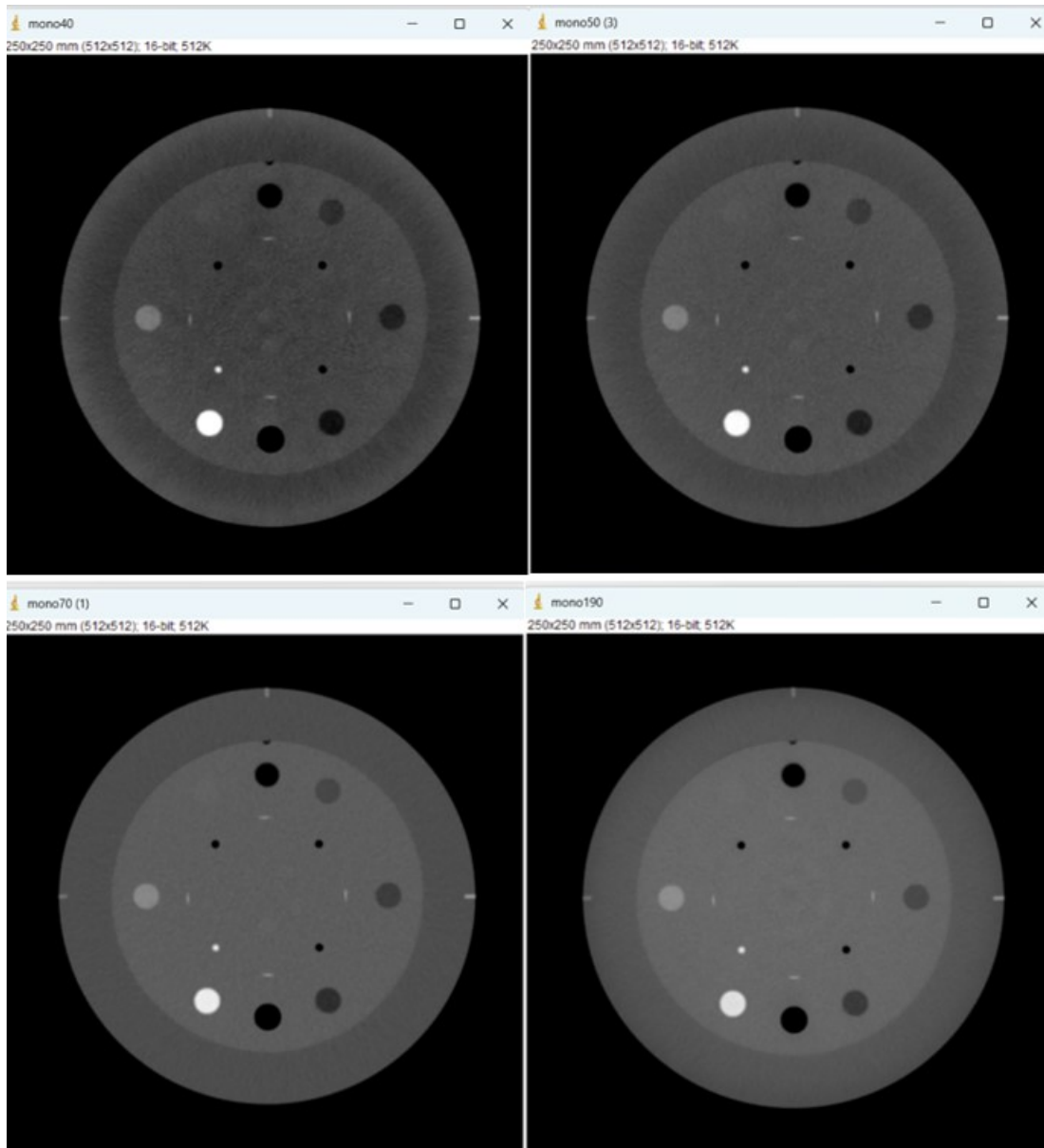
**Tabella 1.** numeri CT degli inserti al variare dell'energia di ricostruzione nella CT FLASH.

Dalla tabella 1 si può notare come elementi come acrilico e polistirene mostrino un aumento del numero CT che visivamente, si traduce in un grigio che diventa via via più chiaro tanto da scomparire con il background del fantoccio.

