

SCUOLA DI MEDICINA E CHIRURGIA
DIPARTIMENTO DI SCIENZE BIOMEDICHE AVANZATE

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

TESI DI LAUREA

**“TC DEL CUORE: PROTOCOLLO DEDICATO DI ACQUISIZIONE E TECNOLOGIE
DI ELABORAZIONE DEI DATI”**

**“HEART CT: DEDICATED ACQUISITION PROTOCOL AND DATA PROCESSING
TECHNOLOGIES”**

Candidato
Gennaro Lutricuso

Anno Accademico 2022 - 2023

INDICE

Introduzione.....	pag 3
Capitolo 1	
1. La cardio TCMS	
1.1 introduzione all'esame cardio TCMS.....	pag 4
1.2 Sviluppo delle apparecchiature: dalla Tc convenzionale alle DSCT...	pag5
1.3 Tecnologia Dual-Energy nell'esame Cardio TC.....	pag 8
1.4 Indicazioni cliniche della cardio TC	Pag 10
1.5 Preparazione e posizionamento del paziente.....	pag 12
1.6 Tecniche di acquisizione: la sincronizzazione elettrocardiografica.....	pag13
1.7 Esecuzione dell'esame.....	pag17
Capitolo 2	
2. Ricostruzioni e analisi delle immagini	
2.1 Introduzione alla ricostruzione delle immagini Cardio TC.....	pag 20
2.2 Calcium score.....	pag24
2.3 Analisi e valutazione delle arterie coronarie.....	pag27
2.4 Analisi quantitativa delle placche coronariche.....	pag 29
2.5 Analisi della funzionalità cardiaca	pag 33
2.6 Analisi della perfusione miocardica.....	pag 39

Capitolo 3

3. Artefatti

3.1 Definizione di artefatto.....pag 41

3.2 Artefatti da movimento.....pag 41

3.3 Artefatto da indurimento del fascio.....pag 44

3.4 Artefatto blooming.....pag 45

3.5 Artefatto da rumore.....pag46

3.6 Artefatti da enhancement vascolare.....pag 47

3.7 Tecniche di miglioramento degli artefatti.....pag 48

4. Conclusioni.....pag 49

5. Bibliografia..... pag 50

Introduzione

La TC cardiaca è un esame di diagnostica strumentale che permette di studiare l'anatomia del muscolo cardiaco e delle arterie coronarie con un esame rapido che si avvale di una fase precontrastografica e di una fase di acquisizione dopo iniezione del mezzo di contrasto.

Negli ultimi decenni la TC cardiaca ha assunto sempre un maggior rilievo diagnostico nella pratica clinica per la valutazione morfologica dell'albero coronarico. L'esame cardio TC è divenuto d'elezione per indagare la presenza di placche aterosclerotiche e anomalie coronariche, oltre ad essere indicato per aritmie, fibrillazioni, malattie congenite e difetti valvolari in pazienti impossibilitati a effettuare risonanza magnetica.

La tecnologia di acquisizione della TC Dual Source, coadiuvata con i moderni software di postproduzione, ha reso l'esame di cardio TC non solo accurato nell'indagine morfologica, ma anche in grado di restituire parametri quantitativi e qualitativi sulla funzionalità e sulla perfusione miocardica.

Scopo della seguente tesi è esplicitare la parte tecnica dell'esame cardio TC sia nel suo aspetto meramente pratico, sia nell'aspetto della postproduzione dei dati.

CAPITOLO 1: LA CARDIO TCMS

1.1 Introduzione all'esame Cardio TCMS

Negli ultimi 25 anni la tecnologia ha fatto enormi passi avanti nel settore radiologico, in particolare nell'ambito della tomografia computerizzata. I progressi hanno migliorato la velocità di acquisizione dei dati, il post processing e la risoluzione spaziale delle immagini. Il risultato di questo processo ha trasformato la TC dall'essere una pura indagine morfologica a divenire un esame in grado di dare risposte sulla fisiologia del paziente.

La TC delle arterie coronarie, in particolare, si è imposta come una tra le più significative conquiste nella medicina degli ultimi anni.

Come sarà analizzato nei paragrafi successivi, l'avvento delle ultime generazioni di TC multislice e dei sistemi dual source sono stati decisivi nel sopravanzamento dello studio coronarico tomografico nell'indagine clinica nei confronti dell'angiografia delle coronarie, che pur ne rimane il gold standard, ma la cui invasività è giustificabile prettamente nell'ambito interventistico.

L'elevata risoluzione spaziale e temporale dei sistemi dual source permette oggi lo studio del distretto cardiaco che è in continuo movimento.

La velocità del battito cardiaco è stata per anni la principale controindicazione all'utilizzo della TC per lo studio delle arterie coronarie. Con lo sviluppo della tecnologie multistrato e l'aumento della velocità di rotazione del gantry è stato possibile incrementare radicalmente la risoluzione temporale in un indagine cardio TC. È questo il motivo per cui ad oggi la TC, in particolare la dual source, ha soppiantato l'angiografia negli studi cardiaci .

La cardio TC è in altre parole l'esame angio TC delle arterie coronarie. La peculiarità dell'esame è il poter studiare in modo non invasivo la parete coronarica, il lume vascolare, la fase di riempimento arterioso, la presenza e la composizione di placche ateromasiche, l'eventuale grado di stenosi ed occlusione delle suddette arterie



Figura 1: paziente su lettino TC

1.2 Sviluppo delle apparecchiature: dalla Tc convenzionale alla DSCT

Dai primi anni '70 ad oggi la tomografia computerizzata si è avvalsa di continui aggiornamenti per arrivare alle performance odierne. Il graduale cambiamento di differenti geometrie del complesso tubo-detettori ha portato alla prima classificazione degli apparecchi TC in quattro generazioni. Nella prima generazione il fascio radiante, costituito da un pennello di raggi x, compiva traslazioni lungo lo strato in esame. Il sistema ruotava intorno al paziente ripetendo la traslazione ogni grado fino a 180 gradi. I tempi di scansione in questo sistema traslazione-rotazione erano di 3-5 minuti per strato. Nella seconda generazione si è passati ad un fascio radiante a ventaglio più ampio che poteva agire su fino a 20 rilevatori. Il medesimo movimento di traslazione-rotazione acquisiva così l'immagine in 'soli' 15-30 secondi. Nella terza generazione il fascio radiogeno si è evoluto in un ventaglio di ampiezza significativa (35-50 gradi) che riusciva ad agire su 300-800 detettori opposti e solidali al tubo radiogeno. È questa la generazione in cui avviene la simultanea rotazione dell'arco detettoriale e del tubo radiogeno. La quarta generazione è rappresentata da un arco fisso con anche oltre 1000 rilevatori con la sola rotazione della sorgente di radiazioni. L'elevato costo dei detettori e la difficoltà nella collimazione delle radiazioni diffuse della quarta generazione ha fatto propendere le aziende produttrici a focalizzarsi sulla produzione e sullo sviluppo degli apparecchi della terza, la cui tecnologia è alla base delle attuali TC.

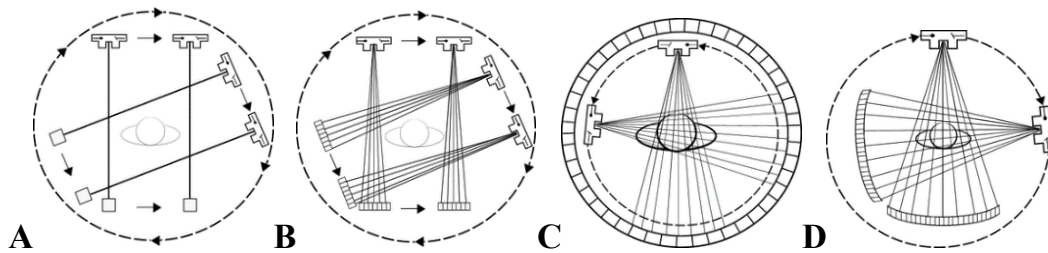


Figura 2. Schemi dei tomografi: A) prima generazione; B) seconda generazione; C) terza generazione; D) quarta generazione

Un significativo incremento delle performance del macchinario TC, con particolare riguardo alla risoluzione temporale, lo si deve al passaggio dalla TC convenzionale alla TC spirale. La macchina convenzionale acquisiva col metodo step and shoot in cui i cavi elettrici, che connettevano le parti mobili e fisse dell'apparecchio, rendevano necessario ruotare il complesso tubo-detettori in senso orario e poi antiorario ad ogni avanzamento del lettino portapaziente. Con l'avvento della tecnologia slip ring si è superata la necessità di interrompere il movimento del complesso tubo-detettori ad ogni movimento del lettino lungo il suo asse longitudinale. Con la TC spirale si è passati dall'acquisizione del singolo strato del paziente a quella di un volume elicoidale di dati grezzi da poter successivamente elaborare ed interpolare. L'interpolazione dei dati è resa necessaria dalla mancata acquisizione di alcune viste rispetto alla modalità sequenziale.

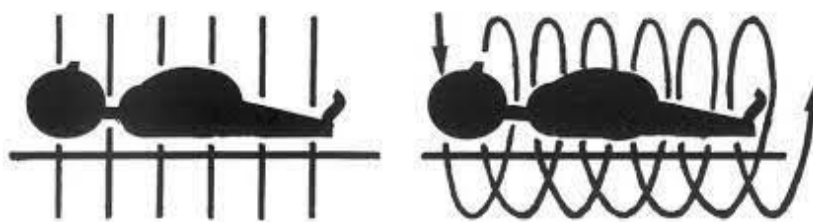


Figura 3 schema tc convenzionale e tc elicoidale

La necessità di avere il minor tempo di scansione possibile, unito ad un' alta risoluzione spaziale, hanno spinto lo sviluppo tecnologico fino all'avvento della TC spirale nel 1990 e al primo sistema multidetettore nel 1998. L'affermarsi della TC elicoidale ha trovato il suo naturale sbocco nella TC spirale multistrato (TCMS) in

cui il tempo di acquisizione dati si è drasticamente ridotto. Questo passaggio ha permesso ulteriori e decisivi impieghi nel campo clinico anche e soprattutto in esami radiologici con mezzo di contrasto. Nel giro di un ventennio si è passato dalla prima TCMS a 4 detettori fino ad apparecchi che possono acquisire contemporaneamente fino ad oltre 600 detettori.

Il primo step verso l'indagine cardiaca con una TC multidetettoriale è sicuramente l'introduzione della scansione EGC guidata in una TC a 4 detettori nel 1999. Le TC multislice a 64 detettori, disponibili sul mercato dal 2004, sono le progenitrici degli attuali macchinari. Si è arrivati così ad una risoluzione temporale inferiore a 200 ms e ad un tempo di rotazione del gantry di 0.33 secondi. Allo stesso tempo le tecniche di gating- EGC sono state progressivamente messe a punto in modo tale da poter utilizzare l'esame MSCT in pazienti con dolori forti al torace, per diagnosticare embolie polmonari, aneurismi o dissecazioni aortiche.

A dispetto delle conquiste di cui sopra, rimanevano, in quegli anni, ancora molti muri da scalare soprattutto per i pazienti con elevata frequenza cardiaca, irregolarità ed aritmie. L'affinarsi della capacità performante della TCMS e la necessità di aumentare la velocità di acquisizione per compensare il movimento cardiaco hanno spinto verso un ulteriore modello di tomografo: la TC dual source (DSCT).

