



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED

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

Sede di Vicenza

Presidente: Prof. Roberto Stramare

Tesi di Laurea:

**IL TSRM NELLO STUDIO DELL'EMBOLIA POLMONARE IN TC:
CAUSE E CAMBIAMENTI PRE E POST COVID-19**

Relatore: TSRM Matteo Nobili

Correlatore: Dr. Gianmaria Dal Zotto

Laureando: Mauro Venco

Anno Accademico 2021/2022

Indice

Introduzione	1
Apparecchiatura: Tomografia Computerizzata Multistrato.....	3
Accenni storici	3
Evoluzione	4
Componenti.....	6
Gantry e slip rings	7
Lettino	7
Tubo radiogeno.....	7
Filtri	8
Collimatori	8
Detettori.....	9
DAS (Data Acquisition System).....	9
Workstation.....	9
Parametri di acquisizione e dose.....	10
Tensione del tubo (kV)	10
Corrente del tubo radiogeno (mA).....	10
SFOV (Scan Field of View).....	10
Pitch	10
Descrittori di qualità delle immagini.....	11
Risoluzione spaziale	11
Risoluzione di contrasto	12
SNR (Signal to Noise Ratio).....	13
Artefatti.....	14
Mezzi di contrasto (MDC)	16
Tecniche di elaborazione delle immagini.....	16
Anatomia e fisiologia.....	21
Parenchima polmonare.....	21
Vascolarizzazione e circolazione polmonare.....	22
Circolazione sistemica.....	23
Patologia	23
Eziologia	24
Manifestazioni cliniche	26
Diagnosi	27
Test diagnostici.....	28
Trattamento	30
Protocollo	33
Tecnica d'acquisizione	33
Protocollo di Embolia Polmonare Radiologia di Vicenza	34

Preparazione all'esame con il contrasto.....	34
Preparazione dell'apparecchiatura e posizionamento del paziente.....	35
Esecuzione dell'esame	35
1. Scout	35
2. Fase diretta	36
3. Fase angiografica	37
4. Post-processing	41
<i>Analisi delle caratteristiche dei pazienti affetti da embolia polmonare prima e durante il Covid-19</i>	45
Introduzione.....	45
Materiali e metodi	45
Risultati	47
Discussione.....	53
<i>Conclusioni</i>	54
<i>Bibliografia.....</i>	55

Introduzione

La Tomografia Computerizzata (TC) è una metodica molto diffusa e affermata per la produzione di immagini del corpo del paziente a scopo diagnostico. Si tratta, generalmente, di un esame di secondo livello indicato dopo l'esecuzione di esami radiografici o ecografici o in seguito a visite specialistiche; è, invece, l'esame gold standard nella diagnosi di embolia polmonare acuta.

Da Dicembre 2019 l'infezione da sindrome respiratoria acuta severa SARS CoV-2 ha provocato una pandemia globale. Questa patologia è caratterizzata da diverse manifestazioni cliniche che possono manifestarsi in forma asintomatica fino a sindromi da distress respiratorio acuto con elevato tasso di mortalità. In letteratura diversi studi hanno evidenziato una maggiore prevalenza di embolia polmonare nei pazienti positivi al COVID-19 rispetto a pazienti critici ma COVID-19 negativi.

Nella seguente tesi sono stati confrontati i pazienti che accedevano in Pronto Soccorso per sospetto di embolia polmonare positivi al COVID-19 con quelli negativi in un analogo periodo di tempo del 2019 e 2021 con l'obiettivo di analizzare le caratteristiche cliniche, laboratoristiche e radiologiche.

Apparecchiatura: Tomografia Computerizzata Multistrato

La Tomografia Computerizzata (TC) è una procedura introdotta nel 1972 e ormai consolidata, che utilizza le radiazioni ionizzanti per produrre immagini diagnostiche. La capacità di visualizzare analiticamente i volumi corporei del paziente è oggi uno strumento essenziale per lo studio di molteplici condizioni mediche.

Accenni storici

Il principio su cui si basa la TC ha origine dalla teoria del matematico austriaco Johann Radon, che nel 1917 dimostrò la possibilità di poter ricostruire un oggetto tridimensionale mediante un numero infinito di proiezioni bidimensionali dello stesso oggetto. Questa teoria, modificata per un numero finito di proiezioni, fu utilizzata in numerosi campi, ma le prime applicazioni in campo medico arrivarono negli anni Sessanta. Il principale pioniere fu l'ingegnere inglese Godfrey Hounsfield che rese possibile la transizione dell'imaging proiettivo da sperimentale a vera e propria applicazione clinica. Egli si interessò alle tecniche di ricostruzione delle immagini mediante computer e ipotizzò la possibilità di ottenere informazioni delle strutture interne di un oggetto facendolo attraversare da un fascio di raggi X da più direzioni e calcolando l'attenuazione di tutte le proiezioni.

Nel 1967 Hounsfield perfezionò il primo tomografo sperimentale, costituito da una sorgente di ^{241}Am e da un detettore di materiale scintillante che, montati su un meccanismo, potevano compiere movimenti sia di traslazione che di rotazione. La bassa intensità della radiazione emessa dall'isotopo ^{241}Am consentiva un'acquisizione dell'oggetto in un tempo pari a 9 giorni. Sostituendo il ^{241}Am con un tubo a raggi X, Hounsfield riuscì a ridurre il tempo da 9 giorni a 9 ore. Con questo dispositivo Hounsfield riuscì a produrre immagini di numerose specie di animali, per poi progettare un tomografo da utilizzare sugli esseri umani. Nel 1971 fu costruito il prototipo di TC: EMI mark 1, che nell'ottobre dello stesso anno produsse la prima immagine di un encefalo; era basato su movimenti di rotazione e traslazione del complesso tubo-detettore, produceva immagini su una matrice 80x80 con una risoluzione spaziale di 0,5 cm e richiedeva 4 minuti per l'acquisizione e 7 minuti per la ricostruzione di ciascuna fetta.

Nel 1973 venne prodotto il primo tomografo in grado di acquisire il distretto toraco-addominale dalla Pfizer, produceva immagini su una matrice di 256x256 e sfruttava movimenti di traslazione e rotazione. I movimenti fisiologici di questo distretto anatomico rappresentavano un forte limite nell'acquisizione delle immagini. Per risolvere il problema del movimento venne prodotto un nuovo modello di scanner tomografico con 2 detettori di scintillazione in grado di acquisire 2 immagini per ciascuna rotazione, permettendo la riduzione del tempo di acquisizione a 20 secondi e fornendo immagini con una qualità maggiore. Nel 1979 Cormack e Hounsfield vinsero il premio Nobel per la scoperta della TC e lo sviluppo tecnologico sembrava aver raggiunto il suo apice. Nel 1989 ci fu un'ulteriore e importante evoluzione della TC con l'introduzione della tecnologia slip ring, che rese possibile la rotazione continua del sistema tubo-detettore con l'alimentazione di questi ultimi senza l'utilizzo di cavi. Alla fine degli anni Ottanta iniziò una vera e propria competizione tra le case costruttrici per produrre nuove apparecchiature in grado di acquisire velocemente e con elevata qualità le immagini, ciò portò allo sviluppo di nuove e diverse tecnologie fino ad arrivare alle attuali TC multistrato.

Evoluzione

Il progresso tecnologico della TC è avanzato principalmente secondo le seguenti linee:

- Sviluppo di nuovi sistemi basati su diversi principi di scansione per diminuire il tempo di acquisizione delle immagini
- Sviluppo e utilizzo di nuovi componenti dell'apparecchiatura al fine di migliorare la qualità delle immagini
- Sviluppo di sistemi di calcolo più efficienti per ridurre il tempo di attesa dell'immagine e migliorarne la qualità
- Sviluppo di software applicativi per l'esecuzione di esami funzionali
- Capacità di acquisizione di volumi tramite TC spirali a singolo o multistrato

Le prime apparecchiature TC presentavano un impianto a scansione parallela per mezzo di un singolo pennello di raggi (pencil beam) in cui il sistema tubo-detettore compiva dei movimenti di traslazione e rotazione. Questo sistema utilizzava in modo poco efficiente

la radiazione del tubo radiogeno e richiedeva lunghi tempi di acquisizione: per acquisire ogni scansione impiegava circa 4-5 minuti, rendendo possibile solo lo studio di organi privi di movimento come l'encefalo.



Figura 1. Il primo tomografo computerizzato per lo studio del cranio prodotto nel 1973 dalla EMI. Immagine tratta da "Elementi di tomografia computerizzata" di Faggioni L.

Soltanto con l'introduzione delle TC di seconda generazione fu possibile acquisire immagini del corpo intero. Il sistema, come nella TC della precedente generazione, compiva movimenti di traslazione e rotazione, e si basava sul principio della scansione parallela. L'innovazione sta nell'utilizzo di più pennelli di raggi che sfruttano meglio la radiazione emessa: il fascio di raggi X con geometria a ventaglio, di apertura limitata (fino a 20°), investiva una serie di detettori allineati (fino a 20-30), permettendo così un'acquisizione più rapida delle immagini, da 4-5 minuti si è passati a 20 secondi.

Le TC multidetettore moderne si basano sui tomografi di terza generazione. Questi sistemi sono caratterizzati da un ampio fascio radiogeno a ventaglio (circa $30-50^\circ$) che permette di inquadrare un campo di misura di circa 50 cm di diametro e una rotazione continua del sistema tubo-detettore di 360° intorno al paziente, possibile grazie

all'introduzione della tecnologia slip ring. È stato inoltre sostituito il movimento di traslazione tipico delle TC delle generazioni precedenti con il movimento del lettino porta paziente. L'utilizzo di un numero elevato di detettori (fino a 800 nelle apparecchiature più recenti) consente di acquisire i dati molto più velocemente rispetto alle TC delle precedenti generazioni, diminuendo quindi i tempi degli esami.

Le TC di quarta generazione presentano un anello fisso di detettori a 360° ed è solo la sorgente radiogena a ruotare percorrendo una circonferenza interna a quella dei rivelatori. Questi sistemi presentano però un peggior rapporto geometrico e una minor eliminazione delle TC di terza generazione, motivo per cui queste apparecchiature non sono mai riuscite a sostituire le TC della generazione precedente, sulle quali si basa l'attuale tecnologia delle TC spirali.

Componenti

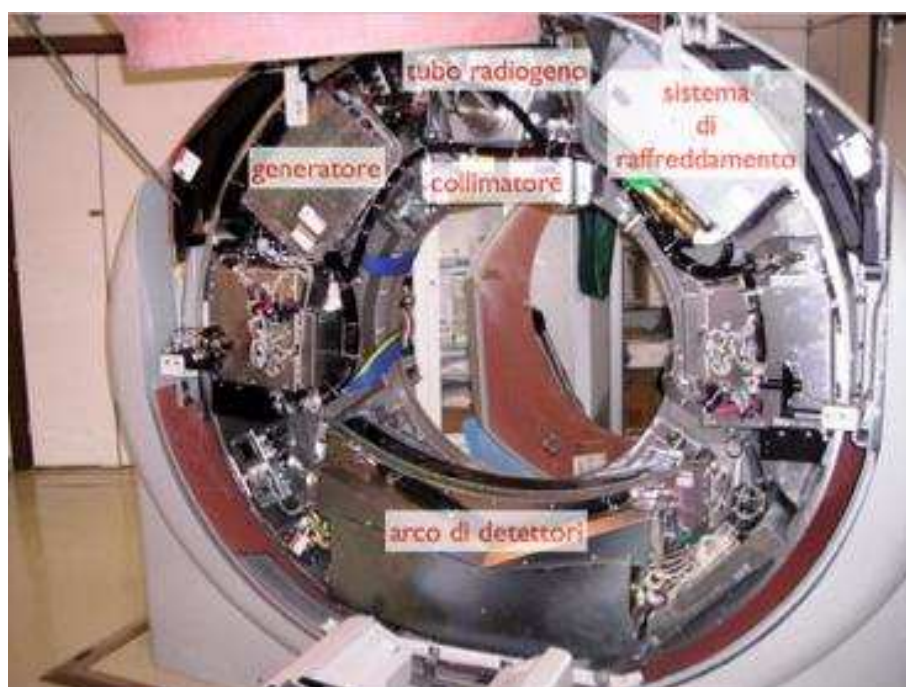


Figura 2. Immagine all'interno del gantry di una TCMS. Immagine tratta da "Elementi di tomografia computerizzata" di Faggioni L.

Gantry e slip rings

Il gantry è la struttura principale di una TC e comprende il tubo radiogeno, i detettori, il generatore di alta tensione, i dispositivi per la trasmissione dell'energia, i collimatori e il DAS (data acquisition system) è caratterizzato da un'apertura ad anello, di circa 70 cm di diametro, attraverso la quale scorre il tavolo porta-paziente durante la scansione, il campionamento dei dati viene però eseguito su un campo di vista del diametro massimo di 50 cm. Il tubo radiogeno è contrapposto ai detettori di 180° e questo sistema ruota attorno al paziente in maniera solidale, può compiere una rotazione di 360° in 0,3 secondi. La tecnologia slip ring "a contatti striscianti" rende possibile una rotazione continua del sistema tubo-detettore, consiste in una serie di dispositivi elettromeccanici costituiti da anelli circolari concentrici e paralleli all'asse del gantry, conducono energia elettrica e riescono ad alimentare il generatore dell'alta tensione senza l'utilizzo di cavi. Il gantry è facilmente accessibile da entrambi i lati e può essere inclinato rispetto l'asse longitudinale del paziente di 30°.

Lettilino

Il lettino porta-paziente è prodotto con un materiale resistente, solitamente fibra di carbonio e radiotrasparente per evitare la formazione di artefatti ovvero alterazioni durante l'acquisizione dell'immagine. Un sistema idraulico permette i movimenti di sollevamento e scorrimento del lettino all'interno del gantry con velocità e ampiezza che devono risultare molto precisi soprattutto durante l'esecuzione di determinati esami.

Il lettino ha una capacità massima di carico che solitamente corrisponde a 270kg ed è studiato in modo da dare confort al paziente e poter dare sostegno e stabilità ai device medici.

Tubo radiogeno

Il tubo radiogeno di una TC deve possedere capacità termica più elevata rispetto a quello utilizzato in radiologia tradizionale. Questa caratteristica è stata resa possibile con lo sviluppo di anodi rotanti, in grado di generare un fascio di radiazione omogeneo, caratterizzati da diametri elevati e macchie focali capaci di produrre un adeguato rapporto segnale-rumore.

La struttura di un tubo radiogeno comprende un catodo e un anodo racchiusi in un involucro di vetro che mantiene il vuoto all'interno attraverso l'utilizzo di pompe. Il catodo comprende 1 o 2 filamenti di tungsteno contenuti nella "coppia focalizzatrice", mentre l'anodo è un disco di atomi pesanti, come renio, tungsteno o molibdeno e possiede una macchia focale con un angolo di inclinazione di circa 12° e velocità di rotazione variabile tra 3500 e 10000 rpm.

I tubi a raggi X delle TC moderne possono sostenere una tensione al tubo compresa tra 80 e 140 kV e una corrente che può raggiungere valori di 800 mA continui.