Altri elementi come il Teflon, invece, avendo una densità molto simile all'osso (2,2g/cm<sup>3</sup>) presenta un numero CT che all'aumentare dell'energia raggiunge un valore all'incirca costante.

## TC EDGE

Le stesse analisi effettuate sulle immagini acquisite con il sistema CT EDGE non ci mostrano una attenuazione così pronunciata degli inserti come nel sistema precedente e, sebbene attenuati, alcuni rimangono comunque visibili (fig. 25).



**Figura 25.** abbiamo in sequenza 4 immagini ricostruite rispettivamente a 40, 50, 70 e 190keV.

Per quanto riguarda i numeri CT vediamo in tabella 2 delle variabilità rispetto al caso precedente:

| MATERIALE    | ENERGIE (EDGE) |        |        |         |         |         |        |
|--------------|----------------|--------|--------|---------|---------|---------|--------|
|              | 40 Kev         | 50 kev | 70kev  | 100 kev | 120 kev | 140 kev | 190kev |
| Teflon       | 1138,3         | 1036,1 | 935,1  | 879,0   | 868,1   | 860,3   | 851,7  |
| Air          | -985,4         | -978,7 | -978,6 | -978,4  | -978,3  | -978,2  | -978,2 |
| LDPE         | -266,9         | -181,2 | -95,8  | -49,0   | -36,4   | -29,3   | -21,6  |
| Derlin       | 252,2          | 298,0  | 343,9  | 365,7   | 370,9   | 365,1   | 380,3  |
| Acrylic      | -8,1           | 54,9   | 115,1  | 148,6   | 157,7   | 162,8   | 168,8  |
| Polistryrene | -177,7         | -104,3 | -33,2  | 4,6     | 15,1    | 21,0    | 27,5   |
| PMP          | -359,3         | -270,1 | -182,3 | -133,8  | -120,8  | -113,6  | -105,9 |

**Tabella 2.** numeri CT degli inserti al variare dell'energia di ricostruzione nella CT EDGE

Nonostante i numeri CT degli inserti Teflon e Delrin siano diversi nelle immagini acquisite con i due sistemi DE , il loro andamento è risultato molto simile in quanto tendono da un livello energetico in poi a rimanere per lo più costanti.

Quello che ci sorprende è la variabilità di alcuni inserti che partono in un range negativo di numero CT e arrivano ad un range positivo del numero stesso. Questo ci permette di pensare che uno dei due sistemi necessiti di una qualche calibrazione.

Per completezza abbiamo controllato anche il rumore presente nelle immagini ricostruite dai due sistemi alle diverse energie dall'analisi dell'ultimo modulo del Catphan (CTP486).

FLASH

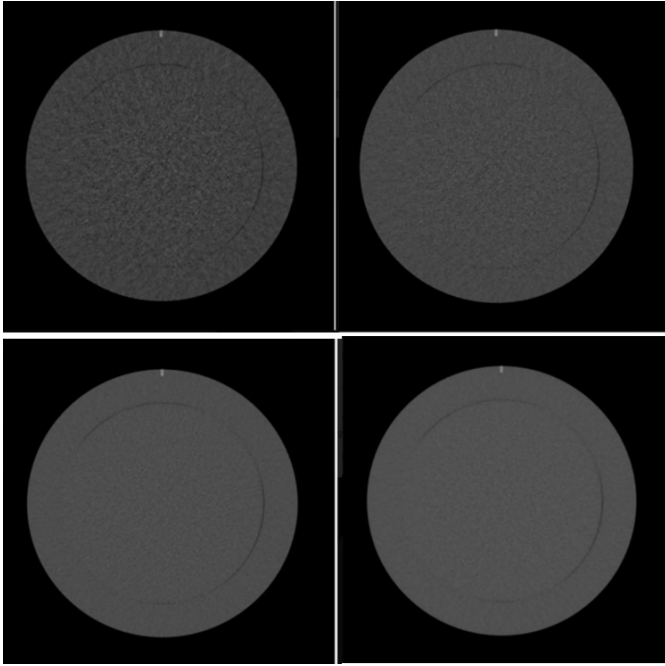
| ENERGIA | NUMERO CT (media 5 ROI) | DEVIAZIONE STANDARD |
|---------|-------------------------|---------------------|
| 40 kev  | -80,84                  | 41,44               |
| 50 kev  | -36,11                  | 29,31               |
| 70 kev  | 7,86                    | 18,18               |
| 100 kev | 30,68                   | 14,52               |
| 120 kev | 36,75                   | 14,73               |
| 140 kev | 39,92                   | 14,92               |
| 190 kev | 43,90                   | 15,20               |

