

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
DIPARTIMENTO DI MEDICINA - DIMED

Direttore: Prof. Paolo Simioni

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

Sede di Padova

UOSD Imaging Avanzato Clinico e Traslazionale

Direttore: Prof. Roberto Stramare

TESI DI LAUREA

**La dosimetria nella HRCT in ambito pediatrico: confronto
tra due dispositivi.**

Relatore: Dott.ssa Chiara Giraudò

Correlatore: Dott.ssa Giulia Fichera

Laureando: Tamiozzo Christian

Anno Accademico 2023/2024

INDICE

1. RIASSUNTO

2. INTRODUZIONE

2.1 Valutazione Polmonare

2.1.1. Ruolo dell'imaging radiologico

2.1.2. Radiografia del torace

2.1.2.1 Introduzione

2.1.2.2 Costituzione apparecchio diagnostico

2.1.2.3 Svolgimento e filtri applicabili

2.1.3. Tomografia Computerizzata

2.1.3.1. Storia

2.1.3.2. Componenti del tomografo

2.1.3.3. Principi di funzionamento e formazione dell'immagine

2.1.3.4. TC del torace

2.1.3.5. HRCT

2.2. Dose e Radioprotezione

2.2.1. Introduzione

2.2.2. Effetti biologici a lungo termine delle radiazioni

2.2.3. Da cosa viene influenzata

2.2.4. Radiografia del torace

2.2.5. TC del torace

2.2.6. HRCT

2.2.7. Radioprotezione in Pediatria

3. SCOPO DELLO STUDIO

4. MATERIALI E METODI

4.1. Popolazione

4.2. Analisi Statistica

5. RISULTATI

6. DISCUSSIONE

7. CONCLUSIONI

BIBLIOGRAFIA

1. RIASSUNTO

Background: Sin dai primi utilizzi della Tomografia Computerizzata (TC), la dosimetria è stata un tema centrale per i potenziali rischi a lungo termine che le radiazioni ionizzanti possono causare al paziente. In ambito pediatrico, in particolare, si è sempre cercato di mantenere la dose di esposizione al livello più basso possibile, garantendo al tempo stesso una qualità d'immagine adeguata per una diagnosi affidabile. La qualità dell'immagine ha beneficiato notevolmente dell'introduzione della TC spirale, che permette di acquisire un intero volume anatomico in una singola scansione, anziché ottenere singole immagini in successione.

Scopo dello studio: Scopo di questo studio è stata la comparazione di esposizione dosimetrica e qualità d'immagine ottenute mediante due apparecchi TC, rispettivamente da 16 e 64 strati, utilizzati nella popolazione pediatrica.

Materiali e metodi: Sono stati analizzati retrospettivamente pazienti che avessero eseguito una TC ad alta risoluzione presso il nostro centro pediatrico. Le popolazioni sono state suddivise in due gruppi in base all'apparecchio TC di acquisizione. Per ciascun esame eseguito sono state raccolte variabili quali spessore di strato, numero di immagini, Kv, mA, DLP (mGy*cm) e dose efficace (mSv). Il t-test di Student è stato utilizzato per il confronto tra le due popolazioni.

La qualità delle immagini tra le due apparecchiature e la classe di dose sono state confrontate mediante test di Mann Whitney. Il coefficiente di Spearman è stato utilizzato per valutare il rapporto tra dose efficace, qualità delle immagini e numero di immagini acquisite. Per tutte le analisi è stato applicato $p < 0.05$ come livello di significatività ed è stato utilizzato il software SPSS (v.28, IBM Armonk, NY, USA), mentre la dose effettiva (mSV), che è stata calcolata mediante un software (How radiology works by Brian Nett), ci ha permesso di effettuare il confronto di dose tra i due dispositivi.

Risultati: Sessantacinque pazienti hanno soddisfatto i criteri di inclusione e sono stati esaminati. Ventitrè pazienti (35,4%, 13 femmine; età media 10 ± 4 anni) esaminati con TC Philips Brilliance 16 strati e 42 (17 femmine; età media 9 ± 6 anni) con TC GE

Revolution Evo 64 strati. Non è emersa una differenza significativa per l'età dei due gruppi di pazienti. Il quesito clinico più frequente è risultato essere la sclerosi sistemica (31,48%).

Dal confronto è emersa una differenza statisticamente significativa in merito allo spessore di strato (1.2 ± 0.4 mm vs 0.8 ± 3 mm, rispettivamente per Philips e GE; $p < 0.001$), alla DLP (84 ± 58 con Philips vs 138 ± 136 con GE, $p = 0.035$), alla dose efficace (1.2 ± 0.9 con Philips vs 2.1 ± 1.8 con GE; $p = 0.013$) e al Kv (136 ± 7 con Philips vs 114 ± 9 con GE). I mA sono risultati sovrapponibili (117 ± 21 vs 128 ± 62 , $p = .210$). È emersa una relazione significativa di grado moderato tra la dose efficace e la DLP e il numero di immagini acquisite ($p < 0.05$ per ciascuna variabile), così come tra i parametri dosimetrici e la qualità delle immagini ($p < 0.05$ per ciascuna variabile).

La variabile più significativa è stata la notevole differenza, nella media del numero di immagini, tra i due gruppi; infatti nelle indagini effettuate con l'apparecchiatura a 16 strati sono state acquisite in media 37 ± 13 immagini a paziente rispetto a 344 ± 142 con lo scanner a 64 strati ($p < 0.001$).

Conclusioni: La TC di ultima generazione ha apportato un notevole miglioramento in termini di qualità d'immagine ed accuratezza diagnostica con un leggero incremento in termini dosimetrici.

2. INTRODUZIONE

2.1. Valutazione Polmonare

2.1.1. Ruolo dell'imaging radiologico

I raggi X, scoperti da Wilhelm Conrad Röntgen nel 1895, hanno permesso la nascita della diagnostica per immagini, rivoluzionando l'approccio alla medicina.

I primi tubi catodici consentivano la visualizzazione di fratture ossee, e negli anni il procedimento di produzione di raggi X è rimasto pressoché lo stesso di allora.

Il continuo progresso tecnologico e informatico hanno permesso ad oggi, di avere tecnologie RX e TC all'avanguardia permettendo di avere immagini volumetriche dettagliate e nitide del corpo umano quasi in tempo reale.

L'evoluzione della diagnostica per immagini, tra le altre cose ha radicalmente trasformato l'approccio alle patologie polmonari, offrendo ai medici strumenti sempre più sofisticati per visualizzare le strutture toraciche, identificare anomalie e valutare l'estensione delle lesioni. Grazie a tecniche come la radiografia, l'ecografia e la tomografia computerizzata, è possibile ottenere una diagnosi accurata, consentendo un trattamento tempestivo e migliorando significativamente la prognosi dei pazienti. Tra queste tecniche, l'ecografia toracica riveste un ruolo importante nelle situazioni di emergenza, infatti la sua portabilità e la rapidità di esecuzione la rendono uno strumento prezioso per valutare in tempo reale la presenza di versamenti pleurici, consolidamenti polmonari e per monitorare la funzionalità del diaframma. L'esame, che non utilizza radiazioni ionizzanti, è eseguito utilizzando sonde e un gel che facilita la trasmissione delle onde sonore. Un'altra tecnica di imaging fondamentale è la radiografia del torace. Questa è spesso il primo passo nell'indagine diagnostica di sintomi respiratori come tosse persistente, dispnea, febbre o dolore toracico. Sebbene presenti alcune limitazioni, come la difficoltà nel rilevare piccole lesioni, la sua ampia disponibilità e il basso costo la rendono uno strumento indispensabile nella pratica clinica quotidiana. (Figura 1).

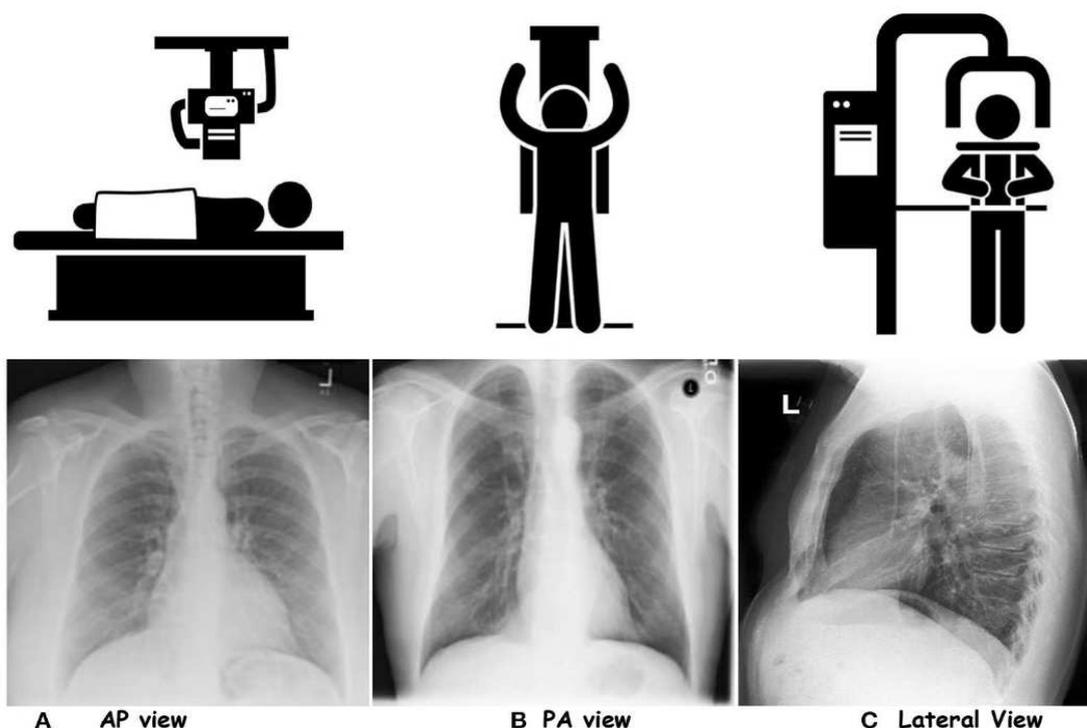


Figura 1. Esempio Rx Torace in tre proiezioni, rispettivamente Anteriore-Posteriore (AP) in A, Postero-Anteriore (PA) in B e Latero-Laterale (LL) in C. *Akhter Y, Singh R and Vatsa M (2023) AI-based radiodiagnosis using chest X-rays: A review. Front. Big Data 6:1120989. doi: 10.3389/fdata.2023.1120989.*

Quando è necessaria un'analisi più approfondita, la tomografia computerizzata (TC) diventa fondamentale. Infatti questa tecnica è indicata per indagare anomalie già riscontrate in radiografia o per sintomi non specifici, come noduli o masse sospette.

I protocolli variano in base all'obiettivo diagnostico: ad esempio, la TC spirale a bassa dose è spesso utilizzata per lo screening del carcinoma polmonare, mentre l'angio-TC con mezzo di contrasto è essenziale per valutare i vasi sanguigni e le masse mediastiniche. La TC ad alta risoluzione (HRCT) è particolarmente utile per le malattie polmonari interstiziali, poiché fornisce immagini dettagliate delle strutture polmonari.

I risultati attesi includono informazioni dettagliate su dimensioni, densità e forma delle lesioni, oltre alla valutazione di malformazioni bronchiali e infiltrati interstiziali (Figura 2).

Infine, la risonanza magnetica, sebbene meno comune per lo studio dei polmoni, viene utilizzata quando si sospettano anomalie nelle strutture toraciche circostanti, come cuore, vasi o masse mediastiniche. I protocolli di imaging in risonanza magnetica prevedono l'uso di sequenze T1 e T2, che migliorano la differenziazione dei tessuti. I risultati attesi da questo esame forniscono dettagli preziosi sulla morfologia delle masse e sul coinvolgimento dei tessuti circostanti, rendendo questa tecnica utile anche per la pianificazione chirurgica (Figura 2).

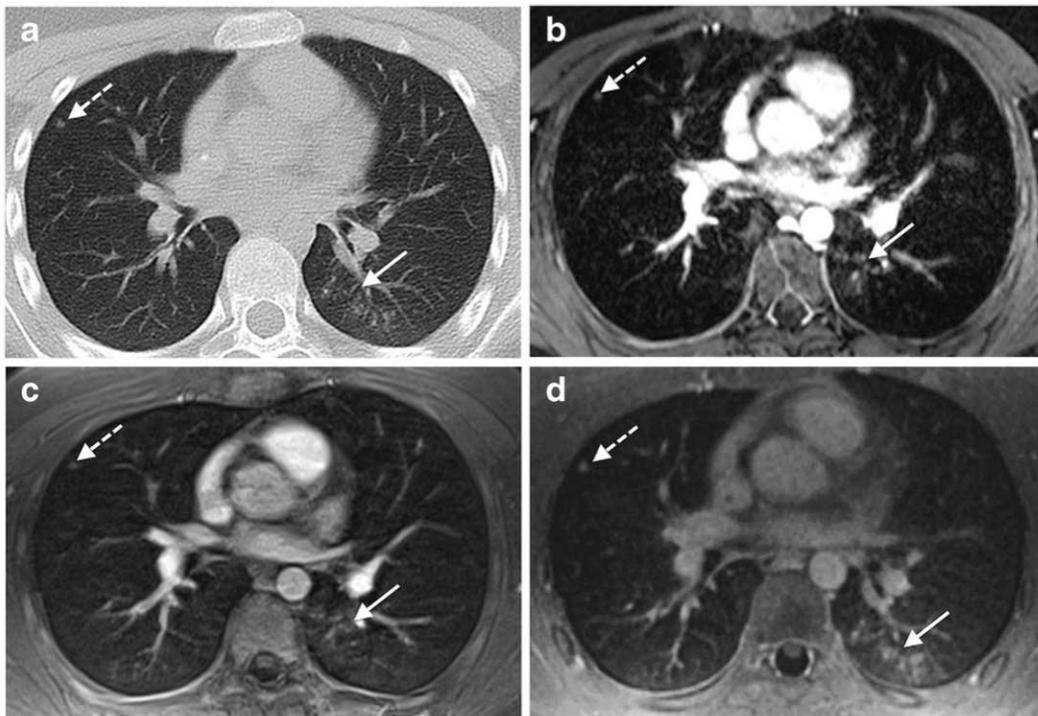


Figura 2. Sezioni assiali del torace rispettivamente acquisite con apparecchiatura TC (a), RM GRE incoerente (b), RM GRE interpolata in volume (c) ed RM UTE (d) in paziente maschio di 14 anni con sarcoma di Ewing e aspergilloso. Nodulo polmonare (diametro medio assiale di 4 mm) nel lobo medio destro è stato rilevato in TC e su tutte le sequenze RM pesate in T1 (freccie discontinue). L'infezione da aspergilloso è visibile nel lobo inferiore sinistro (freccia continua). *Renz DM, Herrmann KH, Kraemer M, et al. Ultrashort echo time MRI of the lung in children and adolescents: comparison with non-enhanced computed tomography and standard post-contrast T1w MRI sequences. Eur Radiol. 2022;32(3):1833-1842. doi:10.1007/s00330-021-08236-7*

