

Corso di Laurea Triennale
**Tecniche di Radiologia Medica per Immagini e
Radioterapia**

Applicazione della DECT nella
valutazione della Litiasi
Renale

Candidato/a
Simone Vieni Matr.
A83/A87

A.A. 2022/2023

Sommario INTRODUZIONE	Errore. Il segnalibro non è definito.
CAPITOLO 1	5
FORMAZIONE DELLE RADIAZIONI	5
1.1 RAGGI X	5
1.1.1 NATURA RAGGI X	5
1.1.2 SPETTRO DEI RAGGI X	5
1.2 PRODUZIONE DEI RAGGI X	6
1.2.1 GENERATORI AD ALTO VOLTAGGIO	7
1.2.2 INSERTO DEL TUBO A RAGGI X	9
1.2.3 GUAINA DEL TUBO A RAGGI X	12
1.2.4 FILTRI E COLLIMATORI	12
1.3 INTERAZIONI DEI RAGGI X CON LA MATERIA	13
CAPITOLO 2	15
GENERAZIONI TC	15
2.1 TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA	15
2.1.1 GENERAZIONI DI SCANNER TC	16
CAPITOLO 3	20
DUAL ENERGY CT (DECT)	20
3.1 PRINCIPI GENERALI DECT	20
3.2 PRINCIPI FISICI	21
3.3 RICOSTRUZIONE DELLE IMMAGINI	22
3.3.1 MODALITA'	23
3.3.1.1 DUAL- SOURCE	23
3.3.1.2 FAST Kv SWITCHING	25
3.3.1.3 DUAL LAYER DETECTOR	27
3.3.1.4 SEQUENTIAL ACQUISITION	28
CAPITOLO 4	29
SYNGO.VIA	29
4.1 CARATTERISTICHE GENERALI	29
4.2 ROUTINE CLINICA CON SYNGO.VIA	30
4.2.1 PATIENT BROWSER (BROWSER PAZIENTE)	30

4.2.1.1 LAYOUT SCHERMO DEL PATIENT BROWSER.....	31
4.2.1.2 RICERCA DI STUDI IN PATIENT BROWSER	33
4.2.1.3 VIEWER (VISUALIZZATORE)	34
4.2.1.4 LAYOUT DI SCHERMO DEL VIEWER	34
4.3 STAMPA DI IMMAGINI.....	37
4.4 RIGUARDO A SYNGO.VIA (DOCUMENTAZIONE).....	38
4.4.1 REPORT EDITOR	39
4.4.2 ARCHIVIAZIONE DI DATI (IMMAGINI)	40
4.4.3 LAYOUT DI SCHERMO DELLA FINESTRA DI DIALOGO EXPORT	40
DATA.....	40
CAPITOLO 5.....	42
PROTOCOLLO CALCOLOSI URINARIA	42
5.1 LITIASI.....	42
5.2 PARAMETRI TECNICI D'ESAME.....	45
5.3 ESECUZIONE DELL'ESAME	51
CONCLUSIONI.....	55
6.1 CLASSIFICAZIONE, FORMAZIONE E SINTOMATOLOGIA DEI CALCOLI RENALI	57
6.1.2 COME SI FORMANO	58
6.1.3 SINTOMATOLOGIA DELLA CALCOLOSI	59
6.2 DIAGNOSI DI CALCOLOSI.....	59
6.2.1 ESAMI DI PRIMO LIVELLO	60
6.2.2 ESAMI DI SECONDO LIVELLO	60
6.2.3 DIAGNOSTICA PER IMMAGINI.....	61
6.3 TRATTAMENTO DEL CALCOLO RENALE.....	63
BIBLIOGRAFIA	65

INTRODUZIONE

La diagnostica per immagini costituisce uno strumento indispensabile per il management della nefrolitiasi. Alla base di questo studio vi è l'analisi e la differenziazione della calcolosi renale mediante utilizzo della Dual-Energy CT. In particolare, si pone l'attenzione su come questa tipologia di CT riesca a discriminare i diversi costituenti del calcolo renale. La conoscenza esatta delle dimensioni, della posizione e della natura del calcolo è dirimente per decidere l'approccio terapeutico.

La nefrolitiasi è una delle cause più frequenti di colica renale i cui tassi di incidenza sono in crescita continua negli ultimi tre decenni, dato strettamente correlato ai mutamenti delle abitudini alimentari. Questa tendenza si conferma per tutte le età, sesso ed etnie

Le motivazioni che mi hanno spinto ad affrontare tale tema hanno una duplice natura. L'interesse nei confronti dell'apparato uro-genitale è stato influenzato sicuramente da esperienze di vita che mi hanno coinvolto personalmente e quindi di conseguenze hanno suscitato il mio interesse nello studio di questo distretto anatomico.

Un altro forte stimolo è arrivato durante il mio tirocinio universitario, che mi ha permesso di entrare in contatto in prima persona con la CT dualenergy ed apprezzarne le sue caratteristiche del tutto innovative che hanno lo scopo fondamentale di proporre una diagnostica migliore, più rapida e meno invasiva. Le linee guida internazionali indicano la TC come metodica d'elezione per tutti quei pazienti con la sintomatologia acuta per sospetta o certa patologia nefrolitiasica ostruttiva.

Questo elaborato è il risultato di studi TC effettuati a quei pazienti che afferiscono nella UOC di radiologia dell'AORN Antonio Cardarelli con il quesito diagnostico di colica renale. L'obiettivo di questa tesi è quello di fornire un'analisi accurata di come la CT dual-energy attraverso l'utilizzo di una doppia emissione di radiazione e mediante le diverse modalità di post-processing riesce a decifrare la composizione del calcolo renale e di fornire quindi informazioni cruciali all'urologo sulla terapia, medica o chirurgica che sia, da compiere.

La tesi è articolata in sei capitoli in cui viene fornita un'introduzione sulla formazione delle radiazioni e del tubo radiogeno in generale, ci si occupa poi delle varie generazioni di TC e della dual-energy CT con i suoi principi fisici e le modalità di emissione delle radiazioni.

Il fulcro del mio elaborato è la stesura del protocollo CT e l'analisi di tutti i parametri tecnici per lo studio della calcolosi renale ed è presente, inoltre, un focus sulla syngo.via, ovvero un software di post-elaborazione e visualizzazione essenziale per andare a distinguere il tipo di calcolo renale. Infine, sono elencate tutte le tipologie di trattamento che è possibile effettuare in base alla composizione intrinseca del calcolo.

CAPITOLO 1

FORMAZIONE DELLE RADIAZIONI

1.1 RAGGI X

1.1.1 NATURA RAGGI X

I raggi x sono la porzione di spettro elettromagnetico con lunghezza d'onda compresa tra circa 10 nm e 1 pm (*Figura 1.1*).

I raggi x e γ si distinguono in base al modo con cui vengono prodotti; infatti, per definizione:

- i raggi X hanno origine a livello atomico e possono essere prodotti tramite diversi metodi, quali sincontroni, fonti di canalizzazione, lasers ad elettroni liberi, etc. anche se la tecnologia più comune per la loro produzione è il tubo a raggi X;
- i raggi γ hanno origine dal nucleo dell'atomo e sono emessi da isotopi radioattivi come ^{99}Tc , ^{132}I

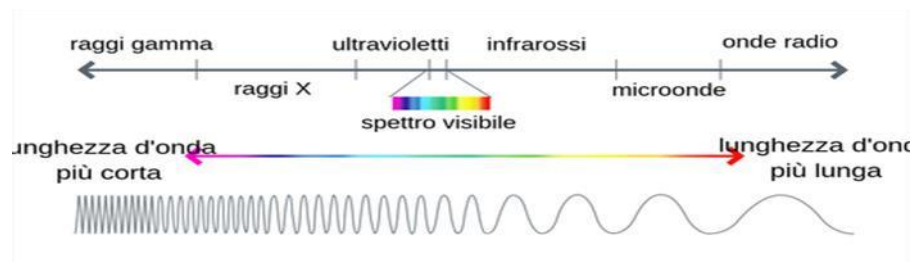


Figura 1.1.: Spettro elettromagnetico

1.1.2 SPETTRO DEI RAGGI X

Lo spettro energetico dei raggi x è costituito da due componenti:

- **Radiazione continua (o di Bremsstrahlung):** è il principale meccanismo di produzione dei raggi x. Si verifica quando gli elettroni incidenti interagiscono con il campo del nucleo di un

materiale con un alto numero atomico, subendo una decelerazione con conseguente deviazione di traiettoria ed emissione di raggi X;

- radiazione caratteristica: è un altro meccanismo che porta alla produzione dei raggi x e si verifica quando gli elettroni incidenti interagiscono con gli elettroni atomici del materiale target. I raggi X provenienti dalle transizioni di livello energetico sono chiamati caratteristici in quanto sono dipendenti dal materiale del target (ovvero dalla configurazione elettronica dell'atomo).

1.2 PRODUZIONE DEI RAGGI X

Per produrre i raggi X in un dispositivo diagnostico sono necessari:

1. Generatore che fornisce l'alimentazione e permette di selezionare la differenza di potenziale, la corrente e il tempo di esposizione del tubo;
2. Tubo a raggi X che fornisce un ambiente per la produzione di radiazione di Bremsstrahlung e raggi X e caratteristici. Questo è un inserto in cui è stato praticato il vuoto, contenente catodo, anodo e finestra;
3. Guaina del tubo che fornisce una schermatura di protezione dalla radiazione, raffredda l'inserto e presenta una porta di output;
4. Filtri e collimatori che, alla porta del tubo, rispettivamente, modellano lo spettro dei raggi X e definiscono dimensione e forma del campo di raggi X incidente sul paziente.

Uno schema semplificato degli elementi necessari per la produzione dei raggi x è raffigurato in *Figura 1.2*.

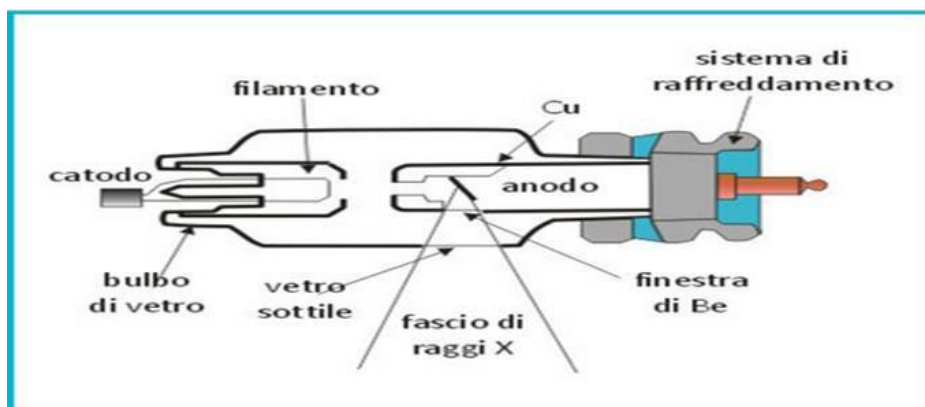


Figura 1.2: Diagramma dei principali componenti di un generatore

1.2.1 GENERATORI AD ALTO VOLTAGGIO

Esistono diversi design di circuiti riguardanti i generatori di raggi X, ma quello ad alta frequenza (fino a 50.000 Hz) rappresenta lo stato dell'arte attuale per la diagnostica a raggi X

Un generatore di questo tipo ha le seguenti caratteristiche:

- Un trasformatore in input per regolare la tensione primaria e secondaria;
- Un trasformatore ad alta tensione per fornire fino a 150 kv;
- Un sistema raddrizzatore per convertire la corrente alternata (AC) in corrente continua (DC);
- Un trasformatore a bassa tensione per fornire 8-12 V per il riscaldamento del filamento;
- Un meccanismo di temporizzazione per terminare le esposizioni.

I primi generatori per tubi a raggi X erano auto-raddrizzatori. In questo caso un potenziale ad alto voltaggio alternato era fornito al tubo che allo

stesso tempo fungeva da raddrizzatore, cioè permetteva agli elettroni di scorrere in una sola direzione, ovvero solo quando l'anodo era positivo e il catodo negativo, eliminando il problema del flusso di corrente inversa nel tubo. Questo tipo di sistema, chiamato "mezz'onda rettificata", era realizzato in maniera che la forma d'onda e determinava un output dei raggi X pulsato e uno spettro corrispondente dipendente dal tempo. Questo metodo è molto inefficiente perchè se l'anodo si riscalda, inizia a rilasciare elettroni per effetto termoionico, e questi vengono accelerati verso il filamento del catodo durante il mezzo ciclo in cui il catodo è positivo, danneggiando il tubo. Inoltre, la rettificazione a metà onda ha un output povero poichè i raggi X sono emessi solo per metà ciclo.