**Tabella 3.**

Dalla tabella 3 si osserva che all'aumentare dell'energia aumenta la media delle HU all'interno delle ROI e diminuisce la deviazione standard fino a rimanere costante in corrispondenza dei 100 Kev fino ai 140 Kev

Le immagini seguenti (figura 26) mostrano come l'impatto del rumore incida sulle immagini a energia di ricostruzione crescenti per il sistema FLASH.





**Figura 26.** Quattro immagini relative al modulo CTP486 ricostruite rispettivamente a 40, 50, 70 e 100 keV

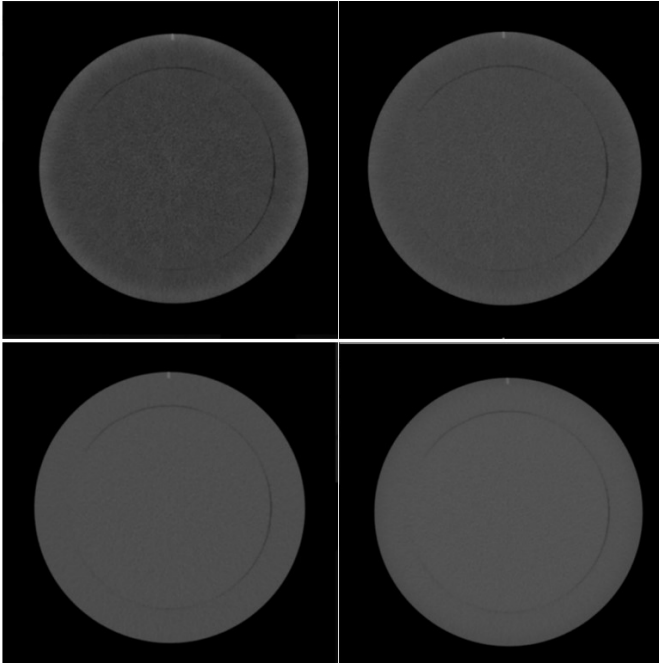
EDGE

| ENERGIA | NUMERO CT (media 5 ROI) | DEVIAZIONE STANDARD |
|---------|-------------------------|---------------------|
| 40 keV  | -91,46                  | 18,79               |
| 50 keV  | -40,8                   | 13,53               |
| 70 keV  | 8,99                    | 8,33                |
| 100 keV | 34,51                   | 8,65                |
| 120 keV | 41,36                   | 8,99                |
| 140 keV | 45,6                    | 9,13                |
| 190 keV | 49,24                   | 9,22                |

**Tabella 4.**

Dalla tabella 4 si vede un costante aumento dei numeri CT all' aumentare dell'energia, ed una diminuzione della deviazione standard che raggiunge un plateau attorno ai 70 Kev. Il rumore in questo caso risulta di molto ridotto rispetto al sistema precedente.

Le immagini seguenti (figura 27) mostrano come l'impatto del rumore incida sulle immagini a energia di ricostruzione crescenti per il sistema Edge.