L'integrazione di diverse tecniche di imaging è fondamentale per una diagnosi accurata. Spesso, la radiografia viene utilizzata come primo passo, seguita da TC per chiarire dubbi diagnostici. La scelta del metodo dipende dalla storia clinica, dai sintomi e dai risultati iniziali. Inoltre, la sinergia tra radiologi e pneumologi è fondamentale per garantire diagnosi accurate e piani di trattamento efficaci così da formulare una diagnosi completa e precisa in modo da migliorare la prognosi delle malattie polmonari.^{1,2,3,4}

2.1.2. Radiografia del Torace

2.1.2.1. Introduzione

L'esame radiologico del torace è sicuramente uno dei radiogrammi più eseguito nelle diagnostiche di tutto il mondo. Esso infatti è fondamentale nello staging e nel follow-up di numerosissime patologie. Grazie al contrasto intrinseco fornito dall'aria nei polmoni essa consente di valutare l'anatomia polmonare e di identificare eventuali anomalie. L'esame standard prevede due proiezioni ortogonali: una postero-anteriore (PA) e una latero-laterale (LL), nei pazienti allettati invece si effettua solo una proiezione antero-posteriore (AP). È spesso il primo esame per pazienti con tosse persistente, difficoltà respiratorie, febbre o dolore toracico. Aiuta a diagnosticare polmoniti, versamenti pleurici, pneumotorace e edema polmonare, oltre a noduli polmonari. Non è molto sensibile per piccole lesioni o patologie interstiziali. Come citato precedentemente la radiografia del torace è spesso la prima linea al quale i medici si affidano per avere il quadro clinico del paziente, principalmente perché è un esame veloce ed economico; ma non rappresenta sempre la prima indagine diagnostica. La scelta tra radiografia e tomografia computerizzata spetta al medico curante e si basa su un'attenta valutazione del quadro clinico individuale. Inoltre la sua esecuzione è particolarmente utile per i pazienti ricoverati in terapia intensiva e intubati, o in reparti oncologici, in cui risulta di fondamentale importanza andare a escludere periodicamente possibili metastasi

polmonari. Le radiografie al torace giornaliere non sono raccomandate invece, se il paziente è in condizioni stabili.^{2,5}

2.1.2.2. Costituzione apparecchio diagnostico

Il tubo radiogeno è lo strumento fondamentale per la produzione dei raggi X. Al suo interno, in un ambiente a vuoto e schermato, si trovano due componenti principali: il catodo e l'anodo. Sul catodo K (-) è presente una spirulina che alimentata da una tensione U_h , per effetto termoelettrico, produce una nube di elettroni proporzionale ai mAs impostati. Questi elettroni vengono prodotti nella fase precedente l'esposizione radiografica e al momento dello "scatto" vengono accelerati in direzione dell'anodo A (+) dall'applicazione di un'alta tensione tra anodo e catodo (U_a) definita dal parametro kV (Figura 3).

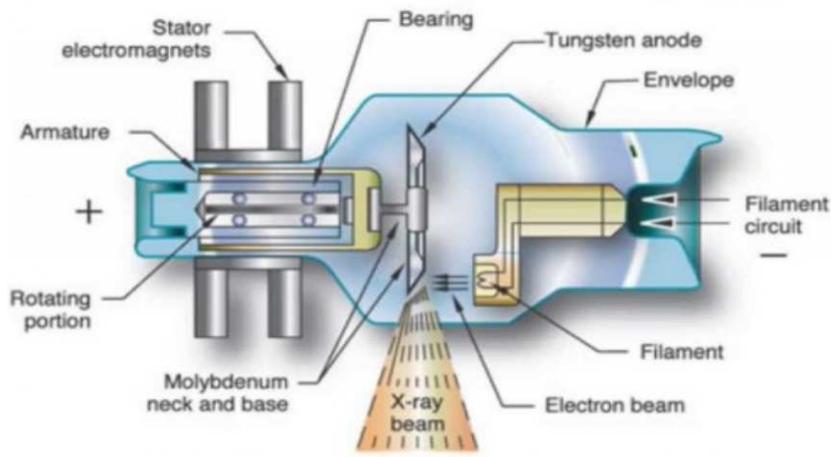


Figura 3: Rappresentazione di tubo radiogeno ad anodo rotante simile a quelli usati in diagnostica medica. <https://www.xrayconsult.it/nota-tr.html>.

Il catodo è quindi riscaldato da una corrente elettrica, il materiale di cui è composto (solitamente tungsteno o comunque un materiale termoionico), raggiunta una determinata temperatura emette elettroni che vengono poi accelerati verso l'anodo, grazie a una differenza di potenziale (che può essere impostata alla console modificando il valore dei kV, esso può essere definito come un disco metallico. È qui che gli elettroni, accelerati dal catodo, si schiantano. Durante questa collisione, la maggior parte dell'energia degli elettroni viene convertita in calore, causando un forte riscaldamento dell'anodo. Tuttavia, una piccola parte di questa energia (circa l'1%) viene trasformata in raggi X. Questo fenomeno, chiamato effetto Bremsstrahlung, si verifica quando gli elettroni rallentano bruscamente a contatto con l'anodo, ed emettono fotoni. Per gestire l'elevato calore prodotto, gli anodi sono spesso realizzati in materiali ad alta densità come il tungsteno o il molibdeno e sono progettati per ruotare (per questo è detto disco), distribuendo così il calore su una superficie maggiore. Inoltre, sistemi di raffreddamento a olio aiutano a dissipare il calore in eccesso, permettendo all'apparecchiatura di funzionare in modo continuo. Il fascio di raggi X prodotto viene poi filtrato per eliminare le radiazioni a bassa energia, che non contribuirebbero alla formazione dell'immagine e aumenterebbero solo la dose al paziente.

Infine, il fascio viene collimato per concentrarlo sull'area di interesse, per mezzo di sottili leghe piombate che impediscono ai fotoni di uscire dal tubo, in modo da non irradiare inutilmente zone di non interesse. Il fascio di raggi X è quindi controllato e sicuro, ed è indispensabile per numerose applicazioni diagnostiche e terapeutiche.^{2,3,4}

2.1.2.3. Svolgimento e filtri applicabili

Prima dell'arrivo in sala diagnostica del paziente è consuetudine per il tecnico controllare se ci sono esami pregressi nell'archivio. All'arrivo nella sala diagnostica, ci si accerta che il paziente sia quello giusto, e che non ci siano errori o omonimie, chiedendo nome, cognome e data di nascita, al paziente viene poi chiesto se ha con se esami precedenti nel caso non siano già presenti nel pax ospedaliero; viene poi informato in modo dettagliato riguardo all'esame che sta per svolgere. Il TSRM è tenuto infatti a spiegare in modo dettagliato lo svolgimento dell'esame che si andrà a svolgere, in modo da tranquillizzare il paziente e rispondere a eventuali dubbi se ce ne fosse bisogno. Prima di procedere con l'esame, viene effettuata un'accurata anamnesi, in cui si raccolgono informazioni sulla storia clinica del paziente. Vengono esaminati aspetti come eventuali problemi respiratori, allergie o interventi chirurgici pregressi. Queste informazioni non solo contribuiscono a personalizzare l'approccio all'esame, ma permettono al personale medico di adottare le misure appropriate in base alle condizioni specifiche del paziente. Dopo aver completato questa fase, al paziente viene chiesto di rimanere a torace scoperto e gli viene fornito un camice per garantire la propria riservatezza. È di fondamentale importanza che il paziente rimuova tutti gli oggetti metallici e accessori che potrebbero interferire con l'esame, come collari, orecchini e reggiseno. Inoltre, nel caso in cui il paziente abbia capelli lunghi o voluminosi, è consigliabile raccogliarli per evitare che interferiscano con le immagini. Un altro aspetto cruciale è la segnalazione di nevi o cicatrici significative, poiché la loro presenza potrebbe essere visibile nell'immagine finale.

Per la proiezione antero-posteriore (PA), il paziente viene posizionato in piedi di fronte allo stativo, appoggiando il ventre del torace sul detettore. Le mani devono essere disposte lungo i fianchi, mentre i gomiti devono essere spostati in avanti per ridurre al minimo la sovrapposizione con i campi polmonari. È fondamentale che le spalle siano a contatto con il piano sensibile e inclinate leggermente verso il basso, in modo che le clavicole si trovino al di sotto degli apici polmonari. La testa deve essere estesa verso l'alto per evitare che il collo, il mento o la testa stessa si sovrappongano alla trachea e

alle regioni superiori dei polmoni. Inoltre, il piano sensibile deve essere regolato affinché il bordo superiore si trovi ad alcuni centimetri sopra le spalle, assicurando così che gli apici polmonari siano completamente visibili e che non risultino tagliati nell'immagine radiografica finale (Figura 4).

Durante l'esame, viene controllata la simmetria dei due emitoraci, esaminando attentamente la distanza tra l'apofisi spinosa delle prime vertebre dorsali e l'articolazione sterno-claveare, per garantire che sia identica su entrambi i lati. Il radiogramma viene eseguito durante un'ispirazione profonda, il paziente in precedenza viene istruito a trattenere il respiro per alcuni secondi, in modo che sia chiara la procedura così da garantire un'immagine chiara e dettagliata. Il tecnico di radiologia (TSRM) ha la responsabilità di posizionare il tubo radiogeno a una distanza di 1,80 metri dal detettore, una misura attentamente calcolata per evitare ingrandimenti geometrici indesiderati (cuore). La centratura del raggio è un altro aspetto critico: deve essere posizionato nell'area di intersezione tra la linea mediana e quella che unisce gli angoli inferiori delle scapole, con il raggio orientato orizzontalmente e perpendicolare al piano sensibile. Per garantire una qualità di immagine massima, si utilizzano cassetta CR o DR di dimensioni 35 x 43 cm, che deve essere posizionata ottimamente per includere entrambi i polmoni. L'uso della griglia mobile è fondamentale per ridurre la radiazione diffusa e migliorare il contrasto dell'immagine, mentre la collimazione deve essere limitata alla zona di interesse, per evitare esposizioni indesiderate. I parametri tecnici impostati alla console di acquisizione sono di grande importanza. Si prevede un voltaggio elevato, attorno ai 110 kVp, per consentire una visualizzazione chiara delle strutture mediastiniche e retro-diaframmatiche. Il tempo di esposizione deve essere breve, attorno ai 3 mAs, per minimizzare il fluo cinetico, un aspetto essenziale per ottenere un'immagine di qualità. La radiografia PA è considerata corretta se rispetta criteri di accuratezza ben definiti: la simmetria degli emitoraci deve essere verificata, con un attento controllo della simmetria tra le articolazioni sterno-claveari e la linea mediana. La distanza tra i processi spinosi delle prime vertebre dorsali e l'articolazione sterno-claveare deve essere la più simile possibile da ambo i lati. È importante che l'ispirazione sia corretta, con le cupole diaframmatiche ben visibili e proiettate

preferibilmente al di sotto della IX costa. Le scapole non devono sovrapporsi ai campi polmonari (cercare di far spingere anteriormente i gomiti al paziente), l'immagine deve essere priva di sovraesposizione o sottoesposizione, e deve includere completamente l'anatomia di interesse, con gli apici polmonari chiaramente visibili e i seni costofrenici ben definiti. In presenza di un sospetto pneumotorace, è importante eseguire un radiogramma anche in apnea espiratoria, per poter escludere la presenza di aria nella membrana che avvolge il torace, la pleura.



Figura 4: Posizione del paziente durante esecuzione di radiografia del torace in proiezione. *A Study on the Prevention of Healthcare Associated Infection in Chest PA Projection of Contact Infected Patients. Sang-Won Lee• Dong-Jin Kim• Bae-Won Lee Department of Radiology, Naeun Hospital.*

Quando si procede alla proiezione laterale (LL), il paziente deve mantenere il fianco sinistro rivolto verso il piano sensibile, al fine di minimizzare l'ingrandimento del cuore. E' importante invitare il paziente ad alzare le braccia e tenere i gomiti con le mani, incrociando gli avambracci in modo da portare le scapole fuori dal campo polmonare. Anche in questo caso, è importante che la testa sia estesa e il mento sollevato, e che il paziente non sia ruotato, per garantire che il piano sagittale mediano sia parallelo al rivelatore. Se il paziente è allettato o non riesce a mantenere la stazione eretta, si procede con una radiografia del torace a letto, con una sola proiezione anteroposteriore

(AP). La posizione preferita è semiseduta, ma se ciò non è possibile, lo si mette in decubito supino, in modo da garantire la riproducibilità dell'esame. Il TSRM posiziona la cassetta sotto il dorso del paziente, mantenendo le braccia lungo i fianchi e la testa inclinata all'indietro. Come di prassi bisogna spogliare il paziente nell'area di interesse, mentre il piano frontale deve rimanere parallelo al piano sensibile, in modo che il raggio sia perpendicolare al detettore e centrato lungo la linea mediana, circa 3 cm sopra l'apofisi xifoidea. Se il paziente collabora, è preferibile portare le spalle in avanti per evitare sovrapposizioni e si forniscono istruzioni sull'apnea inspiratoria da eseguire. La distanza fuoco-film deve essere massimizzata, mantenendosi attorno a 1,20-1,30 metri, e la collimazione deve comprendere l'intera area di interesse, evitando l'uso della griglia fissa, che potrebbe causare problemi di allineamento. I parametri di esposizione sono gli stessi della proiezione PA standard. Anche per questo esame, è fondamentale per quanto possibile, rispettare criteri di correttezza.

