

800 1222·2022
ANNI



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Medicina

**Corso di Laurea triennale in Tecniche di Radiologia Medica, per
Immagini e Radioterapia**

Sede di Vicenza

Presidente: Prof. Roberto Stramare

Tesi di Laurea:

**La tomografia assiale computerizzata nello studio delle coronaropatie:
qualità dell'immagine e dosimetria**

Relatore: Dott. TSRM Andrea Barausse

Correlatore: Dott. Luca Spigolon

Laureando: Nicholas Rizzato

Anno Accademico 2021/2022

Indice

Introduzione.....	1
1. Capitolo 1 - Anatomia cardiaca e coronarica.....	3
1.1 Il cuore.....	3
1.2 Il circolo coronarico.....	4
1.3 Varianti anatomiche.....	5
1.4 Segmentazione del circolo coronarico.....	6
2. Capitolo 2 - Le coronaropatie.....	9
2.1 Aterosclerosi coronarica.....	9
2.2 La placca aterosclerotica.....	10
2.3 Fisiopatologia aterosclerosi coronarica.....	12
2.4 Diagnosi di coronaropatia.....	13
3. Capitolo 3 - Tomografia Assiale Computerizzata.....	15
3.1 Evoluzione delle apparecchiature TC.....	15
3.1.1 TC Spirale.....	16
3.2 Componenti di un sistema TC.....	18
3.3 Principi di funzionamento e formazione dell'immagine.....	21
3.4 Algoritmi di ricostruzione.....	22
3.5 Descrittori di qualità dell'immagine TC.....	24
3.6 Parametri di acquisizione.....	25
3.7 Modulazione della dose.....	27
4. Capitolo 4 - Dosimetria in TC.....	31
4.1 Indicatori dosimetrici.....	31
4.2 Descrittori dosimetrici: Computed Tomography Dose Index.....	32
4.3 Descrittori dosimetrici: Dose Length Product.....	33
4.4 Calcolo della dose efficace in TC.....	34
5. Capitolo 5 - Coronaro-TC.....	37
5.1 Cenni storici: dall'EBCT alla TC Multistrato.....	37

5.1.1 L'ascensione delle TC multistrato.....	38
5.2 Preparazione del paziente.....	39
5.2.1 Criteri di inclusione ed esclusione.....	39
5.2.2 Bradicardizzazione.....	40
5.2.3 Mezzo di contrasto.....	40
5.2.4 Modalità di somministrazione.....	42
5.3 Acquisizione delle immagini.....	42
5.3.1 Tecniche di cardiosincronizzazione.....	43
5.4 Ricostruzione delle immagini.....	46
5.4.1 Multiplanar reformatting (MPR).....	46
5.4.2 Ricostruzione di piani curvi (Curved MPR).....	47
5.4.3 Ricostruzioni Volumetriche (Volume Rendering).....	48
5.5 Calcium Scoring.....	49
5.7 Artefatti in Coronaro-TC.....	51
5.7.1 Artefatti da movimento.....	51
5.7.2 Artefatti da indurimento del fascio.....	52
5.7.3 Artefatto blooming.....	53
5.7.4 Artefatti da mezzo di contrasto.....	54
5.7.5 Artefatti da ricostruzione e post-processing.....	54
6. La nostra esperienza.....	55
6.1 Materiali e metodi.....	55
6.2 Preparazione all'esame.....	55
6.3 Acquisizione delle immagini.....	56
6.4 Ricostruzione ed elaborazione delle immagini.....	57
6.5 Analisi dell'immagine.....	57
6.6 Calcolo della dose efficace.....	58
6.7 Risultati: qualità dell'immagine.....	58
6.7.1 Caso 1.....	60
6.7.2 Caso 2.....	61
6.7.3 Caso 3.....	62
6.7.4 Caso 4.....	63

6.7.5 Caso 5.....	64
6.8 Risultati: dose efficace.....	65
6.8.1 Caso 6.....	66
6.8.2 Caso 7.....	67
6.9 Discussione.....	68
Conclusione.....	70
Bibliografia.....	73

INTRODUZIONE

Le malattie cardiache coinvolgono un numero sempre crescente di pazienti e risultano la causa più importante di morte al mondo, di queste, la maggior parte sono imputabili a malattie coronariche. La Coronaro-TC rappresenta la tecnica non invasiva d'eccellenza per lo studio delle arterie coronarie, differenziandosi dalla coronarografia, un esame maggiormente invasivo mirato allo studio del lume vascolare. L'evoluzione tecnologica delle apparecchiature tomografiche ha permesso la comparsa di specifiche modalità e tecniche di acquisizione, nonché l'uso di sistemi software adeguati a fornire immagini di qualità elevata, anche in distretti difficilmente analizzabili come le arterie coronarie, per la loro particolare localizzazione e conformazione anatomica. L'avvento delle TC multistrato e l'utilizzo delle tecniche di cardiosincronizzazione ECG hanno consentito di studiare volumi anatomici in tempi progressivamente più brevi, ottenendo indagini di elevata qualità nel distretto cardiaco. Nonostante il suo diffuso utilizzo, la Coronaro-TC rimane una procedura in cui la qualità dell'immagine, e quindi il valore diagnostico, è determinato da fattori sia tecnici che correlati al paziente. Gli artefatti da indurimento del fascio, da movimento dovuti all'elevata frequenza cardiaca o alla variabilità della stessa durante la scansione, possono ridurre in modo importante la qualità dell'immagine, limitandone le prestazioni diagnostiche. Nondimeno, nonostante l'utilizzo elevato della metodica, è necessario prestare attenzione al rischio associato alle radiazioni ionizzanti ricevute durante un esame, le quali possono talvolta essere molto elevate. L'elaborato ha l'obiettivo di valutare i possibili fattori che influenzano la qualità dell'immagine ed esaminare l'attuale impatto dosimetrico dell'angio-TC Coronarica.

Capitolo 1

Anatomia cardiaca e coronarica

Il sistema cardiocircolatorio è costituito da un insieme chiuso di vasi in cui il sangue è messo in circolazione grazie alla spinta del cuore. La principale funzione dell'apparato cardiocircolatorio è permettere la distribuzione di ossigeno e nutrienti a tutti i tessuti dell'organismo e, consentire allo stesso tempo, la rimozione di anidride carbonica o prodotti di scarto.

1.1 Il cuore

Il cuore esercita la funzione di pompa muscolare, sostenendo il flusso del sangue lungo l'albero vascolare. È localizzato nel torace, precisamente nel mediastino anteriore, fra i due polmoni, subito dietro lo sterno e le cartilagini costali. È separato dalla colonna vertebrale dalla presenza dell'aorta e dell'esofago. Inferiormente si appoggia sul diaframma, il quale lo separa dai sottostanti visceri addominali. Spazialmente è posto con l'apice rivolto in basso a sinistra e la base posta in alto a destra e leggermente indietro. Esternamente la parete del cuore è formata da tre strati: endocardio, miocardio ed epicardio. L'endocardio è una membrana che fodera internamente le camere cardiache e le valvole, il miocardio è il tessuto muscolare cardiaco, mentre l'epicardio è il foglietto viscerale del pericardio, il quale riveste la superficie esterna del cuore. Il pericardio è una sottile membrana che fornisce protezione e impedisce la sovradistensione del cuore, è costituito da due strati: quello viscerale (epicardio) e quello parietale, tra i due foglietti è presente la cavità pericardica, la quale contiene una piccola quantità di liquido utile ad impedire o ridurre eventuali attriti durante la fase di contrazione. Internamente il cuore è suddiviso in quattro cavità: due atri, destro e sinistro, posti superiormente, e due ventricoli, destro e sinistro, posti inferiormente. L'atrio e il ventricolo destro sono in comunicazione tra loro, formando il cuore destro (che pompa il sangue venoso), separati dalla valvola tricuspide; a loro volta anche l'atrio e ventricolo sinistro sono in comunicazione tra loro (pompando il sangue arterioso), separati dalla valvola mitrale. I setti interatriali ed interventricolari dividono il cuore a metà, separando le quattro cavità. Oltre alle valvole che mettono in comu-

nicazione atri e ventricoli, sono presenti due ulteriori strutture, che mettono in relazione le cavità cardiache con i vasi efferenti: la valvola semilunare polmonare (ventricolo destro – arteria polmonare) e la valvola semilunare aortica (ventricolo sinistro - aorta). Attraverso questo sistema anatomico complesso viene regolata la circolazione sanguigna. Il sangue venoso refluo periferico giunge dalla vena cava superiore e inferiore all'atrio destro, percorre il ventricolo destro per poi essere destinato al circolo polmonare attraverso le arterie polmonari. L'arteria polmonare principale, o tronco polmonare, origina dal ventricolo destro, si divide nelle arterie polmonari destra e sinistra e da qui in successive diramazioni che terminano in una vastissima rete capillare, contenuta nella parete degli alveoli. A livello degli alveoli avvengono gli scambi gassosi tra sangue povero di ossigeno e gli alveoli ricchi di ossigeno. Il sangue arricchito di ossigeno è trasportato al cuore attraverso quattro vene polmonari, le quali confluiscono nell'atrio di sinistra, il sangue verrà a sua volta riversato nel ventricolo di sinistra e successivamente, attraverso l'aorta, verrà distribuito in tutto l'organismo. L'irrorazione di sangue a livello di tutti i distretti dell'organismo avviene grazie alla funzione di pompa, esercitata dal cuore mediante fasi di contrazione e di distensione. L'alternarsi dei movimenti di contrazione e di rilassamento del muscolo cardiaco determinano una sequenza di eventi che viene chiamata ciclo cardiaco. La fase di contrazione viene chiamata sistole, mentre quella di distensione viene chiamata diastole. Durante la sistole il muscolo cardiaco si contrae e pompa il sangue verso il polmone e il resto dell'organismo. Successivamente, durante la diastole, il muscolo si rilassa e i ventricoli si riempiono di nuovo di sangue. L'intero ciclo permette al cuore di ricevere il sangue, di farlo circolare nelle sue cavità e di spingerlo nei vasi ^[1].

1.2 Il circolo coronarico

Dopo che l'aorta lascia il ventricolo sinistro, dà origine alle arterie coronarie di destra e sinistra, ovvero i vasi deputati all'irrorazione del muscolo cardiaco. Gli orifizi di apertura di queste due arterie sono localizzati profondamente a livello delle tasche formate da due delle cuspidi valvolari aortiche.

L'arteria coronaria sinistra (LCA) è solitamente di calibro lievemente superiore rispetto alla controlaterale, percorre il solco coronarico al di sotto dell'auricola sinistra e si divide alcuni rami (di solito 2).

Il primo tratto della coronaria sinistra è chiamato tronco comune (LM), si estende per una lunghezza variabile (generalmente 1-2 cm, con diametro di 3-6 mm) dall'ostio della coronaria sinistra al punto della sua biforcazione nelle arterie discendente anteriore e circonflessa. Talvolta vi possono essere delle varianti anatomiche tali per cui dal tronco comune nasce un terzo ramo intermedio.

L'arteria discendente anteriore (LAD) percorre il solco interventricolare anteriore verso l'apice, in prossimità del quale piega sulla faccia posteriore di cui percorre un breve tratto, qui si unisce con il ramo interventricolare posteriore. La discendente anteriore dà origine ai rami perforanti settali, che perfondono la porzione anteriore del setto interventricolare, ed ai rami diagonali, presenti in numero variabile (generalmente 2), che irrorano la parete anteriore del ventricolo sinistro. Questa arteria fornisce il sangue ad entrambi i ventricoli e ai due terzi anteriori del setto interventricolare.

Il ramo circonflesso (LCX) continua attorno al margine sinistro del cuore nel solco coronarico. Dà origine al ramo marginale sinistro, definito ramo marginale ottuso, che discende lungo il ventricolo sinistro. Il ramo circonflesso termina poi sulla faccia posteriore del cuore, fornisce il sangue all'atrio sinistro ed alla parete posteriore del ventricolo sinistro.

L'arteria coronaria destra (RCA) origina dall'aorta ascendente in corrispondenza del seno aortico destro, irroro l'atrio destro e il nodo senoatriale (pacemaker), continua lungo il solco coronarico al di sotto dell'auricola destra e dà origine a due rami. Il primo ramo, definito marginale destro acuto, discende verso l'apice del cuore e irroro il margine laterale dell'atrio e del ventricolo di destra. Il secondo ramo continua attorno al margine destro del cuore per raggiungere la faccia posteriore dello stesso, dando successivamente origine al ramo interventricolare posteriore. Questo ramo discende irrorando le pareti posteriori di entrambi i ventricoli e termina confluendo in una rete capillare anastomotica con l'arteria discendente anteriore ^[2].

1.3 Varianti anatomiche

Le anomalie nell'origine e nel decorso delle arterie coronariche sono presenti in una percentuale variabile tra lo 0,64 ed il 5,6% dei pazienti sottoposti ad esame coronarografico, lo schema dell'anatomia coronarica precedentemente illustrato è in realtà molto variabile. Alcune di queste varianti non hanno rilevanza clinica, mentre

altre possono rappresentare una patologia. In ordine di frequenza si osservano l'origine della circonflessa dalla coronaria destra o direttamente dal seno di Valsalva di questo lato e pertanto l'assenza del tronco comune della coronaria sinistra con origine autonoma della discendente anteriore e della circonflessa dal seno di Valsalva sinistro. Nella maggior parte dei casi la circonflessa anomala ha un decorso retro-aortico rispetto al solco atrio-ventricolare di sinistra e pertanto è priva di rilevanza clinica. L'anomalia più importante è l'origine del tronco comune dal seno di Valsalva destro o dalla coronaria destra. Il decorso tra l'arteria polmonare e l'aorta può essere la causa di una compressione del vaso e quindi di ischemia e morte improvvisa, durante o nell'immediatezza di uno sforzo fisico. Tra le anomalie meno frequenti si ricordano l'origine del tronco principale di sinistra o della discendente anteriore direttamente dal seno aortico di Valsalva destro o dalla coronaria destra, l'origine del tronco principale di sinistra dall'arteria polmonare, le fistole tra le coronarie ed il ventricolo destro o il seno coronarico e, infine, le fistole tra le coronarie e le arterie bronchiali [3].

1.4 Segmentazione del circolo coronarico

Nella valutazione anatomica della TC coronarica si fa riferimento, generalmente, alla classificazione in 15-16 segmenti dell'American Heart Association (figura 1), tale schema include la maggior parte dei segmenti con diametro superiore ad 1,5 mm. La coronaria destra è divisa in tre segmenti, i quali suddividono l'arteria in prossimale (1), media (2) e distale (3). Il tronco comune dell'arteria coronaria di sinistra corrisponde al segmento 5, l'arteria discendente anteriore è suddivisa nei segmenti 6, 7, 8 ed i relativi rami diagonali 9 e 10. L'arteria circonflessa è invece suddivisa nei segmenti 11 e 13, da cui decorrono ulteriori rami, segmenti 12, 14, 15. Suddividere in segmenti le arterie coronarie è essenziale per consentire l'identificazione dei vasi arteriosi in modo universale [4].

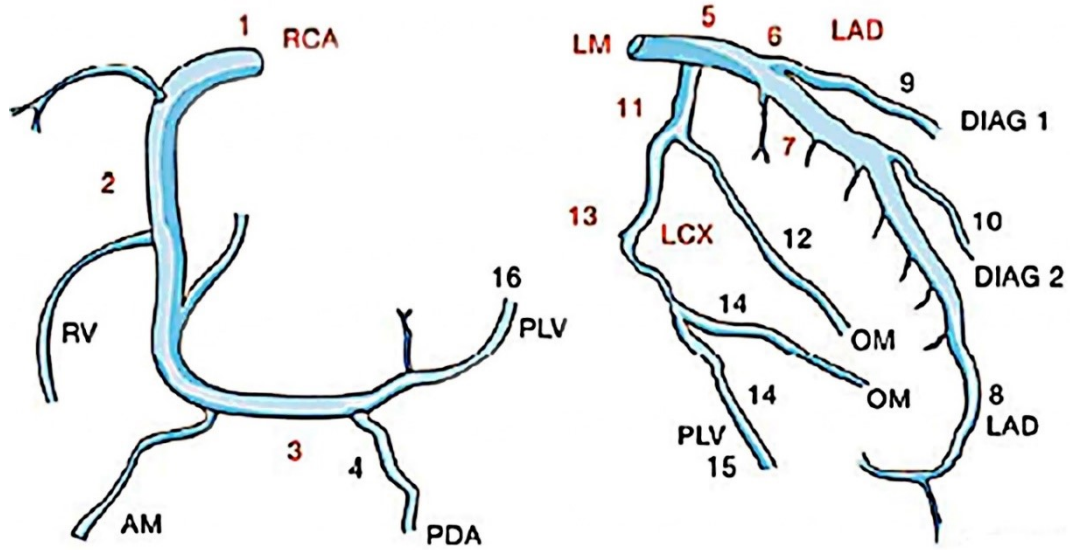


Figura 1 - Classificazione in 15-16 segmenti dell'American Heart Association. *RCA*: coronaria destra; *RV*: rami ventricolari destri; *AM*: ramo per il margine acuto; *PLV*: rami postero-laterali; *PDA*: discendente posteriore; *LCA*: coronaria sinistra; *LM*: tronco comune; *LAD*: discendente anteriore; *DIAG 1*: primo ramo diagonale; *DIAG 2*: secondo ramo diagonale; *LCX*: arteria circonflessa; *OM*: ramo marginale - Tratto da [2].

Capitolo 2

Le coronaropatie

Le malattie del cuore sono la causa più importante di morte al mondo, specialmente nei paesi ad alto tenore di sviluppo (circa il 45% di tutti i decessi nel nostro Paese), i 2/3 sono imputabili a malattie coronariche, definite anche coronaropatie, ovvero qualsiasi alterazione funzionale o anatomica delle arterie coronarie. Generalmente si distinguono due principali tipologie di malattie: congenite o acquisite. Le patologie congenite sono presenti fin dalla nascita, talvolta fatali, solitamente includono origini anomale delle coronarie o anomalie di decorso. Le coronaropatie acquisite, contrariamente, sono solitamente conseguenti a steno/occlusione di uno o più rami delle arterie coronarie su base aterosclerotica (causa di gran lunga più frequente) o non aterosclerotica (fenomeni embolici, flogosi, dissezione coronarica spontanea). Da diversi anni l'identificazione della lesione che classicamente si considera responsabile delle sindromi coronariche acute, la placca aterosclerotica, è l'obiettivo della ricerca clinica.

2.1 - Aterosclerosi coronarica

La causa principale di CAD (Coronary Artery Disease) è l'aterosclerosi coronarica, un processo che, inizialmente, si sviluppa come risposta infiammatoria della parete dei vasi, fino a portare alla formazione di lesioni croniche, le placche aterosclerotiche, ovvero depositi di ateromasici nella parete dei vasi, che causano una degenerazione arteriosa le cui conseguenze ostruiscono il flusso sanguigno. Il fabbisogno energetico del muscolo cardiaco è critico, un'interruzione di irrorazione ematica può causare necrosi nel giro di minuti, un deposito di grasso o un coagulo possono infatti causare un infarto miocardico (IMA), ovvero la morte improvvisa di un'area di tessuto privata del suo flusso sanguigno. I fattori determinanti l'aterosclerosi sono molteplici (tabella I), a questi si aggiungono altri fattori: alcool, agenti infettivi, parodontite, alcune malattie infiammatorie croniche quali la broncopneumopatia cronica ostruttiva, l'artrite reumatoide, le malattie renali croniche ^[5]. L'intervento terapeutico, in primo luogo, è la prevenzione primaria, basata sull'astensione dal fumo, dieta equilibrata, regolare esercizio fisico, mantenimento del peso corporeo nei limiti di normalità ed ottimale

gestione dello stress quotidiano, limitando i possibili fattori di rischio che possono portare allo sviluppo della patologia.

Ipercolesterolemia
Diabete
Sindrome metabolica (obesità, alterata regolazione glicemica, trigliceridi elevati, bassi livelli di colesterolo HDL, elevata pressione arteriosa)
Sovrappeso
Adiposità addominale
Familiarità per malattia coronarica
Immunocomplessi, amine vasoattive circolanti, infezioni virali
Ipersedentarietà
Abitudine al fumo
Età e sesso

Tabella I - Fattori di rischio sistemici dell'aterosclerosi – Tratto da [5].

Sebbene si osservi che il tasso di mortalità per CAD è diminuito negli ultimi quattro decenni, rappresenta ancora quasi un terzo dei decessi negli individui di età superiore ai 35 anni. L'incidenza della CAD continua a diminuire nei paesi sviluppati, ma a causa dell'immigrazione e del progressivo invecchiamento della popolazione, il numero assoluto di eventi coronarici non si ridurrà, ma potrebbe addirittura aumentare in un prossimo futuro. I paesi in via di sviluppo mostrano invece una notevole variabilità nell'incidenza della CAD, anche se la globalizzazione della dieta occidentale e l'aumento dello stile di vita sedentario hanno un impatto drammatico sul progressivo aumento dell'incidenza in questi paesi [6]. La progressiva diminuzione della mortalità per CAD nei paesi sviluppati negli ultimi decenni può essere dovuta sia a un trattamento efficace per la fase acuta che a migliori misure preventive primarie e secondarie.