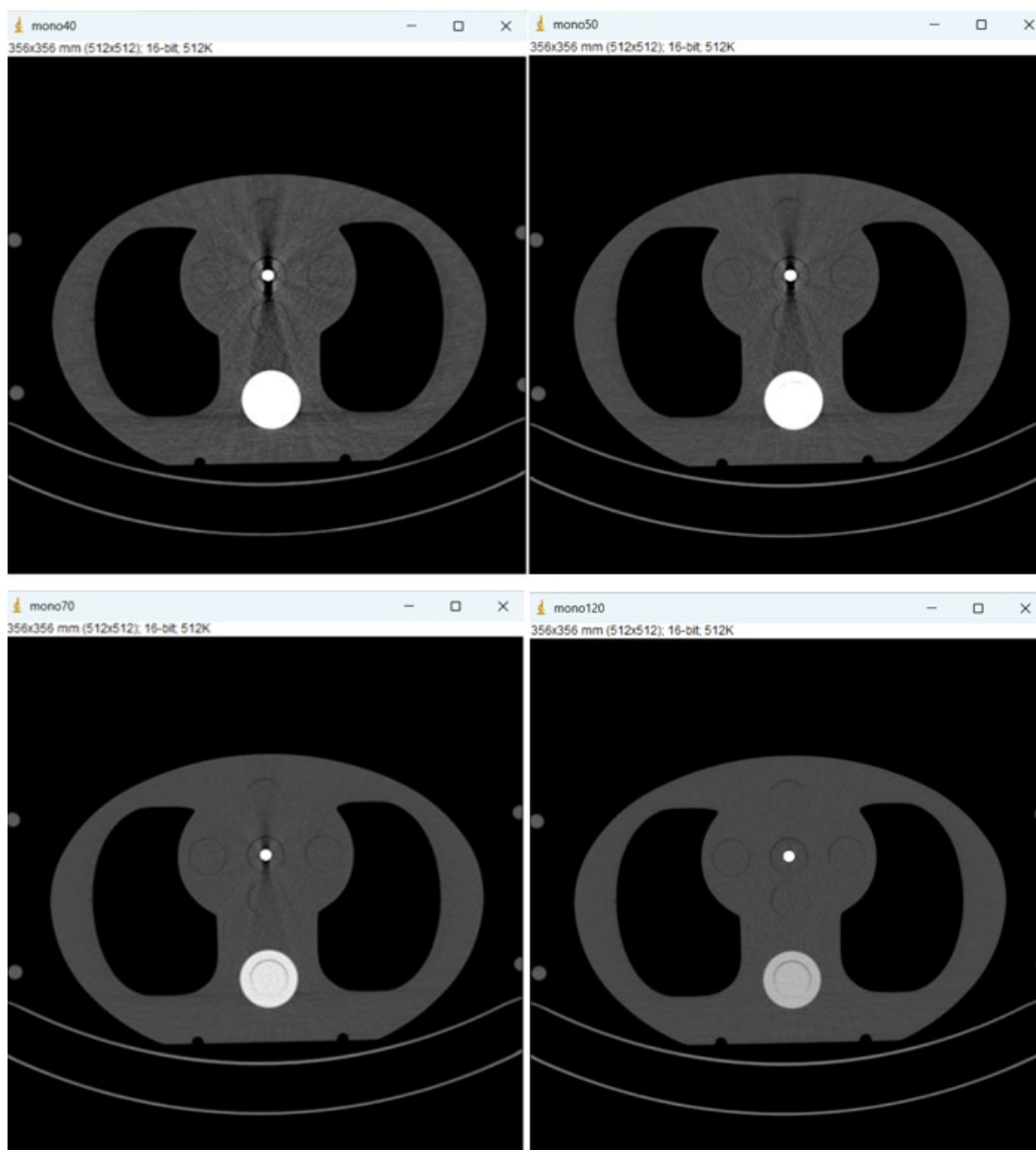
**Figura 27.** immagini monocromatiche ricostruite rispettivamente a 40, 50, 70 e 100 keV.

Capito come ricostruire le immagini virtuali, dopo averle analizzate da un punto di vista qualitativo e quantitativo su due sistemi diversi di CT a doppia energia, abbiamo acquisito con entrambi i sistemi il fantoccio Thorax con al suo interno un inserto metallico per vedere ed eventualmente analizzare l'eventuale artefatto provocato dal beam hardening così come visto dalla teoria.

Sono state ricostruite le immagini virtuali monoenergetiche per entrambi i sistemi rispettivamente alle varie energie 40Kev, 50Kev, 70Kev, 100Kev, 120Kev, 140Kev e 190 Kev.