Una volta dimesso il paziente dalla sala, ora il TSRM ha tempo e il dovere di modificare al meglio le immagini. La digitalizzazione delle immagini radiografiche ha introdotto una vasta gamma di strumenti per migliorare la qualità delle immagini.

Tra questi, i filtri consentendo di ottimizzare la visualizzazione di specifiche strutture anatomiche. Un filtro è un algoritmo che va a modificare i valori dei pixel di un'immagine bloccando o facendo passare una specifica gamma di frequenze.

I filtri possono essere applicati per:

- Aumentare il contrasto: rendendo i bordi delle strutture anatomiche più visibili, facilitando la loro identificazione.
- Ridurre il rumore: minimizzare le fluttuazioni casuali dei pixel, migliorando la qualità dell'immagine.
- Modificare la scala di grigi: adattare l'immagine a specifiche esigenze diagnostiche.
- Isolare specifiche frequenze spaziali: evidenziare dettagli di piccole o grandi dimensioni.

Altri tipi di filtri più comuni sono i filtri passa-basso, che rimuovono dall'immagine le alte frequenze smussando i bordi e riducendo il rumore, ma possono anche rendere meno visibili i dettagli fini, mentre i filtri passa-alto bloccano le basse frequenze esaltando i bordi e i dettagli, ma per contro il rumore aumenta. Tra le diverse applicazioni cliniche, ad esempio possono essere utilizzati per evidenziare le trabecole ossee o per ridurre gli artefatti dovuti ai metalli impiantati. Per i tessuti molli possono essere applicati per migliorare la visualizzazione delle lesioni a basso contrasto o per ridurre il rumore nelle immagini a bassa dose. La scelta del filtro dipende dal tipo di esame, dalla patologia sospetta e dalle caratteristiche dell'immagine, da ricordare però che l'uso eccessivo dei filtri citati, può introdurre artefatti e distorsioni, compromettendo la qualità diagnostica dell'immagine. La maggior parte dei sistemi di archiviazione e comunicazione delle immagini mediche (PACS) offre una vasta gamma di filtri preimpostati e personalizzabili che sono stati testati a dovere. Le modifiche più usate al monitor da parte del TSRM, sono però più semplici come per esempio la lettera, L o R per indicare al medico che referta, la destra e la sinistra nel caso dell'arto in esame ma non solo. Un'altra modifica molto usata è quella che consiste nel migliorare l'esposizione dell'immagine nel caso in cui sia perfetta, "schiarendo" o "oscurando" l'immagine. I filtri rappresentano uno strumento potente per ottimizzare la visualizzazione delle immagini radiografiche e migliorare l'accuratezza diagnostica, in questo senso infatti l'utilizzo dei filtri può consentire di ridurre la dose di radiazioni somministrata al paziente. Tuttavia, il tecnico deve essere consapevole delle loro potenzialità e dei loro limiti, al fine di utilizzarli in modo appropriato.⁶

2.1.3. Tomografia computerizzata

2.1.3.1. Storia

La Tomografia Computerizzata (TC) rappresenta una delle più grandi rivoluzioni nel campo della diagnostica medica. Tutto ha inizio negli anni '70, quando Hounsfield sviluppa il primo tomografo, un macchinario ingombrante e lento in grado di creare immagini dettagliate del cervello. I primi tomografi erano costituiti da un singolo detettore e un fascio di raggi X collimato. Da ricordare l'invenzione di Robert Ledley che all'Università di Georgetown costruì il primo tomografo in grado di produrre fette assiali di qualsiasi parte del corpo (l'ACTA). Successivamente il crescente sviluppo di potenza di calcolo nei computer ha reso possibile lo sviluppo di macchinari sempre meno ingombranti e più veloci.

Il punto di svolta avvenne con l'introduzione dei tomografi di III generazione caratterizzati da un fascio radiante ad ampio ventaglio e numerosi detettori disposti ad arco. La tecnologia slip-ring, che consente la rotazione continua del sistema tubo-detettore, ha dato vita alla TC spirale, permettendo così l'acquisizione di volumi interi del corpo. L'ulteriore sviluppo della tecnologia multistrato, con un numero crescente di detettori, ha portato a un miglioramento significativo della qualità delle immagini e alla riduzione dei tempi di acquisizione. Oggi, le TC multistrato sono in grado di fornire informazioni diagnostiche precise e affidabili su una vasta gamma di patologie, dalla diagnosi precoce dei tumori alla valutazione di traumi e malattie cardiovascolari.

Grazie alla TC, i medici possono visualizzare l'interno del corpo umano con un livello di dettaglio mai raggiunto prima, migliorando così la diagnosi e il trattamento delle malattie. Tuttavia, l'esposizione alle radiazioni ionizzanti rappresenta un limite all'utilizzo della TC. Per questo motivo, la ricerca è costantemente orientata allo sviluppo di nuove tecnologie che permettano di ridurre la dose di radiazioni necessaria per ottenere immagini di alta qualità. Se dalla prima scansione dell'encefalo nel 1970 si è passati a sistemi in grado di acquisire volumi interi del corpo in pochi secondi nei primi anni 2000 è facile capire come la tomografia computerizzata sia in costante evoluzione e miglioramento. Questa evoluzione ha reso la TC uno strumento

indispensabile nella pratica clinica, ma allo stesso tempo ha sollevato nuove sfide, come la necessità di ridurre l'esposizione alle radiazioni. Nonostante ciò, le prospettive future per questa tecnologia sono molto promettenti, con continui miglioramenti sia dal punto di vista tecnico che clinico.^{7,8}

2.1.3.2. Componenti del tomografo

Le apparecchiature per tomografia computerizzata (TC) sono composte da molti elementi fondamentali che collaborano per eseguire immagini diagnostiche di alta qualità. Tra questi, il gantry è uno dei componenti principali; si presenta come una struttura circolare con un diametro di circa 70 cm, capace di inclinarsi fino a 30°. Questa caratteristica consente di eseguire scansioni mirate su specifiche aree anatomiche, garantendo piani di scansione precisi. All'interno del gantry sono presenti diversi componenti, tra cui un tubo radiogeno, un generatore, un sistema di rivelazione e circuiti elettronici essenziali per il trasferimento dei dati. Il sistema slipring è particolarmente importante, poiché permette al gantry di ruotare senza ostacoli, facilitando così il processo di scansione, mentre i sistemi di raffreddamento mantengono le temperature operative all'interno di limiti sicuri. Il tubo a raggi X gioca un ruolo fondamentale nell'emissione della radiazione necessaria per la formazione delle immagini. Questo componente è progettato per resistere a temperature elevate generate durante l'erogazione continua, che può superare i 30 secondi. Le apparecchiature TC moderne offrono una gamma di energia variabile tra 80 e 140 Kv, consentendo ai tecnici di scegliere valori precisi anche se è preferibile modulare la dose di radiazione somministrata al paziente tramite l'esposimetro automatico. Un'altra caratteristica importante è il sistema di collimazione, composto da filtri e schermature che modificano la conformazione del fascio, riducendo di gran lunga la radiazione diffusa. La collimazione primaria include filtri sagomati di materiale ad alto numero atomico Z posizionati vicino al tubo radiogeno, mentre una collimazione secondaria riduce il fenomeno dello scattering e si posiziona prima del sistema di rivelazione. Quest'ultimo

è composto da vari elementi, tra cui i rivelatori, il sistema di amplificazione del segnale e il convertitore analogico-digitale. Gli attuali rivelatori utilizzati nelle apparecchiature TC sono scintillatori a stato solido, noti per la loro elevata efficienza di rivelazione e una risposta rapida. Inoltre, la loro capacità di mantenere un basso decadimento è fondamentale per garantire immagini nitide.

La loro struttura geometrica, definita come il rapporto tra la superficie di radiazione incidente e quella effettivamente utilizzata, influisce direttamente sulla dose irradiata al paziente, rendendo questo aspetto particolarmente rilevante nel contesto della radioprotezione. Nel caso delle TC multislice, il sistema di rilevazione è organizzato in una matrice di rivelatori disposti in file parallele, con ogni rivelatore dotato di un canale elettronico indipendente. Ciò consente di combinare i segnali prodotti dai singoli rivelatori lungo la direzione z, adattandosi così allo spessore di ricostruzione richiesto e permettendo ricostruzioni con spessori uniformi o variabili rispetto a quelli di acquisizione. Le moderne apparecchiature vantano una configurazione isotropica dei rivelatori, in cui ogni elemento mantiene dimensioni uniformi lungo l'asse z. Questo approccio non solo facilita la riduzione dello spessore di ricostruzione, ma aumenta anche la copertura volumetrica, contribuendo a ridurre i tempi di scansione e a migliorare l'efficienza complessiva delle procedure diagnostiche. In questo modo, le apparecchiature TC riescono a soddisfare le esigenze cliniche moderne, offrendo immagini dettagliate e precise in tempi sempre più brevi.^{7,8}

2.1.3.3. Principi di funzionamento e formazione dell'immagine

La tomografia computerizzata spirale, o elicoidale, offre un'acquisizione dei dati del volume da esaminare in modo continuo e fluido. Questo viene ottenuto facendo scorrere il lettino su cui è posizionato il paziente attraverso un anello circolare (gantry) mentre, contemporaneamente, un tubo a raggi X ruota all'interno dell'anello emettendo

radiazioni. In questo modo, si crea una sorta di spirale di dati, che viene poi utilizzata per ricostruire le immagini.

Un parametro fondamentale nella TC spirale è il pitch. Esso indica il rapporto tra la distanza percorsa dal lettino durante una rotazione completa del tubo a raggi X e lo spessore della sezione di tessuto che viene acquisita ad ogni rotazione. Se il pitch è maggiore di 1, il lettino si muove più velocemente rispetto allo spessore della sezione, e quindi alcune parti del volume potrebbero non essere completamente acquisite. Questo riduce il tempo di esposizione a radiazioni, ma può compromettere la qualità dell'immagine. Al contrario, se il pitch è inferiore a 1, il lettino si muove più lentamente, aumentando il tempo di scansione e la dose di radiazioni ricevuta dal paziente, ma migliorando la qualità delle immagini ricostruite. Un pitch uguale a 1 rappresenta una situazione intermedia, in cui l'avanzamento del lettino corrisponde esattamente allo spessore della sezione. Le scansioni sono progettate per analizzare la composizione di sezioni assiali del corpo umano, suddividendo ciascuna sezione in volumi discreti chiamati voxel. Ogni voxel è associato a un valore di attenuazione, che viene poi rappresentato in una matrice bidimensionale costituita da pixel. La dimensione dei voxel è influenzata da quella dei pixel, la quale dipende a sua volta dalle dimensioni del campo di vista (FOV), dalla matrice utilizzata e dallo spessore della sezione analizzata. Solitamente, si impiegano matrici di 512×512 , il che significa che la dimensione dei pixel varia in base all'area anatomica esaminata. Con l'avanzamento della tecnologia, è possibile ridurre lo spessore delle sezioni, trasformando i voxel in cubi, noti come voxel isotropici. Questa innovazione consente di ottenere ricostruzioni tridimensionali dettagliate su piani diversi da quello assiale di acquisizione, migliorando notevolmente la qualità delle immagini e facilitando l'analisi diagnostica. La metodica TC permette di calcolare per ogni voxel il coefficiente di attenuazione lineare del tessuto, rappresentato dalla lettera μ . Più il voxel è piccolo più l'immagine avrà dettaglio anatomico maggiore. μ è visualizzato come un numero TC relativo all'attenuazione dell'acqua, esprimendo l'attenuazione dei raggi X attraverso i vari tessuti. I valori ricostruiti sono espressi in unità Hounsfield (UH), un sistema che è stato sviluppato per fornire una scala di riferimento universale. In questo sistema, l'acqua ha

un valore di 0 UH, mentre l'aria corrisponde a -1000 UH, stabilendo così i punti fissi della scala Hounsfield. I tessuti con bassa densità, come il parenchima polmonare e il grasso, presentano valori TC negativi, mentre tessuti più densi, come l'osso e le calcificazioni, possono avere valori positivi che arrivano fino a circa 2000 UH. È importante comprendere che il valore TC assegnato a ogni voxel è il risultato della media delle attenuazioni dei singoli elementi presenti in quel volume. L'intervallo della scala Hounsfield va da -1024 UH a 3071 UH, offrendo una panoramica completa delle diverse densità tissutali (Figura 5).