2.2 - La placca aterosclerotica

La lesione tipica dell'aterosclerosi è l'ateroma o placca aterosclerotica, ossia un ispessimento della tonaca intima dovuto principalmente all'accumulo di materiale

lipidico (LDL) e a proliferazione di tessuto connettivo, che forma una cappa fibrosa (cicatriziale) al di sopra del nucleo lipidico. I meccanismi della malattia (figura 2) sono provocati dalle LDL e dagli altri fattori causali quali: ritenzione di lipoproteine, reclutamento di cellule infiammatorie, formazione di cellule schiumose, apoptosi e necrosi, proliferazione delle cellule muscolari lisce (SMC) e sintesi della matrice, calcificazione, angiogenesi, rimodellamento arterioso, rottura del cappuccio fibroso, trombosi e altro.

Anatomicamente la parete arteriosa è composta da tre strati:

- l'intima, composta dalle cellule endoteliali, dalle adiacenti cellule muscolari, dalla matrice extra-cellulare e separata dalla tunica media dalla membrana elastica interna;
- la media, composta da cellule muscolari lisce, elastina, e collagene, circondata dalla membrana elastica esterna;
- l'avventizia, contenente tessuto fibroso e circondata da tessuto connettivale perivascolare e grasso epicardico.

Lo strato più interno, ovvero quello intimo, rappresenta un punto critico dello sviluppo della placca. La classificazione dell'American Heart Association (AHA) suddivide le lesioni aterosclerotiche in sei categorie, iniziando dalla presenza isolata di cellule schiumose, passando per le strie lipidiche, gli ateromi e i fibroateromi, fino allo sviluppo delle cosiddette lesioni complicate (ematoma, emorragia, trombo).

Inizialmente particelle lipoproteiche ossidate si accumulano nell'intima. Successivamente si assiste all'infiltrazione di leucociti ed alla trasformazione di monociti in macrofagi. Questi, a loro volta, fagocitano le LDL ossidate e si trasformano in cellule schiumose, ricche di colesterolo, che subiscono un processo di apoptosi. Cellule muscolari lisce migrano dalla tunica media all'intima e producono matrice extracellulare, fornendo l'impalcatura strutturale della placca. Attraverso la produzione di citochine si accumulano ulteriormente nella placca cellule immunocompetenti quali linfociti T, monociti e plasmacellule. Il processo finale è la formazione di una lesione più o meno grande, costituita da un nucleo centrale lipidico, da un cappuccio fibroso connettivale, infiltrati di cellule immunocompetenti e noduli di calcio. Il calcio che si deposita nelle arterie coronarie è intimamente associato allo sviluppo della placca. È un processo attivo e può essere osservato in tutti gli stadi di sviluppo dell'ateroma [7].

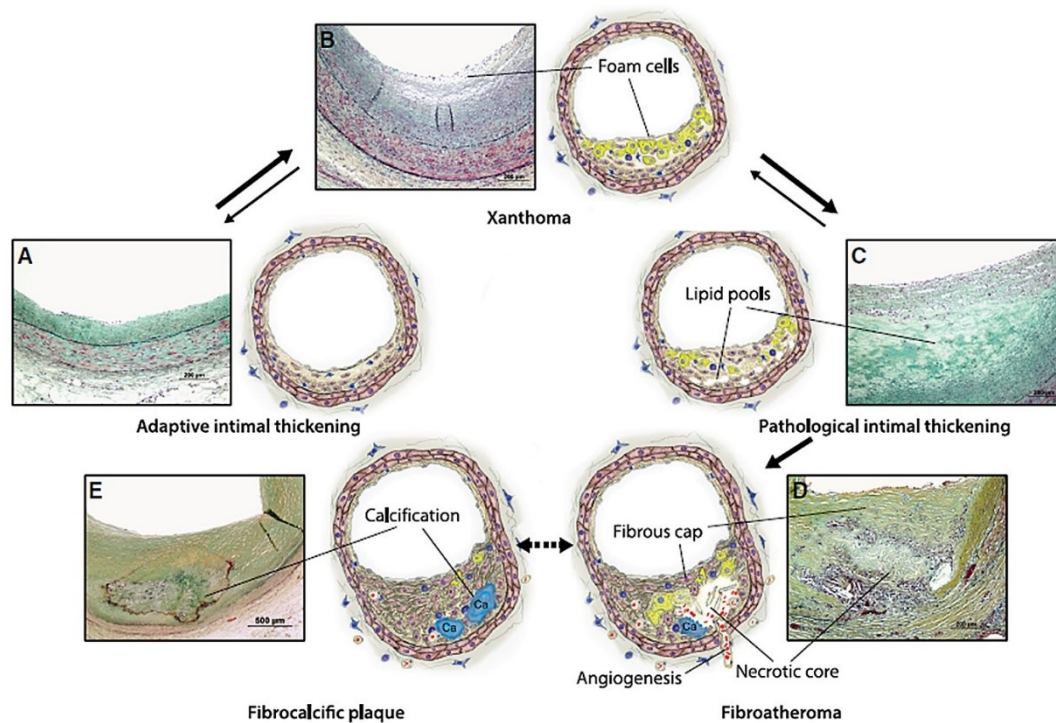


Figura 2 - Tipi di lesioni dell'aterosclerosi e sequenza proposta per il loro sviluppo. **A**, Ispessimento intimale adattativo caratterizzato dall'accumulo di cellule muscolari lisce all'interno dell'intima. **B**, Xantoma intimale corrispondente all'accumulo di cellule schiumose macrofagi all'interno dell'intima. L'ispessimento intimale patologico in **C** denota l'accumulo di pool lipidici extracellulari in assenza di necrosi apparente. **D**, Fibroateroma che indica la presenza di un nucleo necrotico. Il nucleo necrotico e il tessuto circostante possono eventualmente calcificare, formando la placca fibrocalcifica mostrata in **E**. Poiché alcuni dei tipi di lesioni avanzate (fibroeromi e placche fibrocalcifiche) si evolvono simultaneamente nella vita, le loro interrelazioni sono difficili da risolvere negli studi autoptici. Colorazione pentacromica di Movat – Tratto da [7].

2.3 - Fisiopatologia aterosclerosi coronarica

Clinicamente i sintomi dell'aterosclerosi si presentano dopo i 40-50 anni di età e sono dovuti all'insufficiente apporto ematico al tessuto cardiaco dipendente dall'arteria lesa. La coronaria affetta da aterosclerosi subisce un restringimento del lume, che rende il flusso ematico relativamente fisso, cioè incapace di aumentare in modo adeguato quando necessario, ovvero, ad esempio, in situazioni di sforzo fisico (la sintomatologia tende ad essere assente a riposo). Le tipiche manifestazioni cliniche sono: angina pectoris stabile, TIA, amaurosi transitoria. Possono però presentarsi anche manifestazioni acute in casi di occlusione totale o parziale del lume arterioso: angina pectoris instabile, infarto miocardico acuto, morte cardiaca improvvisa, infarto intestinale, ictus ischemico e tromboembolie arteriose degli arti. Affinché una stenosi arteriosa comporti una significativa riduzione del flusso ed essere definita

emodinamicamente significativa, è necessaria una riduzione del diametro del lume di almeno il 50%, che corrisponde a una riduzione del 75% del calibro (figura 3). Una tale riduzione non comporta una diretta ischemia del muscolo cardiaco ma individua solamente un potenziale rischio ischemico. Affinché vi sia una riduzione tale da limitare in modo importante il flusso di sangue durante uno sforzo è necessaria una stenosi di grado severo, che corrisponde ad una riduzione del diametro dell'arteria di circa il 90% [8].

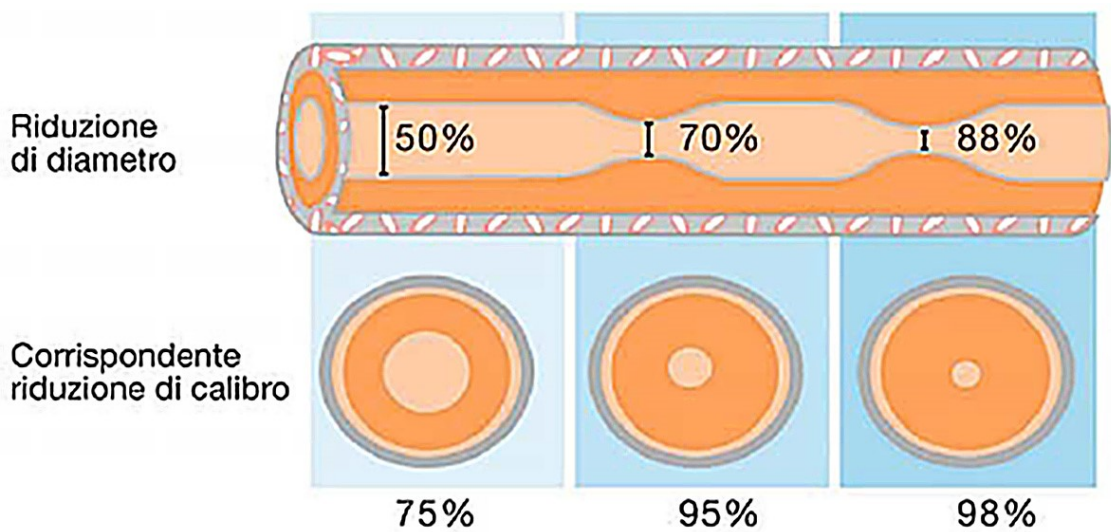


Figura 3 - Stenosi coronarica valutata in rapporto alla riduzione del lume o del diametro – Tratto da [8].

2.4 – Diagnosi di coronaropatia

La diagnosi di coronaropatia viene effettuata tramite una valutazione clinica della sintomatologia riportata dal paziente e confermata successivamente da una serie di indagini diagnostiche invasive o non invasive.

L'angiografia coronarica invasiva (ICA) è lo standard di riferimento per la valutazione delle stenosi coronariche a causa della sua alta risoluzione temporale e spaziale, nonché della capacità di eseguire interventi terapeutici nella stessa sessione. L'ICA permette infatti, oltre la valutazione della presenza di stenosi emodinamicamente significative, la possibilità di eseguire un trattamento volto ad aumentare l'apporto di sangue al muscolo cardiaco attraverso l'utilizzo di opportuni cateteri e stent. L'angiografia coronarica è considerato un esame invasivo in quanto prevede il cateterismo dell'arteria radiale fino a raggiungere la base dell'arco aortico e le coronarie da studiare, successivamente

tramite l'iniezione di mezzo di contrasto è possibile procedere alla valutazione delle arterie. L'angiografo con cui viene effettuato l'esame permette l'acquisizione di immagini dinamiche, consente di realizzare una valutazione in tempo reale dell'andamento del flusso sanguigno all'interno del vaso. Come ogni procedura angiografica invasiva sono presenti differenti rischi o complicazioni quali: infezioni in sede di accesso, sanguinamento, lesioni sulle pareti delle arterie, danno a strutture circostanti.

La tomografia assiale computerizzata con mezzo di contrasto è stata successivamente introdotta come metodo per la visualizzazione non invasiva delle stenosi coronariche grazie ai progressi tecnici negli scanner. La disponibilità di apparecchi multistrato (TCMS) con risoluzione spaziale longitudinale submillimetrica e tempi di scansione sempre più ridotti ha aperto la strada alla valutazione del cuore con scanner TC. A differenza dell'angiografia coronarica invasiva (figura 4), la Coronaro-TC permette di ottenere immagini statiche, tramite scansioni dell'intero volume cardiaco con una metodica non invasiva.

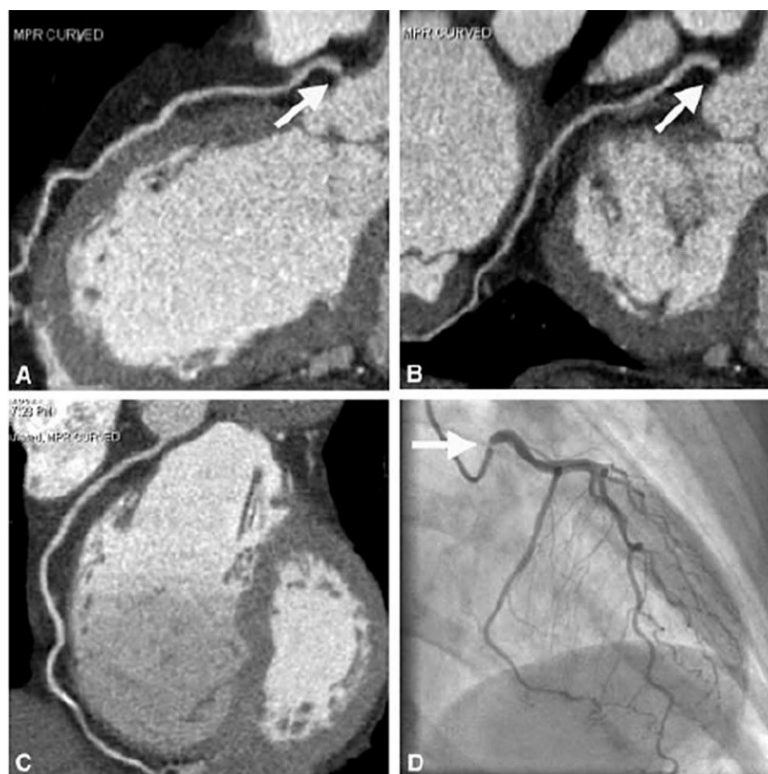


Figura 4 - A. Ricostruzione multiplanare curva (CPR) dell'arteria coronaria discendente sinistra (freccia indica la stenosi). B. CPR dell'arteria coronaria circonflessa sinistra (freccia indica la stenosi). C. CPR dell'arteria coronaria destra D. Coronarografia mostra una grave a sinistra – Tratto da [9].

Capitolo 3

Tomografia Assiale Computerizzata

La tomografia assiale computerizzata è una tecnica di imaging ideata nel 1972 che sfrutta le radiazioni ionizzanti per ottenere immagini che rappresentano sezioni trasversali del corpo. I primi tomografi furono progettati appunto negli anni Settanta, successivamente, grazie alla progressiva evoluzione tecnologica delle apparecchiature, nascono le moderne TC multistrato, in grado di acquisire immagini di elevata qualità diagnostica per lo studio di ogni distretto corporeo, divenendo oggi una metodica di indagine radiologica di fondamentale importanza.

3.1 Evoluzione delle apparecchiature TC

Il progresso delle differenti tecniche di diagnostica per immagini è legato all'evoluzione della tecnologia hardware e dei software di calcolo, visualizzazione e ricostruzione dell'immagine. Il miglioramento delle apparecchiature TC ha portato ad una loro classificazione in generazioni, ciascuna delle quali è caratterizzata da una diversa geometria del complesso tubo-detettori:

I Generazione

Il primo sistema era costituito da un tubo radiogeno che emetteva un fascio lineare di raggi X. Per eseguire una scansione il tubo radiogeno compiva prima una traslazione e poi una rotazione di un grado; questi due movimenti venivano ripetuti per 180 volte al fine di ottenere una rotazione complessiva intorno al paziente di 180°. Solidale al tubo radiogeno e posto in posizione diametralmente opposta vi era un unico detettore, in grado di rilevare l'attenuazione del fascio di raggi X. I tempi di acquisizione risultavano da 3-5 minuti per ogni singolo strato acquisito, con possibilità di acquisizione limitate a distretti privi di movimento.

II Generazione

I principali miglioramenti introdotti nel secondo prototipo di TC riguardarono l'accorciamento dei tempi di acquisizione e la possibilità di effettuare scansioni

maggiormente ampie. Il fascio radiante era composto da un ventaglio di ampiezza variabile da 3 a 20 gradi che colpiva un sistema di 3-30 rilevatori, pur mantenendo il principio di traslazione/rotazione. L'introduzione di queste apparecchiature permise un notevole risparmio di tempo durante l'acquisizione (una singola scansione con questa generazione di tomografi comportava solo alcune decine di secondi).

III Generazione

Grazie a un miglioramento della tecnologia, piuttosto che l'applicazione di principi di funzionamento innovativi, i tomografi di "terza generazione" (introdotti nel 1975) soppiantarono quelli delle generazioni precedenti ed ebbero un tale successo che sono a oggi la tipologia più diffusa. Essi si differenziano da quelli della seconda generazione per via del fascio a raggi X ancora più ampio (dai 30 ai 50 gradi) tanto da riuscire a comprendere l'intera porzione anatomica da studiare. Anche il numero dei detettori risulta ampiamente aumentato, raggiungendo le diverse centinaia di elementi. Si elimina il movimento di traslazione e la rotazione è di 180-360 gradi, il tempo di scansione per singolo strato viene ridotto ad 1 secondo circa ^[10].

IV Generazione

Il modello di quarta generazione prevede un ampio numero di detettori (600-1200), disposti lungo una completa corona circolare posta attorno al paziente. Il fascio radiante a ventaglio ruotava mentre i detettori rimanevano fissi. Questa tecnologia fu abbandonata per l'elevato costo di produzione e lo scarso miglioramento riguardante la qualità dell'immagine apportato.

3.1.1 TC Spirale

I tomografi moderni derivano da quelli di terza generazione ma hanno una caratteristica fondamentale, quella di acquisire a spirale un volume anatomico e non solamente una singola sezione (figura 5). Nella modalità di acquisizione sequenziale (step and shoot) il tubo radiogeno ruota attorno al paziente fino a compiere una rotazione completa del corpo del paziente, successivamente il lettino si sposta in senso longitudinale per l'acquisizione dello strato successivo. Questa modalità di acquisizione è limitata dalla lunga durata di scansione, per questo è indicata nei distretti anatomici non soggetti a

movimento. Invece, nei tomografi a rotazione continua ad acquisizione a spirale, il tubo radiogeno e i rilevatori sono montati su un anello rotante che si alimenta a "contatti striscianti" (slip ring). Questa metodica consente l'acquisizione delle immagini in modo continuo: mentre il tavolo che porta il paziente si muove su un piano di scorrimento, i piani di scansione descrivono un'elica attorno al paziente, ottenendo una scansione "a spirale". Riduzione dei tempi di scansione, eliminazione di artefatti da movimento (nonché migliore qualità delle immagini), sono i principali vantaggi che hanno portato la tecnologia a spirale a preferire la modalità sequenziale per alcune applicazioni cliniche ^[11]. Un parametro caratteristico dell'acquisizione spirale è il *pitch*, ovvero il fattore che indica mediante un'unica formula: velocità avanzamento lettino, velocità di rotazione del complesso tubo detectori e spessore di strato.

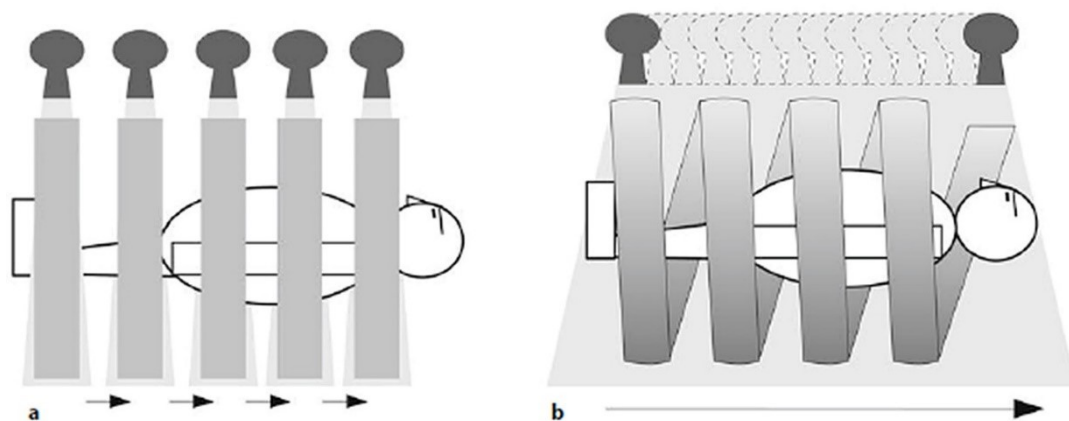


Figura 5 - Mentre la TC convenzionale (a) si basa sull'acquisizione sequenziale di strati successivi mediante tecnica step-and-shoot (registrazione dati e tavolo fermo - tubo spento e avanzamento del tavolo - registrazione dati dello strato successivo con rotazione del complesso tubo-detettori in senso opposto e tavolo fermo...), la TC spirale (b) prevede la rotazione continua del complesso tubo-detettori accoppiata alla traslazione continua del tavolo, comportando una geometria di scansione elicoidale (o spirale) che necessita di un processo di interpolazione matematica dei dati grezzi ottenuti per la generazione di immagini assiali - Tratto da [11].

In seguito al continuo aggiornamento delle apparecchiature vengono prodotte le moderne TC multistrato (TCMS): ad ogni rotazione del sistema tubo-detettore sono acquisite più fette contemporaneamente grazie alla presenza di molteplici strati di rilevatori lungo la direzione longitudinale, consentendo l'acquisizione di una superficie corporea maggiormente ampia con una singola rotazione. Tramite l'evoluzione hardware e software dei sistemi TCMS sono stati brevettati apparecchi con un numero

sempre maggiore di strati (8, 16, 32, 64, 128, 256, 320), che consentono di coprire lo stesso volume anatomico in tempi progressivamente più brevi, ottenendo indagini di elevata qualità in tutti i distretti corporei.