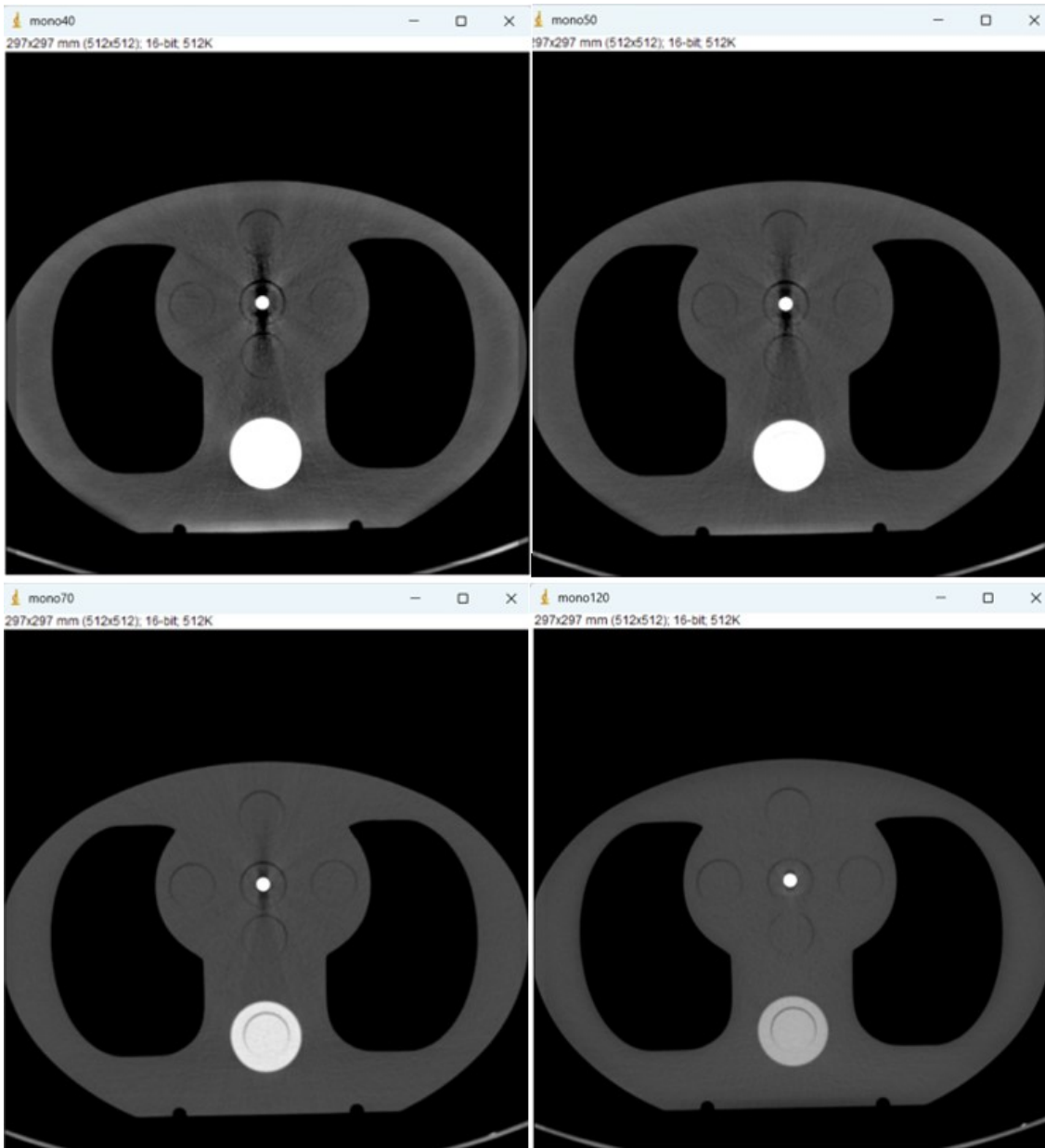
Ciò che risulta in tutti e due i sistemi è una graduale diminuzione degli artefatti da indurimento del fascio all'aumentare dell'energia a partire dai 100 Kev fino ad una sostanziale scomparsa di artefatti da metallo ad energie di circa 120 Kev (figura 28 e 29).