Filtri

Il fascio di raggi X è generalmente multienergetico e quindi non omogeneo. I filtri vengono utilizzati principalmente per 2 motivi: eliminare i raggi X che non forniscono contributo alla formazione dell'immagine e rendere il fascio più omogeneo possibile. I principali filtri sono:

- Flat filter: generalmente costituiti da metalli in grado di assorbire le componenti a bassa energia del fascio di raggi X.
- Bowtie filter: composti di materiale con basso numero atomico ed elevata densità, hanno il compito di diminuire la radiazione erogata nelle zone a minor spessore, mantenendo costante il rumore dell'immagine.

Collimatori

La collimazione ha lo scopo di restringere e adattare il fascio di raggi X al distretto anatomico in esame, è importante poichè influenza la qualità dell'immagine e la dose radiante al paziente.

In TC vengono utilizzati 2 tipi di collimatori:

- Pre-paziente: costituiti da materiale ad elevato peso atomico e posti in prossimità del tubo radiogeno; la loro apertura modifica l'ampiezza del fascio radiante.
- Post-paziente (o pre-rivelatore): erano presenti nelle TCSS (TC spirali a singolo strato) e rimuovevano la componente scattering del fascio di radiazioni e determinano lo spessore della fetta; nelle attuali TCMS (TC spirali multi strato) la

collimazione pre-rivelatore è determinata dalla dimensione e dal numero di canali attivi del detettore.

Detettori

I detettori rappresentano il sistema di rilevazione dei fotoni. Il loro compito è convertire l'energia dei fotoni emanati dal paziente in segnali elettrici che vengono utilizzati per formare l'immagine. Le caratteristiche principali sono: l'efficienza, la capacità di rilevare fotoni e convertirli in segnale elettrico; la stabilità, ovvero la capacità di rispondere in maniera costante a una stessa densità di fotoni che raggiungono il detettore; il tempo di risposta indica la velocità alla quale il rivelatore può registrare un fotone ed essere disponibile per la ricezione successiva. Nelle moderne TCMS i detettori sono composti da materiali allo stato solido, formati da un cristallo di scintillazione e un fotodiodo. Il raggio X che arriva al detettore colpisce il cristallo e genera un fotone luminoso che viene amplificato da un foto-moltiplicatore e successivamente trasformato in un elettrone tramite il fotodiodo; i segnali elettrici vengono poi campionati e trasformati in segnali digitali che producono l'immagine. I detettori non sono rettilineizzati ma vengono disposti ad arco, in questo modo si ottiene una collimazione ottimale del fascio consentendo una riduzione delle radiazioni secondarie. Le singole celle sono separate l'una dall'altra dai setti che non contribuiscono alla formazione dell'immagine, questo comporta una perdita di segnale.

DAS (Data Acquisition System)

Il DAS è il sistema responsabile della conversione del segnale analogico, proveniente dai detettori, in digitale per poi fornire l'immagine finale. Il numero di strati di una TC viene definito dal numero di canali del DAS. I circuiti presenti sui moderni scanner hanno dimensioni ridotte e un'elevata capacità di trasferimento dei dati con una notevole riduzione del rumore elettronico.

Workstation

La workstation permette la gestione dell'esecuzione dell'esame, l'impostazione dei parametri e dei ritardi delle scansioni e l'archiviazione delle immagini, quindi è qui che avviene la raccolta dati del DAS, che possono essere elaborati e visualizzati pressochè in tempo reale. La workstation ci permette di lavorare sui dati grezzi per variare i parametri

di visualizzazione e applicare le principali tecniche di post processing (MPR), mentre per le tecniche di post processing più avanzate (segmentazione, tracking vasale, VR) ci si affida a workstation dedicate.

Parametri di acquisizione e dose

Tensione del tubo (kV)

La tensione del tubo radiogeno indica la differenza di potenziale tra catodo e anodo. Dal catodo partono elettroni, che si sono formati per effetto termoionico, diretti verso l'anodo grazie alla differenza di potenziale presente tra i 2. L'impatto tra gli elettroni e l'anodo genera i fotoni che andranno a formare il fascio di raggi X. All'aumentare del valore dei kV, il numero e l'energia media dei fotoni che arrivano ai detettori aumentano, determinando un aumento proporzionale del SNR (rapporto segnale-rumore) e una diminuzione della risoluzione di contrasto dell'immagine.

Corrente del tubo radiogeno (mA)

La corrente del tubo regola la quantità di fotoni X erogati che attraversano il paziente nell'unità di tempo. Questo parametro è strettamente collegato alla qualità dell'immagine: con l'aumento dei mA si ha una riduzione del rumore e un aumento della risoluzione di contrasto presente nell'immagine. In alcune apparecchiature invece della corrente anodica viene indicato il prodotto della corrente per il tempo di rotazione del complesso tubo-detettore in mAs (milliampere-secondo).

SFOV (Scan Field of View)

Il FOV di acquisizione o SFOV è la regione di piano, con origine all'isocentro del gantry, che viene acquisita dallo scanner e determina il diametro massimo che può essere acquisito in TC. Indipendentemente dalla regione anatomica in esame deve essere compreso tutto il volume del paziente all'interno dell'SFOV, perché un oggetto o parte di un oggetto che si trova fuori dall'SFOV ma all'interno del gantry, oltre a non poter essere ricostruito, può causare artefatti nell'immagine.

Pitch

Il pitch è stato introdotto con la modalità di acquisizione elicoidale nelle TC spirali a singolo strato e mette in relazione: velocità di avanzamento del lettino, rotazione del

sistema tubo-detettore e spessore di strato. Questo parametro ha un ruolo rilevante nel determinare: il valore della dose assorbita dal paziente, la qualità dell'immagine e la velocità di acquisizione delle immagini; a parità di tutti gli altri parametri con un aumento del valore del pitch avrò una diminuzione della dose e della qualità dell'immagine, ma una velocità di acquisizione più elevata. Il valore del pitch è solitamente uno, in caso di diminuzione di questo valore avrò un sovracampionamento dei dati e quindi una miglior qualità dell'immagine dovuta a una maggiore densità di campionamento dei dati spirali. Al contrario con pitch maggiori di 1 il numero di proiezioni raccolte dallo scanner sarà inferiore e anche la qualità dell'immagine sarà ridotta.

Descrittori di qualità delle immagini

Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale è la capacità del sistema di rappresentare come distinti oggetti ridotti vicini nello spazio. In TC viene suddivisa in una componente trasversale (in-plane o sul piano xy) e in una componente longitudinale (through-plane o lungo l'asse z).

La risoluzione spaziale trasversale si riferisce a 2 punti che si trovano sullo stesso piano di acquisizione e dipende dalle dimensioni dei voxel sul piano xy: la risoluzione spaziale trasversale è inversamente proporzionale alle dimensioni del voxel, quindi quanto più i voxel hanno dimensioni ridotte, tanto più la risoluzione spaziale trasversale sarà elevata. Tuttavia, la dimensione ridotta dei voxel comporta una minore quantità di informazioni raccolte rispetto all'utilizzo di voxel più grandi e quindi un aumento del rumore nell'immagine finale.

La Modulation Transfer Function (MTF), che esprime in termini quantitativi la risoluzione spaziale trasversale, viene definita come il rapporto tra l'intensità del segnale in uscita e quello del segnale in ingresso, al variare della frequenza spaziale. In un sistema ideale la MTF corrisponde a 1, ma in uno reale il suo valore diminuisce all'aumentare della frequenza spaziale del segnale d'ingresso, ossia al diminuire delle dimensioni degli oggetti da visualizzare.

La risoluzione spaziale longitudinale è la capacità del sistema di rappresentare come distinti 2 oggetti ridotti lungo l'asse z. Questa diminuisce all'aumentare delle dimensioni del voxel lungo l'asse z che, a sua volta, dipende dallo spessore di strato scelto per l'acquisizione. All'aumentare della risoluzione spaziale longitudinale, come per quella trasversale, si ha un peggioramento del rapporto segnale-rumore. La risoluzione spaziale longitudinale viene espressa dalla funzione Slice Sensitive Profile (SSP), che descrive la variazione del contrasto dell'immagine nella direzione longitudinale all'interno di un singolo strato.

Risoluzione di contrasto

La risoluzione di contrasto è definita come la capacità del sistema di rappresentare come distinti 2 oggetti con densità simile. Essa dipende dalla sensibilità dei detettori e da alcuni parametri di acquisizione TC: tensione anodica, corrente del tubo, il SNR e la risoluzione spaziale.

In particolare:

- La risoluzione di contrasto aumenta riducendo la tensione anodica (kV) poiché avrò una maggiore attenuazione dei fotoni X da parte dei tessuti irradiati; inoltre utilizzando bassi valori di kV, ho una riduzione delle radiazioni diffuse dovute all'effetto Compton (si presenta quando si utilizzano elevati valori di kV ed è fonte di rumore nell'immagine peggiorando la risoluzione di contrasto) a favore di una riduzione dello scattering e una maggior presenza di effetto fotoelettrico.
- La risoluzione di contrasto aumenta aumentando la corrente anodica (mA), questo avviene perché aumentando il numero di fotoni X che attraversano i tessuti corporei, cresce proporzionalmente la loro differenza di attenuazione da parte di oggetti con diversa densità rilevata e interpretata dai detettori come contrasto.
- Il SNR influisce in parte sulla risoluzione di contrasto, poiché un eccessivo rumore nell'immagine rende difficile cogliere differenze di densità piccole tra oggetti diversi che compongono l'immagine.
- Un'elevata risoluzione spaziale influisce, a parità di SAR, positivamente sulla risoluzione di contrasto, permette infatti di distinguere strutture adiacenti con

piccola differenza di densità. Con risoluzioni spaziali elevate si riducono al minimo gli artefatti da volume parziale che tendono a mediare, in un numero minore di voxel più grandi, le densità di oggetti distinti ma vicini tra loro.

SNR (Signal to Noise Ratio)

Il rapporto segnale-rumore è un parametro che viene utilizzato per definire la qualità dell'immagine, e indica la quantità di informazione contenuta nell'immagine fisica in relazione al rumore intrinseco della stessa. Questo valore si può calcolare come il rapporto tra il valore di intensità medio dei pixel e la deviazione standard del pixel stesso in una regione omogenea. Il rumore è il principale fattore di decadimento della qualità dell'immagine insieme agli artefatti; fisicamente viene descritto come fluttuazione statistica dei campioni numerici di una qualsiasi misurazione che ha come risultato quello di distorcere il segnale, rendendolo meno interpretabile.

Nelle immagini TC il rumore corrisponde ad una variazione dei numeri TC attorno al valore reale e viene misurato tramite la deviazione standard delle densità in una specifica regione di interesse (Region of Interest, ROI). A livello visivo viene percepito come mancanza di uniformità dell'immagine.

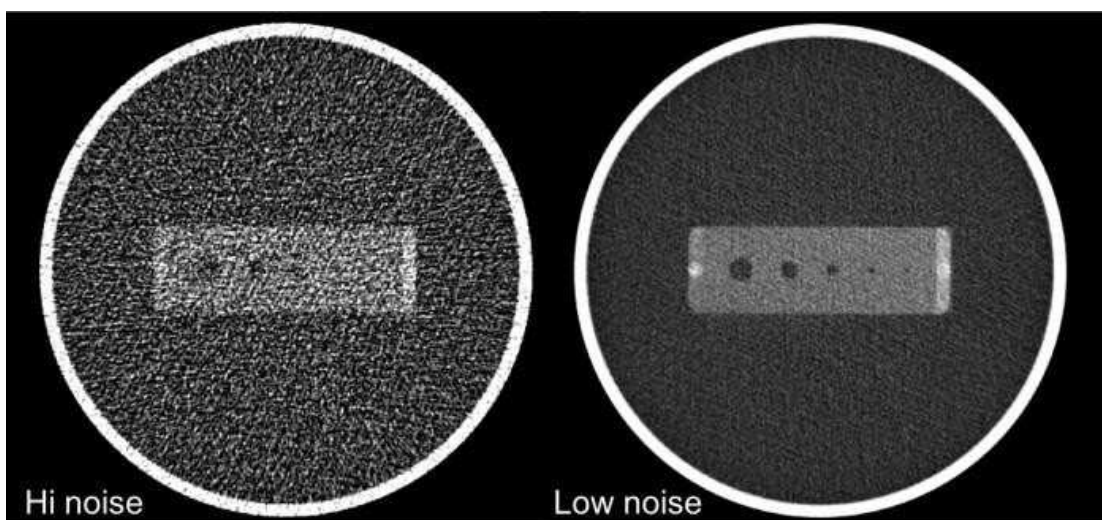


Figura 3. Esempio di 2 immagini con diverso contenuto di rumore

Il rumore è legato ai seguenti parametri di scansione: dimensione del pixel, tensione del tubo, esposizione e spessore di strato. Per ottenere un SNR maggiore occorre aumentare la dose radiante e/o lo spessore di strato e/o le dimensioni del voxel, ciò ha

importanti conseguenze sul piano radio-protezionistico ma anche sulla qualità diagnostica dell'immagine e impone una scelta equilibrata dei valori dei parametri.

Artefatti

Gli artefatti vengono definiti come una discrepanza tra i numeri TC dell'immagine e i valori dei coefficienti di attenuazione, quindi sono fonte di una notevole diminuzione della qualità dell'immagine finale. Gli artefatti sono riconoscibili nell'immagine per le loro diverse forme geometriche ed è importante conoscerne le cause, che possono essere fisiche, legate al paziente o dovute a malfunzionamento dell'apparecchiatura.

Artefatti legati a cause fisiche sono:

- Indurimento del fascio (beam hardening artifact): questo artefatto è dovuto alla parziale filtrazione che il fascio subisce nell'attraversare grandi spessori corporei o strutture molto compatte. Si presenta come delle strie ipodense ed è apprezzabile soprattutto in presenza di oggetti metallici o in zone di accumulo di MDC. Si può limitare aumentando i kV, avendo così un fascio mediamente più energetico o eliminando, dove possibile, la causa dell'artefatto o applicando dei filtri di smoothing.

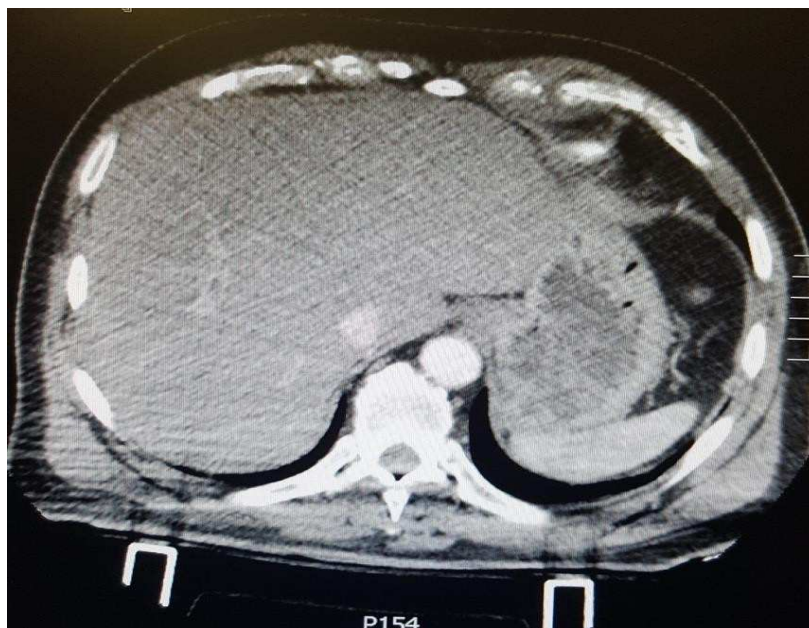


Figura 4. Esempio di artefatto da indurimento del fascio

- Effetto volume parziale: è causato dalla presenza, nello stesso voxel, di due tessuti con grande differenza di densità. Questo voxel viene rappresentato con un numero TC che deriva dalla media dei coefficienti di attenuazione dei due tessuti al suo interno, il risultato è quindi fittizio e non corrisponde alla reale densità delle strutture. Quest artefatto si presenta come una perdita di definizione in prossimità dei margini tra le strutture anatomiche e può essere ridotto con l'utilizzo di uno spessore di strato sottile, riducendo la misura dei voxel o diminuendo le dimensioni del FOV.
- Aliasing: artefatto causato da un numero insufficiente di campionamenti nella formazione dell'immagine e si presenta come delle strie ipodense che partono dalle interfacce (ossa, livelli idroaerei). Se l'artefatto è regolare e proviene da sorgenti multiple le strie si intrecciano e si ottiene l'effetto di aumento del rumore. Per ridurre questo artefatto è necessario aumentare il numero di campionamenti agendo principalmente sul pitch.