Gli scanner DSCT sono dotati di due tubi radiogeni e due archi di rivelatori corrispondenti. I due sistemi di acquisizione sono montati sul gantry con un offset angolare di 90°. Un rivelatore copre l'intero campo di vista (50 cm di diametro), mentre l'altro è limitato a un campo di vista centrale (26 cm di diametro), al fine di ottenere un sistema geometrico compatto con una breve distanza tra il punto focale e il rivelatore stesso. Ogni rivelatore comprende 40 file di detettori, di cui 32 centrali con una larghezza sull'asse z di 0,6 mm e 4 esterni su entrambi i lati con una larghezza di 1,2 mm; la copertura totale di ciascun rivelatore in direzione longitudinale è pertanto pari a 28,8 mm. Combinando i segnali delle singole file di detettori, si può ottenere una configurazione di 32×0,6 mm o 24×1,2 mm. Il più breve tempo di rotazione ottenibile è 0,33 sec. I due tubi radiogeni sono fra loro indipendenti e possono lavorare con la stessa tensione anodica, oppure con tensioni differenti, variabili fra 80 kV e 150 kV.

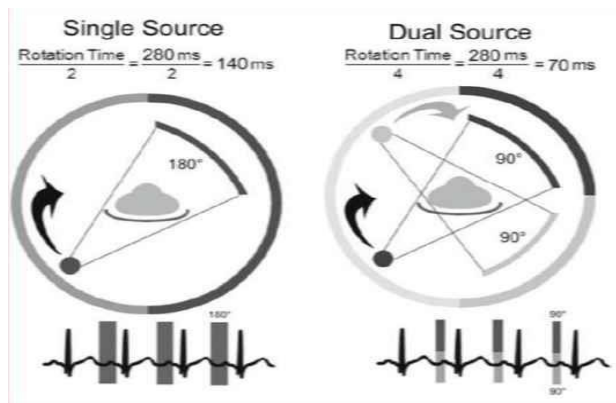


Figura 4 Schema dei tomografi single e dual source

1.3 Tecnologia Dual-Energy nell'esame Cardio TC

Gli scanner TC Dual Energy si differenziano tra loro sia per la modalità in cui vengono emessi i raggi, sia per come i detettori li assorbono. A causa della richiesta di una scansione ad alta velocità negli esami cardiaci, non tutte le tecnologie TC Dual Energy sono performanti e diagnostiche nell'ambito cardiovascolare. La miglior capacità di acquisire immagini cardiache col movimento involontario del paziente è proprio della tecnologia TC Dual Source -Dual Energy o della single Source rapid switching. Nel secondo caso il tubo radiogeno è unico e lavora alternando (intervallo di un millisecondo) due kilovoltaggi diversi sulla stessa catena di detettori acquisendo l'immagine con un tempo di rotazione del gantry di soli 0.28 secondi. Nel caso di interesse, ovvero della TC Dual Source- Dual Energy non c'è nessun tempo morto e quindi nessuna variazione morfologica e funzionale del cuore durante l'acquisizione che è contemporanea e fatta da due tubi. I due sistemi tubo-detettore sono separati e indipendenti. Ciò consente di ottenere la massima performance diagnostica nei casi in cui la frequenza cardiaca sia elevata e/o instabile (si pensi, per esempio, a pazienti con fibrillazione atriale, extrasistolie frequenti ecc...) e può rendere più blande o addirittura superflue le procedure di

bradicardizzazione farmacologica, talvolta non prive di rischi in pazienti con patologie associate. L'assunto che i due tubi a raggi X funzionino a due tensioni diverse (ad esempio un tubo a 140 kV e l'altro a 80 kV) permette di osservare le differenze nella densità di diverse sostanze in base alle differenze nei coefficienti di attenuazione di fotoni di diverse energie. In altre parole, conoscendo lo spettro energetico di emissione dei due tubi, è possibile utilizzare algoritmi di decomposizione per ricostruire serie di dati "virtuali" corrispondenti a energie diverse: ad esempio, combinando i dati originali ottenuti a 80 kV e 140 kV, è possibile creare immagini "virtuali" corrispondenti ad una tensione media di 120 kV, oppure è possibile creare immagini per sottrazione. Quest'ultima potenzialità è particolarmente interessante perché consente la creazione di immagini "virtuali" senza contrasto (virtual non-enhanced scan) sottraendo i profili di iodio (iodio map) dai profili di attenuazione effettivi misurati dopo la somministrazione del contrasto. Conoscendo a priori gli spettri energetici delle due sorgenti radiogeniche è possibile evitare in alcuni casi specifici di eseguire scansioni pre-contrastografiche e ricavarle in fase di post processing.

La DSCT è anche in grado di valutare il parenchima polmonare e le strutture vascolari in pazienti con bassa compliance e difficoltà a trattenere a lungo il respiro e seguire le istruzioni del tecnico. La DSCT combinata all'ECG è usata per visualizzare le arterie coronarie, la valvola aortica e l'aorta in un'unica scansione a bassa dose. Oltre all'aspetto puramente morfologico, la DSCT nell'esame cardio permette la visualizzazione di processi dinamici nella regione toracica, in particolare quella cardiaca di interesse. L'utilizzo del mezzo di contrasto e il modo in cui esso interagisce col muscolo cardiaco, col sistema arterioso e con quello venoso, permette di eseguire studi di perfusione qualitativi e quantitativi.

1.4 Indicazioni cliniche della cardio TC

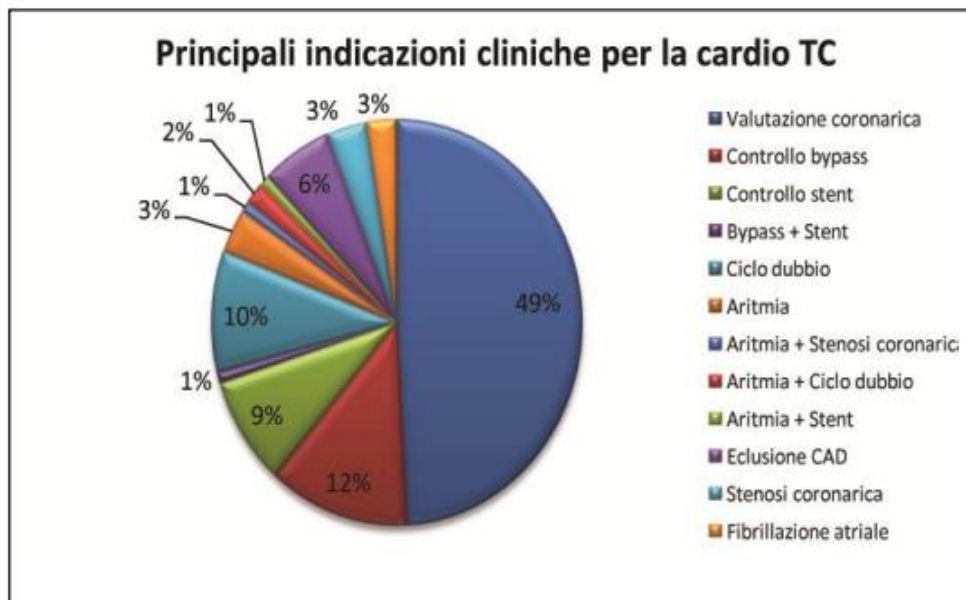


Figura 5 principali indicazioni cliniche per la cardio TC

Il paziente si sottopone all'esame cardio TC per specifica sintomatologia clinica o per un follow-up post-operatorio.

Il classico sintomo è l'angina tipica (dispnea a riposo o dopo sforzo) o atipica con o senza stress-test elettrocardiografico o scintigrafia miocardica positivi.

In generale, a sottoporsi a questo tipo di indagine sono soggetti in cui si sospetta presenza di placche aterosclerotiche o anomalie coronariche; pazienti con dolore toracico acuto ed ECG negativo o non diagnostico; pazienti con episodi di livelli di troponina elevati, ecc... L'esame cardio TC è anche prescritto a pazienti con aritmie, fibrillazioni, malattie congenite e difetti valvolari che sono impossibilitati a effettuare risonanza magnetica. Altre indicazioni dell'esame sono follow-up di pazienti con bypass coronarici e follow-up di stent e microstent coronarici.

In base alle condizioni fisiologiche del paziente (tachicardia, bradicardia, blocchi di branca destri e sinistri, fibrillazione atriale ecc...) e dalla sua indicazione clinica,

il tecnico di radiologia attuerà una serie di accorgimenti tecnici e di elaborazione al fine di produrre un corretto ed accurato esame diagnostico.

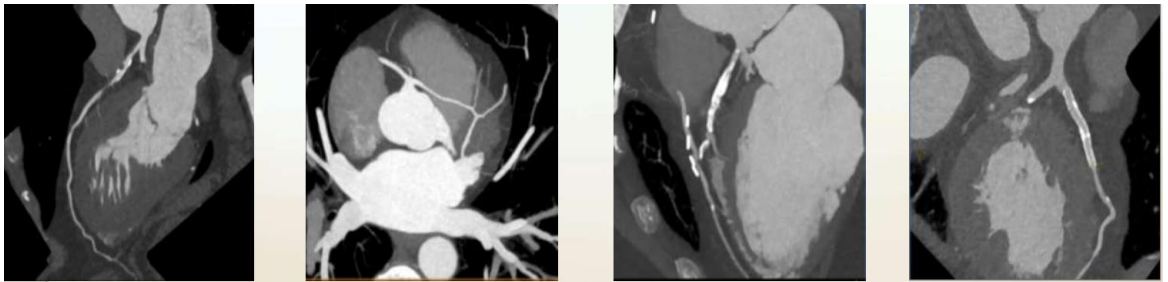


Figura 6 Scansioni TC per (di sinistra) : sospetta aterosclerosi coronarica, anomalie coronariche, follow-up di bypass coronarici e follow-up di stent coronarici.

A seconda dell'anamnesi il tecnico è in grado di modulare la somministrazione del mezzo di contrasto, la velocità del flusso di iniezione, il timing corretto della scansione. Ad esempio, se il paziente è un caso di follow up stent, il tecnico può aumentare la quantità di mdc (in accordo col medico radiologo) ai fini di una corretta visualizzazione degli stent. Può ritenersi opportuno inoltre diminuire la portata 4,5 ml/s e allungare il bolo da 60/70 mL, fino a 70/80 mL (considerati i dati antropometrici del paziente).

1.5 Preparazione e posizionamento del paziente



Figura 7: posizionamento del paziente

L'anamnesi è fondamentale per una corretta valutazione del paziente. In questa fase è fondamentale segnare peso e altezza per conformare la scelta di Kv e mA e per settare gli algoritmi di ricostruzione post processing. Dalla cardio TC si estrapolano infatti anche parametri fisiologici (come il volume telediastolico, volume telesistolico, la frazione di eiezione) che andranno normalizzati secondo la corporatura del paziente. Si deve prendere nota in fase anamnestica di fattori di rischio cardiovascolare quali: ipertensione arteriosa, fumo, attività fisica, familiarità per aterosclerosi coronarica, diabete, dislipidemia.

Il paziente deve essere a digiuno da almeno 6 ore, e deve avere valori normali di funzionalità renale con valori di creatininemia che attestino un GFR sufficiente a supportare l'esame con mezzo di contrasto iodato. Valore di creatinina superiore alla norma è controindicazione assoluta all'esame contrastografico. Laddove si è in presenza di soggetti allergici al mezzo di contrasto iodato o ad altri farmaci, si deve essere certi che sia stata effettuata la terapia desensibilizzante con antistaminici e cortisonici. Bisogna tenere presente che terapie farmacologiche in

corso non interferiscono con l'esecuzione dell'esame. Di solito i pazienti prendono un antipertensivo, una statina per la cura della dislipidemia, o la cardioaspirina.

Controindicazione relativa allo svolgimento dell'esame è avere un paziente con frequenza cardiaca elevata, superiore ai 65 bpm. In quel caso il paziente è reso bradicardico con dei betabloccanti, soprattutto se l'esame è eseguito su apparecchiature a 64 o 128 strati. Si tenga conto che avere un paziente estremamente bradicardico presenterà in ECG un momento di recupero molto lungo.