## FLASH



**Figura 28.** 4 immagini monoenergetiche del fantoccio Thorax ricostruite a energia crescente con CT Flash, rispettivamente a 40, 50, 70 e 120 Kev

## EDGE

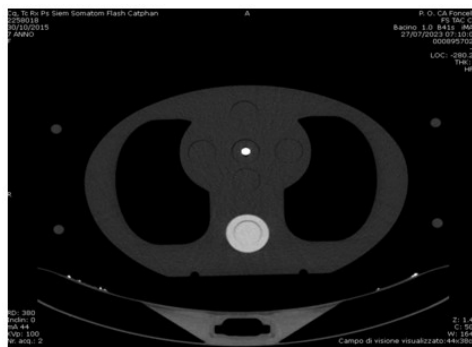


**Figura 29.** Quattro immagini ricostruite con CT Edge, rispettivamente a 40, 50, 70 e 120 Kev.

Effettivamente come visto in letteratura l'artefatto metallico può in entrambi i sistemi essere ridotto se non addirittura eliminato acquisendo a doppia energia (80KVp-140KVp) per poi ricostruire le varie immagini virtuali. Nel range di energie 100-120 Kev si ha una attenuazione o eliminazione dell'artefatto incriminato.

Riportiamo inoltre un'immagine dello stesso fantoccio acquisito con CT Flash e protocollo Bacino che utilizza una scansione Single Energy utilizzando in questo caso l'algoritmo dedicato per la riduzione dell'artefatto da beam hardening (immagine A).

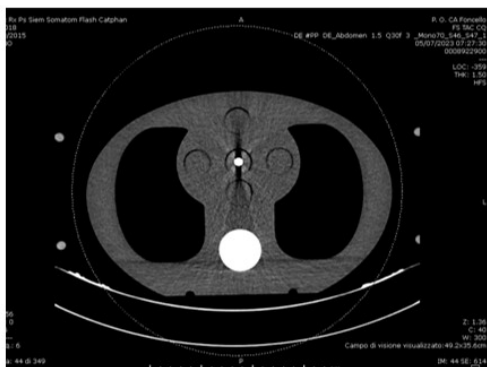
La macchina ha scansionato il fantoccio in modalità automatica utilizzando 100 Kev che corrispondono ad un'energia effettiva del fascio di 80 Kev. Abbiamo quindi confrontato tale immagine con la corrispondente monoenergetica acquisita con CT Edge in modalità DE (immagine B). La CT Flash non ricostruisce a 80 Kev, pertanto non possiamo fare un confronto diretto ma siamo costretti a confrontare le immagini con le ricostruzioni ad energia 70 Kev (immagine C) e 100 keV (immagine D) cioè quella ad energia immediatamente precedente e successiva.



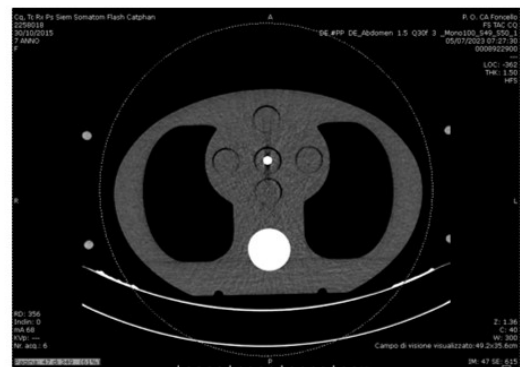
*A: CT Flash SE bacino*



*B: CT Edge DE monocromatica 80 KeV*



*C: CT Flash DE monocromatica 70 KeV*



*D: CT Flash DE monocromatica 100 keV*

**Figura 30.** Quattro immagini relative alla scansione del fantoccio thorax eseguite in modalità Single Energy e Dual Energy con CT Flash e Edge.

Come si può vedere l'artefatto risulta ridotto meglio dal protocollo SE Bacino della CT Flash rispetto alle ricostruzioni monoenergetiche. Tuttavia la differenza si riduce all' aumentare dell'energia dell'immagine virtuale ricostruita, con una pressoché sovrapposizione dei risultati già a 120 KeV.