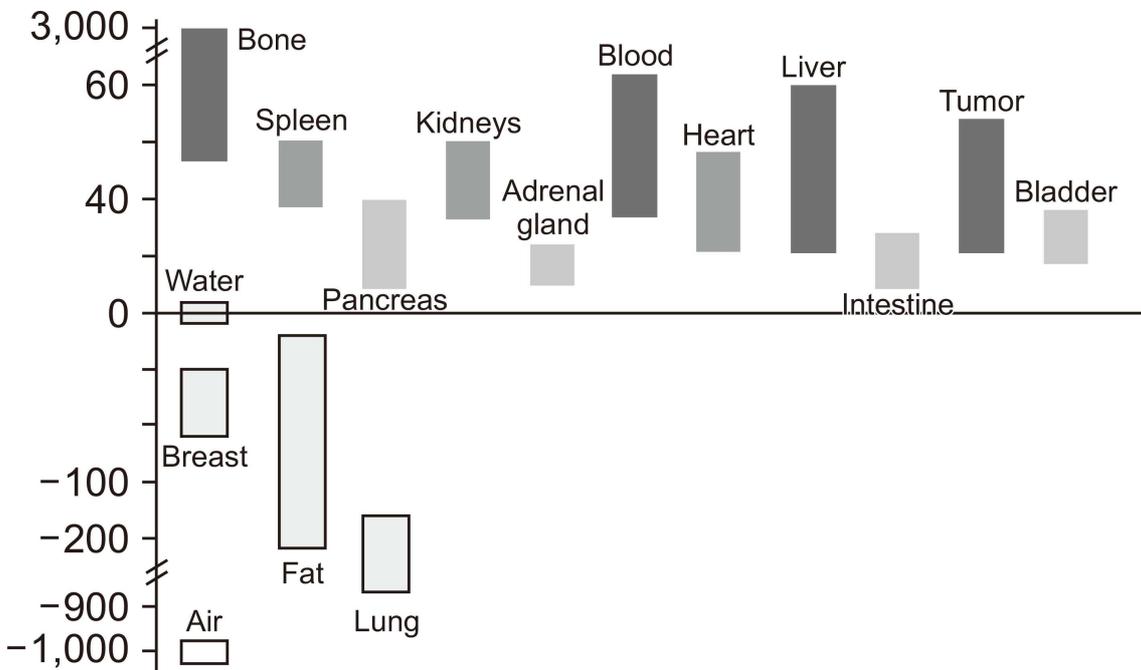


Figura 5: Valori TC in scala Hounsfield per tessuto. *Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography Haijo Jung*1, 2, 1Development Headquarter, FutureChem Co., Ltd, 2Division of Applied RI, Korean Institute of Radiological & Medical Sciences (KIRAMS), Seoul, Korea
DOI: <https://doi.org/10.14316/pmp.2021.32.1.1>

Le immagini del paziente vengono generate dai dati di proiezione provenienti dalle immagini generate nei 360° di rotazione del complesso tubo-detettore, analizzando la distribuzione dei coefficienti di attenuazione. Tuttavia, come in tutte le tecniche di imaging, anche nella TC i dati raccolti possono essere influenzati dal rumore e avere una risoluzione limitata. Per ridurlo e aumentare la risoluzione di contrasto è necessario generare una mappa della distribuzione dei coefficienti μ . Questo processo richiede che le proiezioni siano acquisite con un intervallo angolare di almeno 180°. Ne risulta un profilo di attenuazione, che rappresenta come un fascio di radiazione X attraversa il paziente fino a giungere alla matrice di rivelatori.

Prima della ricostruzione dell'immagine, si applicano algoritmi di pre-processing ai profili di intensità acquisiti. Questi algoritmi trasformano i profili di intensità in profili di attenuazione e correggono le disomogeneità dovute alle risposte variabili dei rivelatori. Ogni proiezione misurata da un rivelatore corrisponde a una misura discreta dell'intensità, e i dati raccolti vengono sottoposti a una trasformazione logaritmica. Questo passaggio permette di ottenere un grafico noto come sinogramma. In questo grafico, le ascisse rappresentano la posizione di un oggetto in base al proprio asse di proiezione, mentre le ordinate rappresentano gli angoli di vista. Una linea orizzontale nel sinogramma corrisponde a una singola proiezione, mentre una curva sinusoidale rappresenta la somma delle proiezioni di un punto specifico. Le proiezioni, che si manifestano come equazioni lineari con incognita μ , possono generare l'immagine finale solo se viene applicata la retroproiezione filtrata, un algoritmo analitico di ricostruzione utilizzato da tutti i tomografi. Questo algoritmo prevede che per ogni proiezione, l'immagine corrispondente venga retroproiettata, con il computer che ricostruisce ciò che rimane del raggio X dopo che ha attraversato il corpo. Tuttavia, le immagini ottenute da questo processo possono presentare sfocature dovute alla parziale attenuazione del fascio. Per mitigare questo effetto, il segnale che raggiunge il rivelatore viene filtrato prima di essere retroproiettato, utilizzando algoritmi matematici specifici noti come filtri di convoluzione o kernel. Esistono diversi tipi di filtri, ciascuno progettato per enfatizzare particolari caratteristiche. La scelta del filtro dipende dall'obiettivo desiderato, equilibrando risoluzione spaziale, contrasto e rumore di fondo.

È altresì necessario correggere l'effetto del movimento del lettino durante la scansione. Per farlo, si calcola un set di dati planare attraverso un processo di interpolazione lineare. Ci sono due metodi principali per l'interpolazione: quello a 360° e quello a 180° . L'interpolazione a 360° utilizza punti a distanza angolare di 360° , ma mentre questo metodo riduce il rumore, compromette la risoluzione in profondità. Di conseguenza, è stata sviluppata l'interpolazione a 180° , che sfrutta la peculiarità che in una rotazione completa tutti i punti vengono indagati due volte da prospettive opposte. Questa tecnica crea una seconda spirale di dati, sfasata di 180° rispetto alla prima, permettendo di effettuare un'interpolazione lineare tra punti distanti 180° e migliorando i profili di sensibilità. Questo procedimento di calcolo intermedio è cruciale per ottenere buone ricostruzioni volumetriche e deve sempre essere eseguito prima della retroproiezione filtrata. Una volta generata l'immagine TC, è possibile effettuare diverse elaborazioni note come post-processing. Queste elaborazioni mirano a estrarre il massimo delle informazioni diagnostiche, a evidenziare dettagli nascosti e a facilitare l'interpretazione delle immagini. Grazie all'elevata sensibilità contrastografica della metodica, si può selezionare un determinato range della scala UH per ottimizzare la visualizzazione dell'immagine sul monitor. Questo intervallo, noto come ampiezza della finestra, determina quali valori vengono visualizzati in scala di grigio. I valori al di fuori di questo range vengono mostrati come bianco e nero, mentre quelli all'interno della finestra sono rappresentati in varie tonalità di grigio. Una finestra ampia consente di visualizzare un gran numero di livelli di grigio, mentre un intervallo ristretto facilita l'osservazione di lievi differenze di densità. Ogni finestra ha un valore centrale, identificato come centro (C), che può essere spostato lungo la scala UH per ottimizzare la visualizzazione di vari tessuti. Inoltre, è presente un secondo valore, noto come ampiezza della finestra (W), che indica i valori sopra e sotto il centro. Per esempio, per studiare i polmoni, si utilizza una finestra con un centro a valori negativi per evidenziare le differenze di densità tra il parenchima polmonare e eventuali lesioni. In modo simile, una finestra ampia con centro su valori TC elevati è utilizzata per visualizzare tessuti densi, mentre per l'analisi dei tessuti molli si adotta una finestra più stretta, con il centro compreso tra 0 e 80 UH, per massimizzare la risoluzione del contrasto (Tabella 1).

	Window Width (WW)	Window Level (WL)
Parti Molli	400	40
Parenchima Polmonare	1700	-700
Osso	2500	500
Angio	850	250

Tabella 1: Valori finestre TC per indicazione clinica. Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography Haijo Jung^{1, 2}, ¹Development Headquarter, FutureChem Co., Ltd ²Division of Applied RI, Korean Institute of Radiological & Medical Sciences (KIRAMS), Seoul, Korea.
DOI: <https://doi.org/10.14316/pmp.2021.32.1.1>

Le finestre di livello sono solo una piccola parte di ciò che il tecnico può fare una volta finita la scansione. Il post-processing offre un ventaglio di possibilità molto più ampio, che va dalla ricostruzione multiplanare alla visualizzazione tridimensionale. Possiamo immaginare di "tagliare" l'immagine TC in diverse fette, e di visualizzare ciascuna fetta da angolazioni diverse. Oppure, possiamo ricostruire l'organo in esame in tre dimensioni, ottenendo un modello virtuale che possiamo ruotare e ingrandire a nostro piacimento; addirittura possiamo "entrare" all'interno del paziente e il software grazie all'intelligenza artificiale è in grado di riconoscere gli organi e tagliarli dall'immagine, facendoci vedere solo quello che desideriamo. Inoltre, possiamo effettuare misurazioni precise sulle immagini TC, come la dimensione di una lesione, il volume di un organo o la lunghezza di un vaso sanguigno, criteri fondamentali per eventuali interventi. Le ricostruzioni tridimensionali e le tecniche di rendering volumetrico ci permettono di ottenere immagini estremamente realistiche, che facilitano la comprensione delle relazioni spaziali tra le diverse strutture anatomiche. La scelta delle tecniche di post-

processing più appropriate è un'arte che richiede una profonda conoscenza dell'anatomia, della patologia e delle caratteristiche tecniche dello scanner TC. Lo scopo del tecnico è dare al radiologo tutti i mezzi necessari perchè esso possa lavorare al meglio, fornendogli i “dati grezzi” acquisiti in modo ottimale. Il radiologo, attraverso la sua esperienza e la sua capacità di interpretazione delle immagini, è in grado di estrarre il massimo delle informazioni diagnostiche e di fornire una diagnosi accurata e tempestiva. Tra le ultime novità si sta assistendo a un'integrazione tra le immagini TC e altre modalità di imaging, come la PET, per ottenere informazioni ancora più complete e accurate. ^{7, 8, 9}

2.1.3.4. TC del torace

L'introduzione della TC multistrato ha portato a un incremento diagnostico significativo nello studio del torace, comprendente le strutture del mediastino e dei polmoni, sia con sia senza l'impiego di mezzi di contrasto. Questa regione si distingue per un elevato contrasto intrinseco, dovuto alla presenza abbondante di aria, il che rende la TC particolarmente efficace per individuare noduli polmonari, lesioni del parenchima e varie malattie polmonari, esaminabili in modo dettagliato grazie alla TC ad alta risoluzione (HRCT). L'adozione di kernel adeguati e finestre di HU che riflettono la densità normale dei polmoni, compresa tra -700 e -900 HU, consente uno studio più accurato delle strutture in esame. Durante la fase di post processing, le ricostruzioni multiplanari (MPR), MIP e mip risultano fondamentali per una diagnosi precisa. Per sottoporsi a una TC del torace, il paziente non ha bisogno di preparazioni particolari, a meno che non sia richiesto l'uso di mezzo di contrasto (mdc), dove invece è necessario un digiuno di almeno sei ore. Prima dell'esame, il paziente deve rimuovere tutti gli oggetti metallici e indossare un camice o una semplice maglietta di cotone, restando a torso nudo. Viene quindi posizionato sul lettino in posizione supina, con la testa orientata in avanti, a meno di diverse indicazioni mediche. Se richiesto l'uso del

mezzo di contrasto, l'infermiere provvede a inserire un accesso venoso. Le braccia sono posizionate sopra la testa, in modo da mantenere una posizione quanto più comoda, mentre la testa viene leggermente iperestesa meglio se su un supporto.

È essenziale informare il paziente riguardo alla procedura, spiegando come avverrà l'esame, i comandi relativi al respiro, l'importanza di rimanere immobili e i possibili effetti collaterali del mezzo di contrasto. Il TSRM esegue la centratura utilizzando un laser trasversale a livello della cartilagine tiroidea o alla base del diaframma, a seconda della direzione della scansione (se feet-first o head first). Vengono effettuati due topogrammi per ottimizzare il posizionamento del campo di acquisizione e per far lavorare ottimamente i dispositivi di modulazione automatica della dose.

Generalmente, l'acquisizione avviene in apnea inspiratoria, ma in caso di pneumotorace o altre condizioni patologiche, si può anche acquisire durante l'espiazione, utilizzando tecniche volumetriche o sequenziali. E' preferibile eseguire la scansione in direzione caudo-craniale per ridurre gli artefatti da movimento.

I protocolli TC più comunemente adottati comprendono quello standard, quello ad alta risoluzione (HRCT) e quello per l'embolia polmonare. Il protocollo standard prevede una visualizzazione delle immagini a doppia finestra, con una finestra per il mediastino e una per il parenchima polmonare, utilizzando diversi kernel e spessori per ottimizzare la qualità delle immagini; inoltre se il paziente ha subito un trauma si effettuano le ricostruzioni anche con la finestra per osso.

Il protocollo ad alta risoluzione è particolarmente utile per studiare patologie interstiziali del polmone e per il follow-up di noduli polmonari solitari, e si avvale di ricostruzioni specifiche senza mezzo di contrasto. Infine, il protocollo per embolia polmonare è utilizzato quando si sospetta un'embolia acuta o cronica, prevedendo l'uso di mezzo di contrasto e una scansione rapida con tecnica bolus tracking, posizionando una ROI nel tronco comune dell'arteria polmonare e si acquisisce dopo 3 secondi dal raggiungimento della soglia delle 80 HU. Si usa una finestra per parenchima e mediastino e si effettuano ricostruzioni MPR e MIP. ^{7,8,10}

2.1.3.5. HRCT

La TC ad alta risoluzione (HRCT) rappresenta un avanzato approccio diagnostico per l'imaging polmonare, particolarmente efficace nello studio delle patologie polmonari diffuse. Questa metodica si distingue per la sua capacità di generare immagini ad alta definizione della morfologia polmonare, consentendo una dettagliata valutazione delle alterazioni del parenchima. A differenza delle tecniche tomografiche convenzionali, l'HRCT utilizza spessori di collimazione ridotti, generalmente compresi tra 1,25 e 0,5 mm, e filtri ad alta frequenza per ottimizzare la risoluzione spaziale e che permettono di ridurre il rumore dell'immagine. Queste caratteristiche permettono l'identificazione di anomalie di piccole dimensioni, come noduli o infiltrati interstiziali, che potrebbero risultare invisibili con metodiche standard. La matrice di acquisizione dell'immagine è più elevata rispetto alla TC convenzionale, consentendo una migliore risoluzione spaziale.

L'HRCT è indicata in numerose situazioni cliniche, tra cui:

- Malattie polmonari interstiziali idiopatiche: Fibrosi polmonare idiopatica, sarcoidosi, alveolite allergica estrinseca.
- Malattie polmonari legate all'esposizione a sostanze tossiche: Asbestosi, silicosi, berilliosi.
- Tumori polmonari: Stadiazione del carcinoma bronchiolo-alveolare, valutazione di noduli polmonari.
- Malattie vascolari polmonari: Embolia polmonare, ipertensione polmonare.
- Complicanze post-trapianto polmonare: Bronchiolite obliterante, malattia del graft versus host.