Il paziente, già incanalato, è posizionato sul lettino della TC coricato in posizione supina con le braccia alzate al di sopra della testa per non averle nel FOV di acquisizione. In generale prima dell'esecuzione dell'esame è possibile somministrare del nitrato sublinguale per dilatare le coronarie soprattutto nel caso di follow up di stent molto distali per potenziare qualitativamente le immagini.

1.6 Tecniche di acquisizione: la sincronizzazione elettrocardiografica

Le tecniche di sincronizzazione elettrocardiografiche sono utilizzate per migliorare la risoluzione temporale e minimizzare gli artefatti d'immagine causati dal movimento cardiaco. In generale, come spiegato in seguito, ci sono due approcci di gating cardiaco: il retrospettivo e il prospettico. In entrambe le modalità, vengono applicati 4 elettrodi sul torace del paziente per sincronizzare l'acquisizione tomografica con l'elettrocardiogramma. I due elettrodi superiori non devono essere posizionati a contatto con le clavicole, ma leggermente al di sotto di esse. Se il paziente ha molto adipe e ci sono difficoltà di rilevazione, è indicato allargare le derivazioni in modo che gli impulsi elettrici non siano estremamente obliquati e quindi riescano a raggiungere l'elettrodo. L'acquisizione deve essere sempre e solo sincronizzata. La sincronizzazione inoltre, indica al tecnico di radiologia medica la lunghezza dell'intervallo R-R, descrittiva della fase del ciclo cardiaco. La fase di

acquisizione prediletta dell'esame cardio TC è la telediastole: il momento in cui il cuore è il più "fermo" possibile ed è la fase di riempimento delle arterie coronariche.

Conosciamo tre modalità di gating:

1. Retrospectivo
2. Prospettico
3. Prospettico spirale ad alto pitch - Flash

Gating Retrospectivo

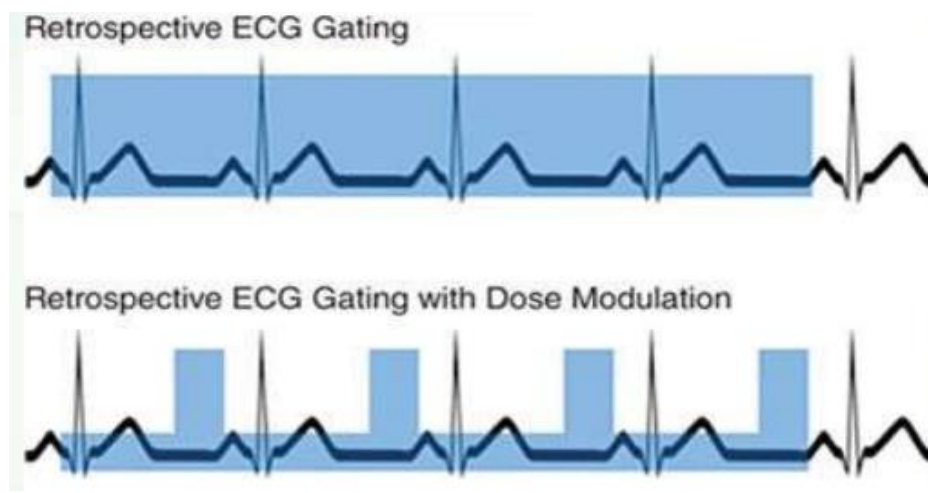


Figura 8: Gating retrospectivo con e senza modulazione di dose

È una metodica di acquisizione di tipo spirale che prevede la contemporanea registrazione del tracciato ECG e l'acquisizione dei profili di attenuazione fotonica con valori di pitch inferiori a 1 e proporzionali alla frequenza cardiaca. La finestra DATASET è quella di tutto l'intervallo R-R. Con questa modalità la macchina acquisisce in tutte le fasi del ciclo cardiaco e permette al tecnico di effettuare ricostruzioni su ogni punto del suddetto, anche in tele sistole dove la coronaria destra si vede nel modo più nitido. Lo svantaggio ovviamente è quello della dose elevata, ma le macchine dual source permettono all'operatore di erogare al paziente una somma di dose decisamente minore. La macchina in modulazione automatica eroga la dose in base al movimento e allo spessore del muscolo cardiaco, per esempio, in diastole il miocardio è più sottile perché si dilata mentre in sistole si

ispessisce a causa della sua contrazione. Quindi la macchina emette più o meno dose in base alle fasi del ciclo cardiaco a meno che non sia impostata diversamente dal tecnico. In definitiva il gating retrospettivo permette di correggere meglio gli artefatti da movimento durante la ricostruzione delle immagini e consente di acquisire pazienti con frequenze cardiache più elevate dei 65-70 bpm standard.

Gating Prospettico

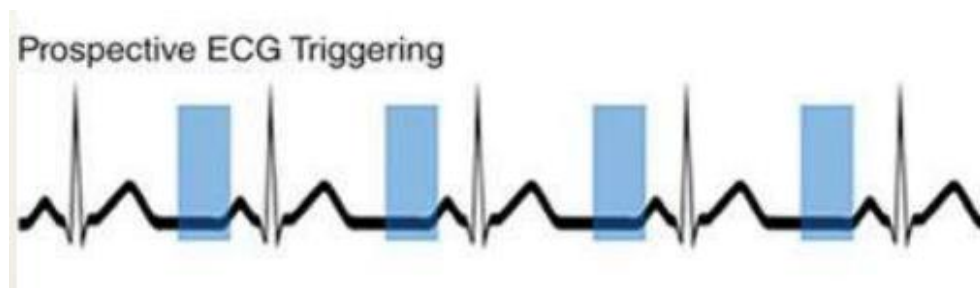


Figura 9: gating prospettico

È una metodica di acquisizione di tipo sequenziale, che predilige un intervallo del ciclo cardiaco prestabilito. È preferibile registrare la finestra dataset durante la telediastole, fase in cui il cuore più fermo possibile. Il trigger prospettico si avvale del segnale ECG per controllare lo scanning della macchina. La dose erogata al paziente è estremamente ridotta perché la macchina acquisisce solo in una singola fase, precedentemente stabilita. L'utilizzo della dual source permette di rilevare i data con solo un quarto di rotazione del gantry. Il numero di slice registrate ad ogni battito cardiaco è proporzionale al numero di detettori della macchina.

È riscontrabile un non lieve inconveniente laddove il paziente presenti una fisiologia instabile, tachicardia o aritmie che non sarebbe possibile ovviare a causa di artefatti sulle immagini che non potrebbero essere corrette ricostruendo altre fasi del ciclo cardiaco, così come succede per il protocollo retrospettivo. Infatti, difficilmente il gating prospettico si applica a pazienti che fanno l'esame per follow-up stent, by pass, pazienti aritmici, obesi, fibrillanti ecc...

In genere sarebbe utile selezionare i pazienti in base alla propria indicazione e dirottare i pazienti all'esecuzione di un protocollo prospettico solo quando essi presentano una condizione di sospetta patologia con poche manifestazioni cliniche o complicanze.

Dal punto di vista tecnico, lo svantaggio è il non poter ricostruire le immagini in fase sistolica poichè in precedenza abbiamo stabilito un determinato intervallo R-R, che in genere è sempre la diastole.

Può risultare, alla luce delle sopradette considerazioni, un esame non pienamente diagnostico.

Gating prospettico spirale ad alto pitch-Flash

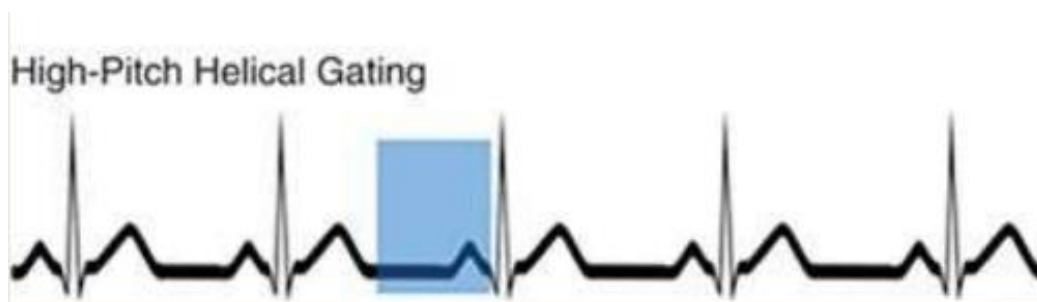


Figura 10: gating prospettico spirale ad alto pitch

E'una metodica di acquisizione in modalità spirale con trigger prospettico eseguibile solo su dual source, perché il lettino va molto veloce e con singolo tubo si avrebbero dei gap di perdita di informazioni rilevanti ai fini diagnostici. Si acquisisce il volume cardiaco in finestre temporali multiple, adiacenti e sovrapposte con lettino in movimento con pitch di circa 3. I gap tra le fette sono colmati con la seconda sorgente radiogena posta a 90 gradi rispetto alla prima. La dose effettiva erogata al paziente è di 0.8 mSv ad acquisizione.

In conclusione informazioni necessarie che guidano il tecnico sul tipo di protocollo da usare vanno dall'anamnesi del paziente, alla scelta del trigger e del risultato diagnostico che si desidera ottenere.

1.7 Esecuzione dell'esame



Figura 11: iniettore a doppia testa e display di visualizzazione esame contrastografico

L'esame CardioTC consta di una fase precontrastografica e una seconda fase dopo l'iniezione del mezzo di contrasto. E' importante che il tecnico tranquillizzi il paziente, che sia chiaro nello spiegare al medesimo tutti i passaggi dell'esame. La compliance è fondamentale affinché le immagini acquisite siano diagnostiche.

Il paziente è steso sul lettino in posizione supina ed incanalato con un agocannula di 18-20 Gauge per alti flussi. È collegato dal tecnico ad un iniettore automatico a doppia testata. Verrà infatti utilizzato sia il mezzo di contrasto iodato radiopaco ad elevata concentrazione (Iomeron 400 mg di I/mL) sia la soluzione salina per compattare il bolo. Negli esami angio si prediligono alti flussi in modo da seguire il percorso del mezzo di contrasto all'interno del lume coronarico. Per fare ciò si

cerca di dare il minor quantitativo in ml di contrasto con la massima concentrazione possibile alla più alta velocità di flusso compatibile con la fisiologia del paziente.

Il protocollo consta di varie acquisizioni pre e post iniezione del mezzo di contrasto. In primis è necessario fare uno scanogramma in proiezione antero-posteriore

La seconda acquisizione è una basale con protocollo Flash dagli apici polmonari fino al diaframma. Il cuore è quindi al centro del FOV sia in AP che in LL. A differenza di un torace standard non è un errore tagliare i seni costofrenici. Si valuta in questo modo il 'Calcium score' : non è altro che un numero, espressione diretta del calcio coronarico con quale è possibile avere una stima piuttosto accurata del rischio di avere un evento cardiovascolare (infarto miocardico) a 10 anni.