3.2 Componenti di un sistema TC

Le apparecchiature TC sono composte da diversi componenti:

Gantry

È la struttura circolare di uno scanner TC nel quale sono presenti i componenti fondamentali del sistema (tubo radiogeno, collimatori, detettori, DAS, filtri, generatore ad alta tensione, sistemi di raffreddamento). Caratterizzato da un'apertura ad anello dove scorre il lettino porta paziente, il gantry ha un diametro di circa 70cm e può essere inclinato di differenti angolazioni fino a $\pm 30^\circ$ (in base all'esame da effettuare) e alle diverse necessità.

Tubo radiogeno

Sistema dotato di anodo e catodo grazie al quale vengono prodotti i fotoni per radiazione di frenamento. Il catodo è costituito da uno o due filamenti di tungsteno inseriti in un alloggiamento chiamato "coppa focalizzatrice", mentre l'anodo è formato da un disco collegato a un rotore, è costituito da atomi pesanti, come renio, tungsteno o molibdeno, e possiede una macchia focale che presenta un angolo di inclinazione del target di circa 12° e una velocità di rotazione variabile tra 3500 e 10 000 rpm (rotazioni per minuto). I tomografi attualmente utilizzati permettono di impostare una tensione variabile da 80 a 140 kV e una corrente che può raggiungere valori di 800 mA continui, anche se le potenze massime non possono essere sostenute per lunghi tempi di acquisizione per non eccedere i limiti di dissipazione termica del tubo radiogeno ^[12].

Collimatori

Per collimazione si intende il processo di modulazione geometrica del fascio in uscita dal tubo secondo le esigenze dello studio. In TC vengono indicati due diversi tipi di collimatori: pre-paziente e post-paziente. I collimatori pre-paziente presenti negli scanner TCMS sono composti da materiale a elevato numero atomico e sono posizionati

nel punto di uscita dei fotoni, la loro apertura determina l'ampiezza del fascio di raggi X necessario per illuminare i detettori nelle loro varie configurazioni geometriche. Se nei precedenti scanner (prima e seconda generazione) e nelle apparecchiature spirali a singolo strato (TCSS) la collimazione pre-paziente determinava anche lo spessore dello strato dell'immagine acquisita, nello scanner TCMS lo spessore dello strato viene regolato dall'apertura dei singoli canali del detettore.

La collimazione post-paziente, negli scanner TCMS, avviene in prossimità del detettore ed ha il compito di rimuovere la componente di scattering del fascio di fotoni X. Questo avviene grazie alla presenza di sottili piastre formate da un materiale adatto ad assorbire i raggi X, posizionate tra le colonne e le file di rivelatori. Nelle attuali apparecchiature TCMS, il concetto di collimazione post-paziente è inoltre legato alla dimensione dei canali del detettore e dai setti che si interpongono tra le varie celle ^[13].

Detettori

I fotoni emessi dal tubo radiogeno, successivamente all'interazione con il distretto anatomico esaminato, subiscono un processo di attenuazione in base al numero atomico Z dei differenti tessuti. I detettori costituiscono il sistema di rilevazione dei fotoni attenuati. Nei moderni sistemi TCMS i detettori sono costituiti da materiali allo stato solido, formati da un cristallo di scintillazione accoppiato a un fotodiodo, mentre nei precedenti sistemi TC erano presenti anche detettori a stato gassoso. Per quanto riguarda i rivelatori a stato solido, quando la radiazione X colpisce il cristallo, il fotone genera un segnale luminoso che viene prima amplificato da un fotoamplificatore e successivamente trasformato in un elettrone mediante il fotodiodo; questi segnali elettrici vengono campionati e trasformati in segnali digitali che porteranno alla produzione dell'immagine.

DAS

I DAS (Data Acquisition System) costituiscono l'insieme dei componenti che si occupa di raccogliere il segnale analogico proveniente dai detettori, convertirlo in digitale e trasferire i dati alla workstation di lavoro. I valori numerici che ad ogni scansione il DAS trasferisce al computer per l'elaborazione rappresentano i dati grezzi che devono successivamente essere elaborati ^[14]. Inoltre, siccome il trasferimento dei dati effettuato

dei DAS è origine di rumore, i moderni scanner sono dotati di sistemi capaci di trasferire dati con riduzione del rumore elettronico.

Filtri

I filtri sono sistemi posizionati all'uscita del fascio di fotoni X, influiscono sulla qualità del fascio radiogeno e sulla dose di radiazione assorbita dal paziente. Il sistema anodo-catodo non produce un fascio X omogeneo, ma tipicamente multienergetico. Quando un fascio di raggi X costituito da diverse energie attraversa molti materiali, i fotoni di determinate energie penetrano meglio di altri. I fotoni a bassa energia in uno spettro di raggi X non contribuiscono alla formazione dell'immagine, bensì solo all'esposizione del paziente. Tramite il posizionamento di materiali metallici prima dell'interazione con il corpo del paziente è possibile eliminare le componenti a bassa energia del fascio che non sono utili alla formazione dell'immagine e, in secondo luogo, a rendere il fascio il più omogeneo possibile.

Generatore ad alta tensione

Considerato come un convertitore di tensione con la funzione di trasformare la tensione di alimentazione in alta tensione. Permette all'apparecchiatura di raggiungere adeguati kV durante l'acquisizione.

Sistemi di raffreddamento

Sistemi deputati al mantenimento delle temperature ideali dell'apparecchiature tramite l'utilizzo di ventole e liquidi refrigerati posti in particolari punti del sistema TC.

Letto porta paziente

È un supporto mobile sul quale viene posizionato il paziente durante la scansione, realizzato con materiale radiotrasparente (fibra di carbonio) così da evitare artefatti durante l'acquisizione delle immagini.

Consolle di comando, ricostruzione e refertazione

La workstation di comando è la postazione dotata della strumentazione al fine di acquisire l'immagine, comprende un computer ed eventualmente altri monitor.

Successivamente all'acquisizione le immagini possono essere inviate ad una workstation per effettuare le ricostruzioni utili alla refertazione dell'esame.

3.3 Principi di funzionamento e formazione dell'immagine

La tomografia assiale computerizzata utilizza una serie di detettori, i quali ruotano solidali con il tubo radiogeno, per misurare l'attenuazione subita dai raggi X nell'attraversare i tessuti del corpo con diversa densità. L'immagine è inizialmente rappresentata come quantità di dati memorizzati, i quali vengono successivamente elaborati come mappa numerica dei valori di assorbimento in base ai coefficienti di attenuazione assegnati al singolo tessuto. Alla matrice numerica vengono fatti corrispondere diversi valori di grigio per ottenere un'immagine visibile, organizzati in una matrice costituita da pixel. A ciascun pixel corrisponde un particolare valore di attenuazione, l'elaborazione dell'immagine consiste nel trasformare i valori di attenuazione media di ciascun pixel in un proporzionale valore di tonalità di grigio; tale valore prende il nome di numero Hounsfield, il quale viene calcolato mediante l'equazione:

$$HU = k \frac{u_t - u_w}{u_w}$$

- u_t e u_w rappresentano il coefficiente di attenuazione lineare del tessuto e dell'acqua
- k è una costante, normalmente $k = 1000$

Nelle TC attuali normalmente le unità Hounsfield hanno una scala che varia da -1024 HU a $+3071$ HU (figura 7), corrispondenti a 4096 differenti valori di grigio. I limiti superiori della scala Hounsfield possono arrivare a 1000 per le ossa, a 2000 per le ossa dense come la coclea e a più di 3000 per i metalli come l'acciaio o l'argento.

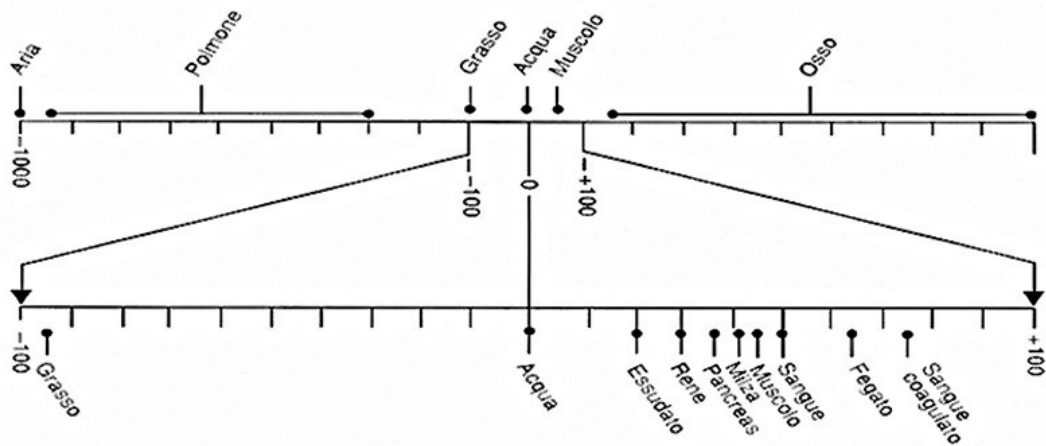


Figura 7 - Scala Hounsfield.

Un tessuto più denso, con un maggiore assorbimento del fascio di raggi X, ha valori positivi e appare iperdenso, un tessuto meno denso, con un minore assorbimento del fascio di raggi X, ha valori negativi e appare ipodenso.

3.4 Algoritmi di Ricostruzione

La fase di elaborazione dei dati consiste in un processo fisico-matematico complesso, il quale utilizza determinati algoritmi di ricostruzione al fine di ottenere l'immagine finale. I primi scanner TC all'inizio degli anni 1970 utilizzavano algoritmi di ricostruzione differenti rispetto a quelli tuttora utilizzati. La Retroproiezione Semplice è la tecnica iniziale utilizzata nelle apparecchiature per l'elaborazione dei raw data, questi sistemi di ricostruzione vennero sostituiti successivamente con gli algoritmi di Retroproiezione Filtrata (FBP) con l'obiettivo di migliorare la qualità dell'immagine; solo dal 2009 divennero disponibili i primi algoritmi di Ricostruzione Iterativa. Successivamente all'acquisizione l'apparecchiatura registra un set di dati grezzi composto dall'insieme di tutte le proiezioni acquisite nelle varie angolazioni, definito sinogramma. Attraverso retroproiezione semplice i volumi acquisiti vengono ricostruiti dai dati di proiezione (sinogrammi), avvalendosi di una fase del processo definita retroproiezione: i pixel che si trovano lungo il raggio considerato andranno ad assumere lo stesso valore, proiettando il valore della proiezione lungo tutta la linea di irraggiamento, sommando tutti i contributi per ottenere l'immagine finale. Il problema principale della retroproiezione semplice viene definito "blurring" e consiste nel fatto

che i valori numerici dei singoli punti ricevono il contributo anche dai punti adiacenti, creando un'impresione dei valori elaborati. Attraverso la FBP, i volumi acquisiti vengono ricostruiti dai dati di proiezione (sinogrammi) applicando un filtro passa-alto seguito da una fase di proiezione all'indietro (figura 8). L'utilizzo dei filtri consente di migliorare i profili di attenuazione prima della retroproiezione, contribuendo all'eliminazione della sfocatura dell'oggetto ricostruito. Lo svantaggio principale della FBP è la forte relazione tra dose di radiazioni e rumore, che è particolarmente problematica nei pazienti obesi.

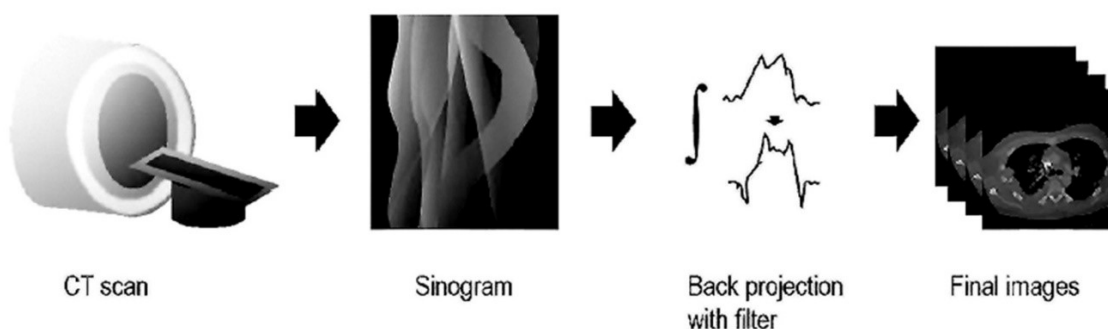


Figura 8 - Illustrazione schematica della ricostruzione dell'immagine mediante retroproiezione filtrata. Dopo l'acquisizione, i dati grezzi costituiti dalla misurazione dei profili di attenuazione in più angolazioni vengono trasformati in un dominio dell'immagine con un filtro o un kernel per compensare la sfocatura che emerge con la ricostruzione – Tratto da [15].

Mentre gli scanner clinici operavano con FBP, la comunità di ricerca CT ha dedicato uno sforzo significativo allo sviluppo di algoritmi IR avanzati, con l'obiettivo di abilitare CT a basse dosi con un'elevata qualità diagnostica. Il metodo IR inizia con la creazione di una stima dell'immagine che è sostanzialmente uguale a FBP. La stima dell'immagine viene proiettata in un sinogramma artificiale e corretta in modo iterativo rispetto al sinogramma originale (figura 9) [15]. Nel 2009, il primo algoritmo IR chiamato IRIS (iterative ricostruzioni in image space, Siemens Healthineers) ha ricevuto l'autorizzazione, entro 2 anni, quattro algoritmi IR più avanzati hanno ricevuto l'approvazione: ASIR (ricostruzione iterativa statistica adattiva, GE Healthcare), SAFIRE (ricostruzione iterativa con sinogramma, Siemens Healthineers), iDose4 (Philips Healthcare) e Veo (GE Healthcare) [16].

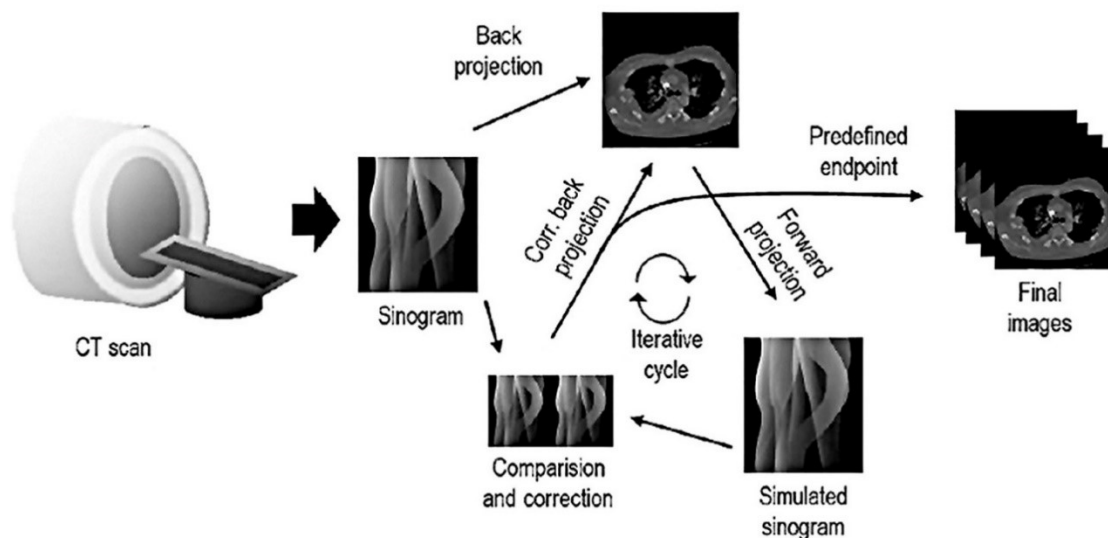


Figura 9 - Illustrazione esemplificativa semplificata della ricostruzione iterativa dell'immagine. Dai dati grezzi viene generata una stima dell'immagine ricostruita, che viene confrontata iterativamente con il sinogramma originale e corretta – Tratto da [15].

3.5 Descrittori di qualità nell'immagine TC

I principali fattori determinanti la qualità l'immagine sono:

Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale è la capacità di rappresentare come distinti due oggetti di misura ridotta, quindi la capacità di discriminare il dettaglio di un'immagine. È dipendente dai pixel utilizzati (matrice), FOV, macchia focale, spessore di strato ed algoritmo di ricostruzione utilizzato.

Risoluzione di contrasto

La risoluzione di contrasto è la capacità di rappresentare come distinti due oggetti di densità simile, ovvero con numeri UH leggermente differenti. I parametri dosimetrici influenzano fortemente la risoluzione di contrasto (kV e mAs): riducendo la tensione si ottengono fotoni meno penetranti, più fenomeni di attenuazione e quindi una miglior risoluzione di contrasto, mentre aumentando i mAs si aumenta la quantità di fotoni emessi e di conseguenza cresce la differenza di attenuazione tra oggetti con coefficienti di attenuazione diversi. Bisogna inoltre considerare anche il modo in cui le immagini vengono visualizzate: attraverso le varie finestre disponibili o l'applicazione di

eventuali filtri. Una finestra ottimale consente di visualizzare dettagli altrimenti non visibili, ottenendo immagini mirate alle densità delle strutture di interesse.

Risoluzione temporale

In TC la risoluzione temporale indica il tempo minimo necessario per acquisire un determinato distretto corporeo. La velocità di rotazione del sistema tubo-detettori e le caratteristiche dei sistemi di acquisizione dell'immagine sono i principali elementi che influiscono sulla risoluzione temporale. È un indicatore di qualità importante per lo studio di organi in movimento, dove eventuali artefatti possono influire negativamente sulla qualità dell'immagine finale.

Rapporto segnale/rumore

Il rapporto segnale rumore è un indicatore di qualità calcolato mediante il rapporto tra il segnale ottenuto nell'immagine ed il rumore di fondo. Nelle immagini TC il rumore all'interno di una data regione di interesse (ROI) è definito statisticamente come la deviazione standard della densità nella ROI. È dipendente dallo spessore di strato, tensione del tubo, esposizione e dimensioni del pixel.

3.6 Parametri di acquisizione

Un'apparecchiatura TC è dotata di molteplici parametri impostabili dall'operatore, i quali influenzano la qualità dell'immagine e la dose di radiazioni finale a cui verrà sottoposto il paziente.

Scanogramma

Lo scanogramma (scout) è un'immagine necessaria prima dell'acquisizione TC (figura 10), utile all'impostazione del volume corporeo da acquisire e, grazie alle nuove tecnologie delle apparecchiature, è inoltre necessario per una corretta modulazione della dose durante la scansione TC. Gli scanogramma sono molto simili ad immagini radiografiche, vengono acquisiti a tubo fisso nelle proiezioni Antero-posteriore (tubo posto a 0° sopra il paziente) e latero-laterale (tubo posto a 90° lateralmente al paziente).

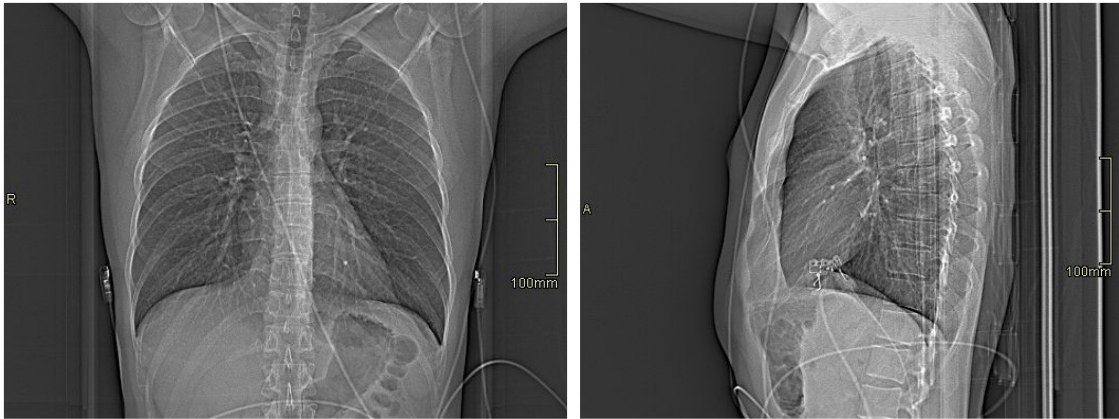


Figura 10: Scanogramma Antero-Posteriore e Latero-Laterale in un paziente sottoposto a Cardio-TC.

Tensione del tubo (kV)

La tensione del tubo definisce la differenza di potenziale tra anodo e catodo. Il voltaggio comunemente utilizzato in uno scanner TC varia tra 80 e 140 kV, il valore generalmente più usato nei pazienti adulti è di 120 kV. Nel caso di pazienti di piccola taglia o pediatrici, i valori normalmente utilizzati sono compresi tra 80 e 100 kV.

Corrente del tubo radiogeno (mAs)

Per corrente del tubo si intende la quantità di fotoni emessi dal tubo radiogeno in un certo arco di tempo. A differenza dei kV, i quali sono solitamente impostati dall'operatore in base al BMI (body mass index) del paziente, nelle apparecchiature tuttora utilizzate sono presenti dei programmi di modulazione della corrente, basati sulla variazione dell'attenuazione dei tessuti esaminati.