Inoltre, si è dimostrata fondamentale nel follow-up di pazienti affetti da patologie polmonari già note, permettendo un monitoraggio dell'evoluzione delle lesioni polmonari. La procedura è la stessa dell'esame standard torace, il paziente è posizionato

in decubito supino, con le braccia sollevate sopra la testa per garantire un campo visivo ottimale. È cruciale che il paziente rimanga immobile e segua le istruzioni relative al respiro, al fine di minimizzare gli artefatti da movimento. La scansione è tipicamente eseguita in apnea inspiratoria, con l'ausilio di finestre di densità ottimizzate per il parenchima polmonare, che consentono un'analisi dettagliata delle aree di interesse. Nella fase di post-elaborazione, le immagini possono essere ricostruite in diverse modalità, come MPR (Multi-Planar Reconstruction) e MIP (Maximum Intensity Projection), che forniscono ulteriori visualizzazioni e informazioni clinicamente rilevanti. L'HRCT rappresenta una metodica diagnostica fondamentale per la valutazione delle patologie polmonari. La sua elevata risoluzione spaziale, unita alle tecniche di ricostruzione avanzate e all'utilizzo del mezzo di contrasto, permette di ottenere informazioni diagnostiche precise e affidabili, guidando il medico nella scelta della terapia più appropriata per il paziente.^{7,11}

2.2 Dose e Radioprotezione

2.2.1. Introduzione

L'esposizione alle radiazioni ionizzanti, pur essendo un fenomeno naturale, può comportare rischi per la salute. Per questo motivo, sono state elaborate una serie di norme e principi volti a minimizzare tali rischi, garantendo al contempo i benefici derivanti dall'utilizzo delle radiazioni in ambito medico, industriale e scientifico. Il fondamento della radioprotezione risiede nel principio che l'esposizione alle radiazioni deve essere giustificata. Ciò significa che ogni attività che comporta un'esposizione a radiazioni ionizzanti deve portare a un beneficio netto per la società,

superando i rischi associati. Questo principio si applica a tutte le attività, dalla produzione di energia nucleare alle procedure diagnostiche mediche.

Una volta giustificata l'esposizione, entra in gioco il principio di ottimizzazione.

Questo principio, noto anche come ALARA (As Low As Reasonably Achievable), stabilisce che l'esposizione alle radiazioni deve essere mantenuta al livello più basso ragionevolmente ottenibile, tenendo conto dei fattori economici e sociali. In altre parole, bisogna sempre cercare di ridurre al minimo l'esposizione alle radiazioni, senza compromettere l'efficacia delle procedure. Infine, il principio di limitazione della dose stabilisce dei limiti massimi di dose per le persone esposte a radiazioni.

Questi limiti sono diversi a seconda della categoria di persone (lavoratori esposti, pubblico) e del tipo di radiazione. L'obiettivo è quello di proteggere la salute delle persone, evitando che ricevano dosi di radiazioni eccessive. Le esposizioni mediche rappresentano un caso particolare. Sebbene non vi siano limiti di dose specifici per le esposizioni mediche, i principi di giustificazione e ottimizzazione assumono un'importanza ancora maggiore. È fondamentale che ogni esame medico che comporta l'esposizione a radiazioni sia giustificato dal punto di vista clinico e che la dose di radiazione somministrata sia la più bassa possibile per ottenere le informazioni diagnostiche necessarie. La dose assorbita, indicata con D , è definita come l'energia depositata in un organo suddivisa per la massa di quell'organo. L'unità di misura nel Sistema Internazionale (S.I.) per la dose assorbita è il gray (Gy), corrispondente a un joule per chilogrammo. In molte applicazioni, è utile considerare la dose assorbita in relazione all'unità di tempo, nota come intensità o rateo di dose assorbita, espressa in Gy/s. Tuttavia, misurare solo la dose assorbita in un organo o tessuto non è sufficiente per valutare il danno biologico causato dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti.

Infatti, diversi tipi di radiazione presentano variazioni nella loro efficacia nel provocare effetti biologici, anche a parità di dose assorbita. Gli effetti stocastici, per esempio, sono influenzati dalla densità di ionizzazione prodotta, risultando più elevati quando la densità è maggiore. Le particelle cariche pesanti, come le particelle alfa e i protoni, insieme ai neutroni, generano una densità di ionizzazione più alta rispetto agli elettroni e ai fotoni. Per correlare l'effetto su un tessuto T alla diversa efficacia biologica delle

radiazioni, è stata introdotta la dose equivalente, definita come la dose media in un organo o tessuto moltiplicata per un fattore di peso adimensionale, W_r , specifico per il tipo di radiazione (Tabella 2). L'unità di misura della dose equivalente è il Sievert (Sv).

Tabella 2: fattori di peso per i diversi tipi di radiazioni raccomandati nella pubblicazione n.103 dell'ICRP. Per i neutroni i fattori peso variano da 2 a 20 in funzione dell'energia.

<http://www.med.unipg.it/fisioterapia/MaterialeDidattico/Radioprotezione/PDF/grandezze.pdf>

Tipo di radiazione	Fattore di peso della radiazione, w_r
<i>Fotoni</i>	1
<i>Elettroni e radiazione β</i>	1
<i>Protoni</i>	2
<i>Radiazione α</i>	20
<i>Neutroni</i>	2-20 a seconda dell'energia

In aggiunta, l'esposizione di diversi tessuti e organi alla stessa dose equivalente può comportare un differente rischio sanitario, a causa della loro specifica radiosensibilità. La dose efficace rappresenta la grandezza radioprotezionistica utilizzata per quantificare il rischio complessivo derivante dall'esposizione alle radiazioni. Essa si definisce come la somma delle dosi equivalenti nei vari tessuti e organi irradiati, ciascuna moltiplicata per un fattore di peso adimensionale W_t (Tabella 3). L'unità di misura per la dose efficace è anch'essa il Sievert.

Tabella 3: Fattori di peso Wt, per organi o tessuto.

<http://www.med.unipg.it/fisioterapia/MaterialeDidattico/Radioprotezione/PDF/grandezze.pdf>

Organo o tessuto	Dose efficace (Wt)
gonadi	0,20
Midollo osseo rosso	0,12
colon	0,12
polmoni	0,12
stomaco	0,12
vescica	0,05
mammelle	0,05
fegato	0,05
esofago	0,05
tiroide	0,05
pelle	0,01
superficie ossea	0,01
Rimanti organi	0,05

La somma dei fattori Wt è pari a 1, il che significa che, in caso di irradiazione uniforme del corpo, la dose efficace e la dose equivalente totale sono numericamente equivalenti. È importante notare che la dose efficace non è una grandezza fisica vera e propria, ma piuttosto un indicatore di rischio associato alla probabilità di sviluppare un tumore durante la vita per gli individui esposti a radiazioni ionizzanti. Questa misura tiene conto sia del tipo di radiazione sia della radiosensibilità dei tessuti e organi irradiati, rendendola la grandezza radioprotezionistica più adeguata per quantificare l'esposizione umana alle radiazioni ionizzanti.

Gli effetti possono essere suddivisi in due grandi categorie:

- Effetti deterministici: Si manifestano in modo certo quando la dose supera una certa soglia e sono direttamente proporzionali alla dose. Questi effetti si manifestano a livello tissutale e possono causare eritemi, ustioni, caduta dei capelli e, in casi gravi, la morte.
- Effetti stocastici: La loro probabilità di insorgenza aumenta all'aumentare della dose, ma la gravità non dipende dalla dose stessa. Gli effetti stocastici più importanti sono il cancro e le malformazioni genetiche.

La Commissione Internazionale per la Protezione Radiologica (ICRP) è l'organismo internazionale di riferimento per la definizione dei principi e delle norme di radioprotezione. Le raccomandazioni dell'ICRP sono alla base delle legislazioni nazionali in materia di radioprotezione, definiscono i limiti di dose per i lavoratori e per la popolazione, stabiliscono i requisiti per la progettazione e la gestione degli impianti radiologici e prevedono controlli periodici per garantire la sicurezza.

In conclusione, la radioprotezione è una disciplina complessa che mira a garantire la sicurezza delle persone e dell'ambiente, pur consentendo l'utilizzo delle radiazioni ionizzanti in tutti quei casi in cui i benefici superano i rischi. ^{12, 13, 14, 15}

2.2.2. Effetti biologici a lungo termine delle radiazioni

Uno degli aspetti più preoccupanti legati all'esposizione alle radiazioni ionizzanti in ambito medico è la possibilità di sviluppare effetti a lungo termine, come il cancro. Anche a basse dosi, l'esposizione può aumentare il rischio di insorgenza di tumori, in particolare leucemie e tumori solidi. Il meccanismo alla base di questi effetti è legato al danno al DNA indotto dalle radiazioni, che può portare a mutazioni genetiche e alla trasformazione di cellule normali in cellule tumorali. Infatti le radiazioni ionizzanti sono state classificate tra i più importanti mutageni fisici e come cancerogeni di classe I dalla Commissione Internazionale di Radioprotezione, dell'Agenzia Internazionale per la

ricerca sul cancro e dalle Nazioni Unite della Commissione Europea. I fenomeni fisici con cui interagiscono a livello atomico con la materia biologica sono le eccitazioni e le ionizzazioni. Tali interazione fisico-chimiche sono la causa degli effetti biologici che si manifestano nelle cellule e nei tessuti irradiati. Il DNA è il bersaglio principale dell'effetto biologico delle radiazioni anche se altre componenti subcellulari (proteine, membrane, mitocondri ecc..) possono essere danneggiate dall'esposizione. Nello specifico l'eccitazione è data dallo spostamento di un elettrone di un atomo o di una molecola a un livello energetico superiore senza che questo sia espulso, l'atomo diventa quindi instabile e tende a mettere energia sotto forma di radiazioni elettromagnetiche di energia pari alla differenza tra gli stati energetici coinvolti (Figura 6) . Tuttavia, il danno biologico da radiazioni dipende non solo dalla dose ma anche da altri fattori individuali come la sensibilità alle radiazioni e la capacità di riparazione del DNA del paziente.

16,17,18

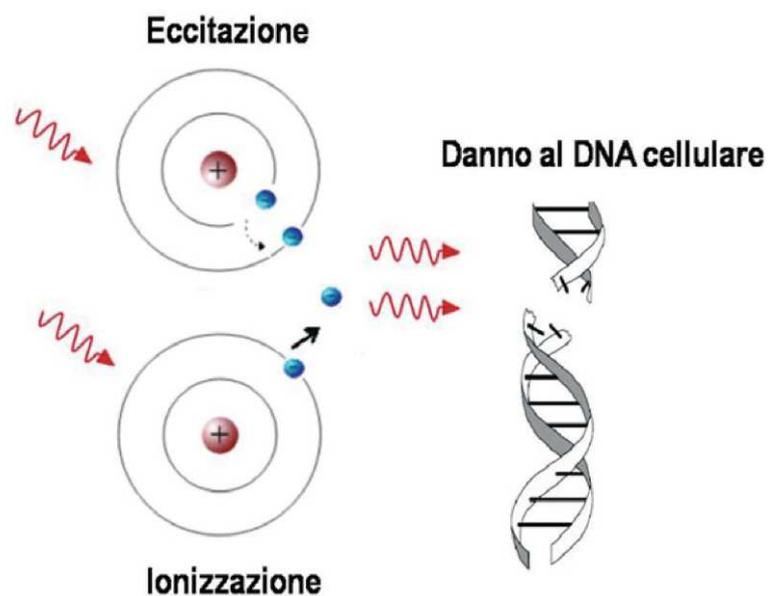


Figura 6: Rappresentazione schematica delle due modalità di interazione della radiazione con la materia eccitazione e ionizzazione. *Andreassi, M.G. (2012). Effetti delle radiazioni alle basse dosi. In: Caramella, D., Paolicchi, F., Faggioni, L. (eds) La dose al paziente in diagnostica per immagini. Imaging & Formazione. Springer, Milano. https://doi.org/10.1007/978-88-470-2649-0_2*

2.2.3. Da cosa viene influenzata

La dose di radiazioni ricevuta durante gli esami diagnostici è influenzata da diversi fattori, che possono variare in base alla tecnologia utilizzata, alle condizioni del paziente e alla tipologia di esame eseguito. Innanzitutto, il tipo di apparecchiatura utilizzata gioca un ruolo cruciale. Tecnologie avanzate, come la TC ad alta risoluzione, possono ottimizzare l'acquisizione delle immagini riducendo la dose necessaria, mentre tecnologie meno moderne potrebbero richiedere livelli più elevati di radiazione per ottenere immagini di qualità adeguata. Anche i parametri tecnici impostati durante l'esame sono determinanti. Fattori come il tempo di esposizione, la corrente del tubo radiogeno e l'energia del raggio influenzano direttamente la dose assorbita. Un aumento del tempo di esposizione o della corrente può portare a una maggiore dose, mentre l'ottimizzazione delle tecniche di imaging, come l'uso di filtri e collimatori, può contribuire a ridurla. Ad esempio vengono aggiunti dei filtri per attenuare la parte di spettro di raggi x che ha probabilità minima di penetrare attraverso il paziente e raggiungere il rivelatore, la dose al paziente è così ridotta. La radiosensibilità del paziente è un altro aspetto fondamentale. Fattori come l'età, il sesso e le condizioni cliniche possono influenzare la reattività dei tessuti alle radiazioni. Ad esempio, i bambini e gli anziani tendono a essere più sensibili agli effetti delle radiazioni, pertanto è importante personalizzare l'approccio diagnostico per minimizzare il rischio di danni. Inoltre, il tipo di esame svolto è determinante nella valutazione della dose. Esami come la radiografia convenzionale richiedono una dose inferiore rispetto a esami più complessi come la tomografia computerizzata o la fluoroscopia. Ogni procedura ha un profilo di rischio specifico, che deve essere considerato durante la pianificazione dell'indagine. Infine, la presenza di eventuali patologie o anomalie nel paziente può richiedere tecniche più invasive o ripetute, aumentando così l'esposizione. È quindi essenziale che i professionisti della salute valutino attentamente il rapporto rischio/beneficio per ogni esame diagnostico, cercando sempre di utilizzare le tecnologie più moderne e le tecniche ottimizzate per garantire la sicurezza del paziente e la qualità delle immagini diagnostiche.