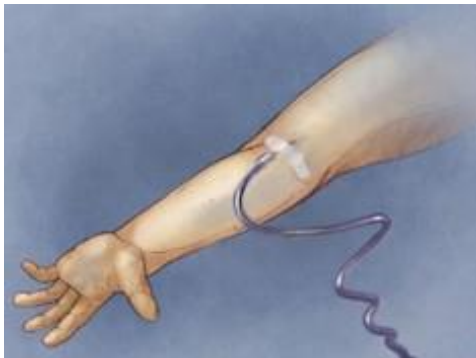


Figura 12: paziente incanalato

Si passa poi all'acquisizione dinamica con mezzo di contrasto di tipo iodato. Un enhancement ottimale del contrasto nelle arterie coronarie è decisivo per fare diagnosi di CAD. Se il tubo radiogeno lavora a 120Kv il paziente standard verrà trattato con un mezzo di contrasto di tipo iodato con concentrazione di 400 mg di I/mL e un rate di 5 mL/s. Lo Iodine Delivery Rate (IDR) sarà 2 gI/s. Il sito di iniezione è preferibilmente la vena antecubitale destra

Si può utilizzare la tecnica del bolus tracking posizionando la slice di acquisizione a basso milliamperaggio a livello sottocarenale in corrispondenza della biforcazione del tronco polmonare e la ROI in aorta ascendente. La macchina fa una ventina di slice preprogrammate . Si dà il valore soglia di 100 HU per far partire l'acquisizione in automatico . Il tecnico può anche mettere la ROI e monitorare in maniera autonoma quando sia giusto partire scegliendo il timing della scansione.

In supporto in schermata c'è il che vi dà il tempo in ascissa, HU in ordinate. Siccome la frequenza cardiaca è estremamente variabile sta alla bravura e all'esperienza del tecnico far partire l'acquisizione in modo da sincronizzarsi perfettamente col bolo di mezzo di contrasto.



Figura 13: bolus tracking

I pazienti che accedono a questo tipo di esame sono molteplici. Il classico soggetto con sospetta CAD con sintomi e test negativi, normotipo, e una buona frequenza cardiaca di 65 bpm, un buon accesso venoso e buone derivazioni si studia con 50 mL di mdc iomeron 400 a 5 ml/s di flusso. Il bolo risulta molto compatto, il timing del tecnico deve essere preciso. Tutti i 50 mL, se l'esecuzione dell'esame è corretta e tempestiva, saranno nel ventricolo sinistro. Il criterio di correttezza è avere la parte sinistra del cuore completamente piena e quella dx completamente vuota. Il contrasto deve essere dal tronco dell'arteria polmonare fino al vertice ventricolare sinistro.

CAPITOLO II: RICOSTRUZIONE E ANALISI DELLE IMMAGINI

2.1 Introduzione alla ricostruzione delle immagini Cardio TC

La ricostruzione delle immagini equivale alla formazione di nuove immagini basate sui dati acquisiti in TC. Una volta che i fotoni raggiungono i detettori sono convertiti in segnale elettrico caratterizzato da una propria intensità. Sui detettori arrivano differenti segnali che vengono registrati e catalogati per creare un profilo di intensità che di default è trasformato in una scala di valori di attenuazione dei raggi X. Questi primi dati sono memorizzati in un'immagine bidimensionale detta 'sinogramma' a causa della sua forma sinusoidale.



Figura 1: Sinogramma di un'acquisizione TC

Sull'asse delle x di un sinogramma è rappresentata la distanza tra le diverse proiezioni di raggi X, mentre sull'asse y del medesimo fascio sono rappresentate le angolazioni. L'intensità del sinogramma è inversamente proporzionale ai valori di attenuazione. L'insieme delle proiezioni di un sinogramma è chiamato il set di dati grezzi che verranno utilizzati per ricostruire l'immagine. In caso di acquisizioni con $\text{pitch} > 1$ nei dati grezzi sono presenti dei gap che sono colmati interpolando i dati delle altre proiezioni. L'interpolazione permette di ottenere un valore sconosciuto partendo da due valori già noti. Nell'acquisizione con gating retrospettivo (capitolo 1.6) è possibile ricostruire le immagini in diversi intervalli del ciclo cardiaco.

Solitamente la fase di tele diastole è considerata la migliore fase su cui effettuare ricostruzioni, ma non è sempre vero. (ad esempio in pazienti con fibrillazione atriale non è indicata). Il tecnico può manualmente selezionare la fase del ciclo cardiaco su cui effettuare le ricostruzioni o utilizzare algoritmi che automaticamente ricostruiscano immagini su tutto il ciclo cardiaco. Scorrendo le immagini il tecnico può scegliere quella che ritiene migliore.

A causa di irregolarità del ciclo cardiaco la rilevazione delle onde R può essere incorretta e produrre artefatti, o non essere interamente rilevata nella finestra di tempo in cui la macchina ricostruisce l'immagine causando così una carenza di dati. A quel punto è nelle competenze del tecnico cambiare la finestra di acquisizione per poter lavorare sulla giusta fase.

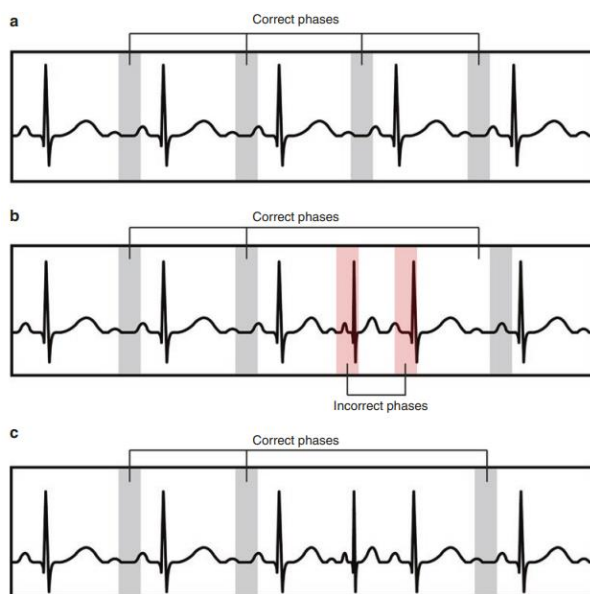


Figura 2: schema illustrativo della sincronizzazione tra ECG e fase di ricostruzione; corretta (a); aritmica (b).

Una volta ottenuto il sinogramma di dati grezzi si è solo a conoscenza della somma dei valori di attenuazione, ma non ne si conosce la loro posizione spaziale. L'algoritmo di retroproiezione permette la formazione dell'immagine, seppur grezza. Sono necessari i filtri di convoluzione Kernel che armonizzano la risoluzione dei pixel adiacenti per avvicinarsi al concetto di immagine diagnostica.

La scelta del kernel di convoluzione è influenzata dalla quantità di rumore e dalla risoluzione delle immagini grezze. La scelta dei filtri è approfondita nel capitolo 3.

Applicare un kernel di convoluzione ai dati del sinogramma e successivamente applicare l'algoritmo di retroproiezione è il meccanismo del più comune metodo di ricostruzione delle immagini: il Filtered Back Projection (FBP). Il FBP produce immagini rumorose quando si lavora a bassa dose, motivo per cui si sono sviluppati gli algoritmi di ricostruzione iterativa. Le ricostruzioni operative si distinguono sostanzialmente in:

- Metodi statistici di ricostruzione che effettuano un loop iterativo solo nel dominio dell'immagine ad esempio IRIS (iterative reconstruction in image space, Siemens)
- Algoritmi statistici di ricostruzione ibridi che lavorano sia nello spazio immagine che dei dati grezzi ad esempio SAFIRE (sinogram-affirmed iterative reconstruction, Siemens)
- Algoritmi iterativi che lavorano unicamente sui dati grezzi anche detti "model-based iterative reconstructions" ad esempio ADMIRE (Advanced Modeled Iterative Reconstruction, Siemens)

ADMIRE è il più recente degli algoritmi di ricostruzione iterativa ed è interamente model-based, garantisce una significativa riduzione della dose a fronte di un'eccellente qualità di immagine. L'immagine risultante è comparabile ad un'immagine ottenuta con algoritmi di deconvoluzione standard ma con dosi decisamente inferiori. La Siemens Force dispone di diversi algoritmi dedicati ADMIRE e si può decidere tra 5 differenti gradi di iterazione.

Algorithm	Vendor	Type
Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS)	Siemens	Image-based
Adaptive Iterative Dose Reduction 3D (AIDR 3D)	Toshiba	Hybrid
Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR)	General Electric	Hybrid
Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR – V)	General Electric	Hybrid
Advanced Modeled Iterative Reconstruction (ADMIRE)	Siemens	Hybrid
iDose ⁴	Philips	Hybrid
Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE)	Siemens	Hybrid
Model-Based Iterative Reconstruction (MBIR-Veo)	GE	Model-based
Iterative Model Reconstruction (IMR)	Philips	Model-based
Forward projected model-based Iterative Reconstruction SoluTion (FIRST)	Toshiba	Model-based

Figura 3: tabella degli algoritmi di ricostruzione più utilizzati.

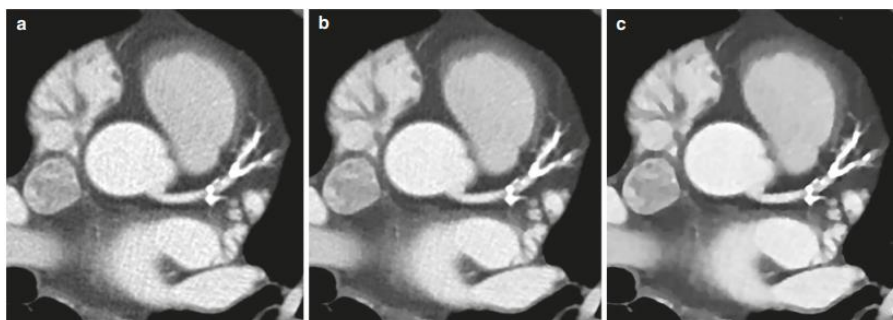


Figura 4: algoritmi FBT (a); Hybrid IR (b); Model-based IR (c)

Nello studio TC delle arterie coronarie i dataset registrati in fase di acquisizione devono quindi necessariamente essere rielaborati per ottenere una diagnosi.

Avvalendosi della DSTC la macchina acquisisce sempre ad uno spessore di fetta di 0.625 mm, è il tecnico che deve scegliere lo spessore della ricostruzione a seconda dell'esigenza e di ciò che è necessario vedere e analizzare nelle immagini. L'esame di cardio TC si completa in postproduzione con l'ausilio di software il cui obiettivo è ottenere immagini qualitativamente diagnostiche unite a valori quantitativi sul grado di stenosi, sulle funzioni cardiache e sulla presenza di calcio nelle coronarie.

2.2 Calcium score

Il Calcium score è il software che permette di calcolare la quantità di calcio presente nelle arterie coronarie con un'acquisizione cardio TC senza contrasto con sincronizzazione elettrocardiografica. Il Calcium score è anche conosciuto come Agatston scoring, dal nome del cardiologo americano che nel 1990 cominciò gli studi in materia. Il calcium score ha un valore prognostico nello sviluppo della malattia cardiaca (infarto) e nella stratificazione dei pazienti con rischio intermedio.

Per calcolare il calcium score ci si avvale di un'acquisizione pre-contrastografica diretta e a bassa dose. Le immagini sono ricostruite con un filtro di convoluzione QR36, spessore di strato 3mm, intervallo di ricostruzione 3 mm e FOV ridotto. Il tecnico acquisisce il torace, ma poi alla macchina viene chiesto di processare solo i dataset relativi al cuore.

Le immagini vengono processate su software di post processing come ad esempio Syngo.via (Siemens Healthineers): un process di calcolo semiautomatico impiegato anche per la quantificazione e la caratterizzazione delle stenosi coronariche. Syngo.via consente di escludere la malattia coronarica (CAD) e permette di quantificare le stenosi. Il process è dotato di pre-elaborazione automatica che rimuove automaticamente i dati quantitativi relativi al lettino portapaziente, alla gabbia toracica e al sangue.