FOV di Scansione (SFOV)

Per SFOV si intende l'area sottoposta a scansione. L'operatore sceglie il differente campo di scansione in base alla regione anatomica da studiare, il quale deve contenere la struttura anatomica in studio senza eccedere, per evitare di erogare al paziente inutili dosi di radiazioni. La regione in studio deve essere posta all'isocentro del gantry, poiché una qualsiasi parte del corpo posizionata esternamente allo SFOV ma all'interno dell'apertura del gantry, oltre a non poter essere ricostruita, può causare artefatti nell'immagine. Oltre al FOV di scansione, l'apparecchiatura permette di scegliere il

FOV di ricostruzione (RFOV), ovvero la dimensione del campo visivo di scansione che verrà ricostruito per formare l'immagine TC.

Pitch

Indica in un unico parametro: velocità avanzamento lettino (L), velocità di rotazione del complesso tubo detettori (R), spessore di strato (S). Viene calcolato mediante la formula:

$$Pitch = L \times R/S$$

Il pitch si calcola all'isocentro ed ha come valore di riferimento il valore 1. Un $pitch = 1$ significa che lo spostamento del lettino è uguale alla dimensione della collimazione, di fatto nessuna zona del corpo riceve due volte il contributo di dose. Quando il $pitch < 1$ invece, il minore spostamento del lettino (inferiore alla collimazione) determina maggior irradiazione e sovracampionamento dei dati. Al contrario, per valori $pitch > 1$, si ha maggiore spostamento del lettino, sottocampionamento di dati e corrispondente risparmio di dose radiante; tuttavia, questo causa un decadimento della qualità dell'immagine.

3.7 Modulazione della dose

Per esigenze radioprotezionistiche dovute all'elevata dose di radiazioni a cui sono sottoposti i pazienti negli esami TC, le diverse case produttrici hanno progettato differenti sistemi per modulare la dose impostabili dall'operatore: la modulazione della corrente del tubo e la modulazione della tensione del tubo.

Modulazione corrente del tubo

Un parametro fondamentale che influisce sulla dose al paziente è il prodotto tra la corrente nel tubo e il tempo di esposizione (mAs). A parità di tutti gli altri parametri di scansione, una riduzione della corrente al tubo comporta una riduzione della dose al paziente e un aumento del rumore nelle immagini. È possibile impostare manualmente la corrente nel tubo sulla base del peso e delle dimensioni del paziente, per cercare di ottenere un compromesso tra rumore e dose al paziente. Questo approccio però non consente di avere una qualità dell'immagine costante lungo tutta la sezione esaminata.

Le tecniche di modulazione automatica della corrente permettono di mantenere una qualità dell'immagine costante per una determinata selezione di parametri di esposizione impostati, in quanto rispondono in maniera rapida alle variazioni di attenuazione del fascio. Attualmente sono disponibili due tecniche:

- Modulazione lungo l'asse z: La corrente nel tubo viene modulata rotazione per rotazione tenendo conto delle variazioni nell'attenuazione lungo l'asse z longitudinale del paziente. In questo modo il livello medio di rumore in uno strato si mantiene approssimativamente costante per diverse posizioni lungo l'asse z (figura 11).
- Modulazione angolare: La modulazione avviene durante ogni singola rotazione, in modo tale da compensare grosse deviazioni dalla simmetria circolare del paziente (figura 12).

La modulazione automatica della corrente nel tubo richiede una conoscenza delle caratteristiche di attenuazione del paziente che si possono ricavare a partire da un'immagine scout [17].

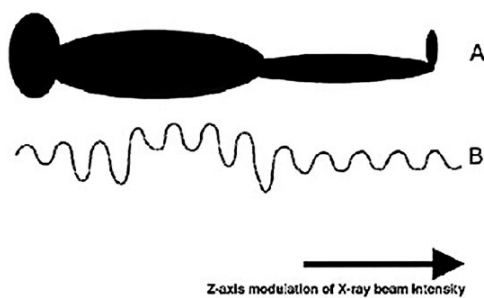


Figura 11 - Modulazione lungo l'asse z -
Tratto da [17].

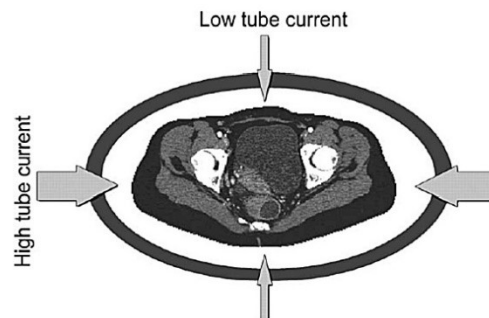


Figura 12 - Modulazione angolare -
Tratto da [17].

Modulazione tensione del tubo

La tensione del tubo è un parametro impostabile dall'operatore che influisce sulla dose di radiazioni a cui è sottoposto il paziente e sul contrasto dell'immagine finale. Il valore dei kV tende ad essere mantenuto costante nei vari protocolli TC e da paziente a paziente (100-120 kV). Valori maggiori di tensione del tubo possono essere giustificati

nel caso di acquisizioni di distretti caratterizzati da elevati valori di attenuazione, come il bacino, o nel caso di pazienti obesi; allo stesso modo una riduzione della tensione può essere fortemente consigliata nei pazienti pediatrici, con l'obiettivo di ridurre al minimo la dose somministrata. Il principio alla base del beneficio di kV più bassi in alcune applicazioni cliniche è il seguente: il coefficiente di attenuazione dello iodio aumenta al diminuire dell'energia dei fotoni. In molti esami TC che prevedono l'uso di mezzi di contrasto iodati, l'utilizzo di kV inferiori migliora la visibilità di patologie ipervascolari o ipovascolari. Tuttavia, le immagini ottenute con tensioni del tubo minori tendono ad essere molto più rumorose, soprattutto a causa del maggiore assorbimento di fotoni a bassa energia da parte del paziente. Pertanto, è necessario trovare un compromesso tra il rumore dell'immagine e il miglioramento del contrasto ^[18]. Le diverse case produttrici hanno sviluppato molteplici i sistemi utilizzabili dall'operatore al fine di modulare i kV durante l'acquisizione. Oltre a sfruttare il topogramma, il sistema prende in considerazione anche altre informazioni, come la tipologia di esami (studio per parenchima, vascolare, distretto osseo) e la modulazione viene effettuata in base a valori di riferimento impostabili prima dell'acquisizione dall'operatore, con l'obiettivo di mantenere una qualità dell'immagine elevata riducendo la dose erogata.

Capitolo 4

Dosimetria in TC

Il progresso delle modalità di imaging ha comportato miglioramenti significativi nell'individuazione e nel trattamento delle malattie negli ultimi anni, questo ha portato ad un notevole aumento degli esami eseguiti tramite tomografia computerizzata. Il crescente numero di esami richiesti comporta anche un notevole aumento dell'esposizione alle radiazioni ionizzanti. Attualmente la dose di radiazioni associata a una tipica scansione TC corrisponde a 1–14 mSv a seconda dell'esame, paragonabile o superiore alla dose annuale ricevuta da sorgenti naturali di radiazioni. Considerando la crescente popolazione di persone sottoposte a TC, le implicazioni della dose di radiazioni sugli effetti sulla salute pubblica possono essere significative. La consapevolezza dei possibili danni radianti per quanto riguarda la tomografia computerizzata ha portato alla realizzazione di una serie di descrittori ed indicatori dosimetrici, i quali permettono di tenere monitorata la dose erogata ed assorbita durante gli esami ed i possibili rischi associati all'esposizione.

4.1 Indicatori dosimetrici

Con il termine radiazioni si intende un'emissione microscopica di particelle in grado di cedere energia alla materia. Le radiazioni vengono definite "ionizzanti" quando sono in grado di produrre, direttamente o indirettamente negli atomi bersaglio, il fenomeno della ionizzazione, cioè dell'espulsione di elettroni orbitali lasciando l'atomo nello stato transitorio di ione positivo. Per descrivere al meglio l'interazione tra particelle ed un materiale biologico che è investito da un fascio di radiazioni ionizzanti, in relazione agli effetti dannosi, uno dei parametri da tenere in considerazione è l'assorbimento di energia per unità di massa del tessuto o organo interessato.

Si definisce quindi *dose assorbita* (D), l'unità di energia dE depositata sull'unità di massa dm per effetto delle radiazioni ionizzanti. Tale grandezza può essere calcolata mediante la formula:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

L'unità di misura di questa grandezza è il Gray (Gy) e corrisponde all'energia di un Joule depositata in un chilogrammo di materia; questa grandezza, tuttavia, non tiene conto del tipo e della "qualità" della radiazione. Si definisce quindi una nuova grandezza chiamata *dose equivalente* (HT), misurata in Sievert (Sv), intesa come dose assorbita media in un organo o tessuto (T) moltiplicata per un opportuno fattore di ponderazione (Qf) che considera la tipologia di radiazione incidente. Tale grandezza può essere calcolata mediante la formula:

$$HT = D \times Q_f$$

Un'ulteriore grandezza dosimetrica utilizzata per quantificare il danno ai tessuti prendendo in considerazione la loro radiosensibilità è la *dose efficace* (E), misurata anch'essa in Sievert (Sv). Il valore della dose efficace si ottiene a partire dalla sommatoria della dose equivalente, moltiplicandola per un fattore W_T , che considera i differenti tipi di tessuto irradiato. La dose efficace può essere calcolata mediante la formula:

$$E = \sum HT \times W_T$$

4.2 Descrittori dosimetrici: Computed Tomography Dose Index

Tutti i modelli di TC riportano in un report relativo al paziente i valori della dose erogata durante l'intero esame e per ogni singola scansione. I due principali descrittori della dose sono il *CTDI* (*Computed Tomography Dose Index*) e il *DLP* (*Dose Length Product*).

Il concetto di CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) è definito come l'integrale del profilo di dose lungo l'asse z di una singola scansione, regolarizzato per lo spessore dell'immagine acquisita. Il CTDI non rappresenta la dose in un punto, bensì la dose

media di un volume. L'unità di misura del CTDI è il mGy , per calcolare questo parametro si utilizzano dei fantocci in plexiglass, all'interno hanno un dosimetro in cui vengono riprodotte approssimativamente le distribuzioni di dose all'interno del corpo; i fantocci utilizzati sono per la simulazione della testa (head, di lunghezza e diametro 16cm) e uno per quella del corpo (body, con diametro 32cm e lunghezza 16cm). Per rendere più semplice la misurazione del CTDI è stata standardizzata l'area dell'integrale a 100mm, introducendo il concetto di $CTDI_{100}$, utilizzato poi per calcolare il $CTDI_w$. Durante lo sviluppo delle apparecchiature TC vi fu una progressiva evoluzione degli indicatori di dose utilizzati, con l'obiettivo di ottenere un controllo dosimetrico sempre più accurato. Il $CTDI_w$ può essere inteso come un'evoluzione del parametro precedente. È un indicatore più completo rispetto al CTDI. Partendo dal presupposto che la dose assorbita dalla superficie del distretto esaminato può avere un valore molto diverso da quello della dose che raggiunge il centro del target, il CTDI può variare in base alla posizione lungo il FOV. Il CTDI pesato ($CTDI_w$) è definito come la somma di 1/3 del valore del CTDI misurato al centro del fantoccio e di 2/3 del valore del CTDI misurato alla periferia del fantoccio. Il problema principale di questo parametro è che esso non prevede alcuna correzione per il valore del pitch utilizzato nella scansione spirale. Più recentemente è stato infatti introdotto un nuovo descrittore di dose, il $CTDI_{vol}$, che si ottiene correggendo il valore del $CTDI_w$ con il valore del $pitch$: il $CTDI_{vol}$ rappresenta il $CTDI_w$ mediato sull'asse Z e corretto per il pitch, ovvero la dose dell'intero volume di scansione per un particolare protocollo di esame e per un definito fantoccio.

4.3 Descrittori dosimetrici: Dose Length Product

Il descrittore di dose che caratterizza l'energia totale assorbita dal paziente durante un esame TC è il DLP , *dose length product*, ovvero il valore del $CTDI_{vol}$ moltiplicato per la lunghezza della scansione (l) lungo l'asse Z del paziente, è espresso in $mGy \times cm$. Come per il $CTDI_{vol}$, anche il DLP è riportato nella consolle del tomografo al termine di un esame. Assieme questi due parametri permettono di ottenere il report dosimetrico (figura 13), il quale deve essere obbligatoriamente associato ad ogni esame.

Total mAs 2858		Total DLP 696 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topogram AP	1	100	20 mA	0.03 L	1.4	3.0	0.6
CaSc	2	140	17 / 40	5.68 L	103.6	0.28	0.6
PreMonitoring Contrast	3	100	23	0.64 L	0.6	0.28	10.0
Monitoring	4	100	23	7.57 L	7.6	0.28	10.0
CorCTA	16	140	143	35.25 L	582.4	0.28	0.6

Figura 13 – Esempio di report dosimetrico in un esame Coronaro-TC. L’acquisizione prevede una scansione per il calcio (CaSc) e successivamente lo studio coronarico mediante mezzo di contrasto (CorCTA).

4.4 Calcolo della dose efficace in TC

La dose efficace è utilizzata per quantificare il danno ai tessuti prendendo in considerazione la loro radiosensibilità. Questa grandezza può essere intesa come riflettente del possibile rischio stocastico di ottenere un danno da un’esposizione a radiazioni ionizzanti. Per determinare questo valore è necessario essere a conoscenza dei differenti *fattori di ponderazione del tessuto* W_T (tabella II), in cui i valori dipendono dalla regione del corpo da scansionare, e del *DLP* (mGycm), che è riportato in tutti i sistemi TC, ed applicare la seguente formula:

$$Dose\ efficace = DLP \times w_T$$

Tale grandezza, permette inoltre di ottenere un confronto dell’effetto biologico tra le differenti tecniche di imaging o tra esami diagnostici di diverso tipo o con diversi parametri di acquisizione.

Organo/tessuto	Numero di tessuti	w _T	Contributo totale
Polmone, stomaco, colon, midollo osseo, mammella, tessuti rimanenti	6	0,12	0,72
Gonadi	1	0,08	0,08
Tiroide, esofago, vescica, fegato	4	0,04	0,16
Superficie dell'osso, pelle, cervello, ghiandole salivari	4	0,01	0,04

Tabella II - Fattori di ponderazione dei tessuti., w_T, nelle Raccomandazioni 2007. I tessuti specificati nei rimanenti (14 in totale, 13 per ciascun sesso) sono: ghiandole surrenali, tessuto extratoracico (ET), cistifellea, cuore, reni, linfonodi, muscolo, mucosa orale, pancreas, prostata (♂), intestino tenue, milza, timo, utero/cervice (♀) – Tratto da [19].

Capitolo 5

Coronaro-TC

La TC coronarica è un esame non invasivo per la valutazione del cuore e delle arterie coronarie. L'utilizzo della tomografia per questo distretto, si basa sull'impiego di specifiche modalità di acquisizione e l'uso di sistemi software adeguati a fornire immagini quanto più possibili statiche di un organo in continuo movimento. Nonostante il suo stabile successo e l'implementazione clinica universale, la qualità dell'immagine ed il valore diagnostico, sono determinati da fattori sia tecnici che correlati al paziente. La conoscenza approfondita delle cause in grado di compromettere la qualità dell'esame è importante per ottenere immagini diagnostiche, in grado di rispondere al quesito clinico.

5.1 Cenni storici: dall'EBCT alla TC Multistrato

Inizialmente, la TC non era abbastanza performante per fornire immagini diagnostiche del cuore. Negli scanner CT originali, i cavi di alimentazione dovevano essere svolti dopo ogni immagine, il che aumentava il tempo di acquisizione. La TC a fascio di elettroni (EBCT), che non includeva parti mobili nell'apparato di imaging, è stata sviluppata per migliorare la risoluzione temporale e spaziale per l'imaging cardiaco. L'EBCT è stato inizialmente utilizzato per studiare la fisiologia cardiaca, successivamente, è stato utilizzato per la quantificazione del calcio coronarico e per la valutazione non invasiva delle arterie coronarie. L'obiettivo finale era lo sviluppo di uno scanner a fascio di elettroni, con una potenza sufficiente in modo che le immagini avessero un ragionevole rapporto segnale/rumore, mantenendo un tempo di acquisizione di circa 100 ms per ridurre al minimo gli artefatti da movimento. Il primo prototipo era costituito da un cannone elettronico, il quale sparava un raggio di elettroni verso un bersaglio semicircolare di tungsteno, il raggio era deviato magneticamente per coprire la lunghezza del bersaglio, generando fotoni di raggi X sul bersaglio lungo il suo percorso. La TC convenzionale a quel tempo richiedeva 10 secondi per acquisire un singolo strato, tramite l'EBCT il tempo era di 50-100 ms, sufficienti per l'imaging del cuore, che richiede una risoluzione temporale di 150 ms in diastole, supponendo una frequenza

cardiaca di 70 battiti/min ^[20]. Al fine di eliminare gli artefatti da pulsazione cardiaca, l'EBCT iniziò ad utilizzare un'altra nuova tecnologia: la sincronizzazione ECG. L'acquisizione veniva sincronizzata con la registrazione continua del tracciato elettrocardiografico (ECG) mediante una stima prospettica dell'intervallo fra due onde R (R-R), in modo da far coincidere il periodo dell'acquisizione di uno strato con una determinata fase del ciclo cardiaco, tale da minimizzare gli artefatti da movimento del cuore. Le tecniche di cardiosincronizzazione sono di fondamentale importanza per ottenere immagini diagnostiche, vengono tuttora utilizzate nelle moderne apparecchiature tomografiche multistrato (MSTC).

5.1.1 L'ascesa della TC Multistrato

Il grande passo in avanti che permise di superare l'EBCT fu l'aumentato numero di detettori. Con un solo rilevatore la copertura di una vasta area, come il cuore o il torace, richiede tempi di acquisizione particolarmente lunghi. La risoluzione spaziale è un parametro di fondamentale importanza per ottenere immagini di qualità e permettere di superare gli artefatti da movimento cardiaco. Le prime apparecchiature multislice che hanno permesso di ottenere immagini cardiache avevano un tempo di rotazione di 0,5 secondi, insufficiente per permettere di "fermare" il movimento cardiaco, la risoluzione temporale era ancora limitata, gli artefatti erano frequenti nelle immagini, la qualità diagnostica era particolarmente scarsa. Le case produttrici iniziarono a sviluppare apparecchiature multistrato, caratterizzate da un maggior numero di detettori lungo l'asse Z, in modo tale da acquisire maggiori volumi di tessuto a tempi di acquisizione inferiori.

Nel corso di una rotazione, viene studiato con i raggi X un volume di acquisizione la cui larghezza corrisponde alla larghezza dell'array di detettori: in un'apparecchiatura da 64 strati, ciascuno da 0,625mm, l'array di detettori, e quindi il volume di acquisizione, avrà una larghezza di 4 cm. In condizioni di normalità il volume anatomico del cuore è di circa 14-15 cm, per coprire tutto il volume cardiaco sono quindi necessarie almeno 4 rotazioni attorno al corpo del paziente. Apparecchiature da 128 strati necessitano una doppia o tripla rotazione, mentre, con apparecchiature da 320 strati, è possibile potenzialmente ottenere un'immagine del cuore con una singola rotazione. Il volume di acquisizione in queste ultime ricopre totalmente la regione anatomica corrispondente al

volume cardiaco, l'acquisizione delle immagini avviene esattamente nella fase di riposo, ovvero nella fase telediastolica. Sistemi 128 o 256 strati, attraverso le migliori conoscenze circa la metodologia di esecuzione dell'esame (es. bradicardizzazione), permettono di ottenere una buona qualità dell'immagine nella maggior parte dei casi.

5.2 Preparazione del paziente

Il principio di base della TC coronarica è acquisire un set di dati volumetrici a livello cardiaco. Prima dell'acquisizione è necessario l'impiego di procedure idonee di preparazione del paziente, al fine di ottenere un'elevata qualità dell'immagine. È inoltre essenziale sincronizzare l'acquisizione dell'immagine con il movimento cardiaco mediante la registrazione simultanea dell'elettrocardiogramma (ECG).

5.2.1 Criteri di inclusione ed esclusione

Al fine di evitare l'inutile esposizione a radiazioni ionizzanti e potenziali danni nefrotossici da iniezioni di mezzo di contrasto, è necessario eseguire una selezione delle caratteristiche dei pazienti. Normalmente i criteri di inclusione per la scansione sono frequenza cardiaca < 65-70 bpm (spontanea o indotta farmacologicamente) e capacità di mantenere il respiro per un periodo compatibile con la durata della scansione. Entrambi questi criteri hanno lo scopo di evitare gli artefatti da movimento. Nel primo caso il problema deriva dal movimento residuo dell'arteria coronaria presente in ogni fase del ciclo cardiaco (gli artefatti da movimento riducono il numero di segmenti che possono essere visualizzati correttamente), il secondo criterio mira a evitare gli artefatti associati al movimento respiratorio (il movimento respiratorio del paziente durante la scansione influenza negativamente la qualità delle immagini acquisite). Pazienti con frequenza cardiaca > 65-70 bpm, allergie note ai mezzi di contrasto iodati, insufficienza renale, gravidanza, insufficienza respiratoria e condizioni cliniche instabili sono esclusi dalla scansione. Non tutte sono controindicazioni assolute: se il paziente riferisce di aver avuto in passato una reazione allergica lieve o moderata al mezzo di contrasto iodato, la scansione può essere eseguita dopo un'adeguata preparazione con antistaminici e cortisonici; la frequenza cardiaca elevata può essere abbassata tramite la somministrazione di farmaci β -bloccanti; in gravidanza la scansione deve essere eseguita solo quando le informazioni diagnostiche non possono essere ottenute in altro modo ^[21].