Artefatti legati al paziente:

- Artefatto da movimento: causato da movimenti volontari o involontari (cardiaci, peristaltici) del paziente durante l'acquisizione delle immagini e si presenta come immagine di doppio contorno o di stria che "segue" il movimento. Per limitare questo artefatto in alcuni casi è sufficiente istruire il paziente (informandolo che dovrà restare fermo o che dovrà mantenere il respiro), altrimenti si possono limitare i movimenti del paziente mediante supporti fisici, ridurre i tempi di acquisizione o ottimizzare l'acquisizione stessa o effettuare degli studi sincronizzati con il respiro o il battito cardiaco.
- Limiti di FOV: artefatto che si presenta quando il volume da acquisire è più largo del FOV massimo di scansione e l'apparecchiatura non è in grado di rappresentarlo. Si presenta come iperdensità circolare al limite del FOV o come mancanza vera e proprio di dati, risultando un'immagine tagliata.

C'è anche un tipo di artefatto legato al malfunzionamento dell'apparecchiatura che si presenta in caso di rottura di un detettore. In questo caso si presenta come una linea

ipodensa circolare o spirale che si ripete nelle scansioni ed è importante riconoscerlo per poter contattare l'assistenza tempestivamente.

Mezzi di contrasto (MDC)

Un mezzo di contrasto è una sostanza che, introdotta nel corpo del paziente, modifica il numero atomico medio dei distretti anatomici in cui viene distribuito, questo permette di studiare regioni anatomiche che hanno un basso contrasto intrinseco.

I mdc si classificano in positivi (radiopachi/iperdensi) o negativi (radiotrasparenti/ipodensi) a seconda delle caratteristiche di attenuazione dei fotoni X. Quelli positivi sono sostanze che hanno un elevato numero atomico come il bario e lo iodio, hanno un'elevata attenuazione fotonica e quindi aumentano la differenza di densità tra le strutture anatomiche in esame. I mdc di contrasto negativi, invece, sono sostanze come acqua, aria o biossido di carbonio costituite da un basso numero atomico, presentano un'attenuazione minore rispetto alle strutture circostanti e generano un contrasto negativo. I mdc per TC vengono definiti intravascolari-interstiziali per la loro biodistribuzione e sono costituiti da molecole contenenti atomi di Iodio, che viene integrato in una struttura molecolare determinando l'idrosolubilità, l'osmolarità, la farmacocinetica e la tollerabilità del mdc stesso.

Comunemente vengono somministrati per via endovenosa con una concentrazione ionica compresa tra 300 e 400 mgI/ml. La concentrazione ionica è la quantità di atomi di iodio contenuti nell'unità di volume: maggiore è la concentrazione di iodio maggiore sarà la capacità contrastografica del mdc, ma aumenterà anche l'osmolarità.

Tecniche di elaborazione delle immagini

Gli scanner TC spirali producono un volume di dati che rappresentano la densità e la posizione relativa dei voxel che compongono il volume di studio, ricostruiti con sezioni parallele consecutive tipicamente orientate lungo il piano assiale. Soprattutto con lo sviluppo e la proliferazione di TC spirali multi-rivelatore, che consentono l'acquisizione di dati di volume con risoluzione spaziale sub-millimetrica in un tempo ridotto, non è raro generare migliaia di immagini. Ciò crea il problema di ottenere una panoramica

sintetica di una così grande quantità di dati analitici per l'imaging panoramico o mirato di una specifica regione anatomica. Per ovviare al problema vengono utilizzate delle tecniche di elaborazione delle immagini:

- Ricostruzione Multiplanare (Multiplanar Reformation - MPR): viene utilizzato un algoritmo che consente di creare un'immagine bidimensionale, orientata lungo un piano arbitrario, a partire da un dataset di immagini tra loro complanari. In particolare, l'informazione relativa alla posizione e alla densità dei voxel appartenenti a immagini acquisite sui piani paralleli orientati (es. sul piano assiale), viene utilizzata per creare un'immagine i cui voxel sono geometricamente proiettati su un piano definito dall'utente con una diversa inclinazione (es. piano sagittale, coronale o obliquo), in funzione della posizione e del valore di densità dei voxel appartenenti alle immagini native. In questo modo è possibile ottenere una rappresentazione integrata di strutture poste a diversi livelli del piano di acquisizione originario.

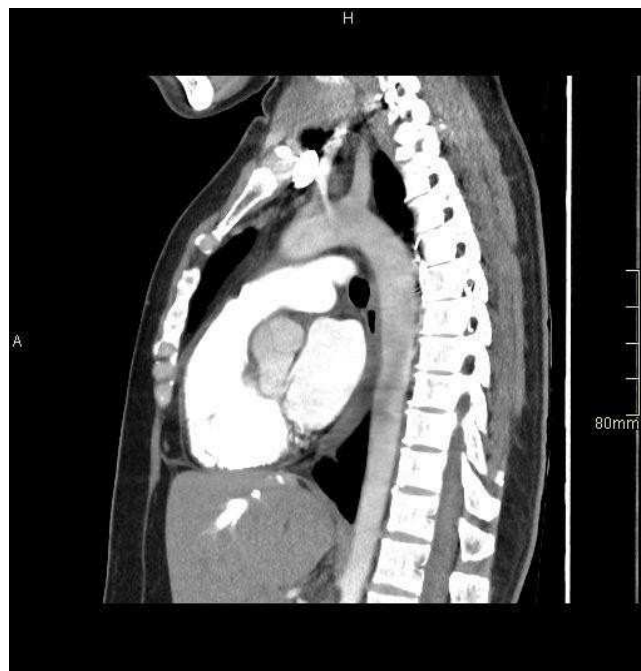


Figura 5. MPR sagittale di una sezione TC del torace con mdc



Figura 6. MPR coronale di una sezione del torace con mdc

- Proiezione di Massima Intensità (Maximum Intensity Projection - MIP): con questo algoritmo è possibile selezionare un volume di spessore e orientamento definiti dall'utente e rappresentare nell'immagine finale soltanto i voxel con intensità più alta ovvero quelli con maggiore densità, scartando l'informazione relativa degli altri voxel. Questa tecnica riveste un ruolo fondamentale nel post-processing delle immagini TC in ambito vascolare, dato che i vasi vengono rappresentati grazie alla presenza del mdc positivo: questo ci permette di ottenere delle ricostruzioni simil-angiografiche dei vasi, che possono essere ricostruite su piani obliqui arbitrari. Nella ricostruzione MIP viene riscontrato frequentemente il problema della sovrapposizione dell'osso, che avendo densità simile a quella del mdc intravascolare, può ostacolare la visualizzazione dei vasi. Per questo motivo può essere necessario, per eliminare la sovrapposizione, segmentare le strutture di interesse in modo automatico o manuale.

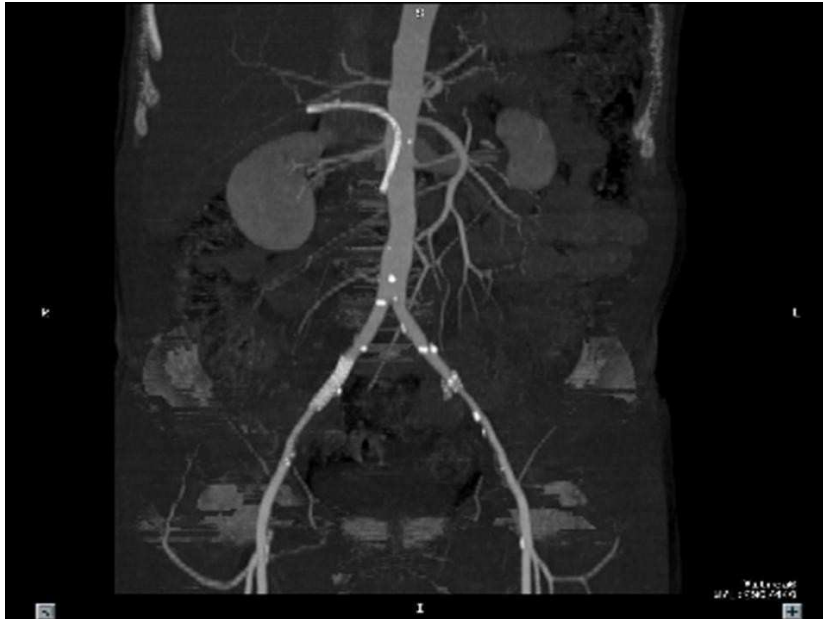


Figura 7. Immagine MIP aorta addominale e sue diramazioni

Una variante della tecnica MIP è l'algoritmo minIP (Minimum Intensity Projection - proiezione di minima intensità), questa tecnica prevede la selezione dei voxel con intensità minore, utile nella ricostruzione di strutture anatomiche ipodense, come quelle contenenti aria.

- Rendering Volumetrico (Volume Rendering - VR): le tecniche VR, a differenza delle MIP, sfruttando il principio del ray casting utilizzano l'intera informazione spaziale e di contrasto contenuta nel dataset e rappresentano sull'immagine finale una media pesata dell'intensità di tutti i voxel distribuiti su ciascuna sezione dello slab. Ad ogni voxel viene assegnato un valore di opacità, di trasparenza e di colore in funzione della sua intensità, posizione e direzione prospettica nella quale il volume di indagine viene osservato. Tale corrispondenza tra caratteristiche del dataset nativo e pixel dell'immagine VR viene definita sulla base di una funzione di trasferimento prestabilita, che associa i parametri dell'immagine finale a quelli dei voxel delle immagini in ingresso che compongono lo slab. L'utente contribuisce alla definizione della funzione di trasferimento scegliendo un colore e un valore di trasparenza e fissando almeno due soglie di valori densitometrici, corrispondenti rispettivamente alla minima e alla massima luminosità dei punti visualizzabili sull'immagine finale.

Anatomia e fisiologia

La cavità toracica è lo spazio anatomico delimitato dalle vertebre toraciche, le coste, lo sterno e il diaframma. Il torace contiene i polmoni ed il mediastino che a sua volta racchiude il cuore, il timo e numerosi linfonodi nonché tratti dell'aorta, della vena cava, della trachea, dell'esofago e di numerose strutture nervose. All'interno del torace si possono definire delle aree a componente prevalentemente aerea e strutture costituite da tessuto adiposo o componenti densitometriche liquide e in minima parte solide.

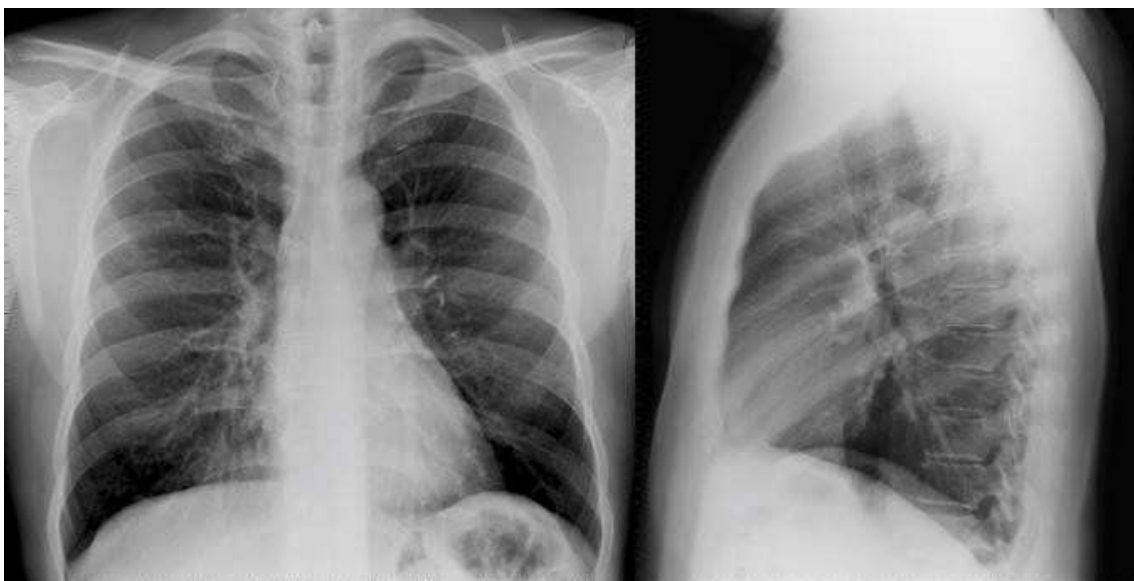


Figura 8. Radiografia AP e LL dal torace

Parenchima polmonare

Le strutture deputate alla ventilazione sono costituite innanzitutto dalle vie aeree, il cui ramo principale è la trachea, ovvero un dotto fibro-muscolo-cartilagineo relazionato posteriormente con l'esofago che poi si suddivide a livello della quinta vertebra toracica nei bronchi e via via in strutture periferiche sempre più piccole. Le vie aeree hanno una forma ad albero rovesciato dove il tronco è costituito dalla trachea che a sua volta si suddivide in due bronchi principali destro e sinistro a livello della carena. A destra abbiamo un bronco superiore, medio e inferiore, a sinistra un bronco superiore, inferiore e la lingula, una piccola struttura che corrisponde al lobo medio destro e ricopre l'apice del cuore. I polmoni sono strutture spugnose contenuti nelle logge

polmonari. Il polmone sinistro è costituito da due lobi, superiore e inferiore, mentre il polmone destro da lobo superiore, medio e inferiore. I polmoni sono rivestiti da una membrana detta pleura, formata da un foglietto viscerale, a contatto con il parenchima, e da un foglietto parietale a contatto con la gabbia toracica. Lo spazio virtuale presente tra i due foglietti contiene una piccola quantità di liquido che riduce l'attrito dovuto agli atti respiratori. Dal punto di vista anatomo-funzionale, la struttura più piccola che possiamo identificare all'interno polmone è l'acino che include i dotti alveolari, i sacchi alveolari e gli alveoli all'interno dei quali avvengono gli scambi gassosi.

Il sistema respiratorio presenta una complessa vascolarizzazione. I rami dell'arteria polmonare e delle vene polmonari decorrono parallelamente alle diramazioni dell'albero bronchiale e i capillari sono a contatto con gli alveoli per permettere gli scambi di gas e fare poi ritorno alle vene polmonari.