## 6. Conclusioni

Nelle CT tradizionali per ridurre gli artefatti metallici vengono in generale utilizzati algoritmi dedicati. Questi riescono in modo più o meno appropriato ad assolvere il compito a loro assegnato per grandi impianti metallici come le protesi anca, ginocchio, ecc... e nei casi di materiali molto densi come l'acciaio. Il limite di questi algoritmi rimane però per i piccoli impianti metallici come graffette e viti in generale dove l'algoritmo dedicato non elimina il problema ma addirittura introduce ulteriori artefatti di sfocatura che vanno ulteriormente a ridurre la qualità dell'immagine.

L'uso delle immagini virtuali monoenergetiche ha dimostrato come in un range energetico ottimale gli artefatti metallici dovuti all'indurimento del fascio possono essere efficacemente minimizzati se non eliminati permettendo al clinico l'analisi dei tessuti molli circostanti. Queste immagini permettono inoltre la minimizzazione di questi artefatti non solo nel caso delle protesi ma anche nel caso di piccoli inserti metallici come stent, graffette.

Anche questa metodica tuttavia presenta dei limiti soprattutto in presenza di materiali molto densi quali l'acciaio piuttosto che il titanio. Il motivo è da ricercarsi nel fatto che per materiali molto densi si ha un degrado della qualità dell'immagine CT dovuta non solo all'indurimento del fascio ma anche ad una carenza di fotoni, che le immagini virtuali non riescono a correggere ma addirittura tendono ad amplificare. In questi casi però l'uso degli algoritmi di riduzione degli artefatti metallici (IMAR) assieme al processo di ricostruzione delle immagini virtuali riescono a risolvere il problema.

Nei due sistemi analizzati solo la CT Flash possiede l'algoritmo per la riduzione degli artefatti metallici, e generalmente i pazienti con protesi vengono inviati di routine su questo scanner per essere poi scansionati con protocollo tradizionale per arto ma con l'uso dell'algoritmo dedicato IMAR. Tuttavia dal nostro studio è risultato comunque possibile ottenere ottimi risultati, sovrapponibili all'utilizzo di tale algoritmo anche acquisendo con tecnica Dual Energy e analizzando poi le immagini virtuali monoenergetiche. In analogia, con questa metodica i pazienti possono quindi essere trattati anche in CT Edge dove l'algoritmo per la riduzione degli artefatti metallici non è presente ma l'analisi può essere fatta sulle immagini virtuali monoenergetiche.

Tuttavia, sebbene dalla letteratura e dalle prove effettuate su fantoccio si riscontrino questi risultati per completezza dello studio sarebbe opportuno valutarli su pazienti reali.



## 7. Bibliografia

1. *Michael Riedel*: "An Introduction to Dual Energy Computed Tomography" University of Texas Health Science Center at San Antonio
2. *Nicholas Keat, MSc* : " Artifacts in CT: Recognition and Avoidance" Article in *Radiographics* · November 2004
3. *Thorsten R.C. Johnson and Willi A. Kalender* : Physical Background
4. *Lifeng Yu et al* : "Dual Energy Based Monochromatic Imaging" *AJR*:199,Novembre 2012
5. *R. Guggenberger et al* : "Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels" *Eur Radiol* (2012) 22:2357–2364
6. Dual-Energy Computed Tomography Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1 Reza Forghani, MD, PhD,\*, Bruno De Man, PhD
7. Dual-Energy Computed Tomography Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 2 Reza Forghani, MD, PhD,\*, Bruno De Man, PhD
8. Peering through the glare: using dual-energy CT to overcome the problem of metal artefacts in bone radiology : Tyler M. Coupal & Paul I. Mallinson & Patrick McLaughlin & Savvas Nicolaou & Peter L. Munk & Hugue Ouellett
9. Monoenergetic Imaging of Dual-energy CT Reduces Artifacts from Implanted Metal Orthopedic Devices in Patients with Fractures: Changsheng Zhou, BS, Yan E. Zhao, MS, Song Luo, BS, Hongyuan Shi, MS, Lin li, BS, Ling Zheng, BS, Long Jiang Zhang, MD, PhD, Guangming Lu, MD
10. Catphan 500-600 manual
11. IMRT Phantom Thorax manual
12. Somatom Definition Flash brochure
13. Somatom Definition Edge brochure