5.2.2 Bradicardizzazione

La frequenza cardiaca è il fattore principale determinante artefatti nell'imaging coronarico; una frequenza bassa e regolare è fondamentale per la buona riuscita dell'esame e può essere raggiunta mediante la somministrazione di specifici farmaci. La risoluzione temporale delle MSTC è in continuo miglioramento, ma i limiti tecnologici includono ancora una frequenza cardiaca bassa e regolare per studi ottimali. Il controllo farmacologico preesame permette di ottenere frequenze variabili dai 55 ai 65 battiti al minuto. Il protocollo di somministrazione generalmente prevede il controllo dei parametri vitali del paziente e le relative pulsazioni. Se il paziente ha un ritmo regolare e la frequenza è < 65 bpm, non vengono somministrati β -bloccanti [22]. Al contrario, per ritmi > 65 bpm è necessario intervenire tramite somministrazione per via orale o endovenosa. Nel primo caso si somministra al paziente una compressa di beta bloccante (es. metoprololo) 45-60 minuti prima dell'esame. Il farmaco ha un'azione rapida e consente di raggiungere una bradicardizzazione adeguata, con frequenza che in genere si stabilizza intorno ai 50-60 bpm. Nel secondo caso, per via endovenosa, si introduce il farmaco bradicardizzante che ha un tempo di azione molto rapido. Non appena la frequenza scende al valore desiderato si esegue l'esame diagnostico. Per pazienti particolarmente irrequieti, in casi selezionati, può essere utile la somministrazione di un farmaco ansiolitico, per contrastare eventuali aumenti della frequenza cardiaca dovuti a situazioni di agitazione e disagio durante l'esecuzione dell'esame. Per alcuni pazienti con frequenze cardiache particolarmente elevate può essere necessaria una specifica preparazione farmacologica nei giorni antecedenti all'esame.

5.2.3 Mezzo di contrasto

I mezzi di contrasto sono sostanze che servono ad aumentare il contrasto radiologico tra organi e strutture di densità uniforme. Se si desidera studiare le coronarie è necessario somministrare, per via endovenosa, un mezzo di contrasto radiopaco (a base di iodio). Il motivo dell'influenza della modalità dell'iniezione del mezzo di contrasto sulla qualità delle immagini è comprensibile: la visualizzazione delle coronarie si ottiene proprio aumentando temporaneamente, durante il passaggio del mezzo di contrasto, la densità radiografica del contenuto ematico, ovvero del sangue misto a mezzo di contrasto, che riempie le coronarie in quel dato momento (figura 14). Una volta iniettato per via

endovenosa, il bolo di MdC si miscela con il plasma e la sua concentrazione plasmatica si innalza tanto più rapidamente quanto maggiore è la velocità di somministrazione. In una prima fase, quindi, si avrà l'opacizzazione delle vene che drenano il punto di iniezione e del circolo polmonare e, successivamente, del macrocircolo arterioso [23].

L'enhancement arterioso è proporzionale a:

-Velocità di iniezione: l'iniezione del mezzo di contrasto è controllata tramite un iniettore automatico, il quale consente di scegliere la quantità da iniettare e la velocità di flusso durante l'iniezione. Partendo dal presupposto che, l'effettiva velocità di iniezione del mezzo di contrasto dipenderà tuttavia anche dalla resistenza offerta dall'ago inserito nella vena antecubitale (è quindi necessaria l'introduzione di un'agocannula di grosso calibro, 16-18 G), il bolo si diluisce maggiormente a velocità minori. Utilizzando velocità di flusso elevate, superiori a 4,5 mL/s, il bolo di contrasto risulta maggiormente compatto, mantenendo così una densità elevata anche nel momento di passaggio del bolo durante l'acquisizione.

-Concentrazione di mezzo di contrasto iniettato: le concentrazioni di iodio utilizzabili sono solitamente variabili tra 370-400 mg di iodio per 100 mL di soluzione. All'aumentare della concentrazione di iodio nella soluzione MdC aumenta anche la densità raggiunta a livello ematico.

-Quantità di iodio: la quantità di bolo somministrata varia tra i 65-80 mL.

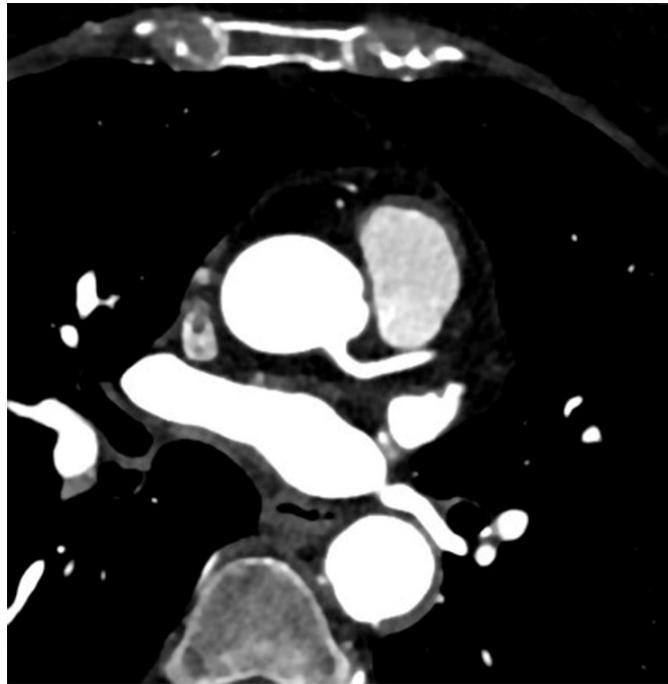


Figura 14 - Iniezione di mezzo di contrasto Iomeron 400 mgI/mL di soluzione. Visibile buona opacizzazione dell'aorta ascendente e del circolo coronarico sinistro.

5.2.4 Modalità di somministrazione

Il mezzo di contrasto iodato viene somministrato per via endovenosa tramite agocannula. L'accesso preferibile è l'antecubitale destro per un diretto accesso alla vena cava superiore e all'altro destro (possiede inoltre un calibro vascolare adatto ad ampie portate). Il contrasto viene somministrato attraverso un sistema di iniezione automatico a due vie, tramite il quale è possibile impostare quantità somministrata e velocità di flusso. Il sistema a due vie permette inoltre di iniettare prima il MdC da una via, e poi una parte di soluzione fisiologica dall'altra via, così da compattare il bolo.

5.3 Acquisizione delle immagini

Precedentemente all'acquisizione è necessario il monitoraggio tramite ECG della frequenza cardiaca del paziente, in modo tale da valutare la somministrazione di eventuali farmaci betabloccanti. La frequenza cardiaca deve essere < 65 battiti per minuto durante l'acquisizione, per evitare possibili artefatti da movimento. Nella fase di monitoraggio tramite ECG si valutano la somministrazione di farmaci betabloccanti o nitroderivati per via sublinguale.

5.3.1 Tecniche di cardiosincronizzazione

L'apparecchiatura TC, simultaneamente all'acquisizione dei dati radiologici, acquisisce il tracciato elettrocardiografico del paziente. Il segnale ECG è caratterizzato da un complesso QRS che corrisponde alla sistole ventricolare, preceduto da un'onda P (sistole atriale) cui segue un'onda T (ripolarizzazione ventricolare). Il concetto fondamentale nella TC coronarica è acquisire le immagini in una fase di relativa immobilità del cuore e delle arterie, corrispondente alla fase telediastolica. I protocolli di acquisizione si suddividono in due: prospettico e retrospettivo (figura 15).

Per modalità *prospettica* si intende l'acquisizione delle immagini in un'unica fase del ciclo cardiaco, utilizzando per l'acquisizione una tecnica di tipo sequenziale step and shoot. Questa tecnica permette l'acquisizione di un unico volume di dati in una precisa fase del ciclo cardiaco, emettendo raggi X solo ed esclusivamente quando il tracciato elettrocardiografico indica al computer che è stata raggiunta la fase telediastolica. Il numero di volte in cui il lettino avanza è dipendente dalla tipologia di apparecchiatura utilizzata. Sistemi a 64 strati possono acquisire volumi di dati inferiori rispetto a tomografi più avanzati, per cui saranno necessari differenti spostamenti del lettino per acquisire l'intero volume cardiaco. I dati finali corrispondono alle singole acquisizioni durante la fase telediastolica, i quali, una volta ricostruiti assieme, permettono di visualizzare tutto il volume cardiaco acquisito. Questo protocollo di acquisizione consente di ottenere immagini di ottima qualità, con una riduzione notevole della dose radiante. La tecnica prospettica può essere applicata solo se la frequenza cardiaca del paziente è bassa e stabile (< 60-65 bpm spontanea o dopo uso di beta-bloccanti), inoltre l'acquisizione delle immagini in una singola fase del ciclo, comporta un maggiore rischio di artefatti in caso di variabilità del ciclo stesso (tabella III).

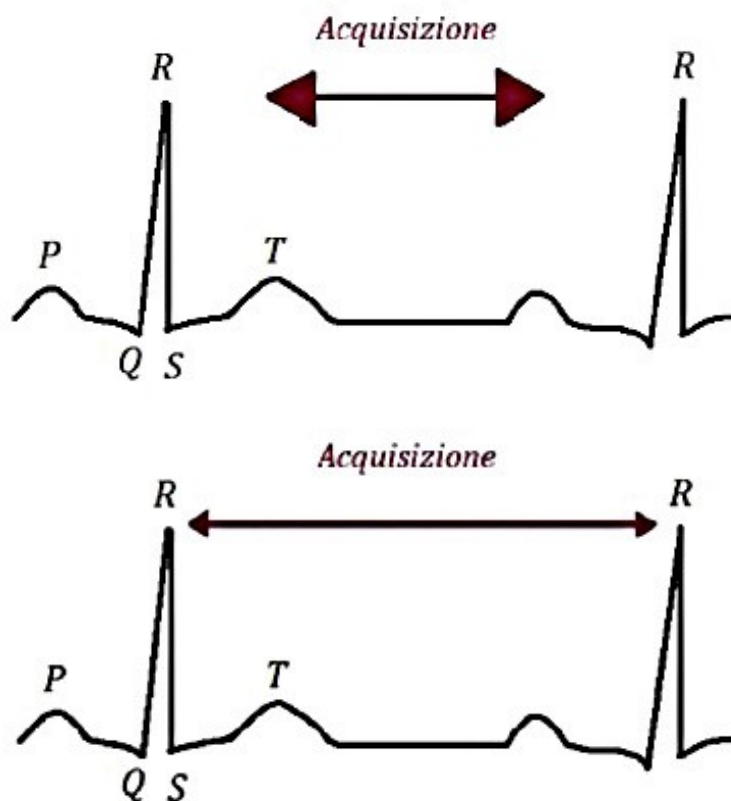


Figura 15 – Acquisizione prospettica (in alto) e retrospettiva (in basso) – Tratto da [5].

La modalità *retrospettiva* prevede l'acquisizione delle immagini durante tutto il ciclo cardiaco. I dati corrispondenti alla fase in cui il movimento cardiaco è minimo devono essere estratti retrospettivamente. Una volta che i dati sono stati acquisiti, possono essere ricostruiti in qualsiasi fase del ciclo cardiaco, spostando il punto iniziale della finestra di ricostruzione dell'immagine relativa all'onda R-R (figura 16). Per ottenere immagini in fase diastolica, alcuni operatori ricostruiscono le immagini in relazione alla fase (es percentuale) del ciclo cardiaco (tipicamente tra il 60% e il 70% dell'intervallo R-R), mentre altri usano la distanza in msec dalla successiva onda R (in genere 350-400 ms). Le ricostruzioni vengono comunemente eseguite in diverse finestre temporali, e il medico/tecnico seleziona successivamente il set di dati in cui gli artefatti da movimento sono minimi ^[24]. Modificare il gate di acquisizione dei dati può essere molto rilevante al fine della qualità finale, poiché consente di ottimizzare l'elaborazione dei dati ottenuti per la migliore visualizzazione dei vasi coronarici.

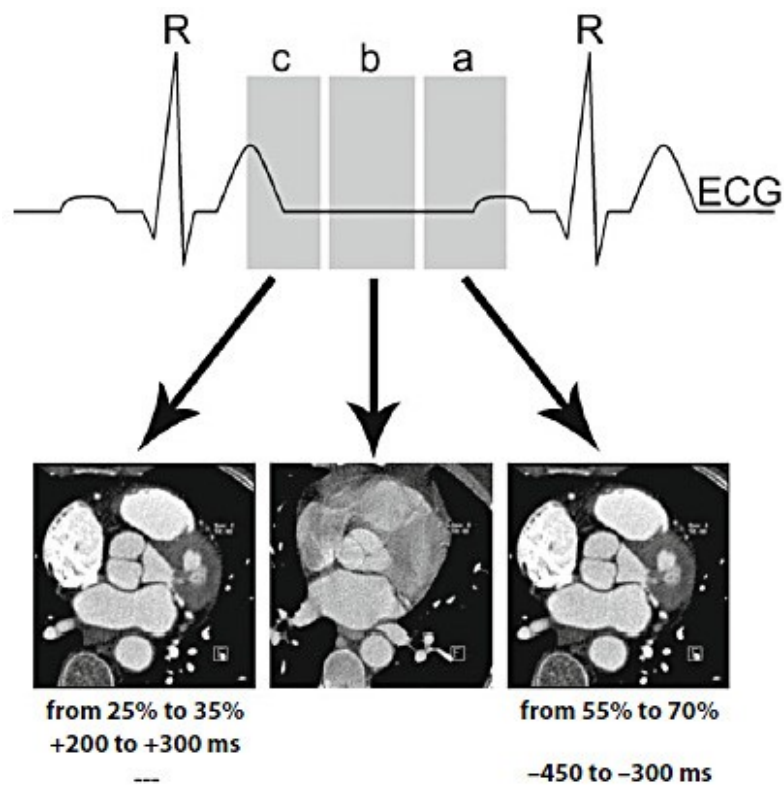


Figura 16 - Posizionamento della finestra temporale di ricostruzione – Tratto da [21].

Tipologia di acquisizione	Vantaggi	Svantaggi
Prospettica	-Riduzione della dose efficace di circa il 50%	-Acquisizione delle immagini in una singola fase del ciclo, con rischio di artefatti in caso di variabilità del ciclo -Nessun imaging funzionale.
Retrospettiva	-Possibilità di ricostruzione in tutte le fasi del ciclo cardiaco -Minore influenza delle variazioni della frequenza cardiaca -Possibilità di valutare la funzione cardiaca	-Dose di radiazioni potenzialmente elevata.

Tabella III - Confronto tra modalità prospettica e retrospettiva

5.4 Ricostruzione delle immagini

A differenza di altre strutture anatomiche, le quali consentono un'immediata visualizzazione anatomica completa all'operatore dopo l'acquisizione, per quanto riguarda lo studio tomografico delle arterie coronarie, le informazioni ottenute in fase di acquisizione non sono complete per ottenere una diagnosi. Le informazioni iniziali sono rappresentate da una serie di dati acquisiti dal computer e utilizzati per ricostruire un set di immagini assiali: solo in una seconda fase di elaborazione alla console le immagini ottenute post-elaborazione consentono di visualizzare nei differenti piani dello spazio le arterie coronarie.

5.4.1 Multiplanar reformatting (MPR)

L'impiego di tecniche di ricostruzione multiplanari permette la visualizzazione del volume acquisito secondo piani diversi da quello assiale, consentendo la visualizzazione dell'organo in studio nei piani sagittale, coronale o un nuovo piano assiale (figura 17). Da queste immagini ricostruite sui tre piani dello spazio è possibile già identificare il decorso delle coronarie ed avere un'idea di come ricostruire le immagini delle singole arterie per successive elaborazioni.

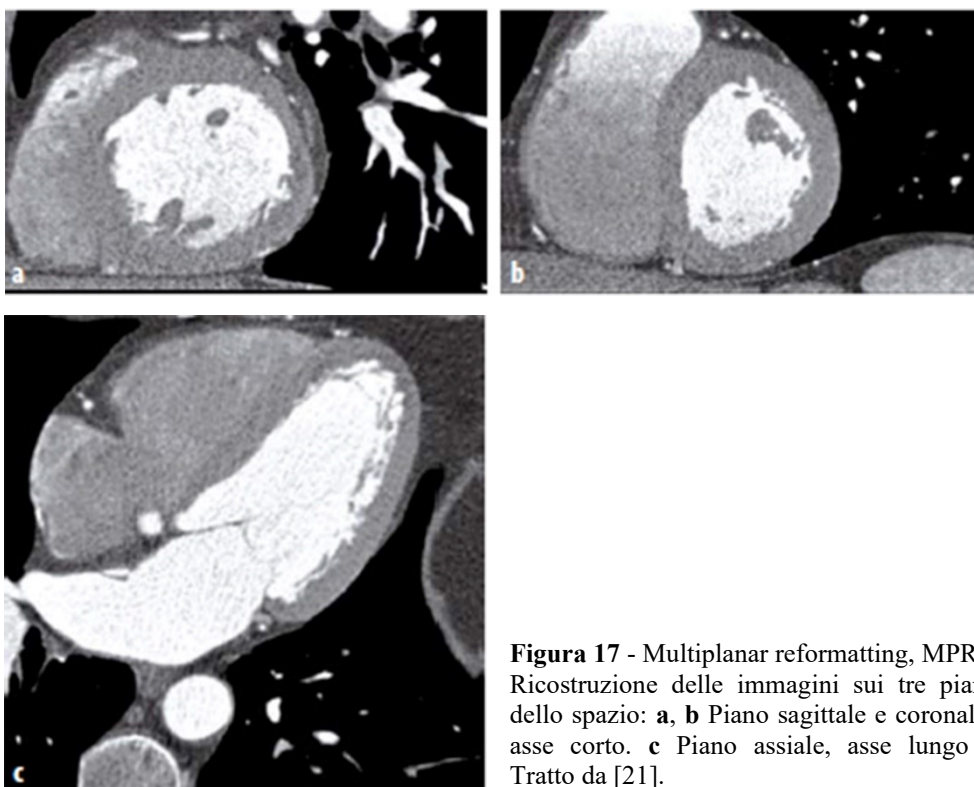


Figura 17 - Multiplanar reformatting, MPR). Ricostruzione delle immagini sui tre piani dello spazio: **a, b** Piano sagittale e coronale, asse corto. **c** Piano assiale, asse lungo - Tratto da [21].

5.4.2 Ricostruzione di piani curvi (curved MPR)

Attraverso specifici software è possibile ricostruire un'immagine che corrisponde ad un piano curvo (curved reformatting), definito sulla direzione anatomica delle arterie coronarie. I programmi più innovativi permettono di ottenere immagini dei vasi in modo automatico, ciò nonostante, è ancora necessario l'impiego di tecniche di tipo manuale per alcune applicazioni. In queste ultime l'operatore può seguire il decorso dell'arteria coronaria all'interno di un'immagine volumetrica, posizionando il cursore al centro del vaso e spostandosi dalla posizione più prossimale fino a quella più distale del vaso stesso; la ricostruzione finale permette di ottenere la visualizzazione dell'arteria lungo tutto il suo decorso (figura 18). L'immagine ricostruita permette al medico di valutare con maggiore facilità la pervietà del vaso, il lume vascolare e l'eventuale presenza di malattia aterosclerotica. A seconda della conformazione anatomica, può essere necessario seguire, oltre alle arterie principali, anche le diramazioni più importanti, quali i rami diagonali dell'arteria coronaria discendente anteriore ed i rami marginali ottusi dell'arteria coronaria circonflessa (figura 19).