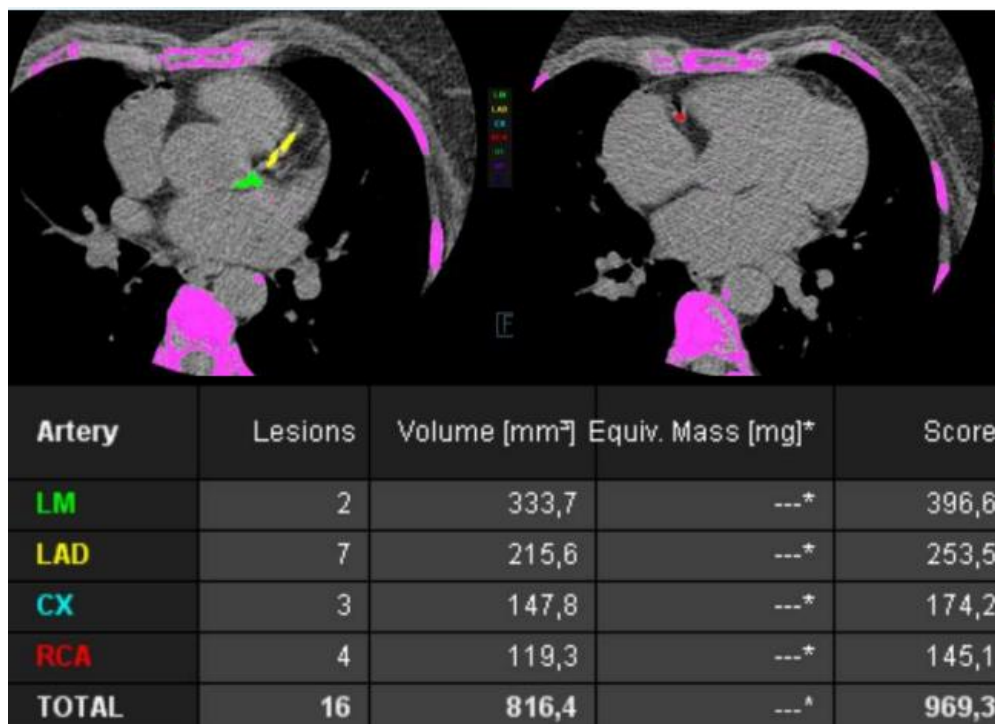


Figura 5: tabella dati calcium score

Il tecnico si avvale del process Syngo.via andando a selezionare manualmente col cursore le calcificazioni delle 3 coronarie principali. Il software restituisce sia lo score per ogni coronaria che lo score totale.

In figura 5 il calcio è contrassegnato dal colore rosa (coste, vertebre), mentre la presenza di stent dal colore blu.

- LM= tronco comune
- LAD = discendente anteriore
- CX= circonflessa
- RCA= coronaria destra

È contemplabile l'evenienza che il paziente posseda un calcium score elevato senza avere stenosi, oppure anche l'eventualità opposta. Quindi è necessario valutare il singolo caso paziente per decidere se vada sottoposto ad intervento.

Ci sono due parametri grazie ai quali la TC rileva il calcio coronarico: l'area di deposito del calcio e la sua densità. La placca deve avere una densità di almeno 130

unità Hounsfield e un'area di 1 mm² per essere inserita all'interno del Calcium score. La somma del calcium score su tutte le coronarie principali è il Calcium score totale.

Il calcolo del calcium score secondo Agatston prevede di moltiplicare l'area di calcificazione 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.

Maximum HU	Density factor	Agatston score	CAD grade
< 147	0	0	No evidence of CAD
147 – 199	1	1 - 10	Minimal
200 – 299	2	11 – 100	Mild
300 – 399	3	101 – 400	Moderate
≥ 400	4	> 400	Severe

Figura 6: Agatston score.

2.3 Analisi e valutazione delle arterie coronarie

I dataset acquisiti in fase angiografica devono essere rielaborati per ottenere ricostruzioni multiplanari con cui identificare il decorso delle arterie coronarie.

Per ricostruire i dati il tecnico si avvale di algoritmi iterativi avanzati di terza generazione con differenti filtri di convoluzione Bv (body vascular).

Si utilizzano, ad esempio, i filtri Bv36, Bv40, Bv44 e Bv49. Si tenga presente che più il numero che contraddistingue il filtro Bv aumenta, maggiore sarà la durezza dell'immagine. Aumentare troppo il filtro potrebbe indurre artefatti da movimento già presenti nell'immagine.

La macchina applica i filtri Bv di default sia in fase best-diastolica che in fase best-sistolica con spessore di strato 0.75, incremento di strato 0.4, matrice 512x512 e Fov piccolo. Si sottolinea come il programma riconosca come best-sistole e best-diastole quello che lo stesso rileva come telesistole e telediastole, ma non è detto che tale assunzione sia corretta. Ovemai non fosse il caso è compito del tecnico sostituire la ricostruzione della macchina con un'altra più precisa con l'ausilio del dataset acquisito e dell'ECG. Allo stesso modo l'incremento di strato di 0.4 mm, spessore di intervallo tra una fetta e l'altra, può essere eliminato o variato dal tecnico a seconda del caso diagnostico in esame.

Per la valutazione delle coronarie vengono in genere utilizzate, oltre alle immagini assiali, le ricostruzioni multiplanari (MPR) e multiplanari curve (cMPR), proiezioni a massima intensità (MIP).



Figura 7: ricostruzione MPR cardio TC.

La ricostruzione volume rendering (VR) delle coronarie non è una ricostruzione appartenente all'ortodossia della cardioTC. Il tecnico e il radiologo se ne avvalgono solo in casi particolari quali fistole coronariche o presenza di anomalie da voler meglio visualizzare per mero gusto estetico poiché non si tratta di immagini diagnostiche.

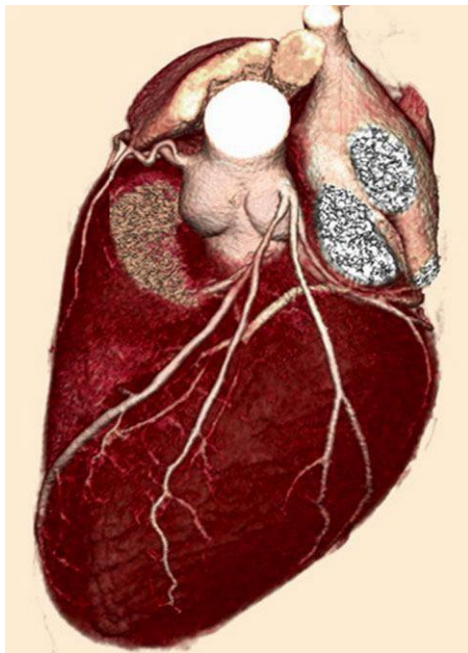


Figura 8: VR cardiaca

2.4 Analisi quantitativa delle placche coronariche

Per ottenere dei dati numerici è necessario che si lavori su immagini ricostruite nella fase del ciclo cardiaco con minor artefatti possibile. In questo modo il tecnico, utilizzando il software, è in grado di quantificare le placche coronariche e di fornire i dati su cui il medico deciderà se intervenire o meno. Si sottolinei sempre come l'immagine meno artefattata sembri essere di default la telediastole, ma non è detto che in un'altra fase del ciclo si abbia una visualizzazione migliore su cui andare a lavorare. Resta sempre nelle competenze del tecnico di radiologia la scelta. Il software fornisce in maniera automatica una cMPR delle coronarie dalla quale è possibile definire la porzione del vaso da segmentare.



Figura 9: cMPR cardiaca

Il software Syngo.via lavora sulle cMPR restituendo un effettivo valore numerico che indichi quanto sia grande la stenosi; la macchina decide quale sia il tratto di coronaria da valutare e il tecnico in maniera semiautomatica chiede al computer cosa sia presente o meno in quella parte di vaso: la percentuale di stenosi coronarica, la lunghezza di ponti miocardici o le dimensioni degli aneurismi

coronarici. Questo tool è molto utile per la valutazione della coronaropatia ostruttiva, della restenosi intrastent e delle anastomosi prossimali e distali dei bypass aorto-coronarici.

Dal punto di vista pratico il tecnico segmenta la parete del vaso e la macchina esamina tutti gli spot di calcificazione e ne rileva quantitativamente la componente fibrotica e quella lipidica. Successivamente il tecnico individua la componente fibrotica maggiore e il software restituisce la percentuale di stenosi. Una stenosi minore del 50% del volume del vaso è catalogata come non ostruttiva, maggiore del 50% è invece catalogata come ostruttiva. Stenosi ostruttive possono progredire a una malattia trattabile angiograficamente. Di regola viene trattato con interventistica il paziente che risulti avere nel lume coronarico una stenosi che occupa il 75% del medesimo a patto che sia anche emodinamicamente significativa (ovvero che la stenosi crei ipoperfusione a valle del vaso).

Il software genera una schermata in cui sono riportati i valori soglia del vaso segmentato e il relativo istogramma. Vengono restituiti:

- Volume del lume
- Volume della componente calcifica della placca
- Volume della componente non calcifica della placca
- Grado di stenosi
- Remodelling index
- Indice di eccentricità

Dove il remodeling index è l'indice di rimodellamento del vaso; e l'indice di eccentricità restituisce quanto la placca sia interna o esterna alla coronaria.

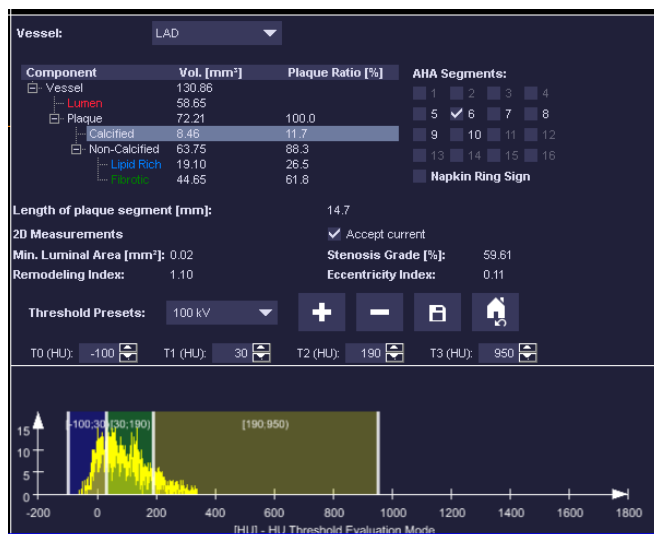


Figura 10: Esempio di analisi quantitativa del tronco comune

Il tecnico può modificare l'inner wall (lume vasale) e l'outer wall (parete vasale) della coronaria sia sulle immagini assiali che sulle cMPR.



Figura 11: inner e outer wall

Il post processing dello studio Cardio TC consente di ottenere sia una visualizzazione qualitativa, e quindi visiva, sia quantitativa delle placche.

Syngo.via con un'acquisizione basale restituisce il calcium score (la quantità di calcio intesa come valore numerico all'interno dell'albero coronarico), mentre con le immagini contrastografiche va valutare la pervietà dei vasi, la pervietà degli stent e dei by pass, e soprattutto va ad effettuare la valutazione semi-qualitativa e quantitativa delle stenosi.

Il tool di dataset qualitativo-quantitativi è fondamentale per la caratterizzazione delle placche coronariche in quei pazienti che presentano stenosi borderline o critica per i quali l'esame cardioTC è decisivo nel management clinico.