Si potrebbe usare una rettificazione ad onda piena ma anche in questo caso il tubo emetterebbe la maggior parte dei raggi X ad una tensione al di sotto del valore di picco (kVp); quindi, per raggiungere una tensione più costante viene usato un generatore trifase. Il tubo in questo caso è guidato da tre generatori di tensione separati, ciascuno pienamente rettificato, e il profilo della tensione mostra solo il 15% circa di variazione (*Figura 1.3*):

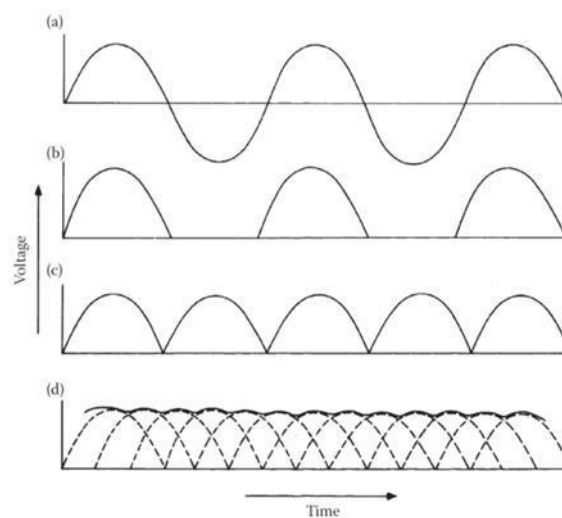


Figura 1.3: Esempi di diverse onde di tensione

1.2.2 INSERTO DEL TUBO A RAGGI X

L'inserto di un tubo a raggi x (*Figura 1.4*) deve essere forte da resistere alla pressione atmosferica e alla grande quantità di calore, e contemporaneamente, abile nel trasferire via questo calore.

Storicamente era costruito con pareti spesse di vetro borosilicato in modo da fornire un isolamento adeguato tra il catodo e l'anodo e i raggi X erano emessi attraverso una finestra di vetro più sottile. Attualmente invece, l'inserto ha pareti di metallo. Questi tubi sono più compatti, hanno un maggiore stabilità meccanica, hanno un materiale ceramico che fornisce un migliore isolamento elettrico tra anodo e catodo, hanno un buon assorbimento dei raggi X che non passano attraverso la finestra, fatta di titanio o berilio e sono scambiatori di calore. In un tubo a raggi X, il catodo è la sorgente di elettroni e l'anodo è il bersaglio degli elettroni.

Il catodo è tenuto ad un alto potenziale negativo rispetto all'anodo e, al suo interno, contiene un filamento che viene riscaldato fino all'incandescenza e libera gli elettroni. Questi viaggiano verso l'anodo accelerati da un'importante differenza di potenziale e ottengono un'energia cinetica uguale al prodotto della carica elettrica per la differenza di potenziale.

Quando avviene l'impatto con il target, l'energia cinetica viene convertita per la maggior parte in calore e in minima parte in produzione di raggi X. Infine, i raggi X provenienti dal punto focale dell'anodo vengono emessi in tutte le direzioni.

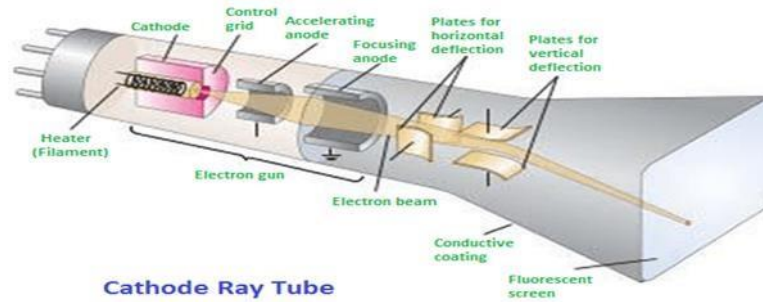


Figura 1.4: Schema di funzionamento di un tubo a raggi x contenuto nella sua guaina

CATODO

Il catodo (*Figura 1.5*) è l'elettrodo negativo nel tubo a raggi X ed è formato da:

- Una sorgente elettronica, ovvero un filo avvolto in un'elica, di resistenza alta e tipicamente di tungsteno poiché quest'ultimo ha un elevato punto di fusione e quindi, produce un'elevata quantità di elettroni a temperature in cui c'è un'evaporazione molto piccola di atomi metallici nel vuoto;
- Un elettrodo ausiliario che circonda l'emettitore, solitamente fatto di nickel

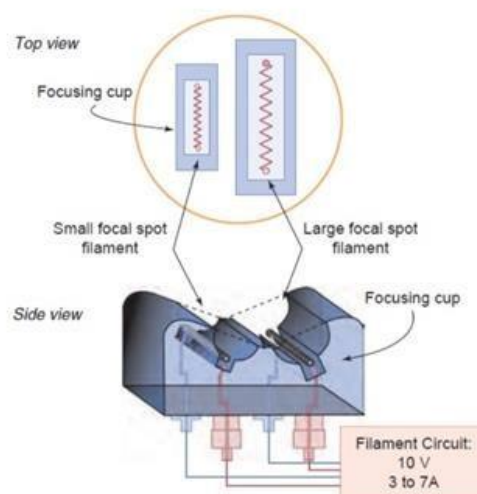


Figura 1.5: Struttura di un catodo di un tubo a raggi X.

ANODO

L'anodo è un elettrodo bersaglio metallico ed è tenuto a una grande differenza di potenziale positiva rispetto al catodo. Gli elettroni che colpiscono l'anodo depositano la maggior parte della loro energia sotto forma di calore e solo una piccola frazione è impiegata nell'emissione di raggi X.

Il materiale da scegliere per l'anodo deve avere:

- Un'alta efficienza di conversione per gli elettroni in raggi x e perciò si preferiscono materiali con un alto numero atomico;
- Un alto punto di fusione così che la grande quantità di calore rilasciato causi danni minimi all'anodo;
- Un' elevata conduttività in modo che il calore sia rimosso rapidamente.

L'anodo può essere di due tipi (Figura 1.6):

- **Anodo stazionario:** che consiste in un inserto in tungsteno, avendo quest'ultimo elevati punti di fusione e numero atomico, incorporato in un blocco di rame che ha un doppio ruolo: supporta l'inserto meccanicamente e conduce il calore proveniente dal target in tungsteno in modo efficiente.
- **Anodo rotante:** che consiste in un disco smussato montato su un gruppo rotore supportato da cuscinetti nell'inserto del tubo a raggi X. L'anodo rotante permette, rispetto all'anodo stazionario, un maggiore carico di calore e una maggiore intensità dei raggi X.

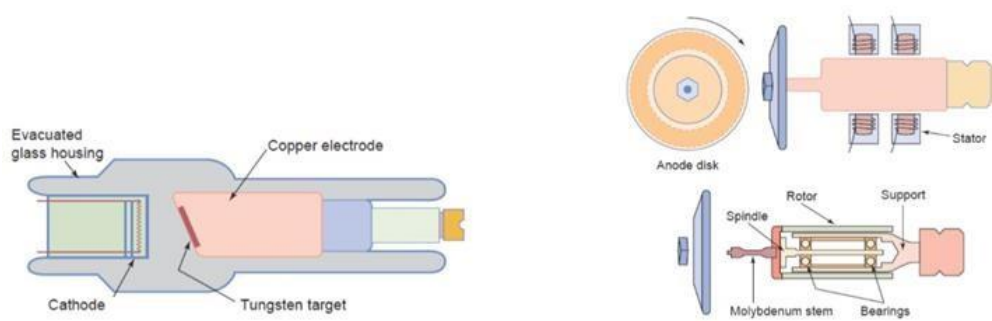


Figura 1.6: Struttura di un anodo. A SX: struttura di un anodo stazionario di un tubo a raggi X; a SX: struttura di un anodo rotante

1.2.3 GUAINA DEL TUBO A RAGGI X

La guaina del tubo a raggi X ha le seguenti funzioni:

- Scherma dai raggi X vaganti siccome è rivestito di piombo;
- Fornisce una finestra ma filtra alcuni raggi X a bassa energia;
- Contiene il generatore per la rotazione dell'anodo;
- Fornisce i terminali ad alta tensione;
- Isola l'alta tensione;
- Permette il montaggio preciso dell'inserito del tubo a raggi X.

1.2.4 FILTRI E COLLIMATORI

La filtrazione è l'eliminazione dei raggi X quando il fascio passa attraverso uno strato di materiali e comprende:

- Filtrazione inerente, cioè quella prodotta da tutti i materiali non asportabili che determinano un'attenuazione della radiazione primaria prima uscire dal complesso tubo-guaina;

- Filtrazione aggiuntiva, cioè quella inserita dal costruttore per assorbire i raggi X a bassa energia che penetrerebbero nel paziente senza giungere al detettore e così fornendo una dose indebita.

I collimatori modificano la dimensione e la forma del campo di raggi X che esce dalla porta del tubo. *Figura 1.7*

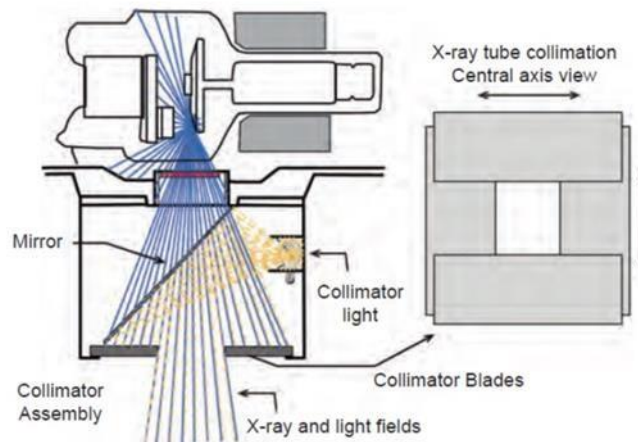


Figura 1.7: Schema del funzionamento di un collimatore

1.3 INTERAZIONI DEI RAGGI X CON LA MATERIA

Quando un fascio collimato di raggi X passa attraverso la materia, si attenua poiché i fotoni sono progressivamente rimossi dal fascio. I tipi di interazioni possibili sono:

- **Scattering Rayleigh:** Si verifica quando un fotone interagisce con un atomo e lo eccita tramite il suo campo elettrico oscillante,

causando l'assorbimento dell'energia di vibrazione da parte degli elettroni dell'atomo stesso. Questo è un processo di risonanza e gli elettroni vibrano ad una frequenza corrispondente a quella del fotone. Sebbene una certa quantità di scattering Rayleigh avvenga a tutte le energie dei raggi X, il suo contributo non eccede mai il 10% dei processi totali di interazione nella radiologia diagnostica, quindi ha una bassa probabilità di occorrenza e può essere trascurato;

- **Effetto fotoelettrico:** L'effetto fotoelettrico si verifica quando un fotone viene completamente assorbito e rimuove un elettrone dalla sua orbita attorno al nucleo, provocandone l'espulsione. Affinché si verifichi l'assorbimento, l'energia del fotone incidente deve essere maggiore o uguale all'energia di legame dell'elettrone che viene espulso (fotoelettrone); infatti una parte viene usata per superare l'energia di legame stessa, mentre l'altra viene data al fotoelettrone come energia cinetica. Tramite l'effetto fotoelettrico l'atomo viene ionizzato, infatti è lasciato in uno stato altamente eccitato;
- **Scattering Compton:** Si verifica quando un fotone urta un elettrone appartenente alla shell più esterna provocando la ionizzazione dell'atomo e la divisione della propria energia tra:

Fotone che viene scatterato e che può sia attraversare il mezzo senza interagire, sia essere coinvolto in altre interazioni ed elettrone che viene emesso e che perde la sua energia cinetica eccitando e ionizzando gli atomi del materiale circostante.

CAPITOLO 2

GENERAZIONI TC

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

La CT (Tomografia Computerizzata), è nata nel 1930 quando il radiologo italiano Alessandro Vallebona propose una tecnica per rappresentare un solo strato del corpo sulla pellicola radiografica, la stratigrafia. Sfruttando principi di geometria proiettiva, con la rotazione del tubo radiogeno tutti i piani al di sopra e al di sotto dello strato di interesse vengono eliminati. La stratigrafia ha rappresentato fino alla metà degli anni ottanta uno dei

pilastrini della diagnostica radiologica, soppiantata però con l'avvento dei computer. La metodica circolare alla base della tomografia assiale computerizzata fu inizialmente concepita, nel 1967, dall'ingegnere inglese Sir Godfrey Hounsfield che realizzò la prima apparecchiatura TAC insieme al fisico Allan Cormack; il primo tomografo computerizzato commerciale consentiva esclusivamente lo studio del cranio. La CT sfrutta l'interazione dei raggi X con la materia per ottenere immagini dettagliate di organi interni, ossa, tessuti e vasi sanguigni o per ottenere informazioni sulla composizione interna del campione da investigare. Nel corso di questi 50 anni i sistemi TC hanno fatto grandi progressi in termini di velocità, comfort del paziente e risoluzione dando vita a una vera e propria generazione di scanner TC.