Il controllo nervoso della ventilazione è dato dal gruppo respiratorio dorsale il quale agisce sotto il controllo del ponte contenuto nel tronco encefalico.

Vascolarizzazione e circolazione polmonare

La piccola circolazione, detta anche circolazione polmonare, è un circuito di vasi che origina dal ventricolo destro del cuore, si capillarizza a livello degli alveoli polmonari arricchendosi di ossigeno e torna nell'atrio sinistro tramite le vene polmonari. A livello del ventricolo destro origina il tronco polmonare che si divide nelle due arterie polmonari di destra e sinistra; queste arterie portano sangue scarsamente ossigenato e diventano sempre più piccole e sottili fino ad arrivare agli alveoli polmonari dove cedono anidride carbonica e ricevono ossigeno introdotto con la respirazione. Il sangue ossigenato, una volta che è avvenuto lo scambio, viene portato dalle vene polmonari nell'atrio sinistro del cuore e spinto nel ventricolo sinistro. Il sistema venoso del piccolo circolo ha origine dalle reti capillari alveolari a cui seguono le valvole e le vene che raggiungono l'ilo polmonare. I capillari alveolari, oltre ad assolvere la funzione respiratoria, permettono la nutrizione del parenchima polmonare; la vascolarizzazione dell'albero bronchiale è invece assicurata dalle arterie bronchiali che appartengono alla circolazione sistemica.

Circolazione sistemica

Il circolo sistemico trasporta sangue ricco di ossigeno che ha una funzione nutritiva per i polmoni. È costituito da arterie e vene bronchiali: le arterie bronchiali originano dall'aorta toracica e sono deputate alla nutrizione. Nel circolo sistemico il sangue proveniente dalle strutture polmonari, quindi riccamente ossigenato, viene pompato dal ventricolo sinistro all'aorta e distribuito ai vari distretti corporei. In caso di embolia polmonare dove, per vari meccanismi fisiopatologici, si possono andare a occludere le arterie polmonari, il polmone raramente va incontro ad infarto come invece può avvenire a livello cerebrale, renale o cardiaco perché è presente un circolo compensativo che garantisce l'afflusso sanguigno e di conseguenza sopperisce questa mancanza legata alla patologia. Il ritorno venoso avviene attraverso le vene bronchiali che confluiscono nelle due vene di maggior calibro azigos e emiazigos a livello del mediastino e poi in parte nelle vene polmonari creando una connessione tra i due sistemi.

Patologia

L'embolia polmonare si può definire come la migrazione nell'albero arterioso polmonare di materiale costituito per lo più da trombi venosi che hanno origine altrove, generalmente nei grandi tronchi venosi degli arti inferiori o della pelvi e più raramente dagli arti superiori o dalle camere cardiache destre. In alcuni casi gli emboli possono essere costituiti da materiale non ematico come grasso, aria o cellule neoplastiche. Le condizioni che compromettono il ritorno venoso e che provocano un danno o un'alterazione funzionale dell'endotelio, specialmente nei pazienti che mostrano tendenze protrombotiche, rappresentano dei fattori di rischio per l'embolia polmonare. La sintomatologia dell'embolia polmonare è aspecifica e comprende dispnea, dolore toracico pleurítico e, nei casi più gravi, presincope, sincope o arresto cardiorespiratorio. Anche i segni sono tendenzialmente aspecifici e possono comprendere tachipnea, tachicardia e ipotensione. Il trattamento dell'embolia polmonare si basa sull'uso di anticoagulanti e, talvolta, sulla dissoluzione del coagulo con trombolisi sistemica o catetere-diretta oppure mediante rimozione chirurgica o del catetere. Quando

l'anticoagulante è controindicato va considerato il posizionamento di un filtro nella vena cava inferiore. Le misure preventive comprendono anticoagulanti e/o device di compressione meccanica applicati agli arti inferiori dei pazienti ricoverati.

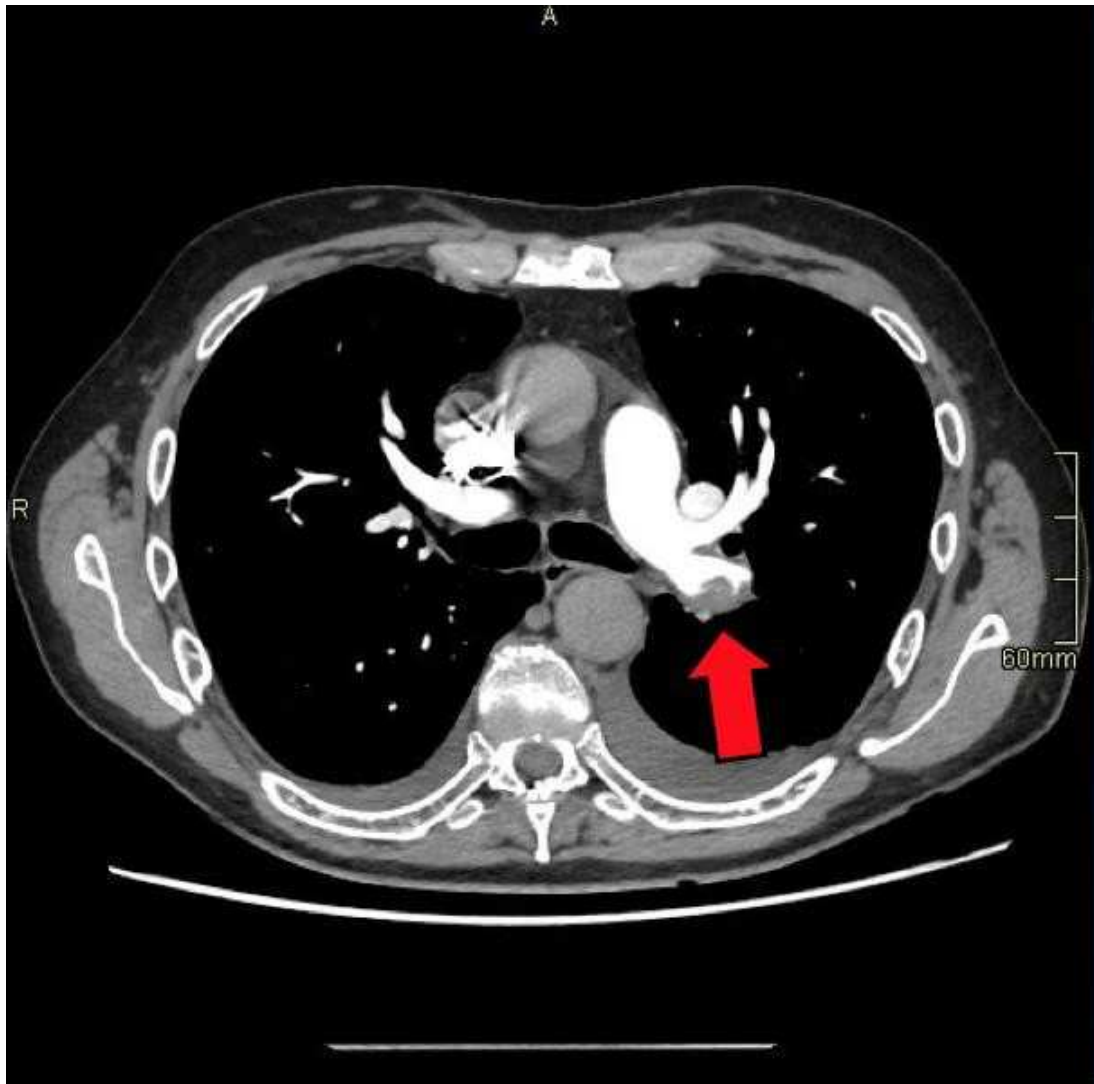


Figura 9. Esempio di un'immagine TC dell'embolia polmonare

Eziologia

Il rischio di trombosi venosa profonda ed embolia polmonare è simile nei bambini e negli adulti e comprende:

- Condizioni che impediscono il ritorno venoso, compresi i periodi di immobilizzazione ed allettamento
- Interventi di chirurgia maggiore (chirurgia ortopedica, toracica)

- Condizioni che causano danno o disfunzione endoteliale quali traumi e processi flogistici
- Terapie con estroprogestinici, gravidanza e puerperio
- Disturbi associati all'ipercoagulazione, come cancro o disturbi primari della coagulazione come la trombofilia o altre patologie ematologiche.

Il COVID-19 sembra essere un fattore di rischio per la trombosi venosa profonda e l'embolia polmonare. Sebbene una parte del rischio possa essere dovuta alla ridotta mobilità associata alla malattia, si ritiene che l'infezione da SARS-CoV-2 sia condizione favorevole alla comparsa di trombi.

Dopo che si è verificata una trombosi venosa profonda, i trombi possono embolizzare e migrare attraverso il torrente ematico della vena cava inferiore e il cuore destro per depositarsi a livello delle arterie polmonari, dove occludono parzialmente o completamente uno o più rami arteriosi. Le conseguenze dipendono dalle dimensioni e dal numero degli emboli, dalle condizioni dei polmoni, dalla compliance del ventricolo destro e dalla capacità del sistema trombolitico di sciogliere il coagulo. L'ostruzione vasale da parte del trombo genera un aumento delle resistenze polmonari e un conseguente ostacolo alla gittata del ventricolo destro, quando l'ostruzione supera il 50% (in genere intorno al 75%) il ventricolo destro non è in grado di generare una pressione adeguata a preservare la perfusione polmonare e si possono sviluppare ipotensione grave e shock.

Trombi di piccole e medie dimensioni potrebbero non causare effetti fisiologici acuti e possono iniziare a dissolversi immediatamente grazie all'effetto della lisi endogena, raggiungendo la completa dissoluzione in poche ore o giorni. Trombi di maggior calibro possono causare un aumento del riflesso ventilatorio, ipossiemia dovuta a squilibrio ventilazione/perfusione e ridotta ossigenazione del sangue venoso misto a causa della bassa gittata cardiaca, atelettasia a seguito di ipocapnia alveolare e alterazioni del tensioattivo, nonché aumento della resistenza vascolare polmonare dovuta a ostruzione e vasocostrizione con conseguente tachicardia e ipotensione. Alcuni coaguli resistono

alla disintegrazione e possono organizzarsi e persistere, a volte causando ipertensione polmonare cronica.

L'embolia polmonare può essere classificata in base agli effetti fisiologici come segue:

- Alto rischio (catastrofico o super-massivo): compromissione della funzione ventricolare destra con grave ipotensione/ipossiemia che richiede una terapia amminica per sostenere i valori pressori e supporto ventilatorio con ossigenoterapia ad alti flussi o sistemi ventilatori invasivi.
- Rischio moderato (sub-massiva): disfunzione ventricolare e/o troponina e/o peptide natriuretico cerebrale anormali (tipo B) senza ipotensione.
- Basso rischio: assenza di insufficienza ventricolare destra e ipotensione (e punteggio sPESI = 0 secondo la Società Europea di Cardiologia).

L'embolia polmonare “a cavaliere” descrive un'embolia polmonare situata alla biforcazione dell'arteria polmonare principale e delle arterie polmonari destra e sinistra; solitamente questi tipi di trombi sono definiti a rischio medio o alto. La configurazione “a sella” non impone un approccio terapeutico specifico. Sebbene gli emboli siano spesso grandi e causino un'ostruzione completa possono anche essere emboli relativamente sottili e non ostruttivi. Quando un grande embolo occlude le arterie polmonari principali, o quando più emboli di dimensioni ridotte occludono più del 50% del sistema arterioso, la pressione ventricolare destra aumenta e può causare scompenso acuto del ventricolo destro, shock o arresto cardiocircolatorio. Il rischio di morte dipende dall'aumento e dalla velocità della pressione ventricolare destra e dalle comorbilità cardiopolmonari e sistemiche preesistenti.

Manifestazioni cliniche

Molteplici emboli polmonari possono risultare piccoli, fisiologicamente insignificanti e asintomatici. Anche quando presenti, i sintomi sono aspecifici e variano a seconda dell'entità dell'embolia polmonare e della funzionalità cardiopolmonare preesistente.

L'embolia è spesso caratterizzata da:

- Dispnea, tachipnea e polipnea (respiro difficoltoso, corto ed accelerato)

- Dolore toracico e/o pleurico (talvolta associato a infarto polmonare).

La dispnea può essere lieve a riposo e peggiorare durante gli sforzi fisici anche lievi. I sintomi meno comuni sono: tosse, solitamente causata da comorbidità, ed emottisi, occasionalmente con infarto polmonare o neoplasie polmonari preesistenti.

Un udibile secondo tono cardiaco (S2) causato da una forte componente polmonare (P2) associata ad un aumento della pressione nelle arterie polmonari può essere presente nell'embolia polmonare acuta, ma non è un reperto comune. Nell'insufficienza ventricolare destra possono verificarsi turgore delle vene giugulari interne e segni di scompenso del ventricolo destro. La febbre, quando presente, è generalmente lieve, a meno che non sia dovuta a una patologia sottostante. L'ipertensione polmonare tromboembolica cronica provoca sintomi di insufficienza cardiaca destra, come dispnea da sforzo, affaticamento ed edemi declivi, che si sviluppano nell'arco di un periodo anche di mesi o anni. I pazienti con embolia polmonare acuta spesso presentano sintomi di trombosi venosa profonda (ad es. dolore monolaterale agli arti inferiori, gonfiore, calore e/o arrossamento).

Diagnosi

La diagnosi di embolia polmonare si fonda su: alto indice di sospetto per condizioni cliniche favorevoli (intervento chirurgico, neoplasie), valutazione della probabilità (sulla base di dati clinici inclusi emogasanalisi e RX torace) e test diagnostici di secondo livello. La diagnosi di embolia polmonare è complessa poiché i sintomi e le caratteristiche cliniche sono aspecifici e i test diagnostici non sono completamente sensibili e specifici. Nella diagnosi differenziale è importante comprendere l'embolia polmonare quando compaiono contemporaneamente sintomi non specifici come dispnea, dolore toracico, vertigini o sincope. Pertanto, la diagnosi differenziale deve essere presa in considerazione nei pazienti con probabile quadro di: ischemia cardiaca, insufficienza cardiaca, riacutizzazione di broncopneumopatia cronica ostruttiva, pneumotorace, polmonite, sepsi, sindrome toracica acuta (nei pazienti con drepanocitosi), attacco di panico con iperventilazione.

L'embolia polmonare dovrebbe essere presa in considerazione anche in tutti i pazienti anziani con tachipnea e stato mentale alterato. La valutazione iniziale deve comprendere l'emogasanalisi e la radiografia del torace, mentre un ECG può escludere altre condizioni come l'infarto miocardico acuto.

La radiografia del torace è generalmente aspecifica ma può mostrare atelettasia, emidiaframma elevato e/o versamento pleurico. La pulsossimetria fornisce un valore rapido ed indicativo del contenuto di ossigeno e una bassa saturazione di ossigeno può essere un segno di embolia polmonare tale da richiedere un'ulteriore valutazione.

L'emogasanalisi viene eseguita nei pazienti con dispnea e forte sospetto di embolia polmonare o saturazione bassa. La misurazione dell'emogasanalisi arteriosa può indicare un aumento del gradiente di ossigeno arterioso alveolare, a volte chiamato "gradiente A" o ipocapnia. L'elettrocardiogramma mostra più comunemente tachicardia e anomalie aspecifiche del tratto ST.