Per il personale sanitario che lavora a stretto contatto con le radiazioni, in particolare il personale catalogato come di categoria A, come ad esempio chi lavora in medicina nucleare o interventistica (sala operatoria, emodinamica ecc..) per ridurre al minimo l'esposizione alle radiazioni ionizzanti deve considerare 3 aspetti, il tempo d'esposizione, la distanza dalla sorgente e le schermature. Nell'esempio di una pratica in sala operatoria l'uso della scopia deve essere ridotta al tempo minimo indispensabile, ciò richiede una minuziosa programmazione del lavoro; l'esposizione alla radiazione è inversamente proporzionale al quadrato della distanza dalla sorgente, diminuisce quindi sensibilmente all'aumentare della distanza tra operatore e tubo; Se ciò non può avvenire, ove possibile interporre delle schermature appropriate tra operatore e sorgente in modo da ridurre l'esposizione. ¹⁹

2.2.4. Radiografia del torace

La dose di radiazione ricevuta durante un esame radiologico del torace è un parametro cruciale nella radioprotezione, e la sua determinazione dipende da un intricato gioco di fattori, sia legati all'apparecchiatura che alle caratteristiche del paziente.

L'apparecchiatura radiologica, cuore del processo, è composta da diversi elementi, ognuno con un ruolo specifico nell'influenzare la dose.

Il tubo a raggi X, generatore di radiazioni, emette fotoni con un'energia che dipende dalla tensione applicata, in particolare il valore che incide maggiormente nel determinare la dose al paziente, sono i milliampere per secondo (mAs).

Nel caso della radiografia del torace i mAs sono tra i più bassi tra i protocolli radiografici (circa 2-5 mAs), ed è per questo che ne fa uno degli esami con la dose più bassa per il paziente. Il collimatore, una sorta di diaframma, limita il fascio di raggi X alla zona di interesse, riducendo così la dose ai tessuti sani. Il filtro, posizionato tra il tubo e il paziente serve ad assorbire la parte delle radiazioni a bassa energia, che contribuiscono in modo significativo alla dose alla pelle senza apportare valore

diagnostico. Il detettore, infine è deputato a convertire i raggi X in un segnale elettrico, che verrà poi elaborato per produrre l'immagine.

La sua sensibilità influisce direttamente sulla quantità di radiazioni necessarie per ottenere un'immagine di buona qualità. In sostanza più un detettore è performante e di nuova generazione, più il rapporto qualità immagine/dose al paziente sarà migliore. Le caratteristiche del paziente, come le dimensioni corporee, la densità dei tessuti e la regione anatomica esaminata, influenzano significativamente la dose. Pazienti più corpulenti, ad esempio, richiedono generalmente dosi più elevate per ottenere un'immagine chiara. Anche i movimenti del paziente durante l'esame possono comportare ripetizioni e, di conseguenza, un aumento della dose complessiva.

I protocolli di esame, ovvero l'insieme dei parametri tecnici utilizzati per eseguire l'esame, sono un altro elemento fondamentale. Il kilovoltage (kV), che determina l'energia dei raggi X, il milliamperaggio (mA), che indica l'intensità del fascio, e il tempo di esposizione sono parametri strettamente correlati alla dose. Anche qui, l'esame in questione ha un tempo di scatto tra i più bassi, deve essere il più breve possibile per ridurre al massimo il flou cinetico (cardiaco in particolare).

Una corretta ottimizzazione di tutti questi parametri è essenziale per ridurre la dose al paziente senza compromettere la qualità diagnostica.

Negli ultimi anni sono state sviluppate numerose tecniche per ridurre la dose, come la modulazione della dose, che adatta l'intensità del fascio alle diverse densità dei tessuti, e le tecniche di ricostruzione iterative, che permettono di ottenere immagini di alta qualità a partire da un minor numero di proiezioni.

In conclusione, la dose di radiazione in radiologia è il risultato dell'interazione di molteplici fattori, sia legati all'apparecchiatura che al paziente. L'obiettivo è sempre quello di ottenere immagini diagnostiche di alta qualità con la dose più bassa possibile, garantendo così la massima sicurezza per il paziente. La continua evoluzione tecnologica e lo sviluppo di nuove tecniche consentono di raggiungere questo obiettivo, rendendo la radiologia sempre più sicura e accurata. ²⁰

2.2.5. TC del torace

Dall'introduzione della tomografia computerizzata (TC), la ricerca si è concentrata su tre obiettivi principali: accelerare i tempi di esecuzione, ridurre i costi e, soprattutto, diminuire la dose di radiazioni erogata al paziente. Se nei primi anni si sono registrati progressi significativi in tutti e tre gli ambiti, un periodo di transizione, compreso tra il 2000 e il 2004, ha evidenziato alcune criticità.

L'avvento delle TC multistrato, caratterizzate da una maggiore velocità di acquisizione, ha rivoluzionato il modo di eseguire gli esami, tuttavia, la fretta di adattare i vecchi protocolli alle nuove tecnologie ha portato a risultati insoddisfacenti, sia in termini di qualità delle immagini che di dose erogata. Questo ha portato alla necessità di ottimizzare i protocolli e le tecniche di acquisizione, spingendo le case produttrici a sviluppare soluzioni per limitare la dose senza compromettere la qualità diagnostica.

Parallelamente, l'aumento della disponibilità di TC ha portato a un incremento significativo del numero di esami, compresa una crescita esponenziale delle TC pediatriche, favorita dalla maggiore velocità di acquisizione. Tuttavia, l'uso indiscriminato di parametri tecnici non ottimizzati, come spessori di strato eccessivamente sottili e collimazioni troppo strette, ha determinato un aumento esponenziale della dose nei pazienti più giovani, con potenziali rischi per la salute. Le TC multistrato, a causa della loro particolare geometria, presentano un aumento intrinseco della dose rispetto alle TC a singolo strato. Questo fenomeno, noto come *overbeaming*, è dovuto al fatto che non tutta la radiazione prodotta viene effettivamente utilizzata per la formazione dell'immagine. Un altro fattore che contribuisce all'aumento della dose è l'*overscanning*, un processo di ricostruzione delle immagini che richiede l'acquisizione di un volume di dati maggiore rispetto a quello strettamente necessario. Tecnologie moderne, come il *cone-beam*, hanno permesso di superare in parte questi problemi, grazie all'utilizzo di collimatori intelligenti che ottimizzano la dose in base alla regione anatomica esaminata. Il *pitch*, un parametro fondamentale nelle tomografie computerizzate (TC) multistrato, è strettamente legato alla qualità dell'immagine e alla dose di radiazioni a cui il paziente è sottoposto. Aumentando il *pitch*, ovvero la distanza

tra le fette acquisite, si riduce il rapporto segnale-rumore (S/N) dell'immagine. Per mantenere una qualità accettabile, è necessario compensare questa riduzione aumentando la dose di radiazioni.

Dimezzare lo spessore di una fetta, a parità di pitch, quadruplica la dose. Questo perché per ottenere lo stesso numero di immagini, la macchina deve acquisire molti più dati, aumentando l'esposizione alle radiazioni. Per gestire la relazione tra pitch e dose, è stato introdotto il concetto di mA effettivi. Questo valore permette di mantenere un S/N costante al variare del pitch, evitando aumenti eccessivi della dose.

La scelta della macchia focale, influenzata dal carico termico del tubo a raggi X, incide sulla dose. Una macchia focale più grande, necessaria per gestire carichi termici elevati, comporta un aumento della dose. La dose è direttamente proporzionale al valore di mA: raddoppiando i mA, si raddoppia anche la dose. L'aumento dei kV determina un incremento della dose proporzionale al quadrato del valore di kV. Piccole variazioni di kV possono comportare variazioni significative della dose. Per ottenere immagini di alta qualità con la dose più bassa possibile, è fondamentale ottimizzare i parametri in base al tipo di esame e alle caratteristiche del paziente. Ad esempio, per esami contrastografici del torace su pazienti magri, si possono abbassare i kV e aumentare leggermente i mA per ottenere un alto contrasto. Al contrario, per pazienti robusti, è consigliabile aumentare i kV e diminuire leggermente i mA per ridurre il rumore.

Aumentare la risoluzione spaziale comporta un aumento significativo della dose. Le elaborazioni 3D, come le ricostruzioni volumetriche, amplificano ulteriormente questo effetto. Gli esposimetri automatici danno una grossa mano all'operatore, poiché sono progettati per adattare automaticamente la dose di radiazioni alle caratteristiche del paziente e alla regione anatomica esaminata, garantendo un'immagine ottimale con la minima esposizione. Gli esposimetri automatici possono essere suddivisi in due categorie principali: quelli che modulano la dose sugli assi X e Y (angolare) e quelli che modulano la dose lungo l'asse Z (longitudinale).

I primi, i più antichi, analizzano le differenze di attenuazione dei raggi X nelle diverse direzioni e adattano di conseguenza la dose. Sono particolarmente utili per segmenti corporei asimmetrici come la pelvi o il torace. I sistemi a modulazione longitudinale,

invece, si basano su indici di rumore predefiniti e su informazioni ricavate dallo scanogramma per adattare la dose lungo l'asse Z del paziente. L'obiettivo è mantenere un livello di rumore costante in tutto l'esame.

Entrambe le tipologie di esposimetri utilizzano algoritmi sofisticati per analizzare in tempo reale i dati acquisiti e adattare di conseguenza i parametri di esposizione. Alcuni sistemi si basano su modelli anatomici predefiniti, mentre altri utilizzano informazioni specifiche del paziente, come lo scanogramma. In molte macchine moderne le due modulazioni (lungo x,y, e z) vengono combinate assieme per sfruttare i vantaggi di entrambe le tecniche. E sempre importante tenere a mente che anche la tipologia di esame, il quesito clinico e lo stato del paziente permettono di definire più o meno accettabile un'indagine TC. Per esempio la ricerca di materiale radio-opaco (calcoli), in indagini di distretti corporei con alto contrasto intrinseco (torace) o pazienti molto magri permettono di tenere basse le dosi ottenendo comunque un esame valido dal punto di vista diagnostico. Per limitare gli errori operativi molto spesso le moderne TC presentano livelli di dose standard in base all'età. Selezionandola i parametri si auto-impostano. E' di fondamentale importanza centrare correttamente il paziente se si vuole usare la modulazione della dose: in tutte le TC sono presenti dei filtri che tendono ad omogeneizzare il fascio X in uscita. Se la parte utile del fascio non è ben centrata, e si effettuano esami in modulazione, si rischia di aumentare la dose nel caso il paziente sia troppo alto con il lettino oppure di aumentare il rumore se questo è troppo basso. Secondo la direttiva della Commissione Elettrotecnica Internazionale IEC 60601 del 1999, i produttori di tomografie computerizzate sono obbligati a indicare chiaramente sulla consolle la dose di radiazione erogata. Questa dose è identificata attraverso due misurazioni principali: il CTDI (Computed Tomography Dose Index) e il DLP (Dose Length Product). Il CTDI è una grandezza fisica misurata sperimentalmente, che indica la dose in uscita da una camera ad ionizzazione sottile con una lunghezza di 100 mm. Considerando che la distribuzione della dose non è uniforme e tende ad aumentare in periferia, si è introdotta una distinzione tra la dose al centro della scansione (CTDI_c) e quella in periferia (CTDI_w). Con l'introduzione del parametro pitch, la misurazione della dose è stata ulteriormente raffinata, portando alla definizione

del CTDI volumetrico, calcolato come $CTDI_w$ diviso il pitch. Questo valore, espresso in Gy o mGy, è utile per comprendere la dose erogata a specifici valori di kV e mAs. Il DLP, invece, rappresenta il prodotto del CTDI per la lunghezza della scansione e viene misurato in Gy*cm. Per calcolare una dose più rappresentativa, si considera anche la radiosensibilità dei tessuti, introducendo la dose efficace, che tiene conto di un fattore di ponderazione per ogni tessuto e si misura in Sv o mSv. Nel 2007, l'ICRP ha aggiornato i coefficienti di ponderazione, modificando alcuni parametri, e si è quindi sviluppato il concetto di Dose Efficace Normalizzata, che prevede un fattore di ponderamento specifico per segmento corporeo. Le prime linee guida per la dose in TC sono state stabilite nel 1999, con l'obiettivo di ottimizzare e uniformare le dosi tra i paesi dell'Unione Europea. Nel 2004, con l'era delle TC multistrato, sono stati rivisti i limiti di dose per adattarsi alle nuove tecnologie. L'Italia ha recepito queste normative attraverso il D.Lgs 187 del 2000, che stabilisce i criteri di riferimento per la dose. È importante notare che questi limiti non sono obbligatori, ma rappresentano una guida utile per ottimizzare le pratiche mediche. Per quanto riguarda la protezione del paziente durante la TC, le linee guida europee del 1999 raccomandano l'uso di tasche di piombo per proteggere le gonadi maschili quando si trovano a una distanza di 10-15 cm dal volume oggetto di studio. La protezione delle gonadi femminili, invece, non è stata dimostrata efficace, poiché sono poste in profondità. Un altro aspetto cruciale è la collimazione del fascio, che è estremamente precisa. Quando il fascio X attraversa il corpo, i fotoni possono essere completamente assorbiti, non assorbiti o assorbiti parzialmente, generando pixel bianchi, neri o grigi rispettivamente. La diffusione dei fotoni è minima, e la dose al di fuori del campo di scansione è generalmente bassa, diminuendo secondo la legge del quadrato della distanza. La maggior parte dello scattering avviene all'interno del corpo, rendendo le protezioni esterne poco efficaci. Le protezioni possono causare disagio ai pazienti, e il loro utilizzo deve essere giustificato. Ad esempio, durante una angioTC delle arterie polmonari in una donna gravida, l'uso di un camice piombato sulla pelvi non riduce la dose effettiva all'utero. Infine, recenti studi hanno esaminato l'efficacia delle protezioni, suggerendo l'uso di materiali come il bismuto per proteggere organi sensibili con un impatto minimo sulla

qualità delle immagini. La vera radioprotezione avviene però alla consolle, attraverso la scelta dei parametri più adatti a ciascun esame e paziente, sottolineando l'importanza di un approccio consapevole nella pratica radiologica.^{21,22}

2.2.6. HRCT

L'HRCT, essendo una metodologia, come già descritto, significativamente più precisa e accurata rispetto alla TC torace standard, comporta inevitabilmente una dose di radiazione superiore. La decisione tra l'HRCT e la TC torace standard deve quindi basarsi su una valutazione attenta del rapporto rischio-beneficio, tenendo in considerazione le specifiche esigenze cliniche del paziente.