2.1.1 GENERAZIONI DI SCANNER TC

- **I generazione (Pencil Beam):** la prima generazione consiste in una sorgente radiogena costituita da un fascio di raggi x estremamente collimato definito a "matita", in 1-2 detettori, allineati e contrapposti. Il complesso tubo-detettori realizza una scansione lineare lungo tutta la sezione trasversale del paziente, seguita da una rotazione di 1° e il procedimento viene ripetuto fin quando non viene completata una rotazione di 180° , con tempi di acquisizione di 4-5 minuti per strato. Queste apparecchiature TC richiedevano tempi di acquisizione lunghi e potevano così essere impiegate solo per lo studio di organi privi di movimento come l'encefalo.
- **II generazione (Narrow Fan Beam):** la seconda generazione consiste in un sistema di fasci multipli e stretti di raggi x, aventi un'apertura angolare di 20° - 30° e accoppiati con un numero di detettori multipli che va dai 20 ai 50. Per ogni fascio il sistema viene

traslato per scansionare il corpo intero e ruotato di 5° , fino al raggiungimento di 180° . Quindi le apparecchiature di seconda generazione presentavano un incremento dell'angolo di rotazione, un aumento del numero di detettori, con conseguente riduzione del tempo di scansione a circa 20 s, tale da poter permettere la scansione toraco-addominale in fase di apnea. (Figura 2.1)

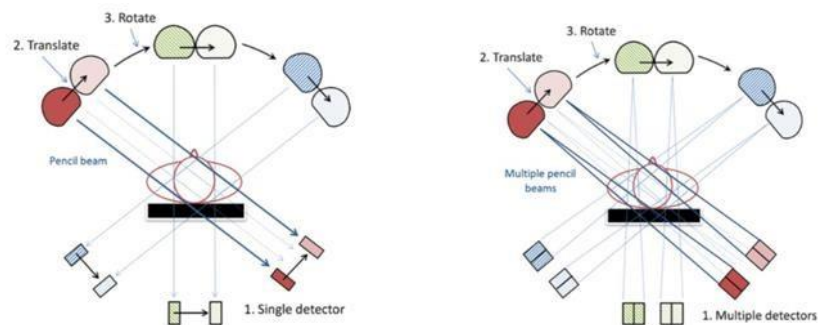


Figura 2.1: A SX: scanner CT di prima generazione; A DX: scanner CT di seconda generazione.

- **III generazione (Wide Fan Beam):** la terza generazione rappresenta la base dello sviluppo dei moderni apparecchi TC multistrato. In questi tomografi è presente un tubo radiogeno con un ampio fascio X a ventaglio, circa 30° - 50° , che ruota senza traslazioni continuamente intorno al paziente per 360° . Ciò ha permesso di ottenere tempi di scansione di 1-3 s.
- **IV generazione (Stationary Ring Detector):** la quarta generazione consiste in un tubo radiogeno che ruota di 360° , mentre un anello di detettori a stato solido, il cui numero è compreso tra 600 e 4800, rimane stazionario. A causa del costo elevato non hanno sostituito le apparecchiature di terza generazione. (Figura 2.2)

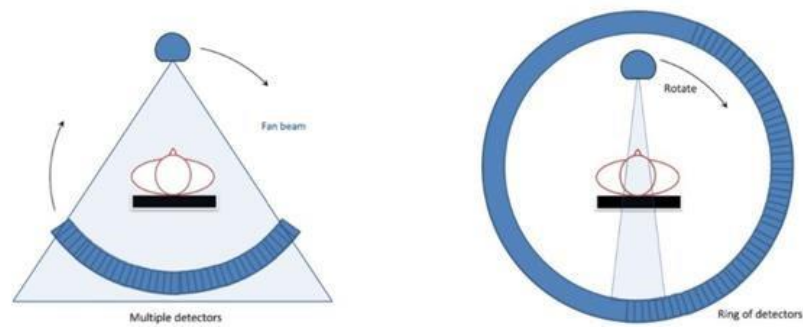


Figura 2.2: A SX: scanner CT di terza generazione; a DX: scanner CT di quarta generazione.

- **V generazione (Electron Beam CT):** la quinta generazione consiste in una sorgente stazionaria di raggi x e in un anello stazionario di rivelatori. In questa generazione, la rotazione viene fornita dal movimento del fascio elettronico che viene deflesso magneticamente per colpire un anodo semicircolare attorno al paziente. Questo sistema è particolarmente adatto per gli studi cardio-TC. (*Figura 2.3*)

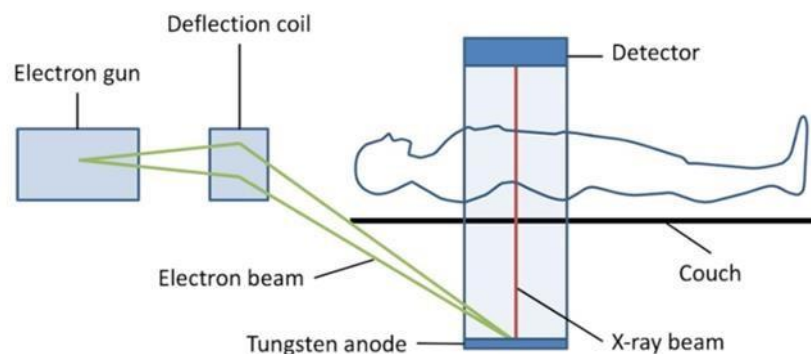


Figura 2.3: Scanner CT V generazione

- **VI generazione (Spiral CT):** la sesta generazione consiste in un lettino porta-paziente che si muove a velocità costante, mentre il gantry ruota intorno ad esso. Questo sistema permette di aumentare

la velocità in quanto viene eliminata la procedura step-and-shoot; tuttavia la ricostruzione delle immagini è più complessa in quanto richiede un processo di interpolazione matematica. (Figura 2.4)

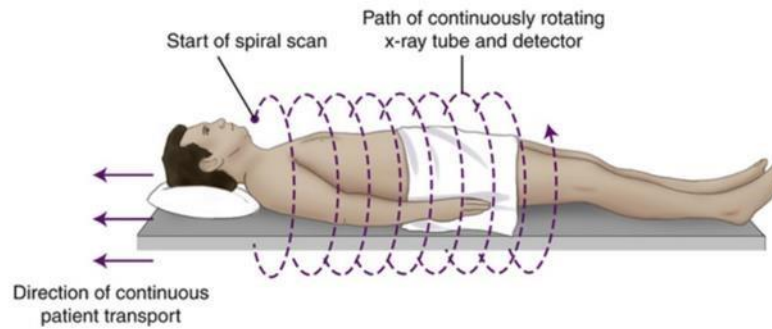


Figura 2.4: Scanner CT di sesta generazione

- **VII generazione (Multi Slice CT):** la settima generazione consiste nell'acquisizione di slices multiple per ricoprire un grande volume corporeo. In questa modalità si passa da una tecnologia fan beam a una tecnologia cone beam, cioè si usa un ampio fascio a cono che interagisce con un detettore bidimensionale. Questo sistema sfrutta un'unica emissione di radiazioni per produrre l'immagine dell'intero oggetto e permette di ridurre sia i tempi di acquisizione che la dose erogata al paziente. L'ultima frontiera della ricerca ha visto la realizzazione di sistemi definiti Dual Energy CT (DECT). Questa applicazione utilizza la dipendenza energetica del coefficiente di attenuazione dei tessuti al variare dei numeri atomici dei materiali. L'obiettivo è generare immagini selettive del materiale e determinare la densità nel modo più preciso possibile.

CAPITOLO 3

DUAL ENERGY CT (DECT)

3.1 PRINCIPI GENERALI DECT

I primi tentativi relativi all'uso dell'informazione spettrale nella tomografia computerizzata risalgono alla fine degli anni 70 in cui venivano acquisite due scansioni separate ed erano processati sia i dati di proiezione che quelli di ricostruzione. In quegli anni, la DECT non era accettata clinicamente a causa della mancanza di stabilità nei valori di densità CT, dei lunghi tempi di scansione che spesso causavano il movimento del paziente tra le scansioni, della risoluzione spaziale limitata e della difficoltà di post-processing. Lo sviluppo di nuove tecnologie ha

permesso di riprendere dal 2006 l'applicazione della dual-energy CT nella pratica clinica.

Generalmente per l'imaging CT spettrale sono richiesti tre requisiti legati a:

1. **Spettro dei raggi X** in quanto sono necessarie sorgenti di raggi X che forniscano fotoni con energie differenti. La modalità DECT che soddisfi questo requisito in modo ottimale è quella che sfrutta due sorgenti separate di raggi X che emettono fotoni di energia diversa e adatta la corrente per ottenere un output simile da entrambi gli spettri;
2. **Tecnologia del detector** che deve permettere di differenziare fotoni di energia diversa;
3. **Proprietà dei tessuti** in quanto ci deve essere una sufficiente differenza nelle proprietà spettrali dei materiali utilizzati. Sapendo che l'attenuazione che caratterizza differenti tessuti del corpo è causata da tre processi fisici di cui solo l'effetto fotoelettrico è fortemente legato al numero atomico del materiale, solo elementi con un'elevata differenza in esso possono essere distinti tramite le loro proprietà spettrali.

3.2 PRINCIPI FISICI

La differenziazione dei vari materiali utilizzando la scansione TC convenzionale a singola energia si basa sulla loro attenuazione dei raggi X espressa come numeri TC nelle unità di Hounsfield (HU).

Nella tomografia computerizzata i materiali con diversa composizione chimica potrebbero essere rappresentati nell'immagine con uno stesso numero TC: quindi, la loro differenziazione e la loro caratterizzazione

possono essere estremamente complicate. La ragione di queste difficoltà risiede nel fatto che il numero TC misurato in un voxel è correlato al suo coefficiente di attenuazione lineare, che non è univoco per ogni materiale, ma è una funzione della composizione chimica del materiale, delle energie fotoniche e della densità di massa dello stesso. L'utilizzo di un sistema a diverse energie permette, invece, la differenziazione di tali materiali. L'immagine radiografica che deriva dall'utilizzo della doppia energia non ha più solo lo scopo di visualizzare l'anatomia morfologica, ma acquisisce un valore aggiunto, cioè la possibilità di fornire informazioni fisiche quantitative specifiche di ogni sostanza. Il meccanismo fisico base della scansione TC dual-energy è rappresentato dall'effetto fotoelettrico. Quest'ultimo si riferisce alla rimozione di un elettrone dal k-shell (ossia il guscio più interno di un atomo) da parte di un fotone incidente che ha un'energia tale da superare l'energia di legame del k-shell.

3.3 RICOSTRUZIONE DELLE IMMAGINI

Tramite la CT Dual-Energy si possono ottenere due tipi principali di immagini: le immagini virtuali monocromatiche, ovvero immagini ricostruite come se il tubo radiogeno emettesse un fascio monocromatico di raggi X e quelle pesate nella densità del materiale.

Per sintetizzare immagini monocromatiche virtuali si possono usare due metodi:

- **Metodo Projection-based** in cui le immagini virtuali monocromatiche sono sintetizzate nel dominio della proiezione. Questo metodo prima converte le proiezioni misurate in

sinogrammi indipendenti dei materiali di base e poi ricostruisce le immagini DECT usando gli algoritmi di ricostruzione standard.

- **Metodo Image-based** in cui le immagini virtuali monocromatiche sono ottenute risolvendo le mappe di densità dei materiali di base tramite le immagini ricostruite da scansioni a bassa ed alta energia e questa caratteristica lo rende differente dal metodo precedente. La differenza di questo metodo con il precedente risiede nel fatto che la risoluzione delle mappe di densità dei materiali di base è realizzata usando immagini ricostruite da scansioni ad alta e bassa energia.

3.3.1 MODALITA'

Attualmente, esistono quattro diverse modalità per effettuare uno studio con apparecchiatura dual-energy CT, implementate da diversi produttori e descritte nelle successive sottosezioni.

3.3.1.1 DUAL- SOURCE

Questa modalità presenta due sorgenti di raggi X, di cui ognuna equipaggiata con il proprio generatore ad alta tensione, e due detectors corrispondenti. Questa tecnologia è implementata sulle macchine prodotte dalla Siemens in cui le due coppie tubo-detector presentano un offset angolare di 90° per la prima generazione e di 95° per la seconda e terza generazione. In aggiunta, si può utilizzare un filtro per indurire ulteriormente lo spettro energetico, diminuendo in esso i fotoni a bassa energia. Infatti, sulle macchine Siemens che sfruttano questa modalità sono implementate diverse combinazioni di tensione del tubo con o senza un filtro di stagno ed è possibile notare un aumento della

separazione spettrale in modo graduale dalla prima alla terza generazione. (Figura 3.1)

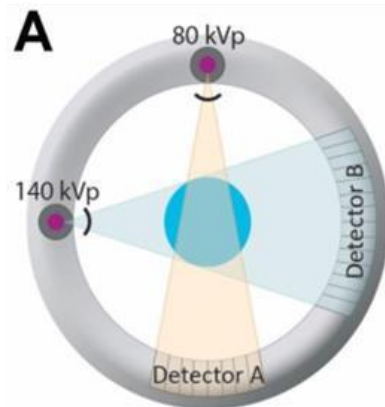


Figura 3.1: Immagine di una DECT dual-source

I vantaggi di questa modalità sono:

- L'ottimizzazione realizzabile liberamente e in modo indipendente di tensione, corrente e filtraggio del tubo al fine di ottenere, allo stesso tempo, sia la più grande differenza energetica possibile nei fotoni sia una quantità di fotoni simile in uscita da entrambi i tubi, quindi livelli di rumore aggiustabili. In questo modo:
 - si può ottenere un'ottimizzazione della dose modulando la corrente del tubo;
 - si possono migliorare i rapporti contrasto-rumore nelle immagini, raggiungendo un grado di sovrapposizione spettrale relativamente basso.