Test diagnostici

L'embolia polmonare va sempre considerata in presenza di una dispnea inspiegabile. Livelli plasmatici di D-dimero, prodotto della degradazione della fibrina e quindi indice di attivazione dei processi endogeni trombolitici, superiori a 500 µg/l hanno un'elevata sensibilità poiché molto difficilmente in caso di embolia polmonare i livelli di D-dimero sono nella norma, ma una bassa specificità dato che possono aumentare in numerose altre condizioni.

Nella formulazione della diagnosi di embolia polmonare vanno considerati:

- Valutazione dei livelli plasmatici di D-dimero nei pazienti con emogasanalisi e anamnesi suggestivi di embolia polmonare.
- Se clinica suggestiva o se il risultato del D-dimero è elevato, eseguire un Angio-TC, quando la TC con contrasto è controindicata si esegue una scintigrafia polmonare di ventilazione/perfusione.
- Talvolta viene eseguito un ecocolordoppler venoso degli arti inferiori, o più raramente degli arti superiori, per confermare la presenza di trombosi venosa profonda.

Non è presente nessun algoritmo per l'approccio alla sospetta embolia polmonare acuta. I test più utili per diagnosticare o escludere un'embolia polmonare sono:

- **Test del D-dimero**
- **Angio-TC**
- **Scintigrafia ventilo-perfusoria (V/Q)**
- **Ecocolordoppler venoso arti inferiori**
- **L'ecocardiografia** può essere utile per identificare l'embolia polmonare sulla via del polmone (embolo in transito) e valutare la capacità del ventricolo destro.

Il **D-dimero** è un prodotto della fibrinolisi pertanto i suoi livelli elevati indicano la presenza di un trombo di recente formazione in molteplici contesti fisio-patologici. Quando la sintomatologia è considerata aspecifica per embolia, un livello negativo di D-dimero ($< 0,4$ mcg/mL) è altamente sensibile per l'assenza di patologia. Nella maggior parte dei casi questo risultato è sufficientemente affidabile per escludere la diagnosi di embolia polmonare in un contesto di emergenza-urgenza come il pronto soccorso. Tuttavia, i livelli elevati di D-dimero non sono specifici per indicare la presenza di un trombo venoso, sono quindi necessarie prove ulteriori quando la probabilità per embolia polmonare è elevata.

L'**Angio-TC** è il gold standard di imaging per la diagnosi di embolia polmonare acuta. È rapida, precisa, altamente sensibile e specifica. Può anche dare più informazioni su altre patologie polmonari o sull'entità dell'embolia polmonare stessa.

La sensibilità dell'Angio-TC è più alta per l'embolia polmonare nelle arterie polmonari principali e nei vasi lobari e segmentari, più bassa, invece, per emboli dei vasi subsegmentali (circa il 30% di tutte le embolie polmonari).

La **scintigrafia di ventilazione/perfusione** nell'embolia polmonare individua aree di polmone ventilate ma non perfuse. La scintigrafia richiede molto più tempo dell'Angio-TC ed è meno specifica quindi risulta essere un esame non eseguibile in regime di urgenza. Tuttavia, quando i reperti radiologici del torace sono normali o quasi normali e non esiste alcuna significativa malattia polmonare sottostante, è un test altamente sensibile. I risultati sono basati su modelli di alterazione del rapporto scintigrafia di ventilazione/perfusione (V/Q) e in genere sono riportati come:

- Normale: esclude l'embolia polmonare con una precisione di quasi il 100%
- Probabilità molto bassa: < 5%
- Bassa probabilità: 15% di probabilità di embolia polmonare
- Probabilità intermedia: dal 30 al 40% di probabilità di embolia polmonare
- Alta probabilità: una probabilità dell'80-90% di embolia polmonare

L'**ecocolordoppler duplex** è una tecnica sicura, non invasiva e ripetibile al letto del paziente per individuare trombosi degli arti quando il paziente presenta segni e sintomi tipici di trombosi profonda quali rossore, calore, dolore e gonfiore monolaterale dell'area interessata. Un trombo può essere riconosciuto dimostrando l'impossibilità a comprimere la vena o dimostrando una riduzione del flusso con l'ecocolordoppler. L'esame ha una sensibilità e specificità elevata per i trombi di grandi dimensioni, anche se confermare una trombosi venosa profonda nelle vene poplitee o nelle vene iliache può essere più difficile. L'ecografia deve comprendere la regione che si estende da sotto la vena poplitea fino alla sua triforcazione. L'assenza di trombi nelle vene degli arti inferiori, tuttavia, non esclude la possibilità di trombi da altre fonti, come dagli arti superiori.

Trattamento

- Terapia di supporto
- Terapia anticoagulante
- Posizionamento di filtro in vena cava inferiore.

Deve essere effettuata una valutazione rapida per la necessità di una terapia di supporto. Nei pazienti con ipossiemia deve essere somministrato ossigeno in base alle necessità del paziente. Nei pazienti con ipotensione a causa di embolia polmonare massiva i liquidi cristalloidi, come la soluzione fisiologica 0,9%, vanno somministrati con cautela per scongiurare un sovraccarico del ventricolo destro. I farmaci vasopressori possono essere somministrati in caso di ipotensione arteriosa. La noradrenalina è l'inotropo più frequentemente usato. Il trattamento anticoagulante va iniziato con farmaci parenterali (eparina non frazionata, eparina a basso peso molecolare e

fundaparinux) che agiscono immediatamente a cui successivamente si aggiungono gli anticoagulanti orali che sono indicati come trattamento a lungo termine.

In generale i pazienti a basso rischio devono ricevere la sola terapia anticoagulante mentre i pazienti ad alto rischio/catastrofici richiedono terapia anticoagulante, più misure aggiuntive come la trombolisi sistemica (streptochinasi o attivatore di plasminogeno tissutale ricombinante r-TPA) o la terapia chirurgica. I pazienti a rischio intermedio-basso sono più comunemente trattati con la sola terapia anticoagulante. Tuttavia, le categorie di rischio intermedio richiedono la valutazione del loro intero quadro clinico, compresi sintomatologia, gravità della disfunzione del ventricolo destro mediante ecocardiografia, valori ematici di troponina, quantità di ossigeno e vasopressori; massa e posizione del coagulo.

Protocollo

L'Angio-TC del Circolo Polmonare è il gold standard di imaging per lo studio delle arterie polmonari e il principale test diagnostico nella valutazione dell'embolia polmonare acuta. Nel corso degli anni la gestione del paziente con sospetto di embolia polmonare acuta è stata rivoluzionata grazie allo sviluppo della tecnologia e alla comparsa delle TC multidetettore. Le TC di prima generazione impiegavano circa 32 sec per analizzare 16cm di torace con una collimazione di 5mm; mentre quelle moderne (64-128 strati) consentono una scansione completa del torace in meno di 3 sec con una collimazione sub-millimetrica (0.75mm), fornendo un esame di qualità eccellente sia in termini di risoluzione spaziale (anatomica) che di risoluzione temporale (contrasto). La TC multistrato consente di analizzare circa il 70% delle arterie sub-segmentali con elevata sensibilità e specificità.

Tecnica d'acquisizione

Il protocollo di acquisizione varia in funzione delle caratteristiche tecniche intrinseche al tipo di TC utilizzata. Mentre per TC a 4-8 detettori è necessario un ottimo compromesso tra durata di acquisizione (apnea) e collimazione, per TC a 16-64-128 detettori è richiesto un tempo di apnea minore e persino con pazienti dispnoici si ottengono buone qualità d'immagini. In ogni caso è fondamentale istruire nel miglior modo possibile il paziente per quanto riguarda il mantenimento dell'apnea poichè i movimenti di quest'ultimo possono peggiorare la qualità dell'immagine. La dose d'irradiazione è ottimizzata mediante l'adattamento dei parametri d'acquisizione in base alla morfologia del paziente e/o tramite sistemi di modulazione automatici di dose lungo l'asse z. Nei soggetti magri saranno privilegiate delle acquisizioni con valori di kilovoltaggio minori, diminuendo la dose di raggi X e ottenendo un effetto aggiuntivo di opacizzazione del contrasto iniettato. Si raccomanda l'uso di un iniettore automatico a doppia entrata per permette di lavare il bolo di contrasto tramite l'iniezione di soluzione salina fisiologica. Diversi parametri influiscono sul grado di opacizzazione vascolare delle arterie polmonari: alcuni sono legati ai parametri emodinamici del paziente (**A**), altri sono variabili e dipendono dalla tecnica di iniezione del mdc (**B**).

A. Variazioni di enhancement in rapporto all'emodinamica del paziente

- Frequenza cardiaca (FC): la FC è inversamente proporzionale al picco di

enhancement arterioso. Più la frequenza cardiaca è elevata più il contrasto sarà diluito.

- Peso del paziente (espresso in Kg): il peso del paziente è correlato al volume sanguigno circolante. Il picco di enhancement di un paziente magro sarà più elevato del picco di enhancement di un soggetto obeso.

B. Influenza dei parametri di iniezione

Si possono determinare tre parametri di iniezione:

- quantità di contrasto (espressa in grammi di iodio): la quantità di contrasto Q corrisponde al prodotto tra il volume (V) di mezzo di contrasto iniettato (espresso in ml) e la concentrazione (C) del mezzo di contrasto (mg iodio/ml): $Q = V \times C$
- durata di iniezione (espressa in secondi): la durata dell'iniezione è in funzione del volume di mezzo di contrasto iniettato (ml) e della velocità di iniezione (ml/sec).
- flusso del mdc (espressa in mg di iodio/sec): dipende dalla velocità di iniezione (ml/sec) e dalla concentrazione del mezzo di contrasto (espresso in mg di iodio/mL)

Protocollo di Embolia Polmonare Radiologia di Vicenza

Per lo studio dell'embolia polmonare in urgenza presso l'Unità Operativa di Radiologia dell'ospedale di Vicenza viene utilizzata una **TC GE Healthcare REVOLUTION EVO** da 128 strati e un iniettore automatico a doppia siringa per l'iniezione del mezzo di contrasto.

Preparazione all'esame con il contrasto

Per lo studio Angio-TC del circolo polmonare con contrasto il paziente deve rispettare le seguenti condizioni:

- Digiuno da almeno sei ore prima dell'esame
- Esami di laboratorio per il controllo della creatinina (Cr) e del filtrato glomerulare (GFR) per la valutazione della funzionalità renale
- Assenza di allergie al mezzo di contrasto iodato
- Firma del consenso informato
- Assenza di stato di gravidanza

Preparazione dell'apparecchiatura e posizionamento del paziente

Al termine della verifica delle precedenti condizioni da parte del personale infermieristico presente in sala si effettua l'identificazione attiva del paziente e la firma del consenso informato. Il TSRM prepara l'iniettore automatico a doppia siringa con soluzione fisiologica e il mezzo di contrasto iodato (Ultravist 370 mgI/ml - Omnipaque 350 mgI/ml – Visipaque 320 mgI/ml), collega il raccordo ad un deflussore a spirale il quale verrà collegata all'accesso venoso del paziente.



Figura 10 Schermata dell'iniettore e iniettore di mdc

Il paziente viene posizionato supino sul lettino (feet first) con le braccia alzate sopra la testa in modo tale da evitare artefatti da indurimento del fascio a livello delle spalle; inoltre viene istruito sul mantenimento dell'inspirio durante tutte le fasi di acquisizione dell'esame. Vengono somministrati tra i 70 e i 90 ml di mezzo di contrasto, questo varia in base al peso del paziente e al tipo di contrasto utilizzato e ad una velocità di iniezione elevata (4-4,5 ml/s) a seconda dell'accesso venoso e del tipo di dispositivo utilizzato.

Esecuzione dell'esame

1. Scout

Al termine del posizionamento del paziente si passa all'esecuzione dello scout in proiezione AP e LL, si ottengono delle immagini non diagnostiche a bassa dose (120kV - 10mA) utilizzate per il posizionamento dei pacchetti.

Num. Scout	Tipo scan	Pos. part.	Pos. Ant.	kV	mA	Piano Scout	Timer Luci Voce	WW / WL Scout
1.	Scout	360,00	1300,00	120	10	90	6.1	500/50
2.	Scout	300,00	1300,00	120	10	0	6.1	500/50

Figura 11. Valori parametri nell'acquisizione immagini scout



Figura 12. Immagine scout AP



Figura 13. Immagine scout LL

2. Fase diretta

Dopo lo scout il protocollo prevede una fase diretta senza mezzo di contrasto, il FOV deve comprendere dagli apici polmonari ai seni costofrenici, quindi si impostano i parametri di acquisizione: spessore e intervallo di fetta (2,5 mm), 100-120kV e 300mA, questo parametro varia grazie ad un sistema chiamato modulazione della dose, ovvero l'apparecchiatura effettua un adattamento automatico della dose basandosi sulle immagini scout in base alla densità delle varie strutture anatomiche che incontra. Questa fase non sempre viene acquisita perché è il medico radiologo che valuta sulla base della clinica del paziente se necessaria o meno.