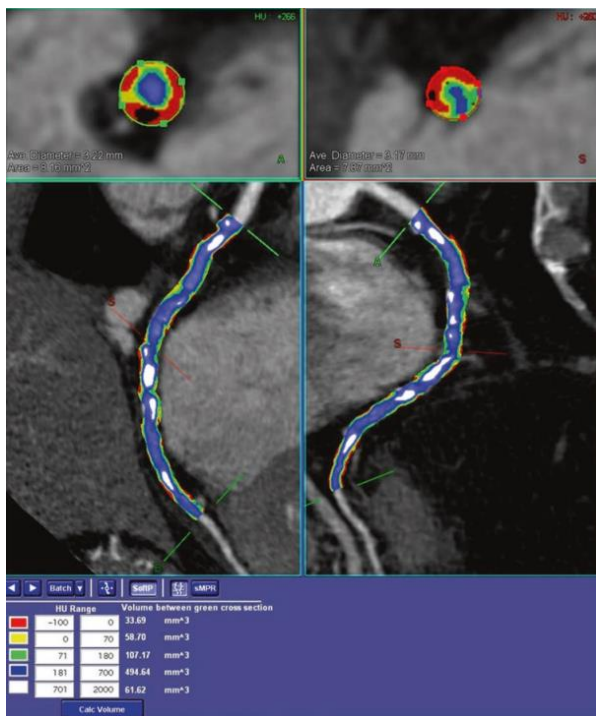


Figura 12: segmentazione di un vaso sanguigno: in blu il lume, in giallo le placche lipidiche, in verde le placche fibrotiche, in bianco le calcificazioni, in rosso epicardio e qualche placca di grasso.

La malattia coronarica è principalmente calcifica, ma è detto che lo sia sempre. Le placche non calcifiche hanno densità estremamente inferiore alle calcifiche e non vengono perciò rilevate al Calcium Score. Il paziente può essere affetto da coronaropatia anche in presenza di placche lipidiche. Il classico paziente con malattia coronarica non calcifica è quello che soffre di ipercolesterolemia e fa uso di statine: la malattia si ripropone sulle coronarie e determina la presenza di placche non calcifiche. Questa tipologia di placche è ben visibile alla coronarografia bidimensionale.

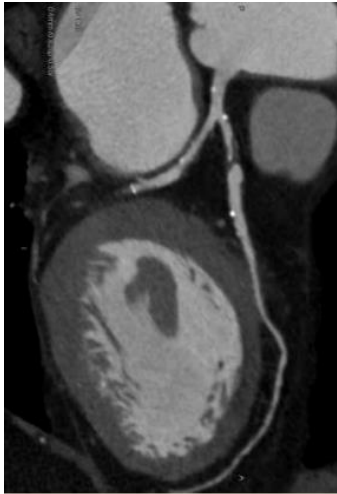


Figura 13: coronarografia che presenta ampia placca prevalentemente non calcifica con stenosi significativa ostruttiva (>50%) con moderata ectasia del vaso a valle

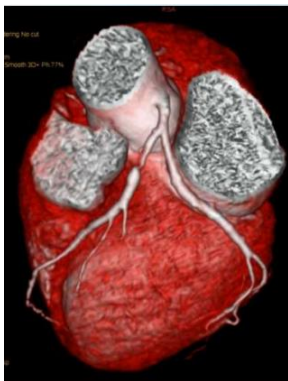


Figura 14: VR relativa a figura 13; rappresentazione di stenosi e dilatazione del vaso.

2.5 Analisi della funzionalità cardiaca

L'esame TC ha svariati vantaggi nell'analizzare la funzionalità ventricolare poiché si avvale di una risoluzione spaziale isotropica, una ottima risoluzione temporale e un elevato contrasto tra il lume ventricolare e il muscolo miocardico. Si possono

ricavare informazioni ulteriori sulla morfologia del cuore, delle arterie coronarie e delle strutture ad essi adiacenti. La Tc inoltre non è operatore dipendente e la velocità dell'esame lo rende ottimale per quei pazienti che non possono sostenere fisicamente esami di lunga durata.

La TC è tipicamente usata per l'analisi della funzionalità cardiaca laddove la risonanza magnetica è controindicata a causa della presenza di oggetti metallici, o per la presenza di device cardiaci di vecchia generazione (ad esempio pacemaker), o per pazienti claustrofobici.

Nel paragrafo 3.4 si è già accennato alla differenza tra la coronarografia e la cardio-TC. La possibilità di calcolare dei parametri che rispecchino la funzionalità cardiaca e che solitamente sono tipici dell'esame scintigrafico del miocardio è una di queste differenze. L'esame in TC acquisisce dataset anche sul muscolo miocardico a differenza della coronarografia che mostra solo l'interno del vaso in maniera dinamica. Fondamentale per questa fase di postprocessing è conoscere dettagliatamente i valori fisiologici del paziente in modo da poter normalizzare gli indici di funzionalità cardiaca assoluti per la body surface area (BSA) sia per il ventricolo sinistro che per quello destro.

Gli indici di funzionalità vengono ricavati ricostruendo un dataset multifasico che va da 0% al 95% del ciclo cardiaco utilizzando algoritmi iterativi avanzati di terza generazione con filtro di convoluzione Qr 32, spessore di strato 1.5 mm, incremento di 1 mm, matrice 256x256, FOV piccolo. Gli indici sono:

- Frazione di eiezione
- Massa del miocardio in telediastole
- Stroke volume
- Volume telediastolico
- Volume telesistolico

I tre piani cardiaci principali sono: asse lungo orizzontale (una simil coronale del cuore detta anche 4 camere), asse lungo verticale (una due camere in cui si vedono ventricolo sinistro e atrio sinistro) e l'asse corto (la sezione assiale del ventricolo sinistro). Rispetto ai soliti piani soliti il cuore ha i suoi piani perché non è

posizionato dritto all'interno del nostro corpo, ma è inclinato, in TC vengono ricostruiti (in RM vengono impostato a priori)

La contornazione di endocardio e pericardio può essere eseguita manualmente dal tecnico o semiautomaticamente dal software. Per calcolare il volume del ventricolo sinistro ci sono tre tecniche

- Area-length method: in cui il volume(V) è calcolato partendo dall'area (A) e dalla lunghezza (L) del ventricolo secondo la formula
$$V = (8/3) * (A^2 / L\pi)$$
. Questa misura ventricolare è riferita o all'asse lungo verticale o all'asse lungo orizzontale. L è misurata dalla valvola mitrale all'apice ventricolare.
- Biplane area-length method: è una variazione dell'area-length method in cui entrambi i piani cardiaci sono utilizzati per calcolare il volume ventricolare
- Simpson's method: il volume del ventricolo sinistro è calcolato dalla sommatoria delle aree delle cavità ventricolari sinistre determinate su ogni slice dell'asse corto moltiplicate per lo spessore di strato.

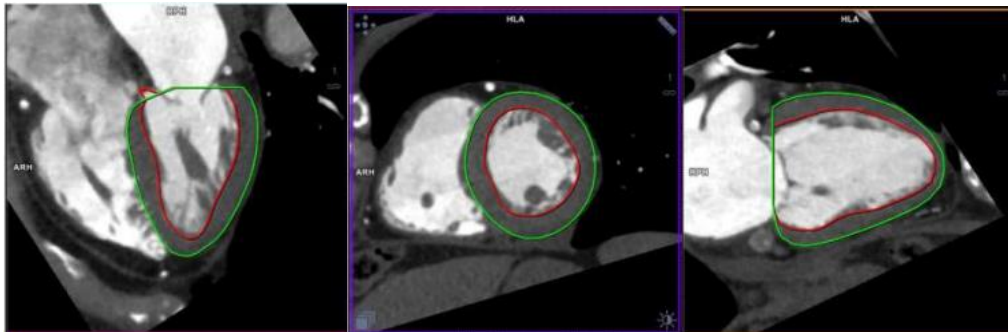


Figura 15: Segmentazione di asse lungo orizzontale, asse corto e asse lungo verticale.

Il software segmenta in maniera semiautomatica l'endocardio e l'epicardio lungo i 3 piani cardiaci principali e fornisce:

- curva volume-tempo
- mappe polari di Wall Motion,
- mappa polare di Wall Thickening
- mappa polare di Wall Thickness

Le curve volume tempo possono essere generate dal momento della segmentazione di tutte le fasi del ciclo cardiaco. Questa tecnica richiede un'ottima opacizzazione contrastografica del blood pool che debba avere almeno una differenza di 150 HU di attenuazione rispetto al tessuto miocardico. Si potrebbe incorrere in errore laddove materiali metallici con elevata HU potrebbero essere inclusi nel blood pool.

Le fasi tele sistole (ES) e della telediastole (ED) sono determinate con la sincronizzazione EGC basandosi sul complesso QRS. ED corrisponde alla fase in cui la dimensione cardiaca è maggiore e la valvola mitrale è chiusa.

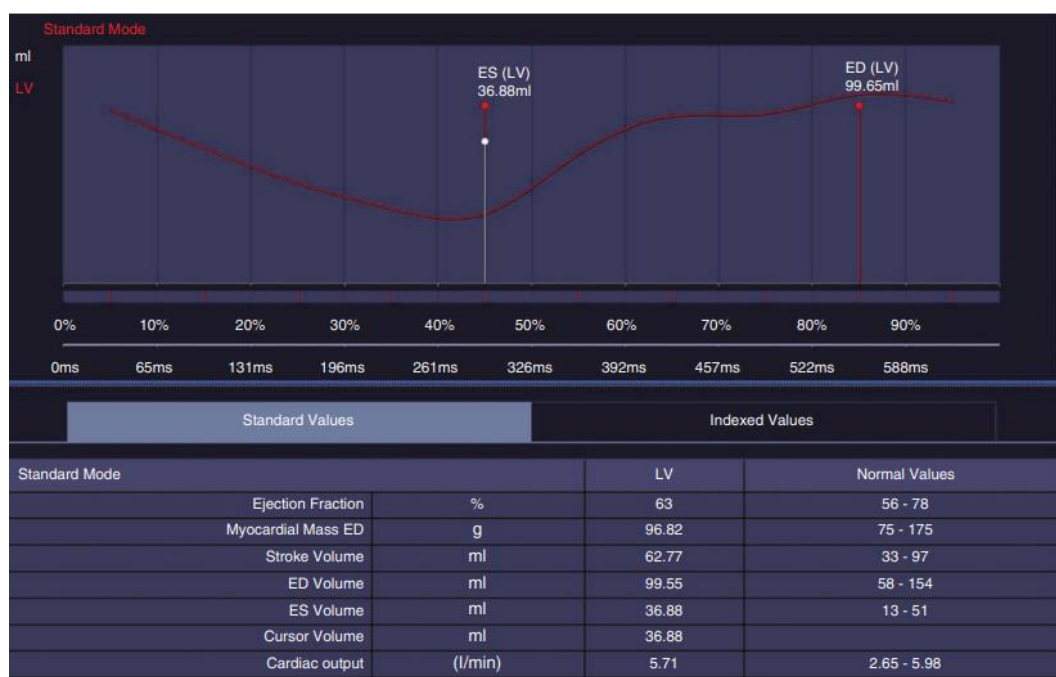


Figura 16: curva volume-tempo e funzionalità del ventricolo sinistro.

Dall'analisi postprocessing del dataset il tecnico ottiene diversi parametri quantitativi. Lo stroke volume è il volume di sangue pompato dal ventricolo ad ogni battito cardiaco e si calcola facendo la differenza tra l'ED volume e l'ES volume. Lo stroke volume può includere anche quel volume di sangue che non viene pompato all'esterno ma ristagna nel ventricolo. Il cardiac output (CO) è descrittivo

del volume di sangue pompato in un minuto. La frazione di eiezione è una percentuale che si calcola dividendo lo stroke volume per l'ED volume e facendone il percentile. La myocardical mass è quantificata come il ED volume moltiplicato per la densità (di solito la densità considerata per il calcolo è 1.05 g/cm³). Come detto in precedenza tutte queste misure devono essere normalizzate per il BSA per ottenere i valori quantitativi d'interesse diagnostico.

Ricostruendo l'immagine in tutte le fasi cardiache si genera la curva tempo-volume che consente di ottenere altre variabili dipendenti dal tempo come il peak ejection rate (PER), il peak filling rate (PFR), time to PER e il time to PFR.