Al contrario, gli svantaggi di questa modalità sono:

- La necessità di avere un hardware specializzato che rende il sistema costoso;

- Lo shift di 90° tra dati a bassa e alta energia che non permette di avere dei dati di proiezione accoppiati alle stesse posizioni sull'asse z;
- Il limitato spazio nel gantry che è sufficiente solo per un secondo detector più piccolo e causa un restringimento del campo di vista del secondo detector rispetto al primo.

Nonostante ciò, solitamente l'organo target è compreso solitamente all'interno del campo di vista e si può valutare l'anatomia fuori da esso sfruttando i dati del detector più grande per la ricostruzione dell'immagine ad energia singola.

3.3.1.2 FAST Kv SWITCHING

In questo metodo, la tensione del tubo viene cambiata rapidamente tra 80 kVp e 140 kVp, seguendo una curva ad impulsi e acquisendo i dati due volte per ogni proiezione, ovvero ad alta e bassa tensione; dati che, successivamente, vengono allineati nello spazio delle proiezioni.

(Figura 3.2):

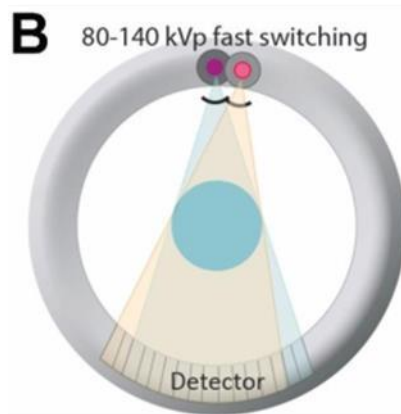


Figura 3.2: Immagine di una DECT a rapido kV switching

I vantaggi di questa modalità sono:

- La simultaneità nelle acquisizioni (meno di 1 ms di intervallo temporale) dei dataset a bassa e ad alta energia che permette di avere a disposizione coppie di proiezioni;
- La possibilità di implementare gli algoritmi di decomposizione materiale dual-energy usando sia i dati di proiezione che le immagini ricostruite;
- La maggiore riduzione degli artefatti di beam hardening grazie alla ricostruzione projection-based nelle immagini virtuali monoenergetiche

Gli svantaggi di questa modalità sono:

- La maggiore lentezza di acquisizione in quanto bisogna ridurre il tempo di rotazione a meno della metà, rispetto a quello della CT convenzionale, per permettere la collezione di proiezioni aggiuntive;
- La mancanza di corrispondenza tra le tensioni ideali e quelle nominali del tubo;

- L'impossibile ottimizzazione dello spettro tramite il filtraggio dei raggi X che causa una sovrapposizione relativamente alta degli spettri energetici;
- La mancanza di disponibilità della modulazione della corrente, che determina, in generale, un segnale molto più basso a bassa energia rispetto a quello ad alta energia.

Questo problema causa un'alta esposizione di radiazioni per compensare la qualità degradata dell'immagine per via della differenza nell'output dei fotoni tra tensioni alte e basse.

3.3.1.3 DUAL LAYER DETECTOR

In questo metodo si sfruttano il fascio policromatico di un tubo ad alta tensione fissata, generalmente 120 kVp, e dei detector di scintillazione a strati che hanno la loro massima sensibilità per diverse energie dei fotoni. Nello specifico, lo strato sottile più interno assorbe fotoni a bassa energia, invece lo strato più esterno assorbe fotoni ad alta energia. (Figura 3.3)

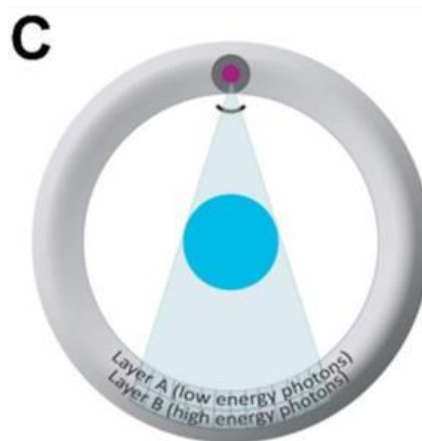


Figura 3.3: immagine di una DECT con Detector a doppio strato

I vantaggi di questa modalità sono:

- La necessità di un solo tubo standard;
- L'acquisizione simultanea dei dataset a bassa e d alta energia che sono registrati a tutti i tempi, permettendo di operare in modalità "dual-energy"

Gli svantaggi di questa modalità sono:

- La richiesta di un hardware specializzato per il detector a strati;
- La differenza spettrale piuttosto bassa, con una conseguente minore efficienza di dose e diverse quantità di fotoni a livello dei detector, a causa della sovrapposizione relativamente alta degli spettri energetici.

3.3.1.4 SEQUENTIAL ACQUISITION

In questo metodo si sfrutta una scansione spirale o sequenziale acquisita due volte ciascuna con una tensione diversa, generalmente tra 80 e 140 kvP e opzionalmente con un filtro aggiuntivo.

Un approccio modificato per minimizzare il ritardo temporale interscansione (tra due scansioni successive) dell'intero volume anatomico d'interesse consiste nel realizzare una rotazione del tubo alle due tensioni prima dell'avanzamento del tavolo.

I vantaggi di questa tecnica sono:

- Il minore sforzo a livello di hardware in quanto può essere realizzata in ogni scanner TC;
- L'uso di strategie di filtraggio particolari e della modulazione della corrente.

Gli svantaggi, invece, sono:

- La notevole differenza temporale tra le acquisizioni, per cui possono essere individuati artefatti da movimento cardiaco o respiratorio e cambiamenti nell'opacizzazione del materiale di contrasto, comportando una degradazione sia a livello dell'immagine che a livello dell'informazione sulla decomposizione materiale;
- L'applicazione clinica ristretta a studi come la differenziazione dei calcoli renali, la gotta e la riduzione degli artefatti metallici.

CAPITOLO 4

SYNGO.VIA.

4.1 CARATTERISTICHE GENERALI

Syngo.via è un software di post-elaborazione e visualizzazione che offre gestione dell'elenco di lavoro, pre-elaborazione automatica e strumenti di post-elaborazione. Syngo.via è una soluzione software da utilizzare per visualizzazione, manipolazione, scambio e memorizzazione di immagini medicali; supporta l'interpretazione e la valutazione degli esami all'interno di strutture sanitarie, ad esempio nei reparti di Radiologia, Medicina Nucleare e Cardiologia.

Presenta tre caratteristiche diverse:

-EFFICIENZA= Syngo.via aiuta ad accelerare il workflow radiologico e a risparmiare tempo prezioso. È possibile accedere e leggere i casi clinici in maniera rapida e semplice grazie a funzionalità quali gli aggiornamenti automatizzati e il precaricamento degli esami precedenti;

-FLESSIBILITA'= È possibile personalizzare i suoi applicativi e i suoi layout in linea con le proprie esigenze e accedere alle immagini su dispositivi portatili. Grazie al modello di licenza modulare, è disponibile un prodotto syngo.via adatto ad ogni struttura sanitaria: dagli ambulatori specializzati ai più importanti ospedali di ricerca;

-INTELLIGENZA=Questo software guida l'operatore nell'intero workflow: pre-elabora automaticamente le immagini, raccoglie i risultati e offre una potente funzionalità di lettura quantitativa.

4.2 ROUTINE CLINICA CON SYNGO.VIA

4.2.1 PATIENT BROWSER (BROWSER PAZIENTE)

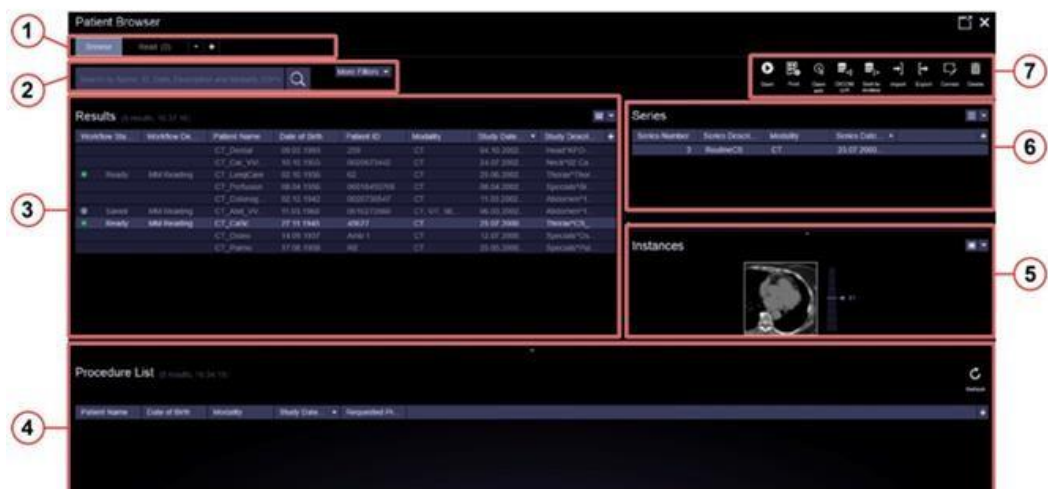
Il patient browser è il punto di accesso per trovare e gestire studi e per avviare il workflow di lettura. Nel patient browser è possibile:

- Cercare, ordinare e aggiornare i risultati di ricerca;
- Creare e personalizzare elenchi di lavoro;
- Caricare dati per lettura;
- Assegnare manualmente workflow a studi;
- Raggruppare e suddividere studi per caricamento combinato;
- Importare ed esportare dati;
- Correggere dati di pazienti e dati di studio, serie o istanza;

- Cancellare studi, serie o istanze dalla STS (memoria a breve termine);
- Selezionare dati per archiviazione;
- Cercare precedenti o studi correlati su supporto esterno o sul DICOM.

4.2.1.1 LAYOUT SCHERMO DEL PATIENT BROWSER

Il patient browser consiste nelle seguenti aree:



(1) **Barra** di elenco di lavoro

Mostra fino a cinque elenchi di lavoro. Abilita la creazione di elenchi.

(2) Area di **ricerca**

Abilita l'impostazione dei criteri di ricerca correnti per cercare dati o impostare elenchi di lavoro.

(3) Elenco **Results** (Risultati)

Mostra i dati corrispondenti ai criteri di ricerca correnti in due viste differenti:

- **Studies** (Studi): Elenca gli studi uno per uno;
- **Patients** (Pazienti): Elenca gli studi raggruppati a livello paziente

(4) **Procedure List** (Elenco procedure)

Abilita la ricerca di procedure programmate e l'assegnazione di studi e serie a una procedura programmata selezionata.

(5) Elenco **Instances** (Istanze)

Mostra le immagini e i risultati della serie selezionata in tre modi differenti:

- **List** (Elenco): Elenca le istanze della serie selezionata.
- **Preview** (Anteprima): Mostra un'anteprima della serie selezionata. L'anteprima si può scorrere.
- **Thumbnails** (Miniature): Mostra una miniatura per ciascuna istanza della serie selezionata.

(6) Elenco **Series** (Serie)

Mostra le serie dello studio selezionato.

-**List** (Elenco): Elenca le serie dello studio selezionato.

-**Thumbnails** (Miniature): Mostra una miniatura per ciascuna serie dello studio selezionato.