I motivi principali sono due, il primo è implicato da un parametro fondamentale, ossia il $\text{pitch} < 1$, per ottenere immagini ad alta risoluzione, l'HRCT infatti utilizza fette di spessore molto ridotto rispetto alla TC standard. Questo implica che, a parità di area anatomica, sono necessarie più acquisizioni, portando a un aumento della dose totale erogata. A parità di velocità di rotazione del tubo, il lettino scorre meno velocemente in modo da ottenere più sezioni della stessa parte anatomica ($\text{pitch} < 1$). Inoltre, le tecniche di ricostruzione delle immagini impiegate nell'HRCT richiedono una maggiore quantità di dati, il che si traduce in un ulteriore incremento dell'esposizione alle radiazioni. Tuttavia, nonostante l'aumento della dose, l'HRCT è spesso preferita per i suoi vantaggi in termini di diagnosi precoce e accurata di varie patologie polmonari, i quali tendono a superare i rischi associati all'esposizione.^{23, 24}

2.2.7 Radioprotezione in Pediatria

Le radiazioni ionizzanti manifestano gli effetti dannosi nel tempo, quindi per ovvi motivi la popolazione più vulnerabile a questi effetti è quella pediatrica.

La radiosensibilità dei tessuti biologici varia in base al tipo di tessuto: gli organi con cellule meno differenziate e una maggiore attività riproduttiva, come le gonadi, il tessuto linfatico, il midollo osseo e la tiroide, sono particolarmente sensibili.

Nei neonati, la maggiore radiosensibilità e l'aspettativa di vita più lunga rispetto agli adulti li espongono ad un rischio maggiore di danni, rendendo fondamentale la loro protezione durante gli esami radiologici, che dovrebbero avvalersi di tecnica a bassa dose. E' essenziale che il paziente sia consapevole del rapporto beneficio/rischio, che, nel caso di esami radiologici giustificati e ottimizzati, tende a essere favorevole.

Tre concetti chiave sono cruciali: l'appropriatezza, che garantisce che l'esame scelto sia il più adeguato rispetto al quesito clinico; la giustificazione, che richiede che non esistano alternative diagnostiche non invasive valide; e l'ottimizzazione, che implica la produzione di immagini diagnostiche sufficienti utilizzando la dose minima necessaria per il paziente. Quest'ultimo obiettivo è stato valutato perseguibile mediante l'adeguatezza della collimazione del fascio di raggi X come parametro principale nelle radiografie pediatriche da uno studio presso University of Maiduguri.

Nel mondo pediatrico in particolare ci sono situazioni particolarmente delicate dove gli effetti a lungo termine delle radiazioni passano in secondo piano, per la salvaguardia dell'incolumità del paziente pediatrico. ^{23, 24, 25, 26, 27}

3. SCOPO DELLO STUDIO

Scopo di questo studio è stata la comparazione di esposizione e qualità d'immagine ottenute mediante due apparecchi TC, rispettivamente da 16 e 64 strati, utilizzati nella popolazione pediatrica.

4. MATERIALI E METODI

4.1. Popolazione

Sono stati presi i pazienti afferenti al reparto pediatrico dell'Azienda Ospedaliera di Padova che avessero eseguito una TC del Torace ad alta definizione (HRCT) a partire da Ottobre 2021 per il gruppo TC 64 strati GE Revolution EVO, e nel periodo antecedente Agosto 2020 per quanto riguarda il gruppo che avesse eseguito l'esame con la TC 16 strati Philips Brilliance. In seguito, sono state estratte le seguenti variabili: nome, cognome, data di nascita, data esame, quesito clinico, numero di immagini, classe di dose, dose DLP totale, spessore di strato, mA, kV e infine il pitch.

4.2 Analisi statistica

Sono state eseguite analisi statistiche descrittive. È stato poi utilizzato il t-test di Student per il confronto tra le due popolazioni esaminate (i.e, pazienti pediatriche sottoposti a TC torace con protocollo ad alta risoluzione con apparecchiatura Philips Brilliance a 16 strati e con apparecchiatura GE Revolution Evo a 64 strati) in relazione alle variabili spessore di strato, numero di immagini, Kv, mA, DLP (mGy*cm) e dose efficace (mSv). La qualità delle immagini tra le due apparecchiature e la classe di dose sono state confrontate mediante test di Mann Whitney. Il coefficiente di Spearman è stato utilizzato per valutare il rapporto tra dose efficace, qualità delle immagini e numero di immagini acquisite. Per le analisi è stato applicato un livello di significatività pari a $p < 0.05$ ed è stato utilizzato il software SPSS (v.28, IBM Armonk, NY, USA).

5. RISULTATI

Sono stati inclusi 65 pazienti di cui 23 esaminati con TC Philips Brilliance (13 femmine; età media 10 ± 4 anni) e 42 con apparecchiatura GE Revolution Evo (17 femmine; età media 9 ± 6 anni). Non è emersa una differenza significativa per l'età dei due gruppi di pazienti ($p=.149$). Complessivamente il quesito clinico più frequente è risultato essere la sclerosi sistemica (31, 48%) (Tabella 4).

Tabella 4: Tabella descrittiva con età, sesso e patologie raggruppate con suddivisione nei due gruppi.

	GE Revolution EVO	Philips Brilliance
Età	9±6 anni	10±4 anni
Sesso	Femmine (40,5%) Maschi (59,5%)	Femmine (56,5%) Maschi (43,5%)
Patologie	Sclerosi sistemica (14,28%) Asma (11,9%) Bronchiectasie (9,5%) Altro (64,28%)	Sclerosi sistemica (100%)

Nelle indagini effettuate con l'apparecchiatura a 16 strati sono state acquisite in media 37 ± 13 immagini a paziente rispetto a 344 ± 142 con lo scanner a 64 strati ($p<0.001$).

Dal confronto è emersa una differenza statisticamente significativa anche in merito allo spessore di strato (1.2 ± 0.4 mm vs 0.8 ± 3 mm, rispettivamente per Philips e GE; $p<0.001$), alla DLP (84 ± 58 con Philips vs 138 ± 136 con GE, $p=0.035$), alla dose efficace (1.2 ± 0.9 con Philips vs 2.1 ± 1.8 con GE; $p=0.013$) e al Kv (136 ± 7 con Philips vs 114 ± 9 con GE). I mA sono risultati sovrapponibili (117 ± 21 vs 128 ± 62 , $p=.210$). È emersa una

relazione significativa di grado moderato tra la dose efficace e la DLP e il numero di immagini acquisite ($p < 0.05$ per ciascuna variabile; (Grafico 1) così come tra i parametri dosimetrici e la qualità delle immagini ($p < 0.05$ per ciascuna variabile) (Grafico 2-3-4).

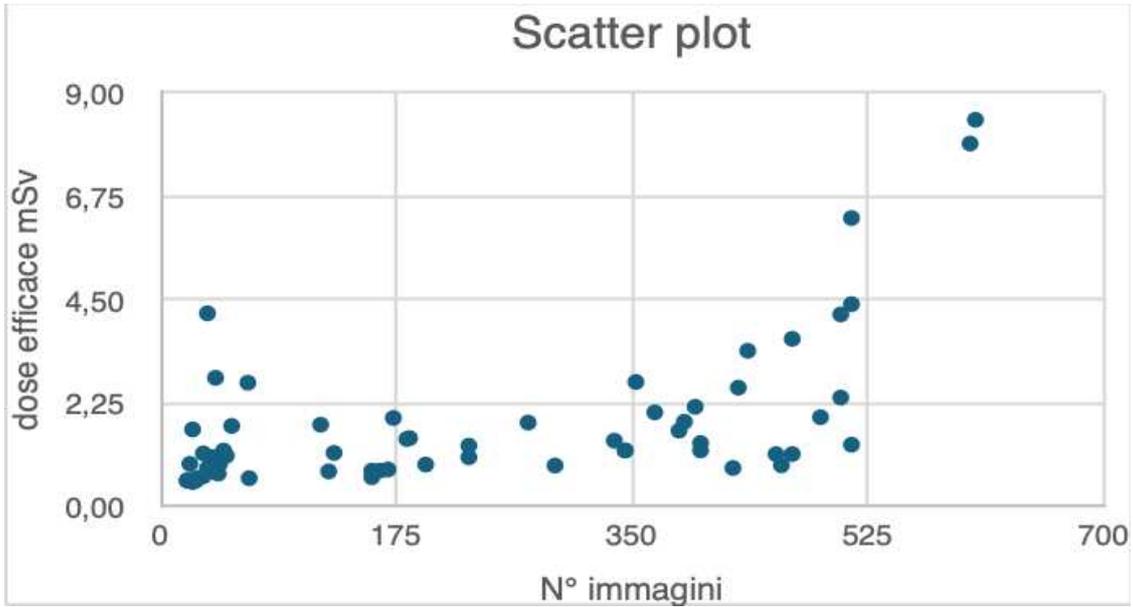


Grafico1: Sull'asse delle ascisse sono riportati il numero delle immagini per ogni esame, mentre sull'asse delle ordinate la Dose efficace di ogni esame espressa in mSv.

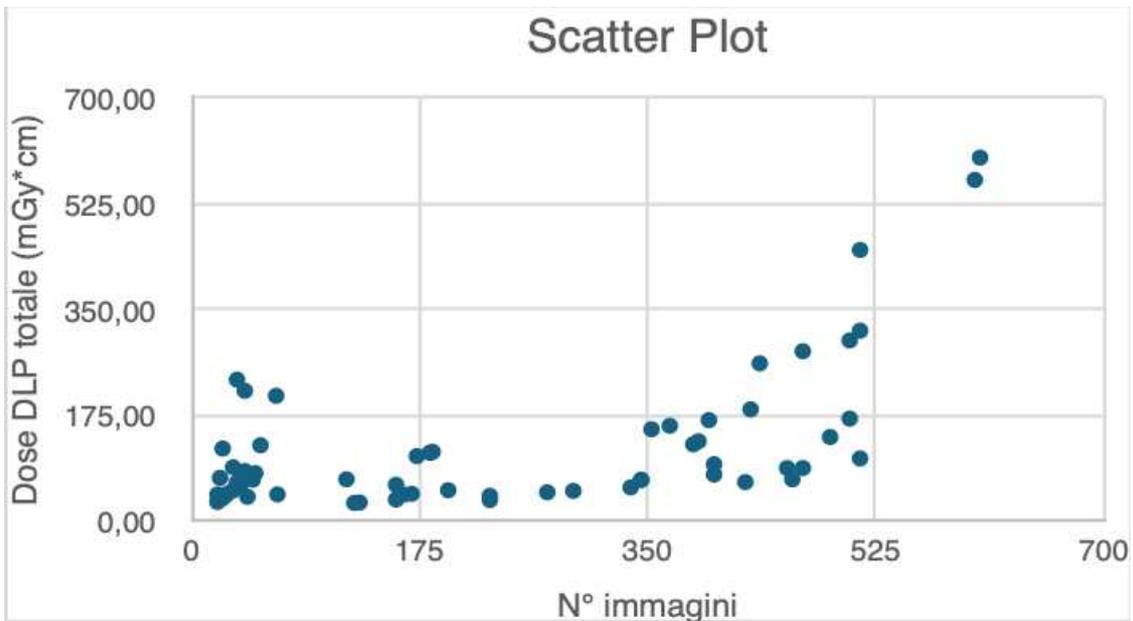


Grafico 2: Sull'asse delle ascisse sono riportati il numero delle immagini per ogni esame, mentre sull'asse delle ordinate la Dose DLP totale di ogni esame espressa in mGy*cm.

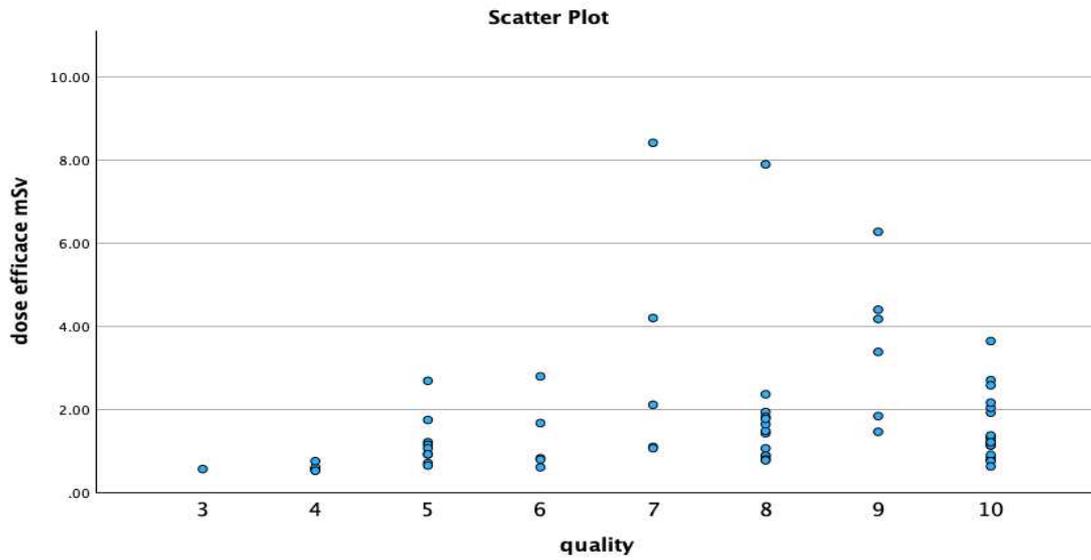


Grafico 3: Sull'asse delle ascisse è presente una scala di qualità d'immagine da 1 a 10 mentre sulle ordinate la dose efficace in mSv.