Il software Syngo.via permette di visualizzare le immagini in modalità cine. Questo tool si rivela molto utile per identificare alterazioni della cinetica dei segmenti miocardici, per individuare aree di cinesia e acinesia, per la valutazione delle cardiomiopatie e per l'individuazione delle disfunzioni valvolari.

La funzione sistolica globale si classifica qualitativamente come normale, ridotta moderatamente, ridotta mediamente, ridotta severamente, o iperdinamica. Le incongruenze della cinetica cardiaca si valutano utilizzando le ricostruzioni multiplanari e le mappe a 17 segmenti del modello AHA. Ci sono 6 segmenti basali, 6 segmenti medi, 4 segmenti apicali e l'apice ventricolare che descrivono rispettivamente il 35%, il 35% e il 30% del volume miocardico. Per ottenere le mappe polari sono sufficienti tra le 8 e le 10 fasi cardiache con una TC dual source dove la risoluzione temporale è molto elevata perché basta coprire $\frac{1}{4}$ della rotazione del gantry per ottenere le immagini con un effettiva risoluzione di 75 millisecondi.

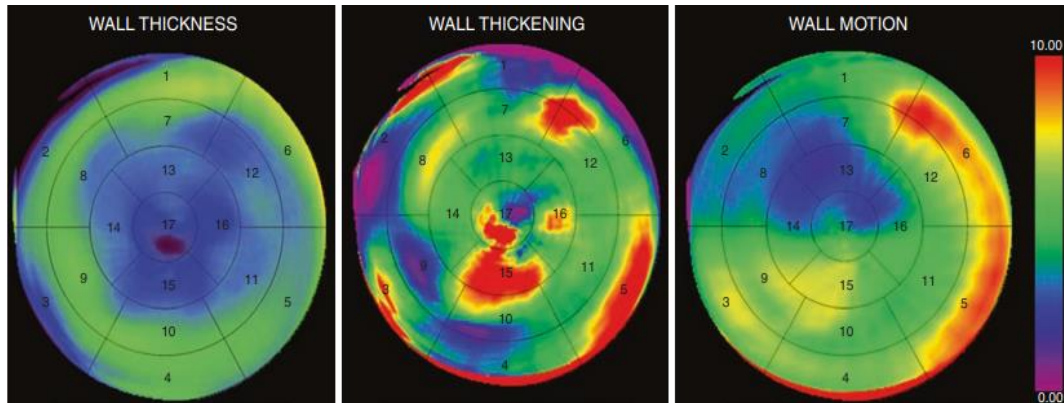


Figura 17: mappe polari

La wall thickness è calcolata su un piano ortogonale tra i contorni dell'endocardio e dell'epicardio. Il miocardio misura normalmente 6-8 millimetri in telediastole e 10-14 millimetri in telesistole. C'è una decrescita di questi valori in caso di ischemia cronica e c'è un incremento nei pazienti cardiopatici. La systolic percentage wall thickening è misura della percentuale di wall thickening durante la sistole. Normalmente la wall thickening è di 5 mm e mostra una decrescita in caso di stenosi delle arterie coronarie in cui le zone ipoperfuse risultano particolarmente stressate sulla mappa. Sulla mappa di wall motion si costruiscono delle linee, dette corde, che collegano i punti disallineati del contorno endocardico sia in fase di sistole che diastole. Le corde sono disegnate sia sul piano longitudinale che su quello circonferenziale e sono misura del dislocamento endocardico.

A causa dell'elevata variabilità di questi indici regionali quantitativi è prassi utilizzare parametri qualitativi o semi quantitativi come grafici, diagrammi e le mappe polari a colori della Figura 12.

2.6 Analisi della perfusione miocardica

Come discusso nel Capitolo 1 la DSCT può avvalersi di due correnti differenti generate dai due tubi radiogeni che acquisiscono le immagini con due kilovoltaggi differenti contemporaneamente (tipicamente 80Kv e 140 Kv). Nel computo dell'esame si sacrifica qualche millisecondo di risoluzione temporale in cambio della possibilità di identificare, localizzare e quantificare la quantità di iodio presente nei tessuti. Questo valore è correlato alla perfusione dei tessuti, quantificabile in mg/ml, e ce ne si può beneficiare in caso di sospetti deficit perfusivi e per caratterizzare il tessuto miocardico.

È possibile ricostruire le immagini best-sistole e best-diastole con un filtro di correzione detto 'beam hardening' chiamato iterative beam hardening correction (IBHC). Questi dati vengono processati da un software che restituisce le mappe di perfusione a riposo dell'endocardio, del mid-miocardio e dell'epicardio e il rapporto di perfusione trasmurale (TPR). Questo tool è utilizzato per visualizzare difetti di perfusione fissi ad esempio in pazienti infartuati che presentano segmenti necrotici del miocardio.

Le immagini TC possono essere correlate anche con quelle SPECT o PET unendo al dettaglio anatomico delle prime le informazioni fisiologiche delle seconde.

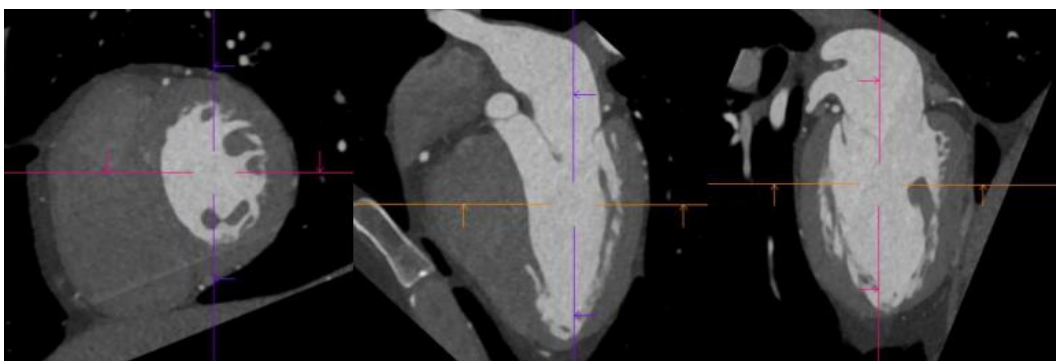


Figura 18: Ricostruzione IBHC, 0.75 mm, Bv36, in Asse corto , 4 Camere e 2 Camere

Uno degli approcci utilizzati prevede la sottrazione dei dati tra le aeree a differente perfusione.

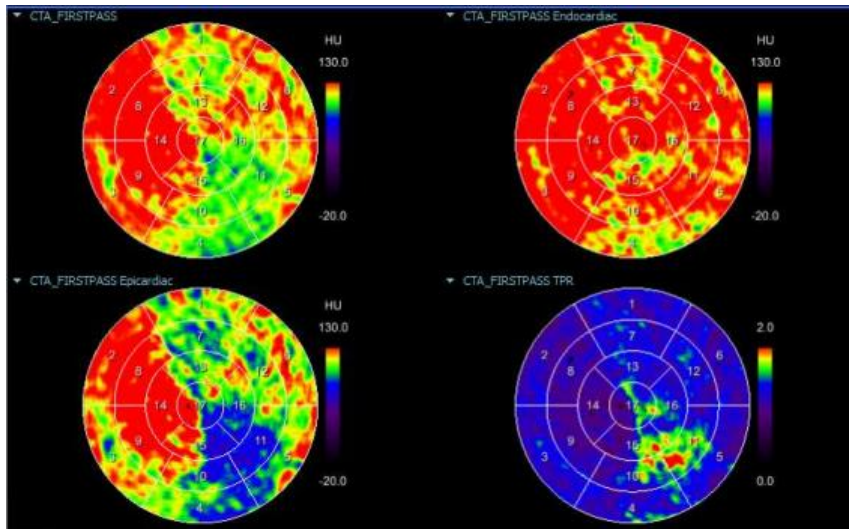


Figura 19: mappe polari di perfusione in fase diastolica a riposo.

Nelle mappe polari della figura 14 i 17 segmenti del ventricolo sinistro sono schiacciati sull'asse longitudinale. Si va dai 6 segmenti basali all'esterno della mappa fino a quello apicale al centro di essa. Per ogni segmento da 1 a 17 esiste un numero che restituisce la misura quantitativa della perfusione in quella parte di tessuto miocardico. La valutazione è su scala colorimetrica e le zone rosse sono quelle meglio perfuse, le zone blu sono ipoperfuse. Il classico paziente patologico mostra delle zone blu di ipoperfusione tra le zone rosse. Quest'esame ha un elevato valore predittivo negativo, ma nel caso di stenosi borderline è comunque ipotizzabile una rivalutazione del soggetto esaminato.

CAPITOLO III: ARTEFATTI

3.1 Definizione di artefatto

Col termine artefatto, relativamente alle tecniche di imaging, si indicano le degradazioni dell'immagine. Questi disturbi dei segnali digitali e analogici sono dovuti alla tecnica di acquisizione, di codifica o a diversi fenomeni interferenti che alterano il reale risultato finale del processo acquisitivo.

Per quanto concerne la TC-cardio in presenza di artefatto sarà presente una discrepanza tra il numero TC visualizzato dopo l'acquisizione e i coefficienti di attenuazione reali del distretto anatomico in esame.

3.2 Artefatti da movimento

3.2.1 Artefatti da movimento cardiaco

Il battito cardiaco si conferma il principale elemento di disturbo rispetto alla diagnosticità e alla qualità della risoluzione delle immagini di un'indagine cardio TC. L'alterazione del movimento volontario del muscolo cardiaco rispetto ai parametri che il tecnico è solito aspettarsi prima e durante l'esame provoca il classico artefatto da movimento involontario.

Gli artefatti da movimento cardiaco hanno il classico aspetto di sfocatura (blurring) o a gradino.

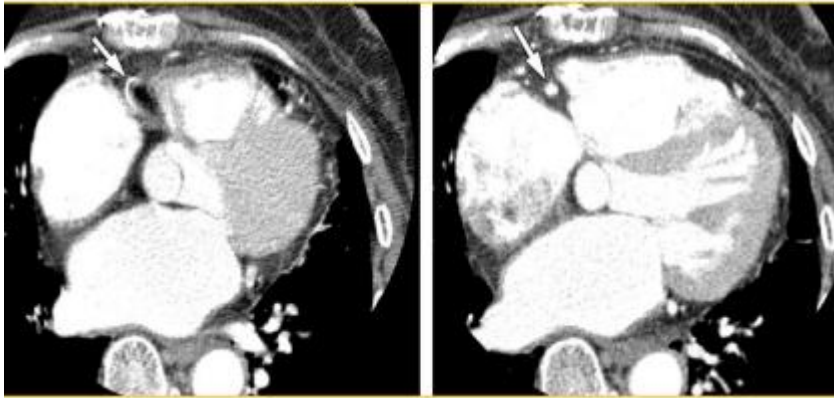


Figura 1: artefatto da blurring causato da una elevata frequenza cardiaca

Le cause dell'artefatto da sfocamento sono l'elevata frequenza cardiaca o la scelta di una finestra di ricostruzione temporale inadeguata.