(7) Barra strumenti

4.2.1.2 RICERCA DI STUDI IN PATIENT BROWSER

In patient browser vi sono varie opzioni per trovare studi:

- Utilizzo del campo Quick Search (Ricerca rapida). In questo campo bisogna immettere i criteri di ricerca richiesti:
 - Nome del paziente;
 - Data di nascita;
 - ID paziente;
 - Descrizione studio;
 - Data dello studio;
 - Numero di accesso;
 - Modalità
- Utilizzo di elenchi di lavoro. Costituiscono interrogazioni predefinite per trovare studi. Inoltre, è possibile creare elenchi demo aggiungendovi studi selezionati. Si possono creare elenchi di lavoro sulla base di filtri, sulla base di studi raccolti, su lavori pubblici e su lavori personalizzati.
- Utilizzo dell'area **More Filters**

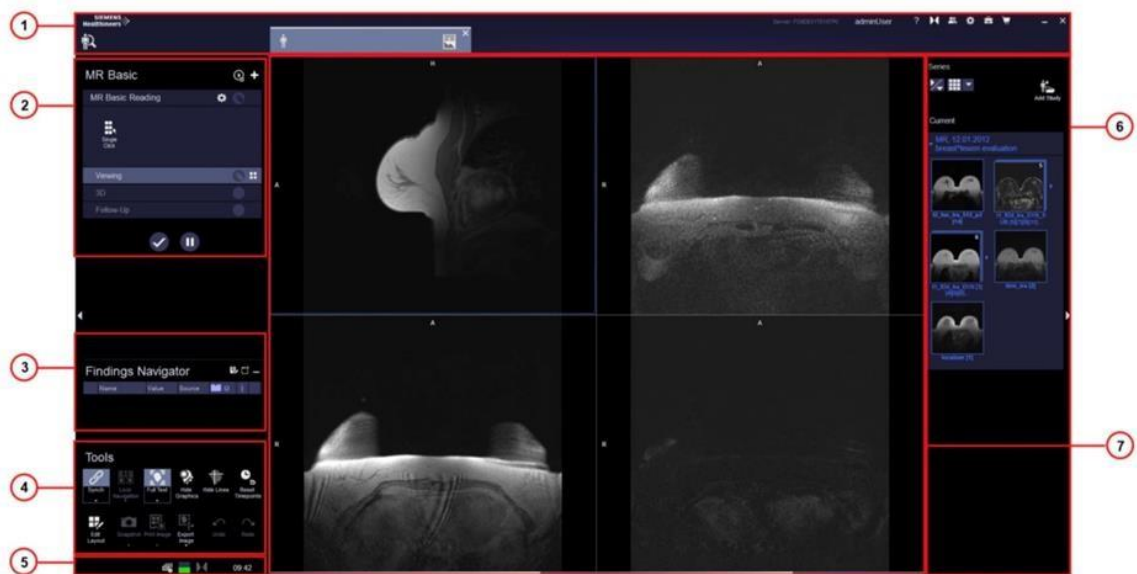
Tutte queste informazioni verranno poi visualizzate nell'elenco **Results**, il quale viene periodicamente aggiornato ed è limitato a 1000 elementi.

4.2.1.3 VIEWER (VISUALIZZATORE)

Nel viewer syngo.via, è possibile manipolare immagini, creare e rivedere osservazioni e stampare immagini. A seconda del workflow assegnato, immagini o serie vengono pre-elaborate, caricate e visualizzate in un appropriato layout.

4.2.1.4 LAYOUT DI SCHERMO DEL VIEWER

Il layout del viewer dipende dal workflow selezionato. Dopo aver caricato i dati paziente in workflow avanzato, lo schermo presenta le seguenti aree:



(1) Barra di accesso

La barra di accesso permette di commutare fra il patient browser e le schede a etichetta patient.

(2) Area **Workflow steps**

Visualizza gli attuali step di workflow e corrispondenti funzioni. Sotto gli step di workflow, i comandi workflow consentono di completare e salvare workflow.

(3) Findings Navigator

Il findings navigator consente di scorrere oggetti di evidenza (misure, oggetti, annotazioni) dichiarati come osservazioni.

(4) Area Common Tools

Quest'aria offre le funzioni comuni.

(5) Barra di Status

La barra di stato è un'area sulla parte inferiore dello schermo che visualizza informazioni riguardanti lo stato di sistema.

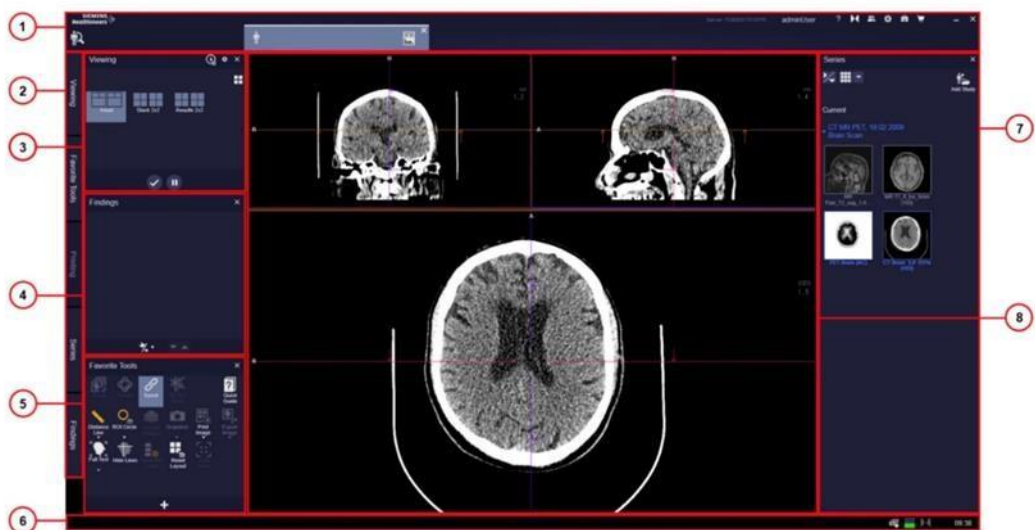
(6) Area Image

L'area di immagine visualizza immagini e serie in segmenti e in quest'ultimi sono disponibili menu d'angolo.

(7) Pannello Series

Questo pannello elenca tutti i dati attualmente caricati in un workflow.

Dopo aver caricato i dati paziente in MM Reading (Lettura multimodalità), lo schermo presenta le seguenti aree:



(1) Barra di accesso

Consente di commutare fra il patient browser e le schede a etichetta Patient

(2) Tabs

Indicano le singole parti del viewer

(3) Pannello Viewing

Visualizza i layout preferiti e offre l'accesso alla layout gallery. Sulla parte inferiore di questo pannello si trovano i comandi per completare e salvare i workflow.

(4) Pannello Findings

Consente di navigare fra oggetti di evidenza (misure, oggetti grafici, annotazioni) dichiarati come osservazioni. In questo pannello è anche possibile raggruppare, classificare e commentare le osservazioni create

(5) Pannello Favorite Tools

Offre le funzioni preferite dell'operatore e risulta quindi configurabile

(6) Barra di Status

La barra di stato è un'area sulla parte inferiore dello schermo che visualizza informazioni riguardanti lo stato di sistema

(7) Pannello Series

Questo pannello elenca tutti i dati attualmente caricati in un workflow. Nell'area di immagine si possono caricare gruppi di dati, funzioni ed è possibile commutare punti temporali

(8) Area Image

L'area di immagine visualizza immagini e serie in segmenti. Nei segmenti sono disponibili menu d'angolo

4.3 STAMPA DI IMMAGINI

Con la funzionalità di stampa è possibile esporre immagini su pellicola per stamparle su una stampante DICOM o su una stampante Windows standard. Le stampe possono essere utilizzate per report, archiviazione, documentazione e decisioni di trattamento. Dopo aver inviato immagini per stampa, le pellicole visualizzano un'anteprima di stampa di tutte le serie o immagini. È possibile inviare immagini per stampa, ad esempio dall'area di immagine e dal pannello Series (Serie).

A seconda del workflow, la funzionalità di stampa è disponibile come uno step di workflow distinto o come finestra flottante.

Lo step di workflow Print (Stampa) è disponibile dopo l'invio di immagini per stampa.

In MM Reading (Lettura multi-modalità), si può aprire la finestra Printing (Stampa) facendo clic sull'etichetta Printing (Stampa).

Sulla pellicola, si possono svolgere le seguenti azioni:

- Modificare immagini: Modificare layout, cambiare l'ordine di immagini o modificare la visualizzazione dell'immagine;
- Modificare testo di immagine: Definire la quantità di testo di immagine da mostrare sulla pellicola;

- Aggiungere annotazioni e frecce: Aggiungere annotazioni e frecce alle immagini sulla pellicola;
- Impostare le Printing Properties (Proprietà di stampa): Configurare funzioni automatiche, selezionare una stampante o un layout e impostare opzioni per la pellicola e la stampa;
- Stampare immagini: selezionare una stampante, un layout e il formato di carta.

4.4 RIGUARDO A SYNGO.VIA (DOCUMENTAZIONE)

Per rendere più facile la documentazione ai tecnici di radiologia, modelli di workflow syngo.via vengono assegnati a modelli di report. Mentre si sincronizzano i dati syngo.via selezionati con il syngo.via **Report Editor**, tutti i dati importanti vengono automaticamente importati nell'appropriata sezione di report. Il tecnico di radiologia, quindi, personalizza soltanto i contenuti del report dove richiesto. Se un workflow è stato completato, il report viene automaticamente inviato alla syngo.via Short Term Storage (Memoria a breve termine) (STS). Con syngo.via Reporting (Documentazione), il tecnico di radiologia può salvare o stampare un report, o inviarlo a un sistema collegato, quale HIS o RIS.



Le osservazioni costituiscono il nucleo di un report. Il tecnico di radiologia acquisisce osservazioni in syngo.via e le trasferisce al **Report Editor**. La presentazione di osservazioni in un report dipende dalle sezioni utilizzate nel modello di report assegnato. Le sezioni definiscono i rendering delle osservazioni. Se un'osservazione viene modificata in syngo.via, il valore e l'istantanea corrispondenti nel report vengono immediatamente aggiornati. Il tecnico di radiologia può anche manipolare osservazioni o modificare lo stato di modifica nel Report Editor per continuare a modificare il report in seguito. Il range di funzione dipende dalla licenza:

- Con il set di funzioni di base, il tecnico di radiologia può continuare a lavorare su un report che è stato completato. Quando si riavvia il lavoro sullo stesso workflow, il sistema richiede se si desidera continuare a lavorare sul report creato in precedenza o se si desidera creare un nuovo report.
- Con l'appropriata licenza, il tecnico di radiologia può selezionare se un report deve rimanere editabile quando si completa un workflow. È possibile utilizzare il report di un workflow completato e proseguire la documentazione con dati di un workflow diverso.

4.4.1 REPORT EDITOR

Il Report Editor è progettato per creare, personalizzare, distribuire e stampare report. Questi report o parti di report si possono trasferire tramite copia e incolla a report clinici in un sistema RIS o ad altre soluzioni di documentazione esterne. Quando è aperto, il Report Editor si sincronizza automaticamente con esami o attività di lettura in svolgimento. Il Report Editor è visualizzato come una finestra flottante affinché non interferisca

con il lavoro in corso in syngo.via. Questa finestra si può spostare in qualsiasi posizione o ingrandirla al massimo. L'ultima posizione della finestra viene ristabilita quando si riavvia il Report Editor.

4.4.2 ARCHIVIAZIONE DI DATI (IMMAGINI)

Utilizzando la finestra di dialogo Export Data (Esporta dati), si possono esportare dati selezionati in formato DICOM.

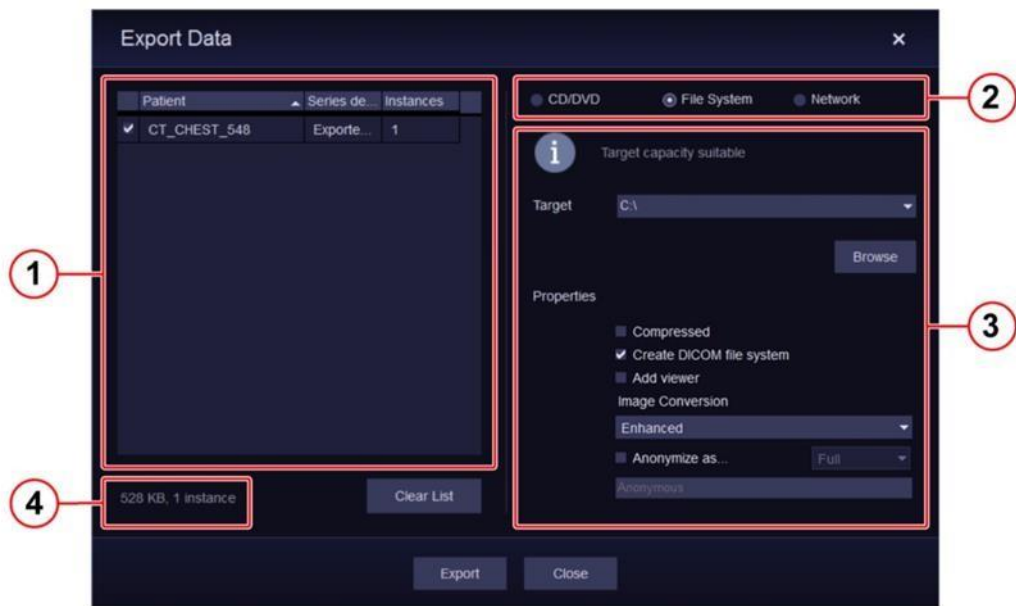
I dati si possono esportare alle seguenti allocazioni:

- CD/DVD: Se non ci sono drive CD/DVD disponibili sul sistema, viene creato un file di immagine (*.iso) che può essere salvato su un drive locale.
- File system: Nodi DICOM

4.4.3 LAYOUT DI SCHERMO DELLA FINESTRA DI DIALOGO EXPORT DATA

Nella finestra di dialogo Export Data (Esporta dati), è possibile regolare le impostazioni per l'esportazione di dati all'hard disk locale, a supporti di memorizzazione rimovibili o a nodi di rete e avviare il job di esportazione.