Immag.	Tipo scan.	Pos. part.	Fine Local.	Num. di Imm.	Vel. spess.	Intervallo (mm)	Inclinaz. gantry	SFOV	kV	mA	Tempo scans (s)	Fit. gruppo (s)	50 (s)	Apnea (s)	Tempo respiro (s)	Timer Luci Voce	Fluoraz. Clin. (s)
1-121	Helical Full 0.5 s	30,000	1300,000	121	2.5 50,00 1.375:1	2.500	50.0	Large Body	120	300 21,00	3.32	8.1	1.5	N	N	6.1	2.0

Figura 14. Valori parametri in fase diretta

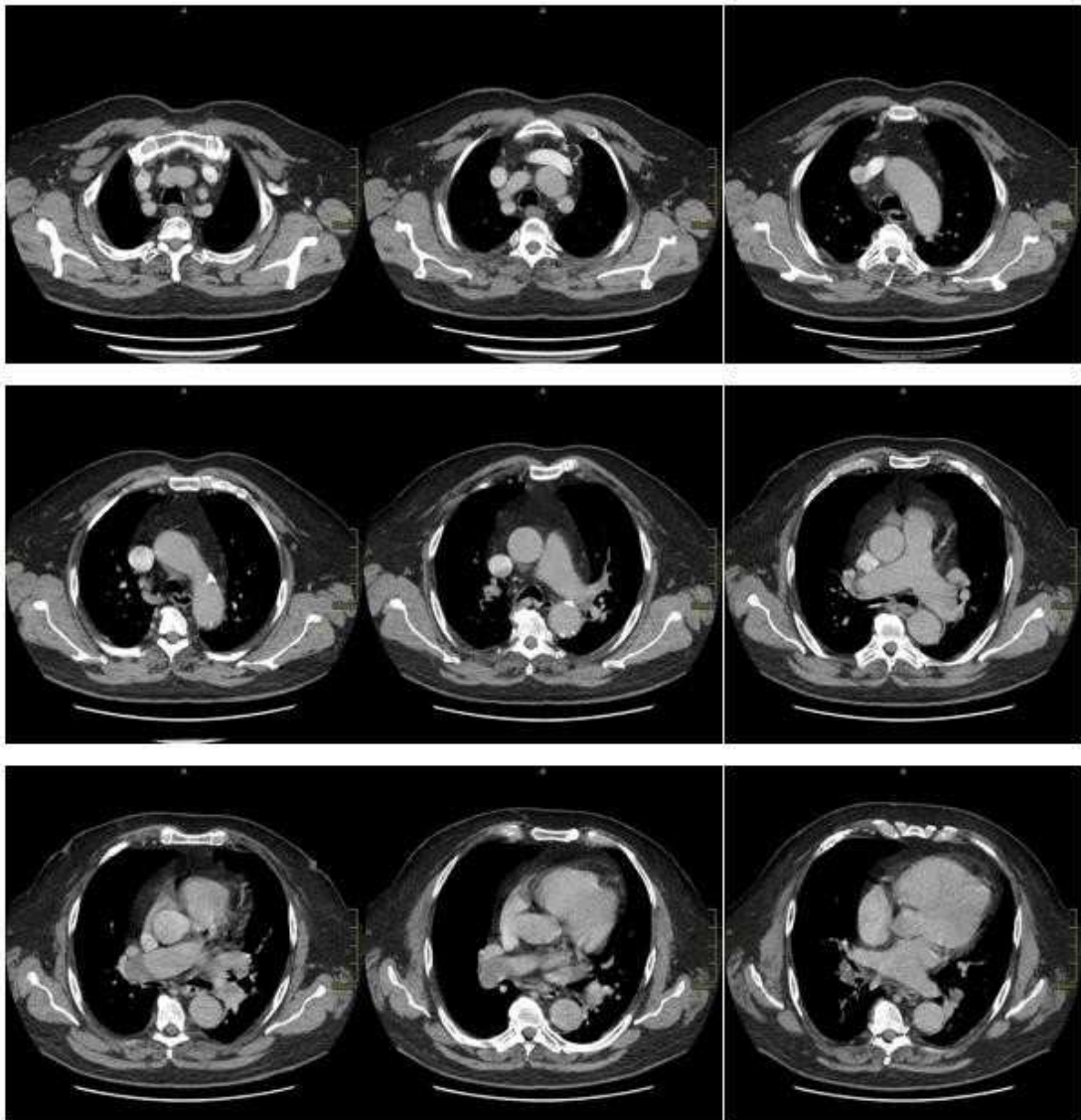


Figura 15. Immagini TC

3. Fase angiografica

La fase angiografica è caratterizzata da 2 fasi con FOV diverso: il primo pacchetto a FOV ristretto comprende la porzione che va dall'arco aortico all'apice del cuore mirato sulle arterie polmonari; il secondo invece a FOV più ampio comprende tutto il torace. Una volta verificata la posizione dei pacchetti sulle immagini di riferimento (scout), si impostano i parametri di acquisizione e i parametri riguardanti le ricostruzioni:

- 1° fase: acquisizione spirale con spessore strato 1.25mm, 100kV e 300mA, durata scansione ~ 4 sec.

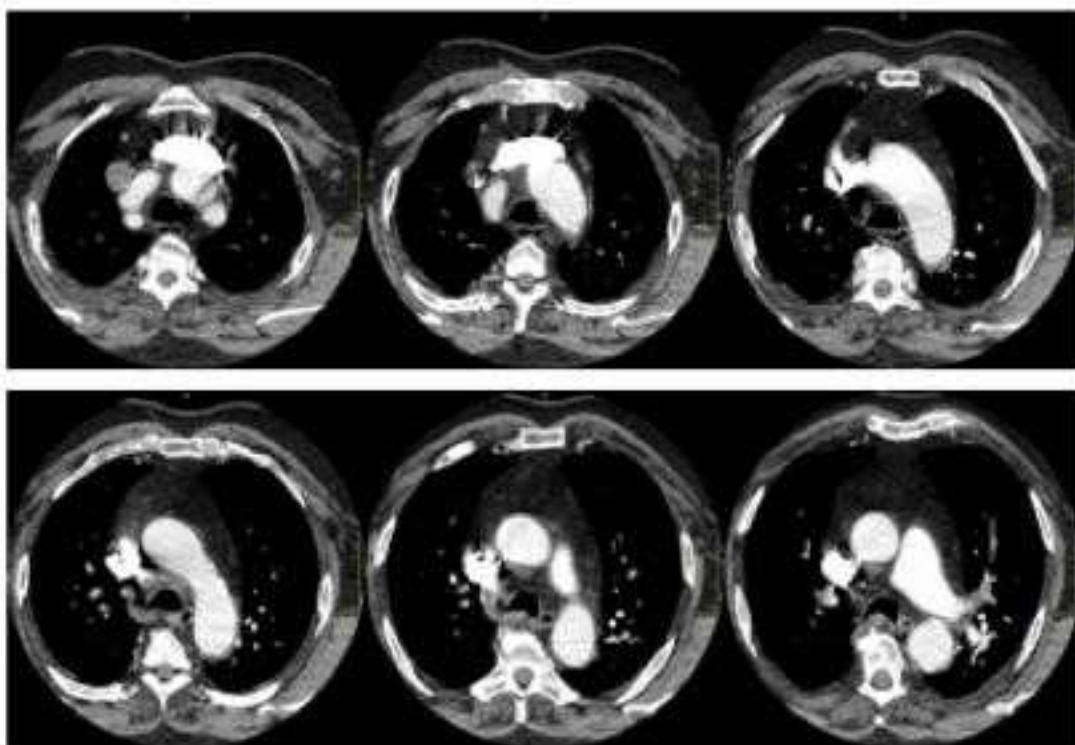


Figura 16. Immagini TC fase arteriosa a FOV ridotto

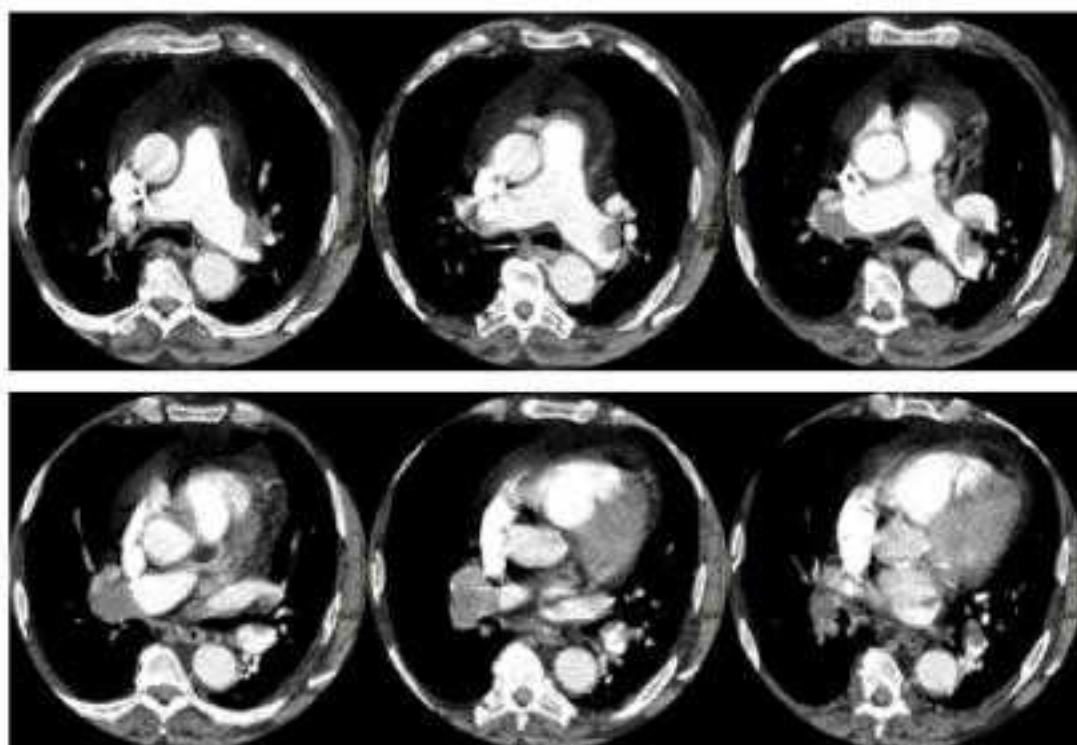


Figura 17. Immagini TC fase arteriosa a FOV ridotto

- 2° fase: acquisizione spirale con spessore strato 2.5mm, 120kV e 300mA, durata scansione ~ 6 sec.

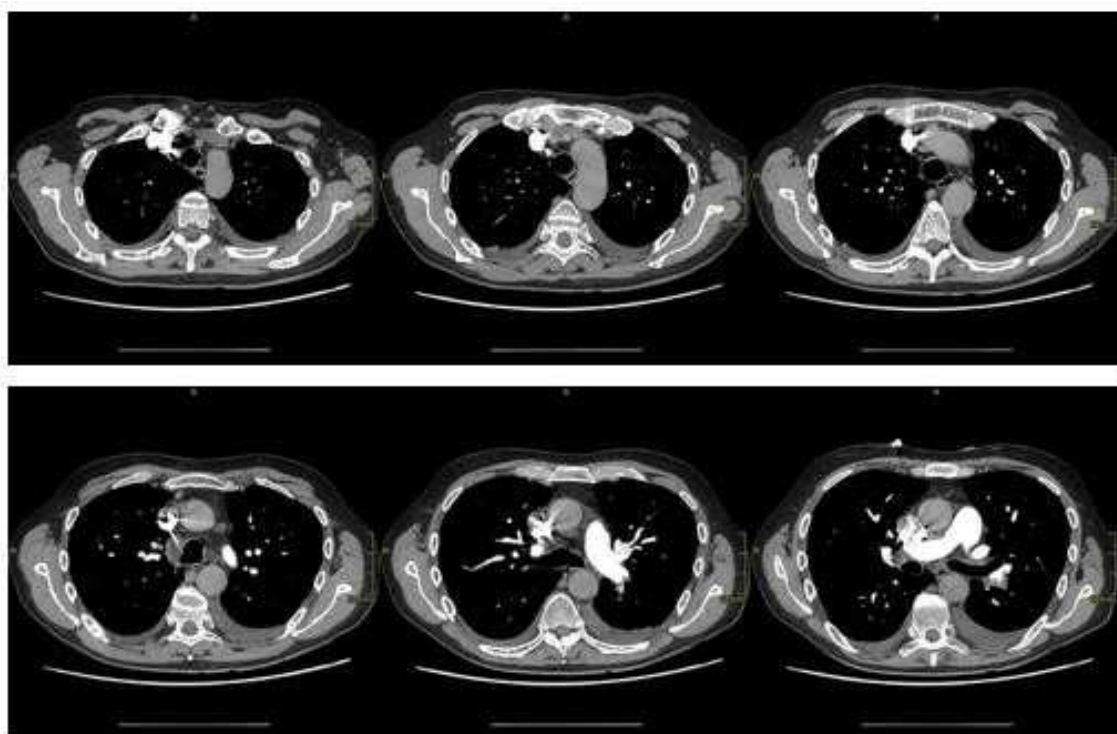


Figura 18. Immagini TC fase arteriosa a FOV ampio

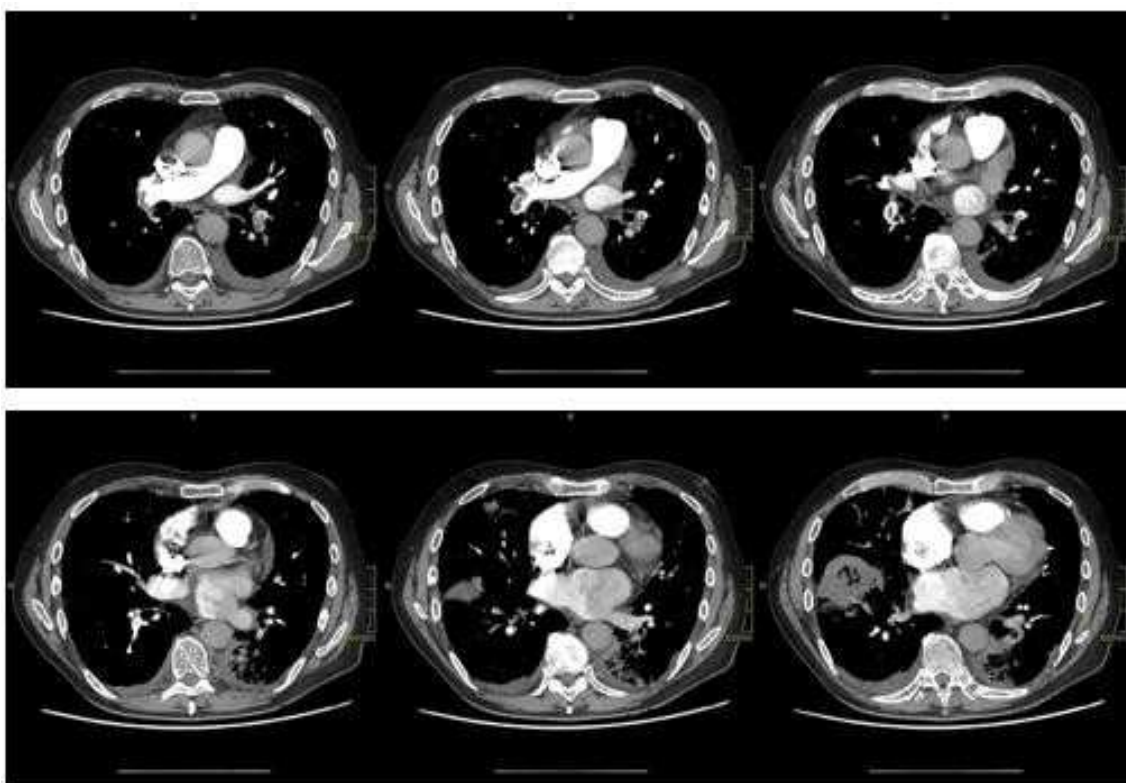


Figura 19. Immagini TC in fase arteriosa a FOV ampio

- Ricostruzione con spessore 0.6mm e filtro SOFT con finestra mediastino (larghezza 400, livello 40) e ricostruzione con spessore 2.5mm e filtro LUNG con finestra parenchima polmonare (larghezza 1500, livello -500).
- Posizionamento ROI (Region of Interest)

Si utilizza la tecnica del bolus tracking/smart prep che prevede l'acquisizione dinamica ripetuta nel tempo a intervalli regolari di 1 sec. di una singola slice e la misura della densità in una data area tramite il posizionamento di una ROI. L'acquisizione delle immagini comincia ~ 5 sec dopo il raggiungimento del valore di HU impostato (120 HU).