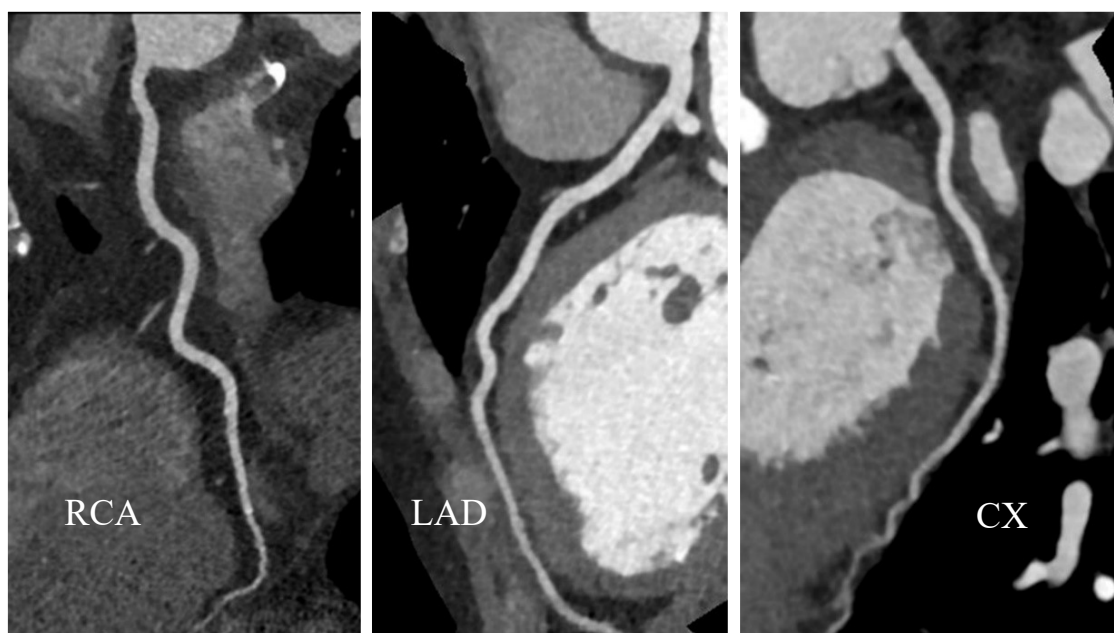


Figura 18 - Ricostruzione curved MPR delle arterie coronarie RCA, LAD, CX.

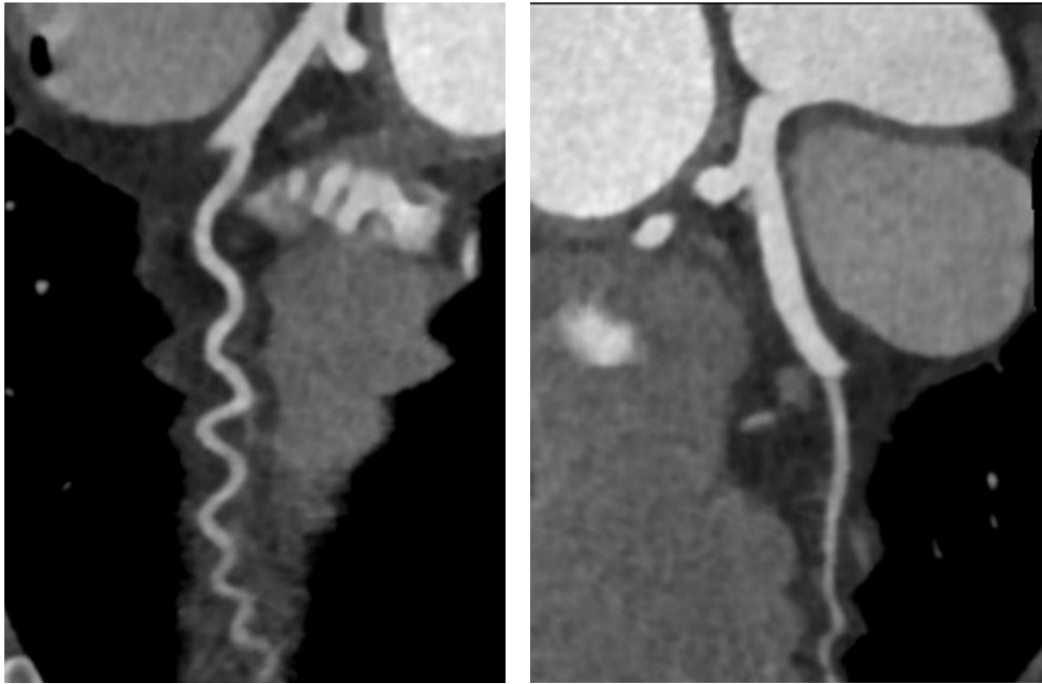


Figura 19 - Ricostruzione curved MPR dei rami diagonali dell'arteria discendente anteriore.

5.4.3 Ricostruzioni Volumetriche (Volume Rendering)

Le tecniche di volume rendering (VR) permettono la visualizzazione di volumi dove la rappresentazione tridimensionale avviene attribuendo a ciascun voxel proprietà di opacità e di colore dipendenti dai tessuti. Queste immagini sono utilizzate al fine di ottenere un'esatta idea dell'anatomia delle coronarie, visualizzate nel loro insieme, come invece non avviene nella tecnica planimetrica, dove i vasi sono seguiti singolarmente. Nella tecnica volumetrica si definisce il volume nell'insieme, ottenendo pertanto un'informazione anatomica completa (Figura 21). Solamente l'associazione tra tecniche planimetriche e volumetriche, tramite il confronto delle varie immagini, permette un'analisi completa dei vasi (Figura 20).

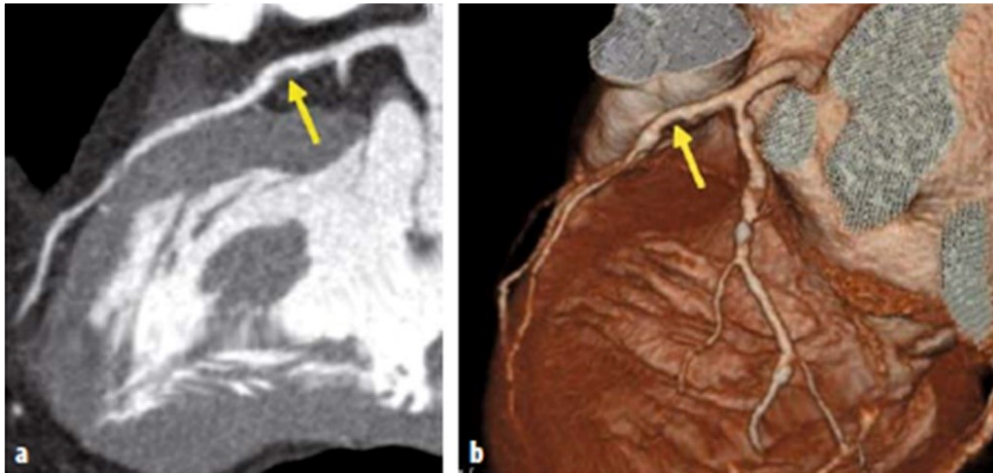


Figura 20 - Placca marginale fibrolipidica (*freccia*) a livello del terzo medio-proximale della coronaria discendente anteriore, senza significativa riduzione del calibro. **a** Immagine bidimensionale; **b** Immagine tridimensionale VR (tratto da libro malattia coronarica) – Tratto da [21].

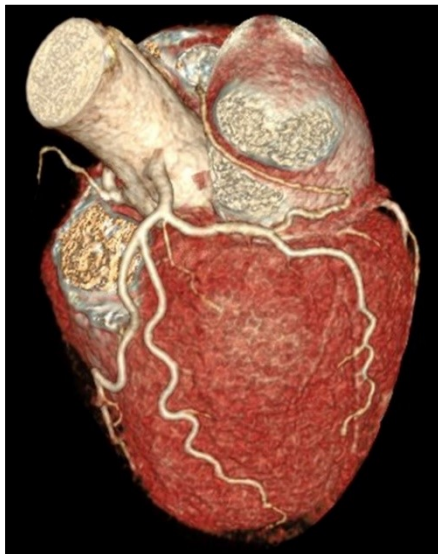


Figura 21 - Immagine: Ricostruzione Volume Rendering.

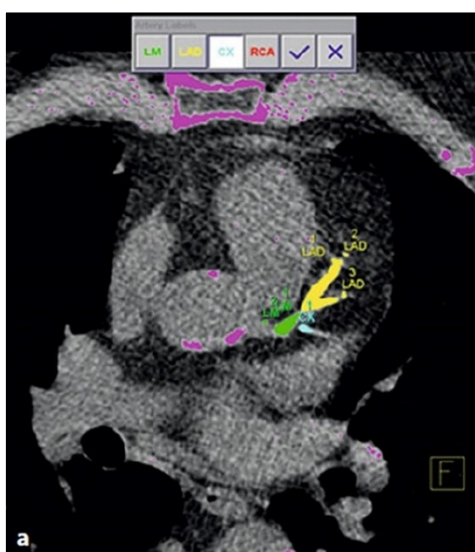
5.5 Calcium Scoring

Il calcio coronarico è un marker di malattia aterosclerotica, la quantità di calcio spesso riflette la quantità di placche coronariche, inoltre, la valutazione del calcio a livello dei vasi coronarici, può essere tenuta in considerazione per una migliore stratificazione del rischio. Per i motivi sopracitati, durante l'esame di Coronaro-TC, la misura del Calcium Score è divenuta una metodica diffusamente e ampiamente utilizzabile. L'esame consiste in un'acquisizione diretta a bassa dose, senza l'utilizzo del mezzo di contrasto, in modo tale da agevolare la rilevazione del calcio all'interno del vaso. Nel momento in cui il calcio è rilevato alla TC si determinano due parametri fondamentali: l'area di deposito di calcio e la sua densità. Per essere conteggiato all'interno dello score ogni deposito di calcio deve avere almeno una densità di 130 HU (Hounsfield) ed un'area di

1 mm² [25]; qualunque calcificazione che soddisfi questi due criteri è compresa all'interno della determinazione dello score. Sommando i risultati ottenuti da tutte le calcificazioni coronariche esaminate su ogni scansione, si ottiene un punteggio finale che identifica il Calcium Score totale (figura 22). Il Calcium Score proposto da Agatston [26] prevede la misura pesata di ogni lesione. In termini pratici viene moltiplicata l'area di calcificazione (espressa in mm²) per un fattore determinato dal picco di densità della lesione stessa. Il fattore di densità è determinato dalla scala seguente:

- 1 = 130-199 HU
- 2 = 200-299 HU
- 3 = 300-399 HU
- 4 > 400 HU

Tale metodica può essere utile per la stratificazione del rischio coronarico con un indice aggiuntivo, in modo tale da stabilire con maggiore precisione i pazienti con rischio cardiovascolare basso, intermedio, alto. Inoltre, partendo dal presupposto che elevate quantità di calcio all'interno delle coronarie possono portare alla formazione di molteplici artefatti da indurimento del fascio nell'esame contrastografico, il punteggio di calcio può aiutare la selezione dei pazienti da sottoporre ad angio-TC coronarica.



Artery	Lesions	Volume / mm ²	Equiv. Mass / mg	Score
LM	0	0.0	0.00	0.0
LAD	4	283.5	60.38	345.4
CX	1	180.7	37.14	231.5
RCA	5	685.5	162.28	856.1
Total	10	1149.7	259.81	1433.0
U1	0	0.0	0.00	0.0
U2	0	0.0	0.00	0.0

Figura 22 - Quantificazione semiautomatica del calcio coronarico (CAC). Immagine **a**: i punteggi CAC sono calcolati per ciascuna arteria coronaria principale (LM, principale sinistra; LAD, discendente anteriore sinistra; CX, circonflessa; RCA, coronaria destra) – Tratto da [21]. In base alle calcificazioni selezionate viene calcolato un punteggio utilizzato il punteggio CAC totale, che è la somma di tutti i punteggi di ciascuna arteria.

Il Calcium Score può essere ulteriormente utilizzato per escludere i pazienti sintomatici dal dover sottoporsi ad un'angiografia coronarica con tomografia Computerizzata (CTCA), evitando l'esposizione ripetuta a radiazioni ionizzanti e contrasto iodato [27].

5.7 Artefatti in Coronaro-TC

Il termine artefatto indica qualsiasi discrepanza tra il numero TC nell'immagine e i coefficienti di attenuazione reali della parte anatomica in studio. In Coronaro-TC gli artefatti possono essere dovuti a fattori tecnici (legati all'apparecchiatura o alla modalità di esecuzione), od a fattori paziente-dipendenti.

5.7.1 Artefatti da movimento

Gli artefatti da movimento sono generati da movimenti volontari e/o involontari dovuti a moto intrinseco del paziente, o di un organo, che comprende una parte della regione corporea da esaminare. Per artefatti di tipo volontario si intende ad esempio una non corretta respirazione da parte del paziente durante la fase di scansione, solitamente dovuto ad una mancata compliance da parte del paziente oppure ad errori durante la spiegazione dell'esame. Il tipico artefatto involontario è invece dovuto al movimento naturale delle arterie coronarie al momento dell'acquisizione. Se un oggetto si muove a una certa velocità, è possibile ottenere un'immagine di qualità solo se il tempo/la velocità di acquisizione è inferiore o uguale alla velocità dell'oggetto (risoluzione temporale), questo concetto è essenziale per l'acquisizione di Coronaro-TC. Analizzando le immagini ricostruite, gli artefatti da movimento di involontario si presentano con un aspetto tipico di sfocatura o gradini (figura 23). La sfocatura si verifica quando la velocità della struttura cardiaca in movimento supera la risoluzione temporale dello scanner, a causa di un'elevata frequenza cardiaca o di una finestra temporale di ricostruzione inadeguata per quella particolare coronaria. Gli artefatti a gradini sono lacune di sezione nei dati di imaging, a causa di registrazioni errate della fase cardiaca tra rotazioni consecutive del gantry, le cause più frequenti sono l'aritmia o la variazione della FC durante l'acquisizione. Frequenze cardiache elevate e ritmi cardiaci irregolari sono generalmente considerate controindicazioni non assolute all'esame di coronaro-TC, anche se è ampiamente dimostrato il peggioramento della qualità dell'immagine in presenza di questi fattori. Un ritmo cardiaco leggermente irregolare può essere ottimizzato durante la ricostruzione delle immagini; tuttavia,

aritmie importanti possono compromettere in modo importante il risultato finale. Una frequenza cardiaca elevata > 65 bpm può essere trattata mediante la somministrazione di farmaci beta-bloccanti; ciò nonostante, se al monitoraggio ECG dopo la somministrazione di beta-bloccanti la frequenza risulta comunque elevata, la qualità dell'immagine finale apparirà scadente.

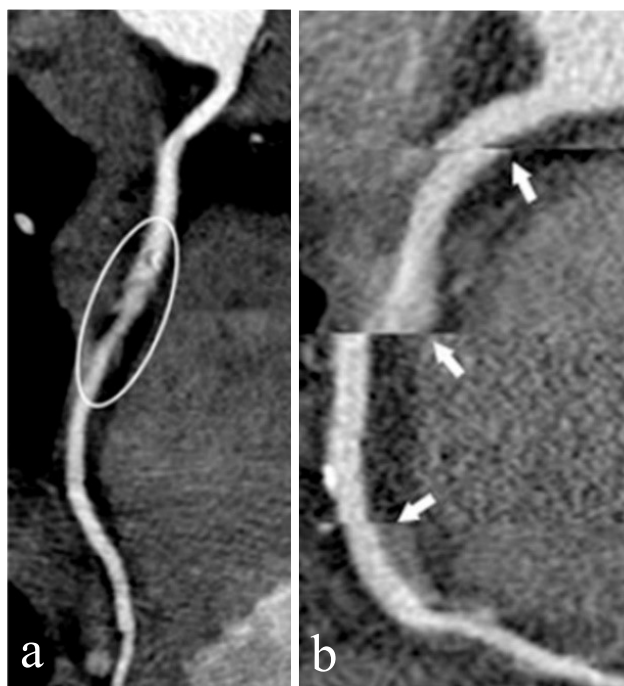


Figura 23 - Elaborazione CPR dell'arteria coronaria destra su una scansione angio-TC. L'immagine **a** mostra un artefatto da sfocatura correlato al movimento cardiaco, l'immagine **b** mostra artefatti a gradini (freccie) dovuti ad aritmia cardiaca – Tratto da [28].

5.7.2 Artefatti da indurimento del fascio

Gli artefatti da indurimento del fascio si verificano quando la radiazione incidente interagisce con oggetti aventi valori di attenuazione estremamente elevati, ne risulta che una parte dello spettro della radiazione viene completamente assorbita dall'oggetto (figura 24). Ne conseguono bande scure nell'immagine, i cosiddetti artefatti da striatura. Questi artefatti sono tipicamente generati da strutture o interfacce altamente attenuanti. Pacemaker, protesi valvolari metalliche, clip chirurgiche metalliche e stent coronarici sono i principali corpi estranei metallici con un elevato fattore di attenuazione che possono portare alla comparsa dell'artefatto. Il bolo di mezzo di contrasto nella vena cava superiore e nell'atrio destro può causare un artefatto da indurimento del fascio,

rendendo l'interpretazione delle scansioni del cuore nella regione anatomica dell'arteria coronaria destra più difficile. Anche la presenza di una placca aterosclerotica calcificata può compromettere la corretta valutazione del lume del vaso, generando indurimento del fascio o l'alterazione della percezione visiva del diametro all'interno del lume. L'utilizzo di un fascio radiante il più possibile monoenergetico ad alto kilovoltaggio generalmente migliora la qualità dell'immagine limitando l'artefatto [28].

5.7.3 Artefatto blooming

L'artefatto blooming nella TC è causato da piccole strutture ad alta densità, come calcificazioni arteriose e oggetti metallici, che appaiono più grandi delle loro dimensioni reali (figura 24). La causa dell'artefatto è legata a molteplici fattori, tra cui l'energia fotonica inadeguata e l'effetto del volume parziale. L'effetto blooming nello studio delle coronarie può comportare, ad esempio, una sovrastima del restringimento arterioso aterosclerotico. Gli stent coronarici, e in una certa misura le calcificazioni vascolari, sono di particolare importanza per gli effetti correlati all'attenuazione, poiché generano sia striature che artefatti blooming. L'entità dell'artefatto blooming e la visibilità del lume dello stent dipendono in gran parte dalle dimensioni dello stent, dallo spessore del puntone, dal materiale (materiali chirurgici non metallici riducono notevolmente l'artefatto) e dal design della rete. Le possibili soluzioni per ridurre l'insorgenza dell'artefatto sono l'aumento dell'ampiezza della finestra, l'uso di kernel più nitidi e di algoritmi di ricostruzione iterativa e lo spessore della fetta più sottile [29].

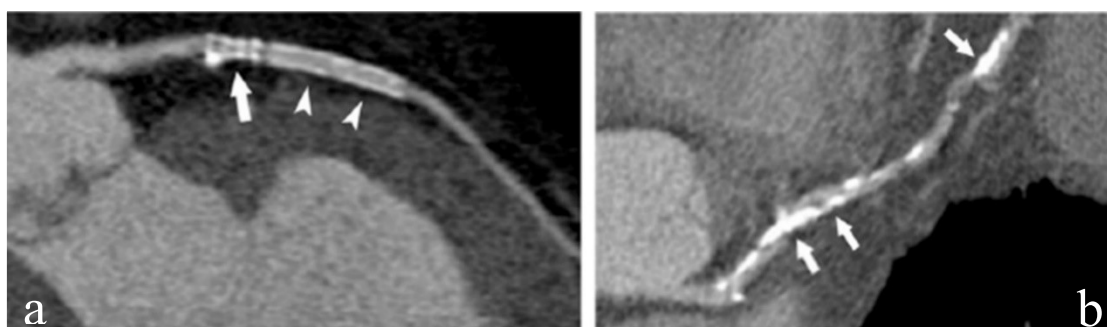


Figura 24: Artefatti dell'angiografia coronarica TC su immagini CPR dell'arteria discendente anteriore sinistra. L'immagine **a** mostra un paziente con storia di più stent coronarici. Sono visibili due stent, quello prossimale è altamente attenuante (freccia) e impedisce la visualizzazione del lume, mentre lo stent distale mostra una migliore visibilità luminale (punte di freccia). L'immagine **b** mostra un paziente con estese calcificazioni che impediscono la valutazione luminale (freccie) - Tratto da [28].

5.7.4 Artefatti da mezzo di contrasto

La visualizzazione di vasi di piccolo diametro come le arterie coronarie può essere migliorata attraverso la scelta e l'analisi dei parametri di infusione del mezzo di contrasto. Oltre a volume iniettato, concentrazione di iodio e velocità di somministrazione, è necessario ottenere una corretta temporizzazione contrastografia in modo tale da evitare possibili errori dovuti alla mancata visualizzazione del mezzo di contrasto. Se la sincronizzazione non è ottimale, le immagini saranno ottenute con possibili artefatti dovuti alla presenza di MdC in strutture anatomiche non desiderate (vene cardiache, vene polmonari, ecc.) che possono sovrapporsi l'una all'altra e pregiudicare od ostacolare la visualizzazione delle arterie coronarie. Per di più, l'errata temporizzazione comporta spesso la ripetizione della scansione, questo causa sia l'erogazione al paziente di un'ulteriore dose di radiazioni ionizzanti, sia un nuovo bolo di contrasto iniettato, portando ad ulteriori danni dovuti all'effetto nefrotossico del MdC [30].

5.7.5 Artefatti da ricostruzione e post-processing

I software di ricostruzione utilizzati per le elaborazioni post-processing in angio-TC utilizzano sistemi di ricostruzione automatica dell'albero vascolare. Questo è un vantaggio notevole per l'operatore in quanto comporta ampio risparmio di tempo e velocizza il processo di refertazione. Tuttavia, tali sistemi non sono esenti da produrre errori durante il processo di elaborazione. Le ricostruzioni multiplanari curve utilizzate per la valutazione delle arterie coronarie sono ottenute delineando una linea centrale nel lume del vaso. Il fuoco di questa linea deve essere accuratamente corretto dall'operatore, perché i sistemi automatici sono spesso ingannati da variazioni anatomiche. Situazioni in cui la qualità dell'immagine non è ottimale peggiorano ulteriormente il processo di ricostruzione automatico, aumentando ulteriormente l'errore [31].