La finestra di dialogo Export Data (Esporta dati) comprende le seguenti sezioni:



(1) Area di selezione dati

Contiene un elenco di dati disponibili per esportazione e caselle di controllo per contrassegnare dati da esportare. Il pulsante **Clear List** (Cancella elenco) rimuove tutte le immissioni nell'area di selezione dei dati.

(2) Area target di esportazione

Abilita la selezione di esportazione a CD o DVD, al file system, oppure a nodo di rete.

(3) Area di impostazioni di esportazione

Cambia con l'opzione di target di esportazione selezionata. È possibile selezionare il target.

(4) Quantità di dati selezionati da esportare.

CAPITOLO 5

PROTOCOLLO CALCOLOSI URINARIA

5.1 LITIASI

La calcolosi, detta anche urolitiasi, è una delle più comuni malattie delle vie urinarie caratterizzata dalla formazione di piccoli depositi solidi, chiamati calcoli, all'interno del tratto urinario. Tale formazione è la conseguenza di un processo chimico detto precipitazione: quando una sostanza contenuta nelle urine è più concentrata del normale, rischia di precipitare e formare cristalli che si fondono tra loro in corrispondenza dei calici renali formando appunto i calcoli. Al contrario, ciò non si verifica nei soggetti sani in quanto nelle urine sono presenti delle sostanze che contrastano in maniera efficace la cristallizzazione.

I calcoli renali vengono classificati in base alla loro composizione:

Tipo di calcolosi	Composizione
CALCICA	Calcio Ossalato Calcio Fosfato
INFETTA	Fosfato Ammonio-Magnesiaco, Carbonato-Apatite
URICA	Acido Urico
CISTINA	Cistina
MISTA	Diverse combinazioni dei sali sopracitati

Per confermare la diagnosi di calcolosi urinaria, l'identificazione della sede, le dimensioni, il numero e la natura del calcolo, la diagnostica per immagini rappresenta un elemento essenziale. In particolar modo la CT dual-energy, si è dimostrata la metodica con maggior accuratezza nella determinazione della composizione minerale. Gli algoritmi di post elaborazione sono in grado di distinguere in modo affidabile tra cistina, acido urico, struvite, calcio e calcoli di brushite. Questi algoritmi utilizzano diagrammi bidimensionali che tracciano l'attenuazione CT dei calcoli e dell'urina circostante utilizzando i dati raccolti ai due spettri.

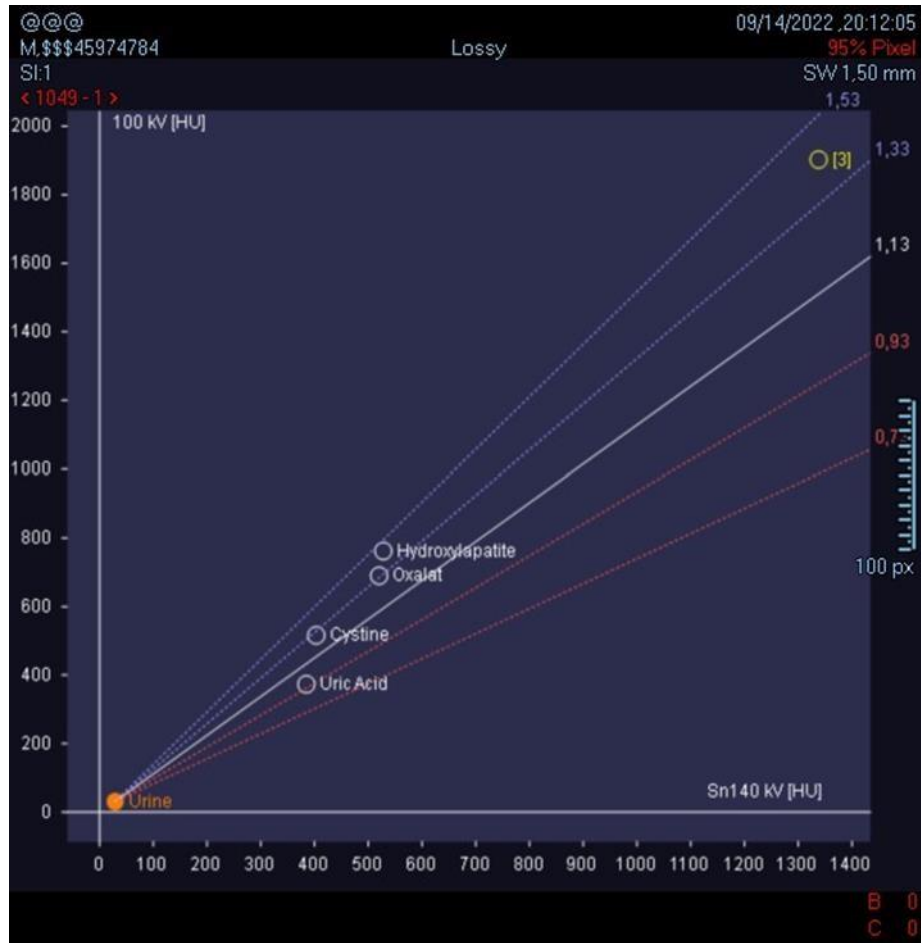


Immagine syngo.via della differenziazione del calcolo in base al materiale

Il rapporto CT dual-energy, ovvero rapporto di attenuazione delta a bassa e alta energia, viene utilizzato per accertare la composizione minerale:

Acido Urico	<1.13 HU
Cistina	1.13<x<1.24 HU
Ossalato di calcio	>1.24 HU
Ossalato di fosfato	<1.20 HU

5.2 PARAMETRI TECNICI D'ESAME

L'esecuzione di un esame TC della pelvi presso l'AORN Antonio Cardarelli viene eseguito mediante un'apparecchiatura Siemens Somatom Drive. Questa macchina è caratterizzata dalla presenza di due sorgenti di raggi X, di cui ognuna equipaggiata con il proprio generatore ad alta tensione e due detettori corrispondenti. Uno dei principali vantaggi di questa apparecchiatura, oltre a migliorare i rapporti contrasto-rumore, è quello di ottenere un'ottimizzazione della dose modulando la corrente del tubo.

Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP						
Topogram AP	1	140 20 mA	0.07 L	3.8	3.3	0.6
DE_Calcoli	2A	100 125 / 168				
	2B	Sn140 98 / 130	9.23 L	458.0	0.33	0.6
New Position F-SP						
Topogram AP	3	100 20 mA	0.02 L	1.9	4.2	0.6
PreMonitoring	4	100 23	0.77 L	0.8	0.28	10.0
Contrast Monitoring	5	100 23	10.01 L	10.0	0.28	10.0
Arteriosa	18	100 147 / 220	5.49 L	302.8	0.28	0.6
Venosa	19	100 189 / 216	7.07 L	508.3	0.33	0.6
Tardiva	20	100 145 / 221	5.41 L	312.8	0.5	0.6
Tardiva	21	100 145 / 221	5.41 L	312.8	0.5	0.6

Parametri di dose

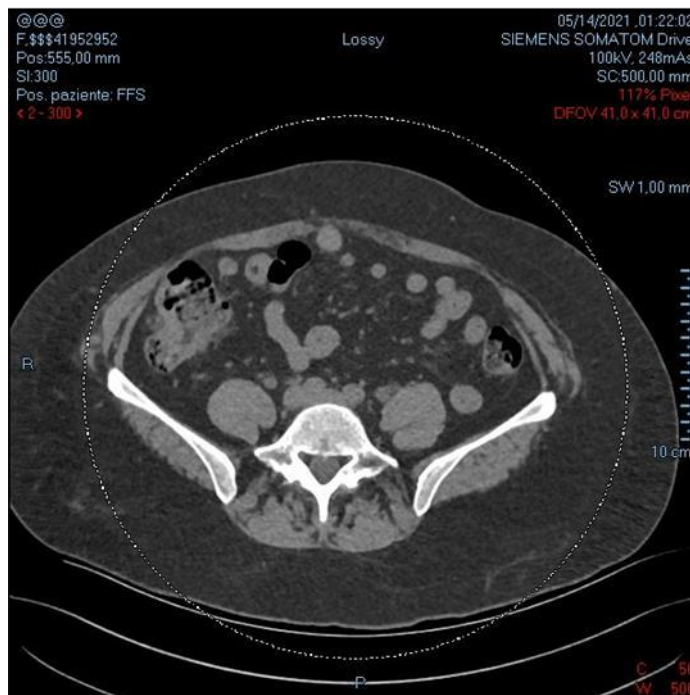
Questo studio viene eseguito rispettando i parametri tecnici sotto riportati:

PARAMETRI DECT	VALORI
Posizione	Cupole diaframmatiche-Sinfisi Pubica
Direzione	Craniocaudale

Pitch	0.7
Voltaggio del tubo (kVp)	100-sn 140 kVp
Rapporto di doppia energia	0.5
Slice	1 mm
Kernel	QR40
Tipo di ricostruzione	Assiale
Algoritmo di ricostruzione	ADMIRE
Finestra di visualizzazione	Addome
Configurazione dei detettori	64x 0.6 mm
FOV	300 mm
Tempo di rotazione	0.33 s

1) POSIZIONE

Il posizionamento del paziente, mediante l'utilizzo dei laser appositi, deve comprendere tutto il distretto anatomico che va dalle cupole diaframmatiche alla sinfisi pubica. Questa fase è molto importante in quanto la TC dual-energy ha una notevole dipendenza del posizionamento del paziente a causa delle limitazioni fisiche dei due tubi a raggi X e dell'assemblaggio del rivelatore che mette in evidenza una significativa dipendenza sulla precisa centratura del paziente. Nel nostro studio non abbiamo incontrato pazienti con strutture anatomiche di interesse che non rimanessero nell'area del DE FOV.



Scansione assiale in cui entrambe le aree di interesse (cioè i reni) sono all'interno del DFOV che è pari a 41.0x41.0 cm (cerchio punteggiato)

2) DIREZIONE

L'acquisizione del volume in studio è in direzione cranio-caudale; la scelta di un'acquisizione in questo senso, cioè che si dirige dal vertice alla punta dei piedi, è consigliata per limitare il più possibile gli artefatti da movimento.

3) PITCH

È un parametro adimensionale che descrive lo scorrimento del lettino della TC attraverso una scansione elicoidale. Lo si può anche definire come la distanza percorsa dal lettino durante una scansione di 360 gradi del tubo intorno al paziente diviso l'ampiezza della collimazione del fascio radiante. Il pitch si calcola all'isocentro ed ha come valore di riferimento il valore 1. Un $p=1$ significa che lo spostamento del lettino

è uguale alla dimensione della collimazione e di fatto nessuna zona del corpo riceve due volte il contributo di dose. Quando $p < 1$ invece, il minore spostamento del lettino (inferiore alla collimazione) determina maggior irradiazione e sovracampionamento dei dati. Al contrario per valori > 1 si ha sottocampionamento e corrispondente risparmio di dose radiante. Nel nostro caso è stato utilizzato un pitch pari a 0.7.

4) VOLTAGGIO DEL TUBO

Come già ampiamente detto la DECT disponibile al Cardarelli lavora mediante l'utilizzo di due tubi radiogeni usati simultaneamente. Per questo studio si è preferito utilizzare un voltaggio di 100 e Sn140 kVp, per garantire una maggiore fluidità del fotone specifico a bassa energia.

5) RAPPORTO DI DOPPIA ENERGIA

Questo parametro indica il rapporto tra i numeri CT a bassa ed alta energia e quando vengono confrontati con un valore di riferimento, permettono di discriminare la natura del calcolo.

6) SLICE

Questo parametro di scansione ha effetto sia sulla qualità delle immagini che sulla dose del paziente. È opportuno un uso corretto di questo parametro in quanto può, in alcune situazioni, modificare in modo sensibile la qualità dell'immagine TC. La scelta di questo parametro è dettata dall'estensione in senso verticale della struttura anatomica in esame; Più nello specifico per uno studio dell'apparato urinario si utilizza uno spessore di strato di circa 1 mm. Questa scelta risulta essere ottimale in quanto uno spessore di strato minore (ad esempio 0.5mm) renderebbe l'immagine rumorosa e quindi poco utile ai fini diagnostici.

7) KERNEL

Il kernel è un algoritmo di ricostruzione, spesso definito anche filtro di convoluzione, si basa su un procedimento matematico applicato nel processo di ricostruzione dei dati grezzi, il cui obiettivo è quello di variare il livello di rumorosità dell'immagine per rendere più o meno rilevabili determinati dettagli della sezione analizzata.