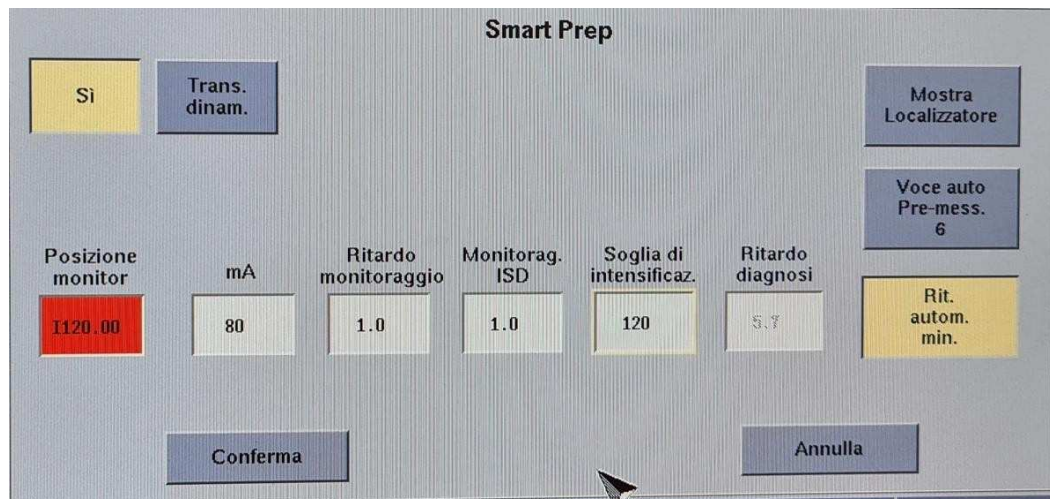


Figura 20. Valori parametri Smart Prep

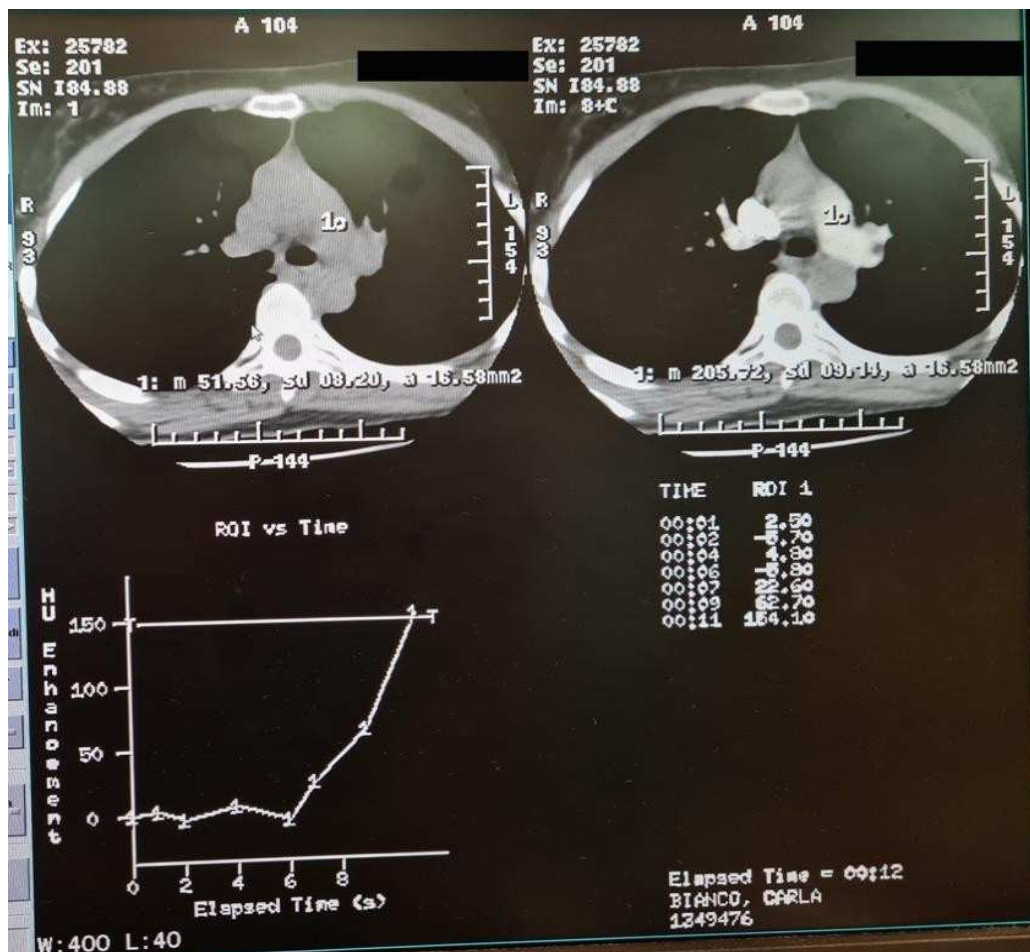


Figura 21. Arrivo del contrasto alla soglia HU prestabilita

- Impostata la ROI a livello della biforcazione delle arterie polmonari, si passa alla somministrazione del mezzo di contrasto iodato (60-70ml). Una volta raggiunto il picco di enhancement (120HU) nelle arterie polmonari è richiesta al paziente una fase inspiratoria e quindi si procede con l'acquisizione della prima fase. Terminata questa il lettino torna in posizione di partenza per acquisire il secondo pacchetto. Al termine di questa fase l'esame è concluso.

4. Post-processing

Le ricostruzioni che devono essere eseguite sono:

- MPR assiale con finestra polmone, con spessore strato 1.25mm (fig. 22)

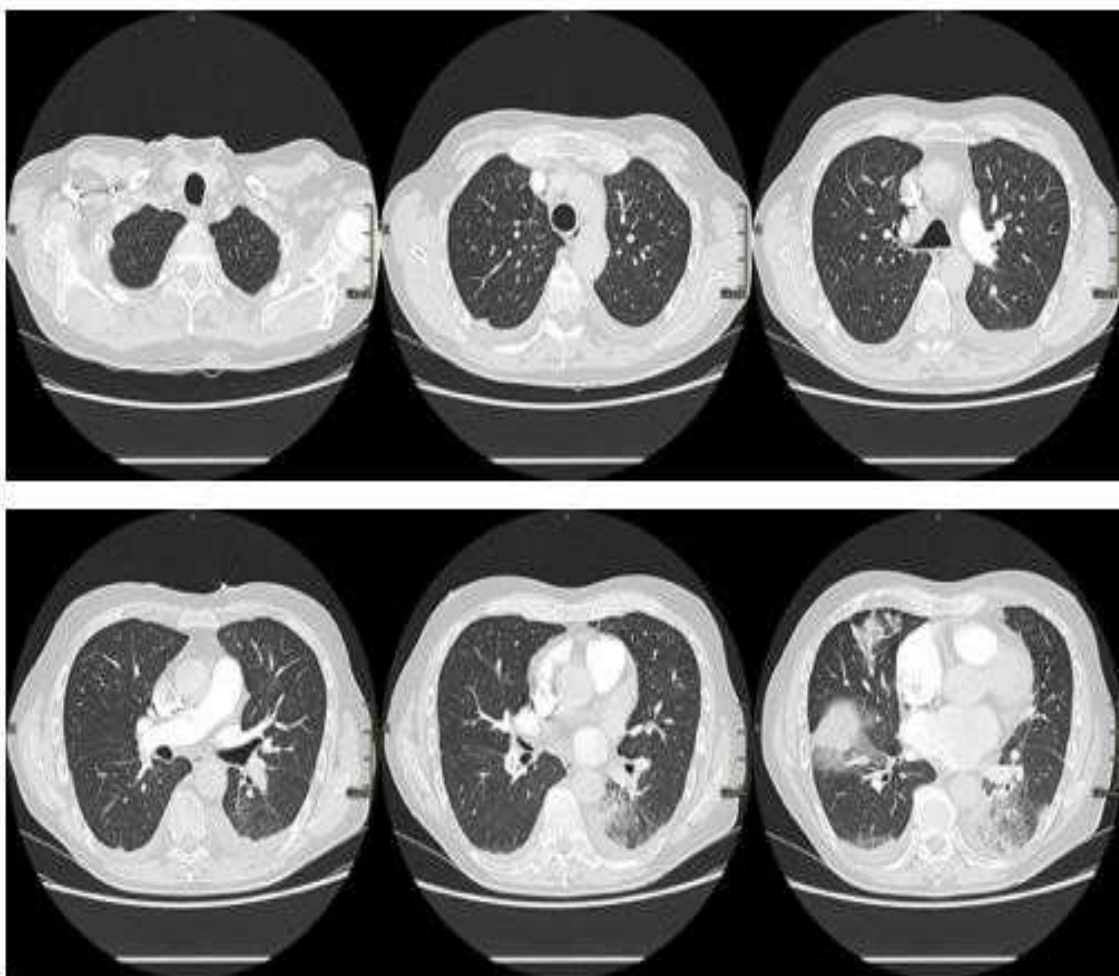


Figura 22.

- MPR sagittale e coronale con finestra mediastino e spessore strato 2.5mm

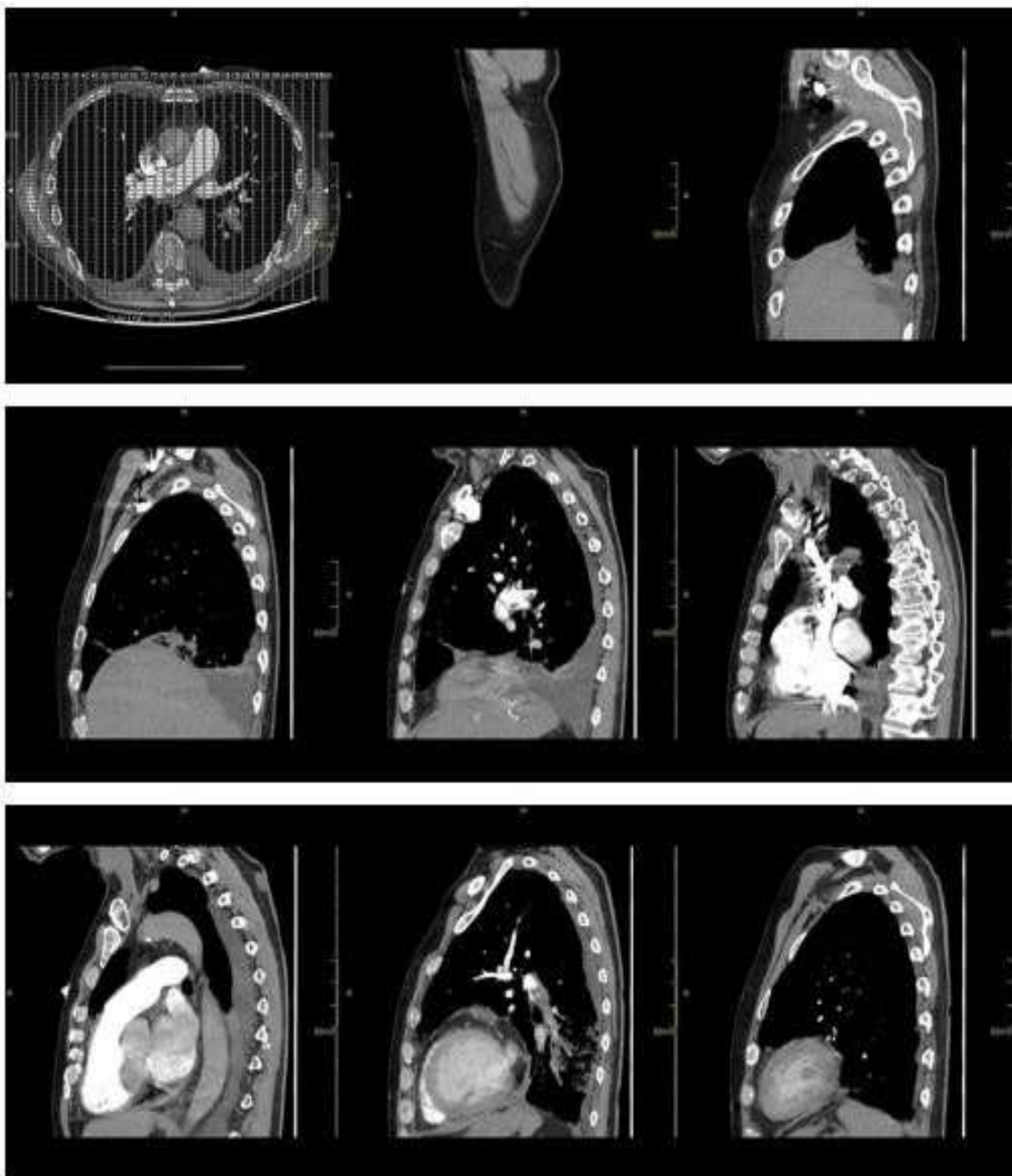


Figura 23. Ricostruzione MPR sagittale

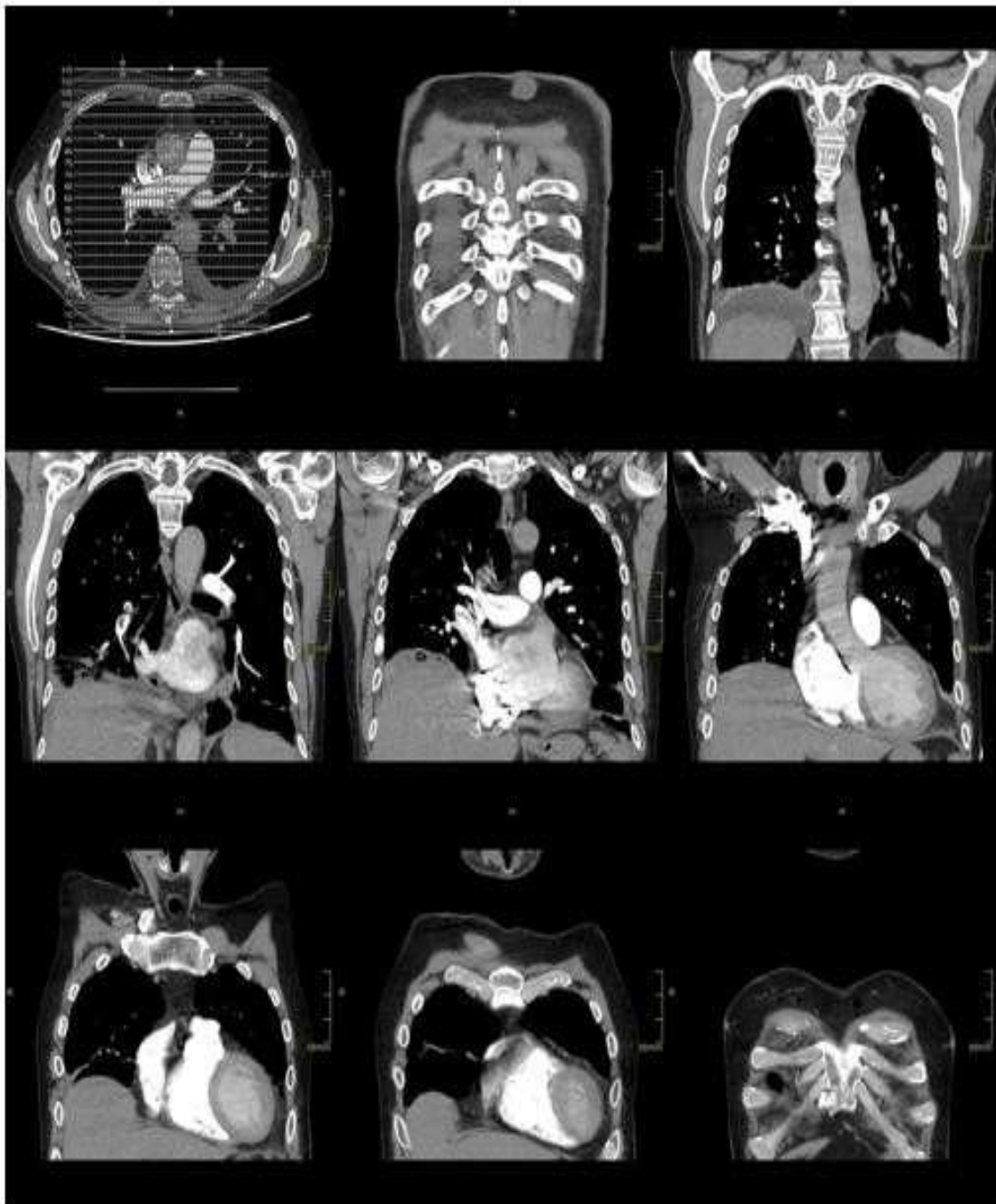


Figura 24. Ricostruzioni MPR coronali

- MPR coronale MIP con finestra mediastino.