Capitolo 6

La nostra esperienza

6.1 Materiali e metodi

Durante il periodo compreso tra maggio ed agosto 2022, sono stati selezionati 30 pazienti (tabella IV) sottoposti a Coronaro-TC presso l'unità operativa complessa di Radiologia dell'ospedale di Vicenza (ULSS 8 Berica). Le indicazioni cliniche per lo svolgimento dell'esame includevano sospetta CAD, astenia da sforzo, dolore toracico, fattori di rischio cardiovascolare multipli e pervietà degli stent applicati. Gli esami sono stati eseguiti utilizzando una TC Somatom 128 Definition Edge (Siemens Healthcare). Per ogni paziente sono stati presi in considerazione i seguenti dati: età, sesso, BMI, protocollo di acquisizione, frequenza cardiaca durante la scansione (media, massima), parametri di acquisizione, dose length product (mGycm).

N. pazienti	30
Età	59.7 ± 13.4
Maschio/Femmina	21/9
BMI	25.6 ± 4.6
Frequenza cardiaca media durante la scansione	60.6 ± 7.0
Frequenza cardiaca massima durante la scansione	70.6 ± 18.6
DLP (mGycm)	434.1 ± 197.9

Tabella IV - Caratteristiche pazienti. I dati sono espressi sottoforma di media e deviazione standard (\pm).

6.2 Preparazione all'esame

Precedentemente all'esecuzione dell'indagine, è stata eseguita una breve anamnesi per valutare lo stato clinico del paziente e la sua idoneità all'esecuzione di Cardio-TC. Nel caso il paziente sia allergico al MdC iodato, deve eseguire una preparazione farmacologica nei giorni precedenti all'indagine, la quale consiste nell'assunzione di farmaci steroidei con effetto antiallergico. Per accertarsi che il paziente non soffra di

insufficienza renale viene richiesto di effettuare gli esami ematochimici recentemente, con l'obiettivo di valutare creatininemia e filtrato glomerulare. A discrezione del medico, in pazienti con frequenza cardiaca superiore a 60 battiti/min, sono stati somministrati farmaci β -bloccanti, talvolta si è ricorso alla somministrazione sublinguale di nitroderivati per favorire la coronaro-dilatazione. Per alcuni pazienti con frequenze cardiache particolarmente alte, è stata necessaria una specifica preparazione farmacologica nei giorni antecedenti all'esame.

6.3 Acquisizione delle immagini

Le immagini sono state acquisite utilizzando lo scanner Somatom 128 Definition Edge (Siemens Healthcare), collegato ad un iniettore automatico di mezzo di contrasto. La tecnica di cardiosincronizzazione scelta è stata di tipo retrospettivo. I parametri di acquisizione sono i seguenti: potenziale del tubo tra 80 e 140 kV, in 3 pazienti su 30 è stata impostata la modulazione automatica del kilovoltaggio; milliampere-secondo, in 13 pazienti su 30 è stata impostata la modulazione automatica del milliamperaggio, nei restanti 17 pazienti sono stati impostati 143 mAs/rot costanti; spessore di fetta, 0.75 mm; pitch, tra 0,2 e 0,26. Vengono somministrati da 65 a 75 mL di mezzo di contrasto per ciascun paziente (Iomeprolo 400 mgI/mL) a una velocità tra 4/5 mL/s, seguiti da 50 mL di lavaggio fisiologico.

Il paziente è stato posizionato in decubito supino sul lettino, è stato utilizzato l'accesso venoso antecubitale destro per l'iniezione di MdC iodato. Sono stati posizionati a livello del torace degli elettrodi adesivi, in modo tale da monitorare la frequenza cardiaca ed eseguire l'indagine con adeguate tecniche di ECG Gated. Una volta posizionato il paziente con le braccia sopra la testa e con accesso venoso funzionante, il protocollo di acquisizione della TC prevede l'esecuzione di una scout di centratura, con centraggio tramite i laser dell'apparecchiatura in Antero-posteriore in corrispondenza del giugulo, in latero-laterale sulla linea ascellare media; successivamente si procede al corretto posizionamento dei pacchetti di acquisizione e all'esecuzione delle scansioni:

- 1) Acquisizione Calcium Score: il pacchetto di acquisizione è compreso dall'apice alla base del cuore. Questa tipologia di acquisizione senza mezzo di contrasto è utile a determinare eventuali depositi di calcio a livello delle arterie coronarie.

- 2) Monitoring: per una corretta temporizzazione contrastografica è stata utilizzata la tecnica del Bolus Tracking tramite il posizionamento di una ROI (region of interest) a livello del bulbo aortico, con inizio della scansione a un valore di circa 120-130 HU

- 3) Angio-TC Coronarica: acquisizione con tecnica di tipo retrospettivo post iniezione di mezzo di contrasto. Il pacchetto di acquisizione è compreso dalla base dell'aorta ascendente fino al fondo cardiaco.

Le immagini sono state ottenute in inspirazione, frequenza cardiaca e dose report sono stati registrati al momento dell'acquisizione.

6.4 Ricostruzione ed elaborazione delle immagini

Sono state generate ricostruzioni nella fase diastolica e sistolica dell'intervallo R-R. La tecnica di acquisizione retrospettiva permette comunque la ricostruzione dei dati in qualsiasi fase del ciclo cardiaco (tra 20 e 90% dell'intervallo R-R). L'elaborazione dei segmenti è stata effettuata tramite la workstation syngo.via, i software utilizzati sono syngo.CT CaScoring e syngo.CT Coronary Analysis (Siemens Healthcare). I metodi di elaborazione utilizzati includono il rendering del volume (VR), la ricostruzione multiplanare (MPR) e curva (CPR), il calcolo del punteggio di calcio (Calcium Score Index).

6.5 Analisi dell'immagine

Le immagini ricostruite sono state valutate in modo indipendente da due medici radiologi con esperienza nell'analisi di Cardio-TC. È stato utilizzato il punteggio di qualità dell'immagine in base alla scala Likert a 4 punti (tabella V). Ciascun segmento è stato valutato come eccellente (nessun artefatto, punteggio = 4), buono (artefatti minori, buona qualità diagnostica, punteggio = 3), adeguato (artefatti moderati, accettabile per la diagnosi clinica di routine, punteggio = 2) o scarso/non valutabile/non diagnostico (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata, segmento classificato come non valutabile, punteggio = 1). La visualizzazione del segmento coronarico è stata classificata come diagnostica quando la qualità dell'immagine era adeguata, buona o eccellente (punteggio = 2, 3, 4). I criteri specifici utilizzati dai radiologi per giudicare la

qualità dell'immagine erano l'aspetto generale del vaso, il grado di artefatto da movimento dovuto a frequenza cardiaca o respirazione, il grado di artefatto dovuto a corpi metallici o strutture con densità elevata. Le cause della compromissione della qualità dell'immagine sono state classificate come artefatti ad alta densità, generati da grandi calcificazioni/stent, artefatti da movimento correlati a frequenza cardiaca elevata e artefatti da instabilità del ritmo cardiaco.

VALUTAZIONE DELLA QUALITA' DELL'IMMAGINE
PUNTEGGIO DI QUALITA' SECONDO METODO LIKERT
ID PAZIENTE.....

	SCASO/NON VALUTABILE/NON DIAGNOSTICO PUNTEGGIO = 1	ADEGUATO PUNTEGGIO = 2	BUONO PUNTEGGIO = 3	ECCELLENTE PUNTEGGIO = 4	MOTIVAZIONE CATTIVA QUALITA'
LM	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> alta freq. <input type="checkbox"/> calcificazioni <input type="checkbox"/> altro
LAD	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> alta freq. <input type="checkbox"/> calcificazioni <input type="checkbox"/> altro
CX	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> alta freq. <input type="checkbox"/> calcificazioni <input type="checkbox"/> altro
RCA	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> alta freq. <input type="checkbox"/> calcificazioni <input type="checkbox"/> altro

LEGENDA

-SCASO/NON VALUTABILE = ARTEFATTI GRAVI CHE COMPROMETTONO UNA VALUTAZIONE ACCURATA, SEGMENTO CLASSIFICATO COME NON VALUTABILE
-ADEGUATO = ARTEFATTI MODERATI, ACCETTABILE PER LA DIAGNOSI CLINICA DI ROUTINE
-BUONO = ARTEFATTI MINORI, BUONA QUALITA' DIAGNOSTICA
-ECCELLENTE = NESSUN ARTEFATTO

Tabella V - Punteggio di qualità dell'immagine in base alla scala Likert a 4 punti.

6.6 Calcolo della dose efficace

La dose efficace dell'angio-TC coronarica è stata calcolata per ciascun paziente utilizzando il prodotto dose-lunghezza (DLP), misurato in mGycm, disponibile per ogni paziente al termine dell'acquisizione. La dose efficace è stata ottenuta moltiplicando il DLP per il coefficiente di conversione per il cuore (0,012 mSv/mGycm). Eventuali scansioni ripetute non sono state prese in considerazione

6.7 Risultati: qualità dell'immagine

La valutazione ha compreso un totale di 120 segmenti coronarici (tabella VI). Le immagini di qualità diagnostica (punteggi di 2, 3, 4) sono state ottenute nel 90% dei casi (108/120) dei segmenti analizzati. Nel 45% dei casi totali la qualità diagnostica è stata ritenuta eccellente (54/120), nel 35,8% è stata ritenuta buona (43/120), nel 9.2% è stata

ritenuta adeguata (11/120), e, nel 10% dei casi è stata ritenuta scarsa/non valutabile (12/120). Il segmento coronarico maggiormente diagnostico è stato il tronco comune (LM), non è stato identificato un segmento non diagnostico più comune. Complessivamente il segmento qualitativamente migliore è stato il tronco comune (LM), al contrario, il segmento qualitativamente inferiore è stata l'arteria coronaria circonflessa (CX).

Punteggio qualità	N. segmenti	RCA	LM	LAD	CX	Percentuale
1 (scarso/non valutabile)	12	4	0	4	4	10%
2 (adeguato)	11	4	2	2	3	9.2%
3 (buono)	43	9	9	12	13	35.8%
4 (eccellente)	54	13	19	12	10	45%
Qualità diagnostica	108/120					90%

Tabella VI: Punteggi di qualità assegnati ai segmenti coronarici. La qualità diagnostica corrisponde al 90%.

6.7.1 Caso 1

Valutazione della qualità dei segmenti coronarici. Artefatti da aritmia limitano la qualità dell'immagine (figura 26). In particolare, la visualizzazione risulta limitata nel distretto distale dei vasi. Sono stati assegnati i seguenti punteggi di qualità:

- LM = 2 – Adeguato (artefatti moderati, accettabile per la diagnosi clinica di routine)
- LAD = 1 – Scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)
- CX = 1 – Scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)
- RCA = 1 – Scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)

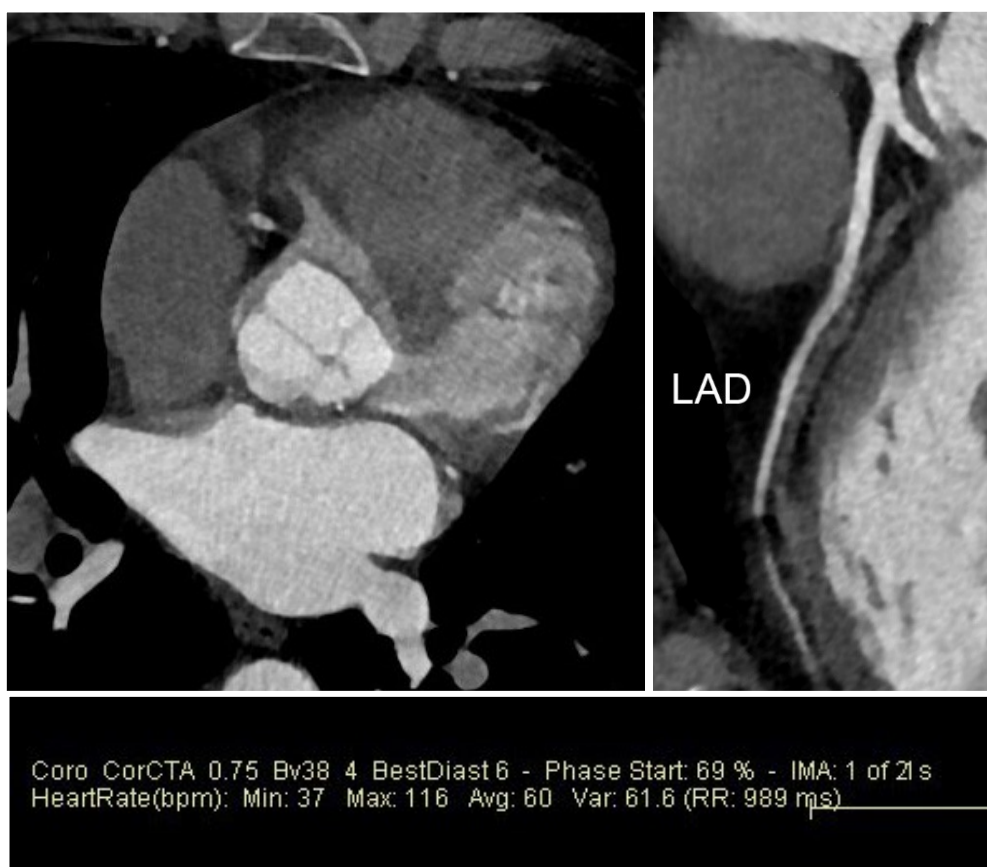


Figura 26 - Ricostruzione delle arterie coronarie. Presenti importanti artefatti in LAD a livello distale. L'ECG mostra una frequenza minima di 37 bpm, massima di 116 bpm e media di 60 bpm.

6.7.2 Caso 2

Valutazione della qualità dei segmenti coronarici in paziente sottoposto precedentemente a stents (figura 27). Durante l'elaborazione emergono artefatti dovuti alla presenza delle maglie degli stents. Sono stati assegnati i seguenti punteggi di qualità:

- LM = 4 – eccellente (nessun artefatto)
- LAD = 1 – scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)
- CX = 1 – scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)
- RCA = 1 – scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)

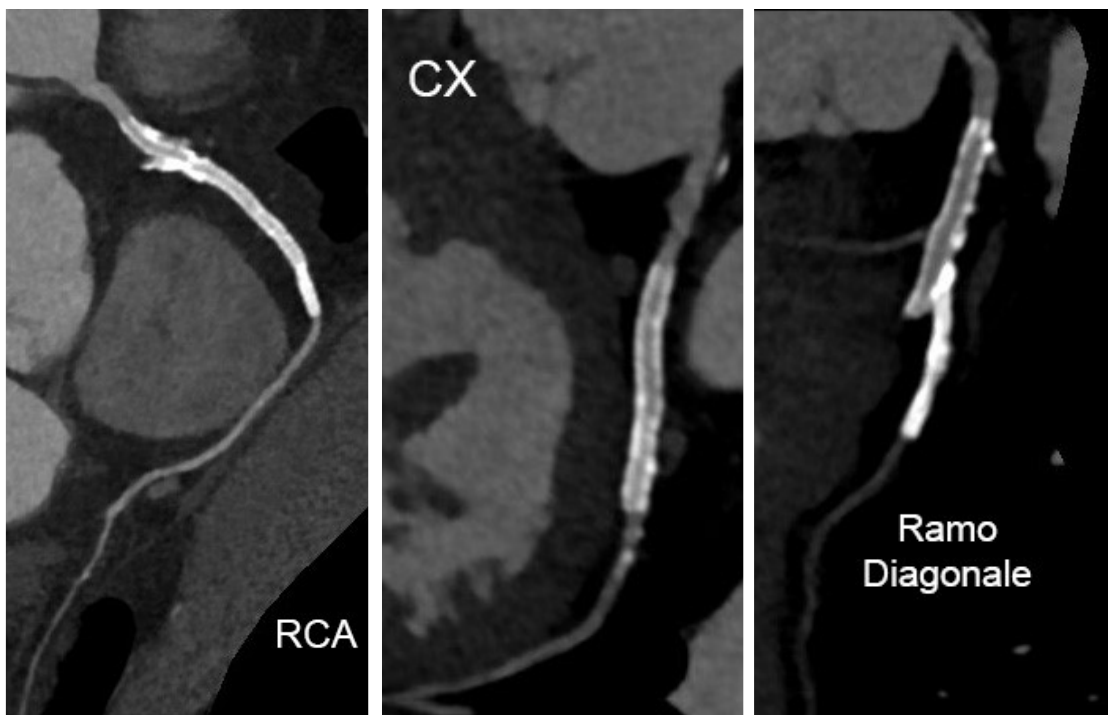


Figura 27 - Ricostruzione delle arterie coronarie. Le maglie degli stent limitano notevolmente la qualità dei segmenti, tale da rendere l'immagine non diagnostica.

6.7.3 Caso 3

Valutazione della qualità dei segmenti coronarici in paziente con frequenza cardiaca regolare (FC media di 52 bpm durante l'acquisizione) e assenza di placche calcifiche (figura 28). Lo studio permette una completa valutazione delle coronarie. Sono stati assegnati i seguenti punteggi di qualità:

- LM = 4 – eccellente (nessun artefatto)
- LAD = 4 – eccellente (nessun artefatto)
- CX = 4 – eccellente (nessun artefatto)
- RCA = 4 – eccellente (nessun artefatto)

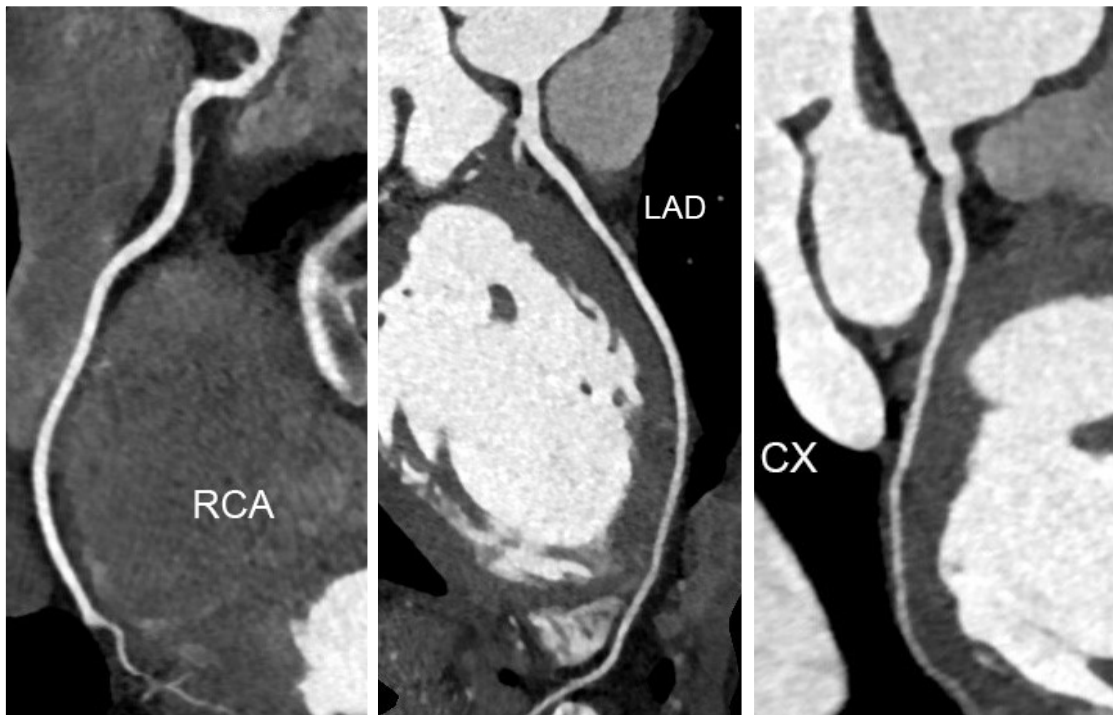


Figura 28: Ricostruzione delle arterie coronarie. Tutti i segmenti sono stati valutati di qualità eccellente.

6.7.4 Caso 4

Valutazione della qualità dei segmenti coronarici. Artefatti da accelerazione del ritmo cardiaco e da movimenti di tipo respiratorio riducono la qualità dell'immagine (figura 29). Sono stati assegnati i seguenti punteggi di qualità.