8) ADMIRE

L'ADMIRE (Advanced Modeled Iterative Reconstruction) è un sistema di ricostruzione iterativa di terza generazione, ideato e creato dalla Siemens. E' classificato come algoritmo **MBIR** (Metodo di ricostruzione che tenta di modellare l'intero fascio di raggi X mentre viaggia dal catodo al rivelatore) ed utilizza metodi di riduzione del rumore più avanzati. Le immagini cliniche traggono molto vantaggio da questo sistema grazie alla maggior risoluzione fornita ai bordi degli organi; inoltre, anche gli oggetti di bassa densità sono meglio visibili.

9) FINESTRA DI VISUALIZZAZIONE

È un parametro di visualizzazione che permette di modificare il contrasto e la percezione dell'immagine. La finestra di visualizzazione viene definita da due parametri: il livello WL e l'ampiezza WW. Il livello WL deve essere vicino il più vicino possibile al numero TC del tessuto d'interesse, mentre l'ampiezza WW deve avere grandezza sufficiente per comprendere tutti i valori TC degli altri tessuti che si desidera visualizzare. In particolare, nello studio dell'apparato urinario viene utilizzata la finestra di visualizzazione per addome che ha valori pari a 350WL e 50 WW.

10) CONFIGURAZIONE DEI DETETTORI

La Siemens Somatom Drive è dotata di Stellar Detector, il primo detettore completamente integrato con tecnologia TrueSignal che riduce significativamente il rumore elettronico e il cross-talk all'interno del detettore. Il più alto SNR risultante offre immagini più nitide e dettagliate nonostante la dose ridotta come, ad esempio, nei pazienti obesi o a causa di bassi valori di mA applicati. Stellar Detector genera slice ultrasottili di 0.5mm con la possibilità di ottenere una risoluzione spaziale pari a 0,3mm. Nel nostro caso si è scelta una configurazione dei detettori pari a 64x0.6mm, per garantire una migliore ricostruzione delle immagini in fase di post-processing.

11) TIN FILTER

Il tin filter elimina le energie più basse per ridurre la dose e ottimizzare la qualità dell'immagine all'interfaccia tra i tessuti molli e l'aria.

L'esperienza clinica mostra anche che la tecnologia Tin Filter riduce gli artefatti di indurimento del fascio e migliora la qualità dell'immagine.

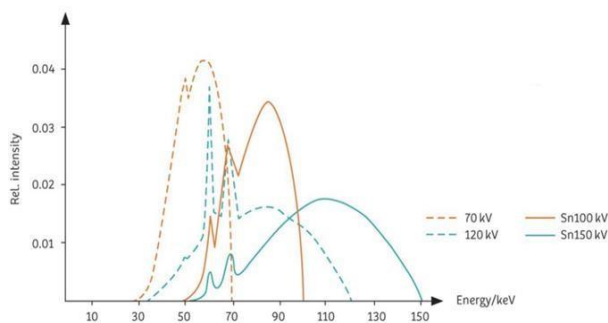
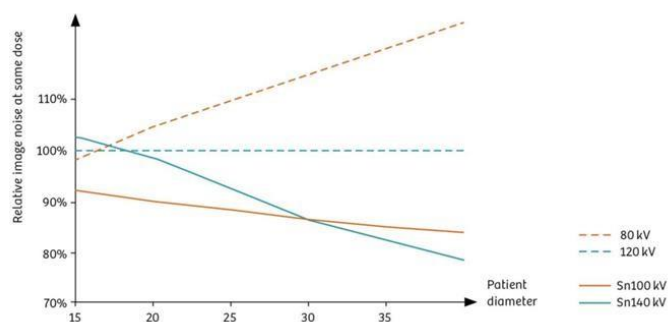


Illustrazione di spettri da 70 kVp e 120 kVp senza l'uso del Tin Filter e spettri da 100 kVp e 150kVp con sagomatura spettrale mediante filtrazione di stagno.



Confronto del rumore dell'immagine alla stessa dose per vari diametri del paziente.

12) FOV (*Field Of View*)

Il FOV corrisponde alla regione circolare che viene acquisita durante la scansione. Deve essere scelto il più piccolo possibile tra quelli disponibili e deve essere in grado di contenere tutta la struttura anatomica in esame. Se viene utilizzato un FOV troppo grande nell'immagine risulterà un'eccessiva presenza di aria e la qualità dell'immagine diminuisce, mentre se il FOV è troppo piccolo si ha la comparsa di artefatti ai bordi dell'immagine. Nel nostro caso il FOV scelto presenta una grandezza di 300mm.

12) TEMPO DI ROTAZIONE

È un parametro che ci definisce il tempo di rotazione del tubo compiendo un arco di 360°. Per lo studio in esame viene scelto un tempo di rotazione di 0.33s.

5.3 ESECUZIONE DELL'ESAME

Per lo svolgimento pratico dell'esame il paziente viene posizionato sul lettino TC in posizione supina, con le braccia abdotte al di sopra del capo.

Il laser di posizionamento assiale viene posto in corrispondenza del giugolo, mentre, quello sagittale a livello della linea ascellare media.



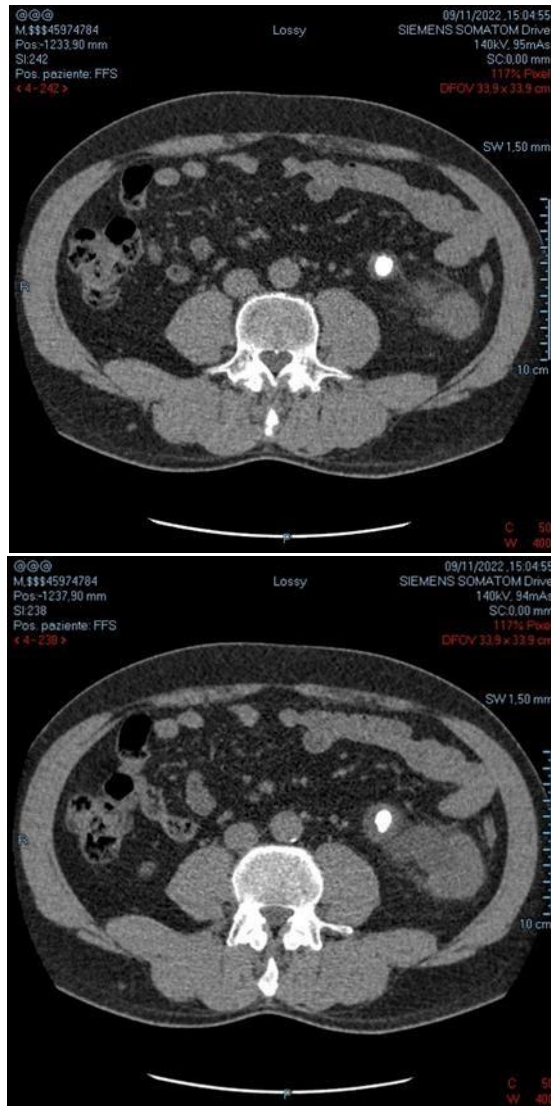
Posizionamento del paziente

Generalmente lo studio comprende dalle cupole diaframmatiche alla sinfisi pubica e il corretto posizionamento viene verificato tramite uno scout in antero-posteriore.



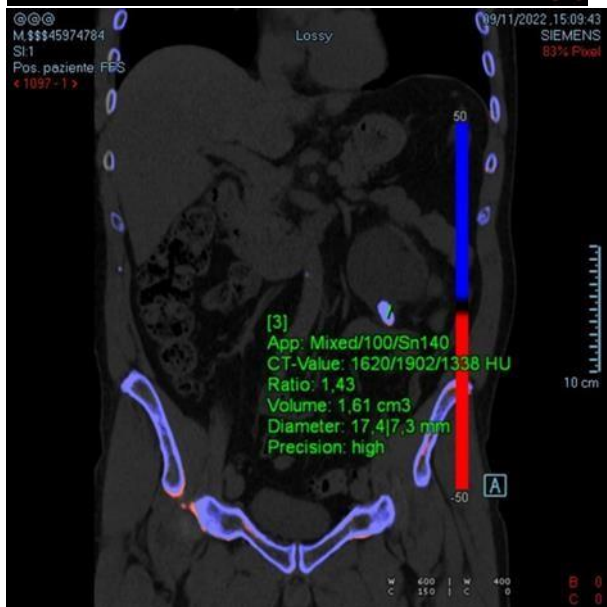
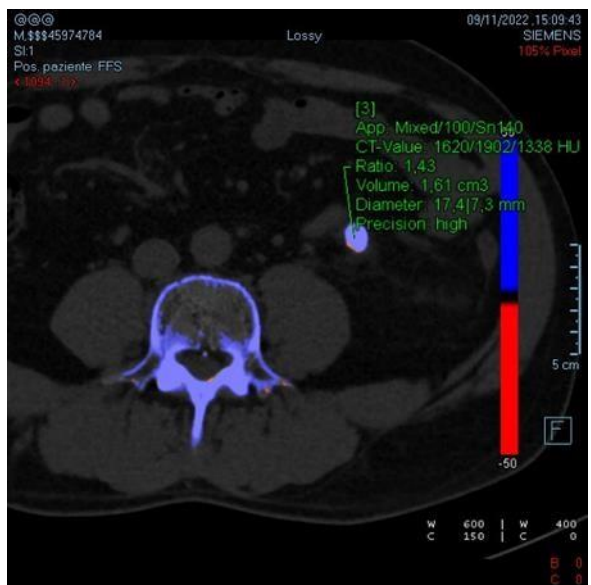
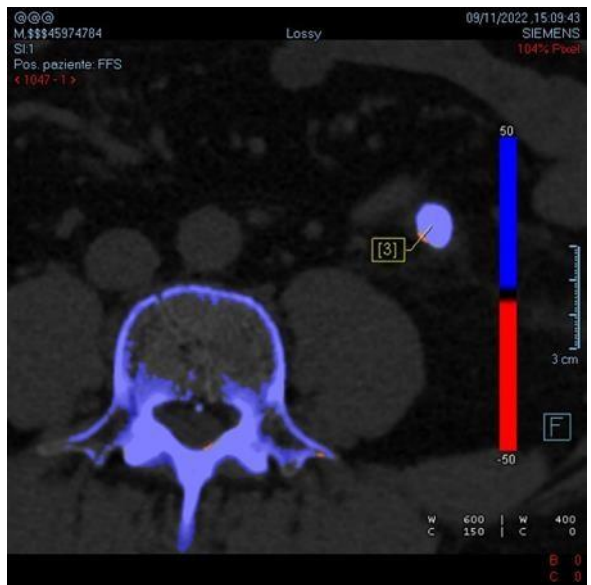
Scout in antero-posteriore

Infine, viene eseguita un'acquisizione basale dell'intera regione anatomica in esame con una particolare attenzione, in questo caso, in corrispondenza dei reni per accertare la sospetta presenza della litiasi.



*Immagini assiali dell'apparato urinario con presenza di calcolo renale
a carico del rene SX*

Per caratterizzare la composizione del calcolo si utilizzano delle mappe cromatiche generate mediante dei software di post-processing (Syngovia, Siemens Healthcare), utili per la valutazione diagnostica.





Immagini syngo-via tridimensionali

CONCLUSIONI

Per calcolosi delle vie urinarie si intende la presenza di un calcolo - cioè, la formazione di aggregati di minerali e sostanze organiche, di dimensioni variabili - contenuto all'interno delle cavità escrettrici del sistema urinario, dai calici all'uretra. La calcolosi (o litiasi dal greco lithos, sasso) è una delle condizioni patologiche più frequenti in ambito urologico e si stima in aumento anche nella popolazione generale. Per quanto riguarda le cause per cui si formano i calcoli, possiamo classificare tre condizioni patologiche legate alla loro formazione: - Pre-renali: Dipendono da disordini metabolici, ormonali o legati all'alimentazione come l'ipercalcemia, iperossaluria, iperuricemia e disidratazione; - Renali: Sono legate a patologie del rene (come la cistinuria) - Meta-renali: Dipendono da infezioni urinarie e/o patologie ostruttive della via escrettrice che possono essere sia di natura malformativa congenita

che acquisita. Si distinguono due grandi gruppi di tipologie di calcoli renali per forma e dimensione:

-calcoli non a stampo: sono calcoli che non riproducono la forma delle cavità renali. Normalmente sono di dimensioni contenute (vedi immagine in alto nell'articolo), ma possono in qualche caso raggiungere dimensioni significative oltre 1,5 – 2 centimetri;

-calcoli a stampo (anche chiamati “calcoli coralliformi”): si tratta di formazioni che hanno occupato completamente o parzialmente la cavità renale, ricalcandone ramificazioni e complessità morfologiche come in uno stampo, da cui il nome. Vengono anche chiamati calcoli coralliformi, perché la loro forma ricorda quella del corallo. Spesso si tratta di un solo calcolo che occupa la maggior parte della cavità renale (vedi immagine in basso). Sono calcoli molto difficili da trattare;



Voluminoso calcolo a stampo



Numerosi calcoli non a stampo

6.1 CLASSIFICAZIONE, FORMAZIONE E SINTOMATOLOGIA DEI CALCOLI RENALI

I calcoli renali vengono classificati, in base alla, loro composizione cristallina, in 5 forme:

- Ossalato di calcio
- Fosfato di calcio
- Acido Urico
- Cistina
- Struvite (fosfato-ammonio-magnesio)





A questi si aggiungono inoltre i calcoli di origine rara (1-2%), come quelli di xantina.