Gli artefatti a scalino sono lacune di sezione nei dati di imaging. Aritmie moderate o cambi di frequenza cardiaca durante l'acquisizione possono essere controllati scegliendo la giusta finestra temporale. Una frequenza cardiaca elevata > 65 bpm può essere trattata mediante la somministrazione di farmaci beta-bloccanti come accennato nel capitolo 1

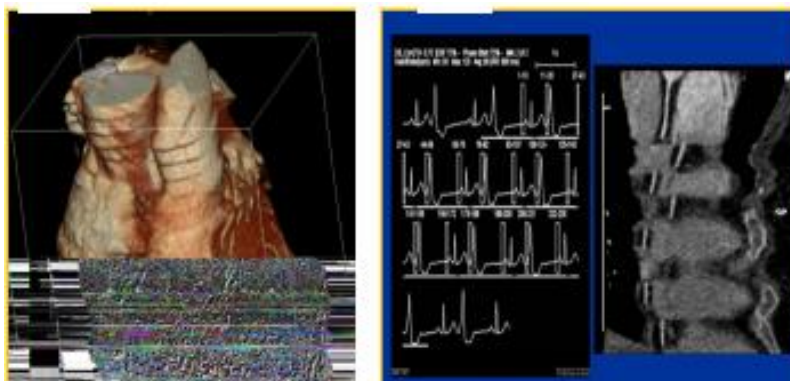


Figura 2 a, b: artefatti a scalino

ARTEF. MOV. CARDIACO	Cause	Artefatti	Rimedi
	Alta frequenza cardiaca	Blurring	Betabloccanti prima dell'esame
	Irregolarità dell'ECG	Artefatto a scalino	Betabloccanti prima dell'esame
	Inappropriata finestra di ricostruzione	Artefatto a scalino	Appropriatezza della finestra temporale

Figura 3: artefatti causati dal movimento involontario del muscolo cardiaco

3.2.2 Artefatti da movimento corporeo:

Il movimento volontario del paziente è altra fonte di artefatti d'immagine. Nella cardio-TC la non corretta respirazione a causare principalmente questa problematica. Il paziente può essere impossibilitato ad un respiro regolare ed è necessario che l'operatore lo istruisca in modo da essere comprensibile.

In condizioni estreme si può applicare la sedazione farmacologica per tenere immobile il paziente o dei dispositivi per tenere fermo il paziente.

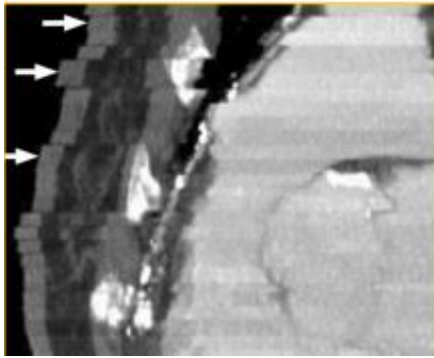


Figura 4: artefatto da movimento volontario del paziente

I principali artefatti da movimento volontario sono il già citato blurring e lo streaking Artifact in cui nell'immagine si rileva la presenza di linee o serie di linee continue.

Artefatti da movimento respiratorio	Cause	Artefatti	Rimedi
	Respirazione durante l'acquisizione	Blurring-Streaking Artifact	Istruire bene il paziente mantenere l'apnea inspiratoria

Figura 5:

artefatti causati dal movimento respiratorio del paziente

3.3 Artefatto da indurimento del fascio

Artefatto dovuto all'assorbimento delle radiazioni di bassa energia ad opera di tessuti ad elevato numero atomico con incremento relativo della energia media del fascio radiogeno. I classici agenti che producono tale artefatto sono: oggetti

metallici, stent, clip, presenza di calcificazione e il mezzo di contrasto ad elevata condizione iodica. Per quanto concerne la cardio-Tc i pacemaker, le protesi coronariche metalliche e gli stent cardiaci sono le cause principali di queste bande lineari iper o ipotense che artefattano l'immagine.

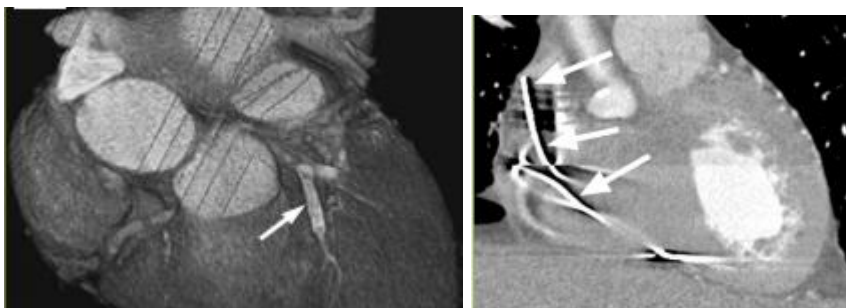


Figura 6: artefatti da indurimento del fascio per stent e clip metalliche



Figura 7: artefatti da indurimento del fascio per presenza di calcificazioni

3.4 Artefatto blooming

L'artefatto blooming è un forte segnale intraluminale è causato da piccole strutture ad alta densità, come calcificazioni arteriose e oggetti metallici, che risultano ingrandite nell'immagine rispetto a quanto siano in realtà. Questo è il classico

artefatto che grandi quantità di calcio nelle coronarie producono nelle immagini di cardio-tc.

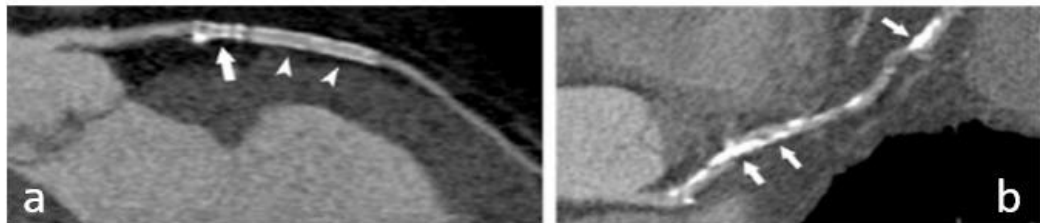


Figura 8: artefatto da effetto blooming per stent coronarici(a) e calcificazioni (b).

3.5 Artefatto da rumore

Il rumore quantico che degrada le immagini di cardio-TC ha molteplici cause: la dose emessa dal tubo radiogeno, obesità del paziente, tipo di filtrazione impegnata, spessore dello strato di acquisizione, presenza di mammelle grandi.

Per ridurre il rumore è necessario collimare o aumentare i mAs, oppure utilizzare algoritmi iterativi in postproduzione. Il rovescio della medaglia è l'aumento di dose assorbita dal paziente

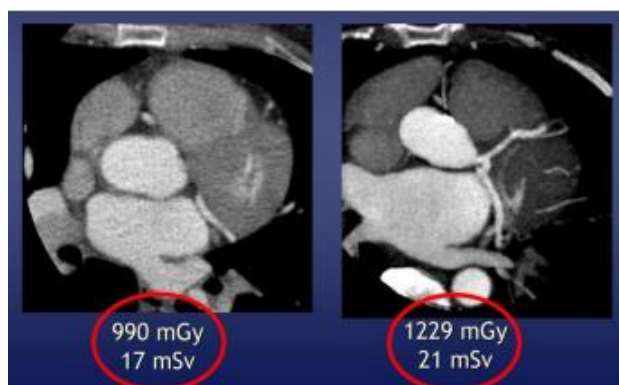


Figura 9: artefatto da rumore pre e post aumento dei mAs.

3.6 Artefatti da enhancement vascolare

La modalità di somministrazione del mezzo di contrasto è già di per sé un parametro che può determinare la buona riuscita o meno di un esame radiologico; il concetto si estremizza nella TC delle coronarie che sappiamo essere vasi sottili quanto un capello. Artefatti da enhancement vascolare sono frequentemente generati da una cardiosincronizzazione non corretta. In questa eventualità il contrasto si può trovare in vasi non desiderati come vene polmonari o vene cardiache.

Altre cause sono riassunte nella figura 10

Artefatti Enhan.	Cause	Artefatti	Rimedi
	Alta concentrazione dell'mdc, scelta errata della velocità del flusso di mdc, scarsa concentrazione iodica di mdc, insufficiente volume di mdc, parziale fuoriuscita dal vaso del mdc, iniettore non connesso, stravasamento dell'mdc.	Effetto blooming, perdita di contrasto a livello coronarico, immagini poco diagnostiche	Scelta accurata dei parametri di iniezione, giusta quantità di mdc, corretta velocità d'iniezione, utilizzo di bolo fisiologico, corretta scelta del ritardo per ottenere una fase arteriosa pura.

Figura 10: artefatti da enhancement

3.7 Tecniche di miglioramento degli artefatti

3.7.1 Image smoothing

Le tecniche di image smoothing sono tecniche di filtraggio passa-basso, ovvero di soppressione delle alte frequenze.

Il rumore risiede nell'immagine per quanto detto nel paragrafo 2.5.

Con l'image smoothing il tecnico in postproduzione è in grado di sopprimere la banda ad alte frequenze ove generalmente risiedono gli artefatti da rumore di carattere statistico.

Il risultato sarà uno smussamento dei contorni e una leggera degradazione del dettaglio dell'immagine; ragion per cui è necessario dosare quest'algoritmo di ricostruzione senza eccedere.

3.7.2 Image sharpening

Le tecniche di image sharpening sono tecniche di filtraggio passa-alto che servono ad esaltare le alte frequenze.

L'obiettivo è di eliminare o quantomeno attenuare gli artefatti di sfocamento (blurring).

Esasperare le alte frequenze potrebbe altresì danneggiare l'immagine tac con l'aumento del rumore. Anche in questo caso bisogna moderare l'uso dell'algoritmo.

Conclusioni

Alla luce di quanto analizzato si può concludere che la valutazione simultanea delle funzionalità cardiaca e della sua morfologia abbia portato la cardio TC ad affermarsi non solo come la più accurata tra le procedure non invasive, ma a soppiantare effettivamente l'angiografia nella fase diagnostica del protocollo clinico.

L'utilizzo della TC cardiaca è destinato a diventare sempre più protagonista per la capacità di fornire informazioni altamente predittive in tempi brevi.

La grande sfida per il futuro della cardio TC è quella di poter maggiormente usufruire di protocolli personalizzati e specifici per ogni paziente, implementando gli strumenti dell'intelligenza artificiale e della radiomica all'uso delle attuali tecniche radiologiche e di postprocessing.

5 Bibliografia

- Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer N\ Viamonte M, Jr, Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990; 15: 827 - 832.4
- Cademartiri, F., Casolo, G., Midiri, M. (2012). *Clinical Applications of Cardiac CT*. Second edition. Springer.
- CT of the Heart . Second edition (2019), U. Joseph Schoepf
- De Santis M., Farina D., Romagnoli A., Simonetti G., Sperandio M. *Cardio-TC: tecnica e applicazioni* Volume 1
- Erickson BJ, Korfiatis P, Akkus Z, Kline TL. Machine learning for medical imaging. *Radiographics*. 2017;37(2):505–15
- Faggioni L., Paolicchi F., Neri E.(2010) *Elementi di tomografia computerizzata*. Springer.
- Gillies RJ, Kinahan PE, Hricak H. Radiomics: Images Are More than Pictures, They Are Data. *Radiology*. 2016;278(2):563–77
- Libby P. Mechanisms of acute coronary syndromes and their implications for therapy. *N Engl J Med*. 2013;368(21):2004–13
- Mazzucato, F. (2009). *Anatomia radiologica*. Piccin.
- Nikolaou K, Flohr T, Knez A et al (2004) Advances in cardiac CT imaging: 64-slice scanner. *Int J Cardiovasc Imaging* 20:535-540
- Özögür-Akyüz S, Ünay D, Smola A. Guest editorial: model selection and optimization in machine learning
- Pavone P., Fioranelli M. (2008) *Malattia coronarica*. Springer
- Pellegrino, A. (2013). *TC del cuore: artefatti ed insidie metodologiche*.

- Rowe SP, Johnson PT, Fishman EK. *Cinematic rendering of cardiac CT volumetric data: Principles and initial observations*. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2018 Jan-Feb;12(1):56-59. doi: 10.1016/j.jcct.2017.11.013. Epub 2017 Dec 2. PMID: 29217342.
- Shannon CE. A mathematical theory of communication. Bell Syst Tech J. 1948;27(3):379–423.