- LM = 4 – Eccellente (nessun artefatto)
- LAD = 3 – Buono (artefatti minori, buona qualità diagnostica)
- CX = 2 – Adeguato (artefatti moderati, accettabile per la diagnosi clinica di routine)
- RCA = 2 – Adeguato (artefatti moderati, accettabile per la diagnosi clinica di routine)

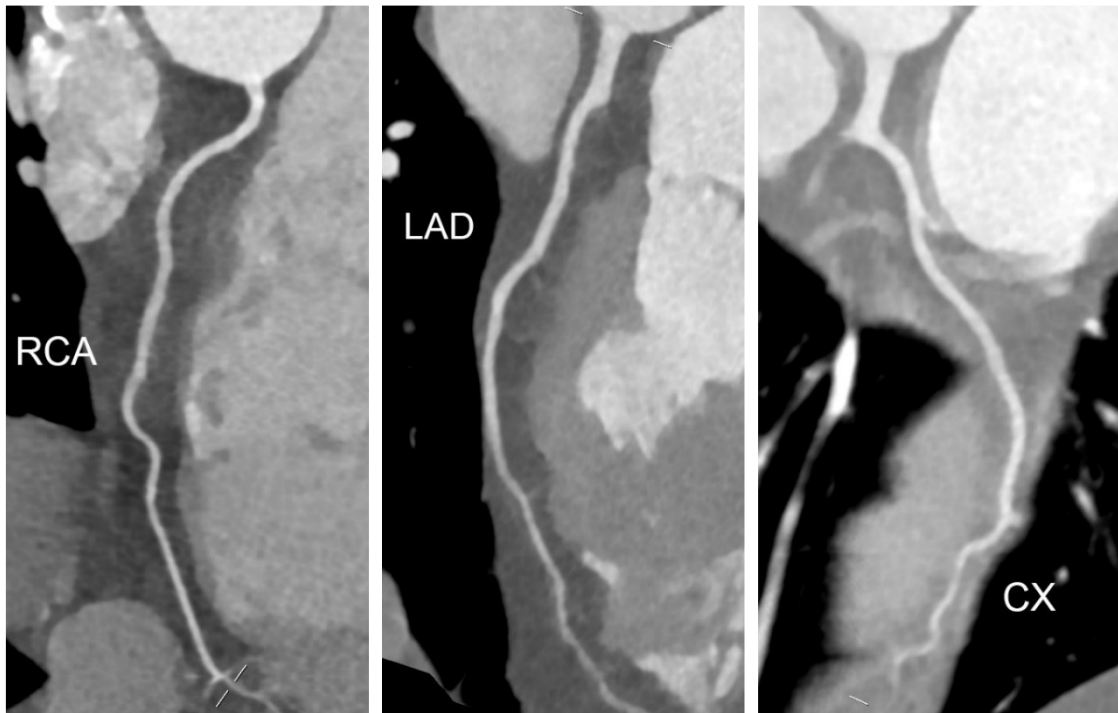


Figura 29 - Ricostruzione delle arterie coronarie. La qualità dell'immagine risulta limitata nel tratto distale.

6.7.5 Caso 5

Valutazione della qualità dei segmenti coronarici. Artefatti da indurimento del fascio/blooming, per la presenza di rilevanti calcificazioni e stents, riducono la qualità dell'immagine (figura 30). Sono stati assegnati i seguenti punteggi di qualità:

- LM = 3 – Buono (artefatti minori, buona qualità diagnostica)
- LAD = 1 – scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)
- CX = 1 – scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)
- RCA = 1 – scarso/non valutabile (artefatti gravi che compromettono una valutazione accurata)



Figura 30: Ricostruzione delle arterie coronarie. Molteplici calcificazioni in LAD determinano la comparsa di importanti artefatti.

6.8 Risultati: dose efficace

Il valore medio di DLP per la scansione angio-TC, definito come il prodotto del volume CTDI e della lunghezza della scansione irradiata è stato 434.1 ± 197.9 mGycm. La dose efficace media calcolata corrisponde a 5.2 ± 2.3 mSv nell'intera popolazione. Il minor valore di DLP registrato durante l'acquisizione è stato 121 mGycm, corrispondente ad una dose efficace di 1.4 mSv. Tale acquisizione è stata effettuata utilizzando 80 kV al momento dell'acquisizione ed i sistemi di modulazione automatica del milliamperaggio e kilovoltaggio attivi (Care Dose4D e CarekV - Siemens Healthcare). Il valore di DLP maggiormente alto registrato durante l'acquisizione è stato 975.9 mGycm, equivalente ad una dose efficace di 11.7 mSv; l'acquisizione è stata effettuata con 140 kV, senza sistemi di modulazione automatica attivi. La tensione del tubo selezionata è stata la seguente:

- n.3 pazienti: 80 kV
- n.7 pazienti 100 kV
- n.17 pazienti 120kV
- n.3 pazienti 140 kV

In relazione al kilovoltaggio utilizzato per ogni gruppo di pazienti sono stati calcolati DLP e dose efficace (tabella VII):

kV	DLP (mGycm)	Dose efficace (mSv)
80	131.9 ± 10.7	1.6 ± 0.1
100	248.1 ± 56.1	2.9 ± 0.6
120	510 ± 101.1	6.1 ± 1.2
140	739.7 ± 168.2	8.9 ± 2.0

Tabella VII: Calcolo di DLP e dose efficace in base al kilovoltaggio. La dose efficace aumenta in modo esponenziale all'aumentare del kilovoltaggio. I dati sono espressi sottoforma di media e deviazione standard (\pm).

6.8.1 Caso 6

Variazione della dose efficace al variare del kV, con/senza l'utilizzo di sistemi di modulazione automatica del milliamperaggio (figura 31):

-Maschio, 61 anni, precedentemente sottoposto ad angioplastica coronarica, BMI 31.05, vengono eseguite due scansioni con differenti parametri di acquisizione (tabella VIII). Il punteggio di qualità assegnato risulta scarso/non valutabile (vedi paragrafo 6.7.2).

N. scansioni	kV	Modulazione mAs	DLP (mGycm)	Dose efficace (mSv)
n.1	100	OFF	330.9	3.9
n.2	120	ON	538.3	5.4

Tabella VIII - Confronto DLP e dose efficace al variare dei parametri di acquisizione. All'aumentare del kilovtaggio aumenta la dose efficace.

Total mAs 7811		Total DLP 971 mGycm					
	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topogram AP	1	100	20 mA	0.03 L	1.2	2.6	0.6
Topogram LL	2	100	20 mA	0.03 L	1.3	2.8	0.6
CaSc	3	100	26 / 60	4.65 L	81.8	0.28	0.6
PreMonitoring	4	100	23	0.64 L	0.6	0.28	10.0
Contrast							
Monitoring	5	100	23	8.94 L	8.9	0.28	10.0
CorCTA	19	100	180	23.24 L	330.9	0.28	10.0
PreMonitoring	20	100	23	0.64 L	0.6	0.28	10.0
PreMonitoring	21	100	23	0.64 L	0.6	0.28	10.0
Contrast							
Monitoring	22	100	23	6.39 L	6.4	0.28	10.0
CorCTA	32	120	117 / 129	35.12 L	538.3	0.28	0.6

Figura 31: Dose report di due diverse acquisizioni Coronaro-TC utilizzando differenti kilovtaggi nello stesso paziente. Il DLP risulta inferiore nell'acquisizione a 100kV.

6.8.2 Caso 7

Valutazione dosimetrica in paziente sottoposto a Coronaro-TC utilizzando basso kilovoltaggio e sistemi di modulazione kV/mAs attivi (figura 32).

-Maschio, 53 anni, BMI 21.86, sono riportati i parametri di acquisizione (tabella IX). La qualità dell'immagine risulta eccellente in tutti i segmenti (punteggio 4), vedi paragrafo 6.7.3 (Caso 3).

N. scansioni	kV	Modulazione mAs	DLP (mGycm)	Dose efficace (mSv)
n.1	80	ON	146.6	1.8

Tabella IX – DLP e Dose efficace in una scansione Coronaro-TC a basso kilovoltaggio.

Scan		kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Total mAs 4122 Total DLP 221 mGycm							
Patient Position H-SP							
Topogram AP	1	100	20 mA	0.03 L	1.3	2.8	0.6
Topogram LL	2	100	20 mA	0.03 L	1.3	2.8	0.6
CaSc	3	100	18 / 60	3.13 L	60.7	0.28	0.6
PreMonitoring	4	100	23	0.64 L	0.6	0.28	10.0
Contrast							
Monitoring	5	100	23	10.22 L	10.2	0.28	10.0
CorCTA	21	80	108 / 213	8.75 L	146.6	0.28	10.0
Medium	Type		Iodine Conc. mg/ml	Volume ml	Flow ml/s	CM Ratio	
Contrast	Iomeron		400	65	5.0	100%	
Saline				50	5.0		

Figura 32: Dose report in un'acquisizione Coronaro-TC utilizzando 80 kV. Il DLP risulta particolarmente contenuto.

6.9 Discussione

Oltre ai parametri tecnici ampiamente discussi, il successo della TC Coronarica dipende anche dalla corretta selezione e preparazione del paziente. Abbiamo valutato la qualità dell'immagine dei segmenti coronarici in pazienti con differenti caratteristiche, utilizzando 128 Somatom Definition Edge. I risultati dimostrano che la maggioranza (90%) dei segmenti era di qualità diagnostica nei pazienti sottoposti a valutazione. Analizzando le cause che hanno portato ad artefatti gravi o moderati, in n. 6/30 pazienti, le motivazioni che hanno determinato inferiore qualità nei segmenti analizzati sono dovute ad alterazioni della frequenza cardiaca, quali FC accelerata e ritmo alterato durante la scansione. In n. 2/30 pazienti sono stati indicati come motivazione di artefatti la presenza di stents, di questi, n. 1 paziente presentava anche elevate calcificazioni, riportate come concausa dell'artefatto.

Nonostante i numerosi miglioramenti dei sistemi TC, è necessario che i pazienti abbiano ritmo sinusale al momento dell'acquisizione, l'aritmia è infatti una delle ragioni per cui un soggetto può essere escluso dallo studio coronarico. Contrariamente all'ECG dei pazienti con ritmo sinusale, nei soggetti con ritmi cardiaci irregolari, l'elettrocardiogramma è caratterizzato da variazioni del battito cardiaco, rendendo maggiormente problematica l'acquisizione nel distretto coronarico. È stata segnalata una significativa degradazione dell'immagine in condizioni di aritmia, tale da portare ad una qualità diagnostica insufficiente fino a 3 segmenti su 4, esponendo ugualmente il paziente ad una dose efficace potenzialmente elevata (8.6 mSv – Caso 1). Un ulteriore fattore importante per ottenere esami di qualità è il controllo della frequenza cardiaca, raggiungere una FC bassa è vitale e permette l'acquisizione di immagini prive di movimento. Lo scanner 128 Somatom Definition Edge ha una buona risoluzione temporale, tale da permettere una qualità diagnostica anche in situazioni con frequenza cardiaca leggermente accelerata al momento dell'acquisizione (Caso 4). La somministrazione di farmaci β -bloccanti diviene comunque essenziale per la buona riuscita dell'indagine. Per quanto riguarda gli stent coronarici, l'angiografia coronarica convenzionale è stata considerata il gold standard per la loro valutazione, tuttavia, i principali svantaggi di questo metodo includono l'invasività, le complicanze e l'elevata esposizione a radiazioni. L'angio-TC è stata menzionata in diversi studi come modalità di imaging per la valutazione delle coronarie in pazienti sottoposti precedentemente a

PTCA, ciò nonostante, non sono esenti possibili artefatti, capaci di limitare la qualità dell'immagine. Secondo i risultati ottenuti, la valutazione dei segmenti in pazienti sottoposti a stent non ha permesso di ottenere immagini diagnostiche nei vasi valutati (Caso 2). Questo è dovuto al materiale di cui sono composte le maglie degli stents, causando la comparsa di artefatti da indurimento del fascio ed effetto volume parziale. I medesimi artefatti sono stati riscontrati in n. 1 paziente precedentemente sottoposto a PTCA, con numerose calcificazioni all'interno delle coronarie. Le placche calcifiche hanno contribuito nel compromettere in modo importante la qualità dell'immagine finale, divenendo concausa dell'artefatto (Caso 5).

In merito agli aspetti dosimetrici, oggi l'esposizione alle radiazioni per gli esami di Cardio-TC è stata comunque drasticamente ridotta, questo è dovuto ai progressi tecnici e all'implementazione di strategie di riduzione dosimetrica, fino ad ottenere immagini di qualità diagnostica sottoponendo il paziente a dose radiante particolarmente inferiore rispetto al passato. Tuttavia, la tecnica di acquisizione retrospettiva può comunque sottoporre il paziente a valori particolarmente elevati. Consapevoli dei danni causati dalle radiazioni ionizzanti, scegliere con attenzione i parametri di acquisizione permette di limitare gli effetti negativi connessi all'esposizione. Visti i risultati ottenuti, la tensione del tubo è sicuramente il parametro principale da tenere in considerazione al momento dell'acquisizione. A parità di paziente, il passaggio da 100kV a 120kV comporta un aumento della dose di circa il 29%, nonostante il sistema di modulazione del milliamperaggio attivo (Caso 6). Selezionare corrette tensioni del tubo secondo il BMI diviene quindi la prima strategia di ottimizzazione, capace di ridurre la dose efficace in modo esponenziale. Inoltre, in base ai pazienti analizzati, la qualità diagnostica della scansione Cardio-TC può essere raggiunta anche a 80 kV, anziché i tradizionali 120-140 kV, tuttavia, ciò può essere ottenuto solo se l'attenuazione globale del paziente, espresso come indice di massa corporea, è particolarmente basso (≤ 21 BMI – Caso 7). Ottenere immagini diagnostiche effettuando scansioni a dose effettivamente ridotta è dunque possibile in alcuni pazienti sottoposti a TC Coronarica. Eventuali strategie di riduzione dosimetrica, tra cui la modulazione automatica del kilovoltaggio e del milliamperaggio, concorrono nel processo di ottimizzazione, permettendo di ottenere valori dosimetrici moderati durante l'acquisizione, mantenendo la qualità dell'immagine elevata.

CONCLUSIONE

La continua ricerca verso l'utilizzo di strumenti diagnostici meno invasivi ha portato la Coronaro-TC ad essere eseguita sempre con maggiore continuità. Essere a conoscenza dei possibili limiti di tale metodica è importante al fine di determinare in quali situazioni la qualità dell'immagine può risultare alterata. L'obiettivo di questo elaborato è stato valutare la capacità dell'apparecchiatura TC di ottenere immagini di qualità diagnostica nello studio del distretto coronarico, in relazione alla dose di radiazioni erogata. Con questo scopo, sono stati analizzati i risultati prodotti da differenti acquisizioni effettuate tramite lo scanner TC 128 Somatom Definition Edge. I risultati ottenuti dimostrano che l'apparecchiatura e le tecniche di acquisizione utilizzate garantiscono una valida qualità diagnostica nella maggior parte dei segmenti coronarici analizzati. Non sono però esenti arterie in cui la qualità dell'immagine è meno elevata, fino a divenire insufficiente per una corretta valutazione da parte del medico, in modo particolare nei pazienti sottoposti precedentemente ad angioplastica coronarica con posizionamento di stent o situazioni in cui il ritmo cardiaco è alterato. Infine, la dose efficace a cui il paziente è soggetto può risultare notevolmente elevata, è innegabile come la scelta della corretta tensione anodica diventi una delle principali variabili che il tecnico di radiologia deve sapere gestire nella programmazione di un esame Coronaro-TC, esaminando con quali pazienti può essere ridotta, senza correre il pericolo di diminuire la qualità finale delle immagini prodotta. L'utilizzo di sistemi di modulazione automatica della dose può contribuire alla diminuzione della dose radiante mantenendo la qualità dell'immagine elevata, agevolando il TSRM nel processo di ottimizzazione dosimetrica.

BIBLIOGRAFIA

1. Saladin Kenneth S, De Caro R. (cur.) *Anatomia umana*. 2nd ed. Padova: Piccin-Nuova Libreria, 2017
2. Padone P, Fioranelli M, *Malattia coronarica: Fisiopatologia e diagnostica non invasiva con TC*. Milano: Springer Verlag, 2008
3. Padone P, Fioranelli M, *Circolo coronarico*. In: Padone Paolo, Fioranelli Massimo. *Malattia coronarica: Fisiopatologia e diagnostica non invasiva con TC*. Milano: Springer Verlag, 2008
4. Coser D, Centonze M, *Anatomia delle arterie coronarie*. 2005. <http://www.ricercheradiologiche.it/CD/2005/ANATOMIA.HTM> (accesso 08.2022)
5. Catalano C, Anzidei M, Napoli A, *Imaging cardiovascolare TC e RM: Dalla tecnica all'interpretazione clinica*. Milano: Springer Verlag, 2012
6. Ralapanawa U, Sivakanesan R. *Epidemiology and the Magnitude of Coronary Artery Disease and Acute Coronary Syndrome: A Narrative Review*. J Epidemiol Glob Health. 2021;11(2):169-177.
7. Bentzon JF, Otsuka F, Virmani R, Falk E. *Mechanisms of plaque formation and rupture*. Circ Res. 2014;114(12):1852-1866
8. Fioranelli M. *Fisiopatologia Coronarica*. In: *Malattia coronarica: Fisiopatologia e diagnostica non invasiva con TC*. Milano: Springer Verlag, 2008
9. Ropers D, Baum U, Pohle K, et al. *Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction*. Circulation. 2003;107(5):664-666
10. Mazzucato F. *Anatomia Radiologica: Tecniche e Metodologie in Radiodiagnostica*. 3rd ed. Padova: Piccin-Nuova Libreria, 2009
11. Paolicchi F, Faggioni L, Neri E. *Elementi di tomografia computerizzata*. Milano: Springer; 2011
12. Del Corona S, Cavaliere S, Baggiani C, Principali componenti di uno scanner TC In: Faggioni L, Paolicchi F, Neri E, *Elementi di tomografia computerizzata*. Milano: Springer; 2011: 19-34.
13. Ivi, p. 14.
14. Ivi, p. 16.
15. Arndt C, Güttler F, Heinrich A, Bürckenmeyer F, et al. *Deep Learning CT Image Reconstruction in Clinical Practice*. CT- Rofo. 2021;193(3):252-261
16. Willemink MJ, Noël PB. *The evolution of image reconstruction for CT-from filtered back projection to artificial intelligence*. Eur Radiol. 2019;29(5):2185-2195
17. Colombo P, Origgi D, Moro L, et al. *Tomografia computerizzata: descrizione e misura dei parametri caratteristici. Traduzione, revisione e integrazione del*

- documento: Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems used in Medicine” Report N.32 IPEM - Part III: Computed Tomography X-ray Scanners - (II edition - 2003)*
18. McCollough CH, Primak AN, Braun N, et al. *Strategies for reducing radiation dose in CT*. Radiol Clin North Am. 2009;47(1):27-40
 19. Traduzione della ICRP Publication 103 “*The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*” a cura del Comitato Internazionale AIRP, Milano, 27 giugno 2008
 20. Kulkarni S, Rumberger JA, Jha S. *Electron Beam CT: A Historical Review*. AJR Am J Roentgenol. 2021;216(5):1222-1228
 21. Cademartiri F, Casolo G, Midiri M. *Clinical applications of cardiac CT*. 2nd ed. Milano: Springer; 2012
 22. Pannu HK, Alvarez W Jr, Fishman EK. *Beta-blockers for cardiac CT: a primer for the radiologist*. AJR Am J Roentgenol. 2006;186(6 Suppl 2): S341-S345
 23. Feltrin G.P, Zandonà M, Borile V, et al. *Fondamenti sui mezzi di contrasto iodati e reazioni avverse*. La Radiologia Medica - Radiol Med 107 (Suppl 1 al N. 4): 8-31, 2004 Edizioni Minerva Medica – Torino
 24. Maffei E, Martini C, Cademartiri F, CT of the Heart: Scan Technique. In: Cademartiri F, Casolo G, Midiri M. *Clinical applications of cardiac CT*. 2nd ed. Milano: Springer; 2012
 25. Ratti C, Menozzi M, Chiurlia E, et al. *Coronary calcium: from aetiopathogenesis to clinical practice*. Trends Med 2004; 4(3):183-190.
 26. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, et al. *Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography*. J Am Coll Cardiol. 1990;15(4):827-832.
 27. de Agustin JA, Marcos-Alberca P, Fernández-Golfin C, et al. *Should computed tomography coronary angiography be aborted when the calcium score exceeds a certain threshold in patients with chest pain?* Int J Cardiol. 2013;167(5):2013-2017.
 28. Ghekiere O, Salgado R, Buls N, et al. *Image quality in coronary CT angiography: challenges and technical solutions*. Br J Radiol. 2017;90(1072):20160567.
 29. Ibid.
 30. Malagò R, Pezzato A, Barbiani C, Artifacts in Cardiac CT. In: Cademartiri F, Casolo G, Midiri M. *Clinical applications of cardiac CT*. 2nd ed. Milano: Springer; 2012
 31. Ivi, p. 274

RINGRAZIAMENTI

Vorrei dedicare qualche riga a tutti coloro che mi sono stati vicini in questo percorso di crescita personale e professionale.

Mi è doveroso ringraziare le persone che hanno contribuito alla realizzazione di questo elaborato. In primis, un ringraziamento al mio relatore Andrea Barausse, per avermi guidato costantemente in questo percorso e per i suoi insegnamenti durante i momenti di tirocinio. Ringrazio inoltre il Dottor Luca Spigolon, per le conoscenze trasmesse durante il percorso di stesura e per la sua disponibilità.

Un ringraziamento particolare va a Barbara Bragagnolo, la quale, in questi tre anni di università, è riuscita a trasmettermi la passione per questa professione e ha seguito noi studenti con costanza e professionalità, ma allo stesso tempo con delicatezza e sensibilità.

Infine, ci tengo a ringraziare tutti i professionisti incontrati durante il percorso di studio e tirocinio, in particolare i colleghi della Radiologia di Vicenza e Sandrigo ed i colleghi del reparto di Neuroradiologia.