Riconoscere la natura del calcolo è importante non solo per la terapia primaria, ma soprattutto per la prevenzione delle recidive.

La forma di gran lunga più frequente è quella di ossalato di calcio (circa il 70% delle calcolosi), seguita da quella di fosfato di calcio e di acido urico.

6.1.2 COME SI FORMANO

Il meccanismo con cui si formano i calcoli viene definito litogenesi. La causa non è del tutto chiara ancora e si ritiene quindi che sia multifattoriale, ossia diversi fattori partecipano alla formazione dei calcoli. Normalmente nelle urine sono presenti due classi di sostanze chimiche che svolgono un'azione contraria, le sostanze promotrici, ossia quelle che partecipano alla formazione dei cristalli, e le sostanze inibitrici, ossia quelle che si oppongono alla precipitazione e formazione dei cristalli. In condizioni di normalità, l'equilibrio tra il grado di saturazione

delle urine e la concentrazione delle sostanze inibitrici impedisce la formazione dei calcoli. Al contrario, variazioni di alcuni fattori possono rompere questo equilibrio e predisporre alla calcolosi come, ad esempio, la concentrazione di sostanze promotrici o del PH urinario.

6.1.3 SINTOMATOLOGIA DELLA CALCOLOSI

La presentazione clinica della calcolosi è estremamente variabile, ed è legata soprattutto alle dimensioni e alla localizzazione del calcolo lungo la via escretrice. Il sintomo d'esordio è prevalentemente un dolore al fianco e/o a livello lombare di tipo colico, che può essere anche molto intenso ed accompagnarsi a nausea, vomito, febbre, dolore alla minzione e, a volte, presenza di sangue nelle urine. La maggior parte delle volte la colica inizia la notte od al primo mattino, svegliando il paziente che avverte improvvisamente un dolore acuto in sede lombare tipicamente a poussè (cioè, che va e che viene) e che raggiunge il suo massimo rapidamente ma che altrettanto rapidamente può scomparire.

6.2 DIAGNOSI DI CALCOLOSI

La diagnosi, al di là della sintomatologia, può essere posta tramite una ecografia dell'addome che può identificare la presenza del calcolo. In casi in cui vi sia il forte sospetto di calcolosi ma l'ecografia non risulti idonea per identificarne la posizione, può essere necessario sottoporsi ad una TC addome senza mezzo di contrasto. Utili sono anche gli esami ematochimici e delle urine che possono evidenziare la presenza di sofferenza renale o la presenza di eventuali scompensi metabolici associati. Il medico di medicina generale è la figura professionale più frequentemente coinvolta per prima nell'iter diagnostico-terapeutico della malattia. Con un'anamnesi ben condotta ed un numero limitato di esami

di laboratorio, che definiamo di **primo livello**, si possono individuare già alcune forme di litiasi.

6.2.1 ESAMI DI PRIMO LIVELLO

- Esami ematici: Creatinina, urea, glucosio, acido urico, Na, K, Cl, Calcio, Fosforo, Assetto lipidico;
- Esami urinari: Esame urine completo, urinocoltura per germi comuni;
- Esami strumentali: Ecografia ed eventuale RX dell'addome;
- Esami della composizione del calcolo (frammenti) rimosso o espulso;

Un tale approccio di primo livello, per la semplicità di esecuzione ed il basso costo, può essere applicato sulla quasi totalità dei pazienti con calcolosi renale e consente di selezionare i pazienti da avviare ad una valutazione di secondo livello.

6.2.2 ESAMI DI SECONDO LIVELLO

- Esami ematici: Oltre agli esami di primo livello, se non eseguiti: PTH, Vitamina d, Emogasanalisi venosa, Magnesio, Fosfatasi Alcalina.
- Esami sulle urine delle 24h: Urea, Creatinina, Acido Urico, Na, K, Cl, Calcio, Fosforo, Ossalato, Citrato, pH, Solfato e Ammonio
- Esami su campione urinario a fresco: Test di Brand e/o la ricerca dei cristalli di cistina nel sedimento urinario arricchito e acidificato.

Nel caso di calcolosi calcica possono essere utili un esame di densitometria ossea e la valutazione di un campione urinario mattutino, dopo un digiuno di 12 ore, con il dosaggio di calcio, creatinina, pH.

6.2.3 DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

La diagnostica per immagini dispone di più metodiche, che vanno ad indagare i vari aspetti strutturali, morfologici e funzionali della litiasi, fornendo informazioni con differenti gradi di accuratezza, di costo biologico e impatto economico. La scelta della singola metodica dipende dalla situazione clinica da approfondire e sulle caratteristiche del paziente. Più nello specifico troviamo.

-Ecografia b-mode: L'ecografia è ampiamente disponibile, priva di costo biologico, ha una sensibilità del 45% e una specificità del 90 % nel rilievo del calcolo. L'attendibilità è condizionata dalla costituzione del paziente (obesità e meteorismo) e dalla sua idratazione, dalle dimensioni del calcolo (bassa sotto i 3 cm) e dipendente dall'operatore (ovvero dalla sua esperienza clinica e tecnica).

L'utilizzo dell'Eco-Color-Doppler incrementa la sensibilità e la specificità nel rilievo di calcoli, anche di piccole dimensioni, grazie al twinkle artefact, cioè un caratteristico artefatto "da scintillio" che si realizza attorno al calcolo e permette la corretta definizione di una condizione di calcolosi.

-Radiografia dell'addome: Il 90% dei calcoli ha una concentrazione di calcio sufficiente da essere rilevata: la radiotrasparenza è tipica dei calcoli di acido urico. Tuttavia, l'immagine radiologica deriva dalla sommazione bidimensionale delle strutture addominali che ne riduce l'affidabilità con dei falsi negativi e dei falsi positivi, specie in assenza di pulizia intestinale.

-Tomografia Computerizzata: L'imaging TC è il gold standard per rilevare la nefrolitiasi, poiché le scansioni non potenziate hanno una sensibilità e una specificità del >95%

L'uso della TC nella presentazione acuta dei calcoli è in aumento, ed è spesso l'imaging preferito poiché può aiutare a rilevare altre patologie responsabili del dolore addominale acuto.

L'imaging TC può fornire informazioni sulla composizione dei calcoli misurando l'attenuazione in HU, poiché in generale, i calcoli di acido urico hanno HU tra 200 e 400, mentre i calcoli di ossalato di calcio hanno HU tra 600 e 1200. Tuttavia, la capacità di caratterizzare la composizione della pietra con la tecnologia di scansione TC convenzionale è limitata, poiché esiste una notevole sovrapposizione tra l'HU di diversi tipi di pietra. Poiché la diagnosi di calcoli di acido urico porta a una terapia medica di dissoluzione piuttosto che a un intervento chirurgico, la caratterizzazione della composizione dei calcoli è utile nel processo decisionale clinico.

Il DECT può consentire la differenziazione della composizione chimica della pietra misurando il rapporto di attenuazione dei calcoli a energia più alta e più bassa.

Con il DECT a doppia sorgente, la caratterizzazione è ottenuta calcolando il rapporto di calcolo tra HU a 80 kVp e HU a 140 kVp e tracciandolo rispetto al profilo di attenuazione di pietre di composizione nota; Il metodo più comune impiega un algoritmo di decomposizione a tre materiali che presuppone che ogni voxel contenga una porzione di acqua, calcio o acido urico. La quantità di ciascuno di questi componenti viene quindi presa in considerazione quando si assegna un colore ai voxel. Questo strumento elabora i dati rapidamente, impiegando solo pochi minuti, e visualizza i

calcoli urici acidi con una sovrapposizione rossa e i calcoli urici non acidi con una sovrapposizione blu.

Un protocollo DECT comune per la nefrolitiasi inizia con l'acquisizione di uno scannogramma, a cui segue una scansione DECT che comprende addome e pelvi. Le immagini vengono poi elaborate da un'applicazione software su un algoritmo di decomposizione a tre materiali, che analizza la composizione della pietra in base alle differenze di attenuazione ai due diversi livelli di energia. Il software codifica quindi a colori la pietra in base alla composizione, con calcoli con un comportamento simile all'ossalato di calcio visualizzati come blu e calcoli con un comportamento simile all'acido urico rappresentati come rossi.

6.3 TRATTAMENTO DEL CALCOLO RENALE

Uno studio DECT ha un'accuratezza >95% nel differenziare i calcoli di acido urico da quelli di acido non urico. Il trattamento clinico della calcolosi dipende dalla localizzazione, dalle dimensioni, dal numero di calcoli ma soprattutto dalla composizione chimica.

I calcoli di acido urico contengono elementi a basso peso molecolare (carbonio, azoto, ossigeno e idrogeno), che mostrano una maggiore attenuazione delle immagini acquisite ad high-kVp. I calcoli di non acido urico (ossalato di calcio, idrossiapatite e di struvite), hanno elementi ad alto peso molecolare come calcio, fosforo e zolfo che mostrano una diminuzione dell'attenuazione nelle immagini acquisite ad high-kVp. Ciò si traduce in un ridotto rapporto di attenuazione a doppia energia per i calcoli di acido urico ed un aumento del rapporto di attenuazione per i calcoli di acido non urico.

I calcoli costituiti principalmente da acido urico possono essere trattati con farmaci alcalinizzanti assunti per via orale che contengono potassio, in associazione con abbondante introito di liquidi.

La cistina, l'ossalato di calcio e i calcoli a base di brushite sono meno fragili degli altri tipi di calcoli ed è improbabile che si tragga beneficio dalla litotrissia con onde d'urto (ESWL-Extracorporeal shock wave lithotripsy), che oltre ad essere costosa nel caso in cui siano necessari trattamenti ripetuti, può diventare causa di emorragia renale e fibrosi. Questi tipi di calcolo, quindi, sono meglio trattati con ureteroscopia di nefrolitotomia percutanea.

Ad oggi, quindi, la tecnologia DECT risulta essere il miglior tipo di studio per identificare la composizione del calcolo così da stabilire precocemente il più adatto trattamento da utilizzare

BIBLIOGRAFIA

B. De Man, J. Nuyts, P. Dupont, G. Marchal, and P. Suetens. Metal streak artifacts in x-ray computed tomography: A simulation study. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1999.

L. Faggioni, F. Paolicchi, and E. Neri. Elementi di tomografia computerizzata. Springer, 2010.

T.R.C. Johnson, C. Fink, S.O. Schönberg, and M.F. Reiser. Dual Energy CT in Clinical Practice. Springer, 2011

Hamed Kordbacheh, Vinit Baliyan, Raul N. Uppot, Brian H. Eisner, Dushyant V. Sahani, and Avinash R. Kambadakone, American Journal of Roentgenology, January 23, 2019

David Habashy , Ryan Xia , William Ridley , Lewis Chan, Lloyd Ridley, Impact of dual energy characterization of urinary calculus on management, J Med Imaging Radiat Oncol. 2016 Oct

Federica Vernuccio , Mathias Meyer , Achille Mileto , Daniele Marin, Use of Dual-Energy Computed Tomography for Evaluation of Genitourinary Disease, Urol Clin North A. 2018 Aug

Mingliang Qu, MD, Juan C. Ramirez Giraldo, I Shuai Leng, PhD, James C. Williams, PhD, Terri J. Vrtiska, MD, John C. Lieske, MD, and Cynthia H. McCollough, PhD, Dual-energy dual-source CT with additional spectral filtration can improve the differentiation of non-uric acid renal stones: An ex vivo phantom study, AJR Am J Roentgenol. 2011 Jun; Syngo.via-Istruzioni d'uso – Base, Published by Siemens Healthcare GmbH

Ravi K Kaza , Lakshmi Ananthkrishnan , Avinash Kambadakone , Joel

F Platt, Update of Dual-Energy CT Applications in the Genitourinary Tract, AJR Am J Roentgenol. 2017 Jun

Achille Mileto, Daniele Marin, Dual-Energy Computed Tomography in Genitourinary Imaging, Radiol Clin North Am. 2017 Mar

*Michaela Cellina ,*ORCID,Maria Vittoria Bausano ,Daniele Pais ,Vittoria Chiarpenello Marco Costa ,Zakaria Vincenzo,Maurizio ORCID,Carlo Martinenghi ,Giancarlo Oliva and Gianpaolo Carrafiello, Dual-Energy CT Applications in Urological Diseases,28 June 2023 a nome del Gruppo di Studio Multidisciplinare per la Calcolosi Renale, Percorso diagnostico-terapeutico per il paziente con calcolosi renale:
update 2020*