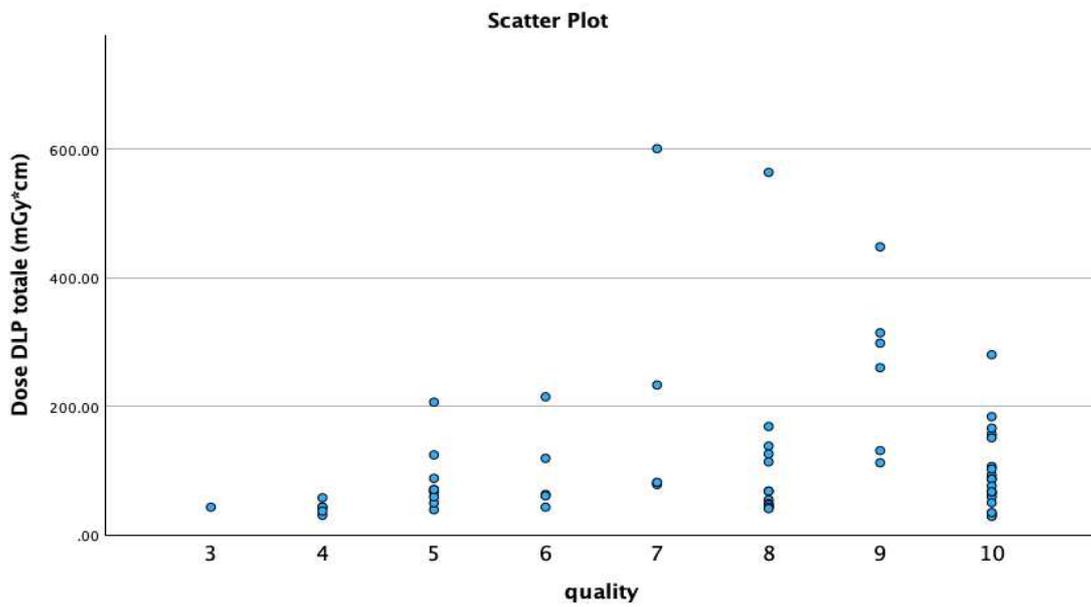


Grafico 4: Sull'asse delle ascisse è presente una scala di qualità d'immagine da 1 a 10, mentre sulle ordinate la dose DLP totale in mGy*cm.

La mediana della qualità delle immagini è risultata essere 9 per le TC effettuate con apparecchiatura a 64 strati e 5 per lo scanner a 16 strati con una differenza statisticamente significativa al test di Mann Whitney ($p < 0.001$) (Figura 7) (Grafico 3-4) La mediana della classe di dose per gli esami è risultata 2 per GE e 1 per Philips; anche per la classe di dose è emersa una differenza statisticamente significativa ($p < 0.004$).



Figura 7: Confronto tra le immagini HRCT acquisite con Philips Brilliance a 16 strati (a) e la GE Revolution a 64 strati (b) che dimostrano un migliore dettaglio anatomico e una qualità complessivamente superiore con quest'ultima.

6. DISCUSSIONE

Da questo studio è emerso come non solo la TC di nuova generazione a 64 strati non ha dose minore della precedente a 16, ma addirittura maggiore di un fattore di dose efficace 1.2 ± 0.9 mSv con Philips vs 2.1 ± 1.8 mSv con GE; $p = 0.013$. Il motivo di ciò è attribuibile al fatto che con la TC più recente abbiamo un sostanzioso aumento di dettaglio e qualità diagnostica dimostrabile dalla notevole differenza di immagini (nelle indagini effettuate con l'apparecchiatura a 16 strati sono state acquisite in media 37 ± 13 immagini a paziente rispetto a 344 ± 142 con lo scanner a 64 strati) e dalla maggiore

qualità come dimostrato grazie al test di Mann Whitney. In letteratura non sono presenti articoli confrontabili che vanno a favore o a smentire quanto emerso da questo studio; E' noto come ripetuti esami che impiegano radiazioni ionizzanti vadano nel tempo e a distanza di anni ad alterare in modo significativo il DNA del paziente causando spiacevoli danni, per questo motivo si cerca sempre di più indagini alternative non invasive per i controlli di routine di patologie note.

In particolare in un articolo della sezione di Pneumologia Pediatrica dell'Azienda-universitaria di Pisa ²⁸ vengono presentate evidenze scientifiche che affermano che l'HRCT non è l'unico esame di monitoraggio per le bronchiectasie, che nel nostro studio rappresentano una fetta importante di pazienti trattati (9,5%). A tal proposito risulta infatti utile abbinare all'esame spirometrico (che serve a valutare le funzioni respiratorie), il monitoraggio dei volumi statici polmonari che ben correlano con le alterazioni documentate all'HRCT potendosi in tal modo ridurre il ricorso a tale tipo di indagine e quindi l'esposizione a dosi rilevanti di radiazioni. Inoltre poiché le bronchiectasie sono il risultato di un alterato equilibrio tra degradazione e deposizione della matrice extracellulare, la loro periodica valutazione dell'espettorato potrebbe essere utilizzata come marker di attività della malattia e quindi come strumento per il monitoraggio della risposta al trattamento.

Recentemente per lo stesso motivo è stata proposta la valutazione non invasiva della disomogeneità di ventilazione espressa dal Lung Clearance Index che si ottiene valutando la capacità di wash-out di un gas inerte mediante atti respiratori multipli a volume corrente e le cui alterazioni appaiono, correlate alla severità delle bronchiectasie. In un altro studio condotto dal Dipartimento di medicina Traslazionale ²⁹ lascia ben sperare per il futuro, il ruolo predittivo dell'ecografia polmonare che in questo e in altri studi si è dimostrata efficace nell'individuare i pazienti affetti da sclerosi sistemica (che in questo articolo rappresenta la maggioranza tra le patologie analizzate), con complicanze a carico dei polmoni.

In particolare nell'imaging di primo livello con l'intento di escludere l'ipertensione arteriosa polmonare (PAH) e le malattie interstiziali polmonari (ILD).

L'ecografia polmonare (Lung Ultrasound – LUS), è una metodica economica, non invasiva, applicabile al letto del paziente, riproducibile e non impiega radiazioni ionizzanti la cui diffusione è cresciuta esponenzialmente nel corso degli ultimi anni, soprattutto nei reparti di emergenze e nei reparti di terapia intensiva; Anche la RM ³⁰ può contribuire a una migliore gestione clinica della polmonite complicata nei bambini ospedalizzati, può potenzialmente sostituire la HRCT come metodica non invasiva e permette uno stretto follow-up senza rischi aggiuntivi. Tuttavia il costo, la disponibilità di tempo, operatori esperti e la necessità di sedazione con i relativi effetti collaterali devono essere considerate. Infatti la HRCT per ora, rimane il gold standard per tutte le patologie prese in considerazione da questo studio.

Ad ogni modo seppure la dose efficace di questo articolo sia superiore nella TC a 64 strati GE Revolution rispetto alla TC a 16 strati Philips Brilliance (1.2±0.9 mSv con Philips vs 2.1±1.8 mSv con GE; p=0.013) è dimostrabile che la dose è comunque al di sotto dei limiti imposti per legge secondo la Commissione internazionale di radioprotezione (ICRP) (Tabella 5). ³¹

Tabella 5: Descrizione della dose efficace media (mSv) per pazienti pediatrici, in base alla fascia di età e confronto con la dose efficace per adulti (secondo ICRP 60).

Updated effective doses in radiology; Jorge Vilar-Palop1, José Vilar2, Ildelfonso Hernández-Aguado3, Isabel González-Álvarez4 and Blanca Lumbreras3; doi:10.1088/0952-4746/36/4/975

Category	Examination	Effective dose (mSv) children				Effective dose (mSv) adults
		<1 year old	1–5 years old	6–10 years old	11–15 years old	
Computed tomography	CT abdomen	7.9	7.9	—	—	8.1
	CT chest	3.9	2.8	4.2	6.8	6.7
	CT head	1.7	1.6	1.8	1.6	1.8
	CT pelvis	7.9	7.9	—	—	8.3
	CT trunk	3.9	3.0	5.6	8.3	12.2

7. Conclusioni

La TC spirale a 64 strati in dotazione all'unità operativa pediatrica ha apportato notevole miglioramento in termini di informazione diagnostica e qualità d'immagine che giustificano anche il lieve incremento dosimetrico che risulta comunque nei range delle linee guida. Sicuramente studi futuri dovranno valutare l'ulteriore beneficio in termini di dose erogata, mediante l'applicazione di protocolli low-dose dedicati e ottimizzati.

BIBLIOGRAFIA

1. [https://www.treccani.it/enciclopedia/imaging-diagnostico-computerizzato_\(Enciclopedia-della-Scienza-e-della-Tecnica\)/](https://www.treccani.it/enciclopedia/imaging-diagnostico-computerizzato_(Enciclopedia-della-Scienza-e-della-Tecnica)/)
2. Roshkovan L, Chatterjee N, Galperin-Aizenberg M. The Role of Imaging in the Management of Suspected or Known COVID-19 Pneumonia. A Multidisciplinary Perspective. 2020 Nov;
3. <https://ecografieroma.it/storia-della-radiografia/>
4. <https://www.xrayconsult.it/nota-tr.html>
5. Cè M, Oliva G, Rabaiotti F; Portable Dynamic Chest Radiography: Literature Review and Potential Bedside Applications; February 2024
6. F. Mazzucato, A. Giovagnoni, Manuale di tecnica, metodologia e anatomia radiografica tradizionali, s.l. Piccin, dicembre 2018, p. 170-174, 533-534.
7. Golfieri R, Trenti R, Maccione A. Manuale di TC per TSRM, Milano, Poletto Editore, maggio 2019. P. 96-97 121-130
8. <https://hounsfield.home.blog/2019/11/21/evoluzione-della-tomografia-computerizzata-dal-1967-al-2019-e-oltre/>
9. Geoffrey D. Rubin, MD. Revolutionizing the Practice of Medicine for 40 Years. November 2014. P. S62-63
10. Jung H, Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography; Medical Sciences (KIRAMS), Seoul, Korea; march 2021.
11. Gotway M, Reddy G, Webb R; High-Resolution CT of the Lung: Patterns of Disease and Differential Diagnoses. Radiologic Clinics of North America Volume 43, Issue 3, May 2005, P. 513-542
12. <http://www.med.unipg.it/fisioterapia/Materiale%20Didattico/Radioprotezione/PDF/grandezze.pdf>
13. Controlli di Qualità in Radiologia Dott.Mazzini A.A. 2022/2023
C.d.L. in Tecniche di Radiologia Medica, per Immagini e Radioterapia
14. E. Stephen Amis Jr MD a, Priscilla F. Butler MS b, Kimberly E. American College of Radiology White Paper on Radiation Dose in Medicine. Volume 4, Issue 5 ; May 2007. P 272-284

15. Vilar-Palop J, Vilar J, Hernández-Aguado I. Updated effective doses in radiology. Centro Nacional de Dosimetría Valencia, Spain. J Radiol Prot. 2016 Dec
16. Feinendegen L; Pollycove M; Sondhaus C; RESPONSES TO LOW DOSES OF IONIZING RADIATION IN BIOLOGICAL SYSTEMS. Nonlinearity in Biology, Toxicology, and Medicine 2004 July
17. M A Kuefner, M Brand, C Engert. Radiation Induced DNA Double-Strand Breaks in Radiology Review Rofo. October 2015
18. Caramella D, Paolicchi F, Faggioni L. Effetti delle radiazioni alle basse dosi. La dose al paziente in diagnostica per immagini. Springer, Milano 2012. pp 13–27
19. R.S. Ledley, J.B. Wilson, T. Golab. The ACTA-Scanner: The whole body computerized transaxial tomograph; Computers in biology and Medicine Volume 4 issue 2, December 1974
20. <https://www.bag.admin.ch/bag/it/home/gesund-leben/umwelt-und-gesundheit/strahlung-radioaktivitaet-schall/strahlenanwendungen-in-der-medizin/strahlendosen-in-der-medizin.html>
21. M. A. Aweda and R. A. Arogundade. Patient dose reduction methods in computerized tomography procedures: A review Department of Radiation Biology, Radiotherapy and Radiodiagnosis, College of Medicine/Lagos University Teaching Hospital, Lagos, Nigeria; December 2006
22. Geminiani G. Rischio radiologico associato alle procedure radiodiagnostiche: analisi preliminare di un sistema di raccolta dati inerenti l'esposizione dei pazienti. Politecnico di Milano (2014).
23. Lucaya J, Piqueras J, García-Peña P. Low-Dose High-Resolution CT of the Chest in Children and Young Adults: Dose, Cooperation, Artifact Incidence, and Image Quality. AJR Am J Roentgenol; 2000 Oct;
24. Cadavid Álvarez L, Poveda Bolaños J, Palacio Montoya M Niveles de referencia de dosis de radiación para la toma de imágenes en pediatría- Reference Levels of Radiation Dose for Imaging in Pediatrics
25. <https://www.ospedalebambinogesu.it/radioprotezione-di-pazienti-e-accompagnatori-in-diagnostica-per-immagini-con-radiazioni-ionizzanti-150234>

26. <https://www.ilpediatranews.it/2015/11/13/bambini-ed-esami-radiologici/>
27. Nkubli F, Silas Moi A, Bashir A. Radiation protection practice on paediatric chest radiographs using beam collimation as a criterion. Department of Medical Radiography, College of Medical Sciences, University of Maiduguri, Maiduguri, Borno State, Nigeria - December 2016
28. Nuove strategie nella gestione delle bronchiectasie; Pifferi M, Di Cicco M, Novelli F. Sezione di pneumologia ed Allergologia, Unità Operativa Pediatria 1, Azienda Ospedaliera-Universitaria Pisana, Pisa Dicembre 2013. Pagina 8
29. Valutazione di tecniche non invasive per la diagnosi delle complicanze polmonari secondarie a sclerosi sistemica: Ruolo dell'ecografia e dell'impedenziometria; Scuola di medicina dipartimento di medicina traslazionale; università del Piemonte orientale.
30. Bertolo S, Giovanni Morana G ; L'imaging nelle infezioni respiratorie ricorrenti: dalla radiografia alla risonanza magnetica; Unità Operativa Complessa di Radiologia Diagnostica, Ospedale di Treviso