Analisi delle caratteristiche dei pazienti affetti da embolia polmonare prima e durante il Covid-19

Introduzione

Dal mese di Dicembre 2019 l'infezione da sindrome respiratoria acuta severa coronavirus 2 (SARS CoV-2) ha provocato una pandemia globale che ha determinato una crisi sanitaria mondiale. La malattia da coronavirus 2019 (COVID-19) ha diverse manifestazioni cliniche che vanno dalla forma asintomatica alla sindrome da distress respiratorio acuto associata ad alti tassi di mortalità. Molti fattori di rischio sono stati correlati a una maggiore severità della malattia e ad un maggior tasso di mortalità intraospedaliera; tra questi, l'età avanzata e le aumentate concentrazioni sieriche di D-dimero. In letteratura, numerosi studi hanno riportato una maggiore prevalenza di embolia polmonare (EP) nei pazienti COVID-19 rispetto a quella comunemente incontrata nei pazienti critici ma non infetti da SARS-CoV-2. Da ciò, le attuali linee guida raccomandano di adottare una profilassi tromboembolica in tutti i pazienti ospedalizzati, a dose crescente, fino all'anticoagulazione piena nei pazienti più critici. Nel presente studio sono stati confrontati i pazienti che accedevano in Pronto Soccorso per sospetto di EP con tampone positivo per COVID 19 con quelli SARS-CoV-2 negativi in un analogo periodo di tempo del 2021 e del 2019, con l'obiettivo di analizzare le caratteristiche cliniche, laboratoristiche e radiologiche.

Materiali e metodi

Sono stati raccolti retrospettivamente i dati di tutte le EP osservate dal 1° gennaio 2021 al 31 marzo 2021 presso l'U.O.C Accettazione e Pronto Soccorso di Vicenza, Ospedale "San Bortolo". Fra i pazienti con diagnosi di EP, sono stati confrontati i pazienti con infezione da SARS-CoV-2 (gruppo EP-COV) e quelli esenti da infezione da SARS-CoV-2 (gruppo EP-2021). È stato individuato come ulteriore gruppo di paragone quello rappresentato dai pazienti con diagnosi di EP in un analogo periodo di due anni precedenti (dal 1° gennaio 2019 al 31 marzo 2019) quando ancora l'epidemia da SARS-

CoV-2 non era iniziata, al fine di ottenere una popolazione di controllo COVID-19 negativa che non risentisse neppure in maniera indiretta dell'influsso del nuovo virus comparso nel dicembre 2019 (gruppo EP-2019). Sono state inizialmente confrontate le tre popolazioni tra di loro valutando parametri demografici, clinico-laboratoristici e radiologici. Successivamente, al fine di individuare eventuali ulteriori differenze legate all'infezione da SARS-CoV-2, è stato riunito in un unico gruppo i pazienti COVID-19 negativi del 2019 e del 2021 e messi a confronto con i pazienti COVID-19 positivi. Tutti i dati sono stati desunti e raccolti da cartelle cliniche elettroniche e da archivi di imaging. La conferma di infezione da SARS-CoV-2 è stata ottenuta da test su tampone nasofaringeo, e quindi analizzato attraverso metodi molecolari di real-time RT-PCR (Reverse Transcription-Polymerase Chain Reaction). Esami ematici urgenti hanno incluso: esame emocromocitometrico, sierologia, profilo coagulativo, D-dimero, frammento N-terminale del propeptide natriuretico di tipo B (NT-proBNP), proteina C-reattiva (PCR). Tutti i pazienti con sospetto di EP sono stati sottoposti a tomografia computerizzata (TC) con mezzo di contrasto. Le acquisizioni sono state ottenute dopo iniezione di un'adeguata dose di mezzo di contrasto, correlata con l'indice di massa corporea. Sono state utilizzate tecniche di riduzione della dose e di ricostruzioni multiplanari. L'estensione dell'ostruzione arteriosa è stata classificata in ramo principale (destra o sinistra) o bilaterale. Le variabili continue (età, D-dimero, NT-proBNP, PCR) sono state presentate come media (\pm deviazione standard); le variabili categoriche (sesso, caratteristiche cliniche e caratteristiche radiologiche) sono state presentate come numeri e percentuali. Per la comparazione tra le differenze fra i pazienti delle diverse popolazioni è stato utilizzato il test **t di Student**: un test statistico di tipo parametrico che ha lo scopo di verificare se il valore medio di una distribuzione si discosta significativamente da un certo valore di riferimento; è molto utilizzato soprattutto quando si rende necessario il confronto su due campioni tra loro indipendenti.

Nel presente studio non è stato possibile accedere ai parametri ventilatori e metabolici derivanti dall'emogasanalisi (in particolare pH, pCO₂, pO₂, PaO₂/PaCO₂) poiché non disponibili nella documentazione esaminata.

Risultati

Tra il 1° gennaio 2021 e il 31 marzo 2021, si è osservato 35 casi di EP, con un incremento del 40% rispetto alle 25 EP osservate in un analogo periodo del 2019 (dal 1° gennaio 2019 al 31 marzo 2019). Delle 35 EP osservate nel 2021, 10 EP erano associate a un quadro di COVID-19. I pazienti con diagnosi di EP e COVID-19 (EP-COV) erano leggermente più anziani (75.30 ± 11.23 anni) rispetto ai pazienti con diagnosi di EP ma non COVID-19 coevi (EP-2021) (72.38 ± 15.65) ma erano simili rispetto ai pazienti affetti da EP osservati in un periodo analogo dell'anno 2019 (EP-2019) (76.20 ± 14.16).

Tabella 1. Età

2019	2021	2021 COVID
83	76	92
86	54	74
85	85	81
77	61	83
50	81	74
50	25	90
85	79	70
80	74	64
93	90	57
77	87	68
94	75	
61	47	
75	93	
60	80	
77	77	
79	74	
76	56	
79	84	
61	87	

46	84	
91	68	
89	60	
90	68	
92	72	
69		
76,20	72,38	75,30
14,16	15,65	11,23
test t student tra 2019 (x2) e 2021 covid (x1)		
-0,18	Differenza non significativa	
s^2	180,25	
s	13,43	

Inoltre, i pazienti EP-COV erano più frequentemente femmine (8/10; 80%), mentre meno frequentemente lo erano i pazienti EP-2021 (10/25; 40%) così come erano più frequentemente femmine nelle EP osservate nel 2019 (15/25; 60%). Non si sono osservate differenze statisticamente significative in termini di storia di ipertensione arteriosa, diabete mellito, neoplasia e broncopneumopatia cronica ostruttiva. Si sono osservate differenze relative alla concomitante presenza di TVP tra i pazienti EP-2019 (9/25; 36%) e quelli EP-COV e non-COVID-19 del 2021 (5/35; 15%). I valori di PCR nei pazienti EP-COV (6.23 ± 4.46) erano leggermente più alti rispetto ai pazienti EP-2021 (3.92 ± 3.31) e ai pazienti EP-2019 (4.40 ± 5.44).

Tabella 2. Valori di PCR

PCR		
2019	2021	2021 COVID
6,53	0,6	7,1
0,78	0,4	14,9
0,4	7,14	6,5

1,14	11,5	0,4
11,8	1	0,4
1,39	7,2	2,3
0,6	4,9	9,4
3,09	1,3	8,8
1,65	8,03	7,4
0,42	3,4	5,1
5,69	6,5	
7,6	0,5	
5,34	1,1	
2,54	0,4	
0,45	7,9	
23,04	2,6	
0,4	4,2	
3,35	1,2	
1,72	3,4	
3,5	5,2	
2,81	0,5	
0,4	0,4	
15,49	8,6	
2,12	6	
7,67		
4,40	3,92	6,23
5,44	3,31	4,46
test t student tra 2019 (x2) e 2021 covid (x1)		
0,94	differenza non significativa	
s^2	26,91	
s	5,19	

I livelli di D-dimero nel gruppo EP-COV erano significativamente più alti rispetto ai gruppi EP-2021 e EP-2019 (rispettivamente 25777.50 ± 22980.96 vs 12377.96 ± 19795.06 vs 7692.40 ± 6718.15).

Tabella 3. Valori di D-dimero

D-dimero		
2019	2021	2021 COVID
18450	5592	16579
1520	5393	39572
3790	12200	27081
8180	76993	10499
12670	2534	3784
1650	831	20699
870	6168	84697
20000	1523	13557
1800	7600	26141
9410	11753	15166
12610	10586	
2670	2041	
20000	2543	
1980	2259	
3040	21746	
3590	970	
940	5727	
19920	5842	
2740	18583	
2200	70988	
12950	6192	
3880	2617	

6200	14375	
14720	2015	
6530		
7692,40	12377,96	25777,50
6718,15	19795,06	22980,96
test t student tra 2019 (x2) e 2021 covid (x1)		
parametro t	differenza significativa con p value tra 0,001 e 0,005	
3,63		
s^2	176858391,9	
s	13298,81	

Non si sono riscontrate differenze nei valori di NT-proBNP (pazienti EP-COV 2697.02 ± 2817.33; EP-2021 3143.76 ± 5425.25; EP-2019 3057.12 ± 4439.59).

Tabella 4. Valori di NT-proBNT

NT-proBNT	2021 no covid	2021 COVID
2019		
888	2173	4000
1246	300	7667
412	21,31	24,16
17635	9325	1901
2300	5747	137
661	1209	805
967	1171	3533
119	1700	1511
7318	24550	7089
934	2237	303

3330	2369	
7909	35	
3400	6578	
350	716	
145	131	
14335	138	
129	487	
4000	1291	
260	4039	
4170	10397	
908	101	
1284	257	
919	208	
1909	270	
900		
3057,12	3143,76	2697,02
4439,59	5425,25	2817,33
test t student tra 2019 (x2) e 2021 covid (x1)		
parametro t	differenza non significativa	
-0,24		
s^2	16499218,22	
s	4061,92	

Non sono state riscontrate differenze radiologiche in merito all'estensione dell'EP quando valutata in termini di coinvolgimento bilaterale delle diramazioni delle arterie polmonari (5/10; 50% vs 13/25; 52% vs 12/25; 48% rispettivamente per i gruppi EP-COV, EP-2021 e EP-2019) e quando valutata in termini di coinvolgimento dei rami principali delle arterie polmonari (9/10; 90% vs 24/25; 96% vs 23/25 92%).

Discussione

Il confronto multiplo tra i tre gruppi di pazienti individuati nella nostra analisi ha mostrato quanto riportato nelle tabelle precedenti. I pazienti EP-2021 e i pazienti EP-2019 non presentavano differenze statisticamente significative per quanto riguarda le variabili analizzate: età, genere, storia di neoplasia, NT-proBNP, PCR e caratteristiche radiologiche. I pazienti EP-COV quando confrontati singolarmente con i pazienti EP-2021 e EP-2019, hanno confermato differenze statisticamente significative per livelli sierici di D-dimero con p-value tra 0.001 e 0.005. Dalle analisi effettuate emerge come le popolazioni EP-2021 ed EP-2019 siano statisticamente sovrapponibili tra loro per quanto riguarda le caratteristiche demografiche e cliniche. Per quanto riguarda i principali fattori di rischio cardiovascolari e le comuni comorbidità (ipertensione arteriosa, diabete mellito, neoplasia, dispnea) non sono state riscontrate differenze significative tra i tre gruppi; mentre soffermandoci sui pregressi episodi di EP o trombosi venosa profonda (TVP) sono risultati più frequenti nei pazienti COVID-19 negativi. Si è notato come i fattori di rischio per EP nei pazienti COVID-19 non includano quelli tradizionalmente associati al tromboembolismo venoso. Per quanto riguarda le caratteristiche radiologiche dell'EP nella nostra casistica non sono state riscontrate differenze significative riguardanti la localizzazione degli emboli nei pazienti COVID-19 rispetto ai pazienti non COVID del 2021 e 2019. Per quanto riguarda i dati laboratoristici i pazienti EP-COV mostrano livelli di D-Dimero significativamente maggiori quando comparati ai pazienti con EP COVID-19 negativi e ciò è in linea con i dati della letteratura dove i livelli più elevati di D-dimero risultano anche associati a un rischio più elevato di sviluppare EP. Questo studio ha delle limitazioni: è uno studio non randomizzato, osservazionale, retrospettivo che derivando dall'esperienza di una singola realtà di conseguenza ha valutato una limitata casistica di pazienti.

Conclusioni

Dal confronto tra i pazienti con EP associata a COVID-19 e i pazienti con EP non associata a infezione da COVID-19 emerge come nella nostra casistica l'infezione da SARS-CoV-2 abbia aumentato il caso di EP. L'infezione da SARS-CoV-2 ha determinato quindi un aumento dell'afflusso di pazienti con necessità di indagini diagnostiche mediante TC che ha reso necessaria l'istituzione di una turnazione aggiuntiva del personale tecnico in servizio presso l'Unità Operativa di Radiologia dell'ospedale "San Bortolo" di Vicenza.

Bibliografia

1. Faggioni L., Elementi di tomografia computerizzata, in Neri E., Paolicchi F. (a cura di), Milano, Springer, 2010.
2. Grasselli G, Zangrillo A, Zanella A, et al. Baseline characteristics and outcomes of 1591 patients infected with SARS-CoV-2 admitted to ICUs of the Lombardy Region, Italy. JAMA 2020;323:157481.
3. Richardson S, Hirsch JS, Narasimhan M, et al. Presenting characteristics, comorbidities, and outcomes among 5700 patients hospitalized with COVID-19 in the New York City Area. JAMA 2020;323:2052-9.
4. Zhou F, Yu T, Du R, et al. Clinical course and risk factors for mortality of adult inpatients with COVID-19 in Wuhan, China: a retrospective cohort study. Lancet 2020;395:1054-62.
5. Embolia polmonare Di Victor F. Tapson , MD, Cedars-Sinai Medical Center https://www.msmanuals.com/it-it/professionale/malattiepulmonari/embolia-polmonare/embolia-polmonare#v915343_it
6. Massini, R. (2013). Medicina interna. Milano: Mc Graw Hill Education

Ringraziamenti

Un primo e più sentito ringraziamento va al mio relatore Matteo per avermi dato fiducia e sostenuto in questi mesi di lavoro.

Ringrazio Barbara, per avermi incoraggiato in questi tre anni di formazione.

Grazie a tutto il personale delle unità operative di Arzignano e Vicenza in cui ho operato prestando, seppur poco, aiuto da tirocinante.

Per ultimi, ma non meno importanti, ringrazio infinitamente i miei genitori, i miei parenti, i miei amici e colleghi per avermi sempre supportato e sopportato in questi tre anni.