



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE
Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea in:
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

Tesi di Laurea:
Valutazioni fisico – dosimetriche di un protocollo TC
Wide Range nello stroke

Candidato:
Christian Benigni

Relatore:
Dott. Alberto Mari

Correlatore:
Dott. TSRM Luigi La Riccia

Anno Accademico 2022-2023

Indice

1. <i>INTRODUZIONE</i>	1
2. <i>ANGIO – TC NELLO STROKE</i>	3
2.1 Definizione e diagnosi dello stroke	3
2.2 Circolo del poligono di Willis e stroke	7
2.3 RM e TC a confronto	12
3. <i>STUDIO DELLA TC DI PERFUSIONE</i>	21
3.1 Tecniche di acquisizione.....	21
3.2 TC cerebrale di perfusione	23
3.3 Mappe parametriche di perfusione	25
4. <i>MATERIALI E METODI</i>	31
4.1 Materiali	32
4.1.1 Revolution TC.....	32
4.1.2 Catphan	35
4.1.3 Software di analisi.....	38
4.2 Metodi	42
4.2.1 Risoluzione spaziale MTF (Wire).....	44
4.2.2 Accuratezza e Omogeneità dei numeri CT	45
4.2.3 CNR	46
4.2.4 Uniformità dei numeri TC	46
5. <i>RISULTATI</i>	48
5.1 Risoluzione Spaziale MTF (Wire).....	48
5.2 Accuratezza e Omogeneità dei numeri CT	51
5.3 CNR	57
5.4 Uniformità dei numeri CT	61
6. <i>CONCLUSIONI</i>	64
7. <i>BIBLIOGRAFIA</i>	65
8. <i>SITOGRAFIA</i>	67
9. <i>RINGRAZIAMENTI</i>	68

1. INTRODUZIONE

In Italia l'ictus è la seconda causa di morte, dopo le malattie ischemiche del cuore, è responsabile del 9-10% di tutti i decessi e rappresenta la prima causa di invalidità. Ogni anno si registrano nel nostro Paese circa 90.000 ricoveri dovuti all'ictus cerebrale, di cui il 20% sono recidive.

Negli ultimi anni si è osservata in Italia una riduzione dell'incidenza e della mortalità degli eventi cerebrovascolari, con diminuzione del numero dei ricoveri da stroke e TIA (attacco ischemico transitorio), che è dovuta al miglioramento dell'efficacia delle misure preventive, terapeutiche e assistenziali delle citate patologie e dei correlati fattori di rischio.

Alla base di questo studio vi è l'analisi che è stata effettuata confrontando due protocolli dello scanner TC della casa produttrice General Electric® modello Revolution installato nel 2017 presso il Pronto Soccorso dell'Azienda Ospedaliero Universitaria delle Marche.

Il protocollo Standard spirale ed un protocollo Wide Range Fast Scan assiale, configurato in modo da erogare la medesima dose radiante rispetto a quello Standard, entrambi utilizzati in casi di stroke acuto in situazioni di emergenza.

L'obiettivo del nuovo protocollo è quello di migliorare la risoluzione temporale sfruttando l'intera larghezza del rivelatore di 16 cm (rispetto ai 4 del protocollo Standard), il che permette di acquisire in un'unica rotazione l'intero volume anatomico.

L'obiettivo di questa tesi è quello di mettere a confronto le due tecniche di acquisizione dello studio di perfusione cerebrale facendo un'analisi dei parametri riguardanti la qualità d'immagine, così da arrivare a dedurre se il protocollo Wide Range sia, non solo vantaggioso in termini di risoluzione temporale, ma anche valido in termini di qualità delle immagini come il protocollo Standard.

La problematica risiede proprio nell'ampia collimazione di 16 cm che può portare ad una riduzione del contrasto, della risoluzione spaziale e dell'omogeneità lungo l'asse Z, quindi risentire di tutti gli effetti legati alla radiazione diffusa e alle problematiche di un'acquisizione tomografica con fascio conico.

2. ANGIO – TC NELLO STROKE

2.1 Definizione e diagnosi dello stroke

Le malattie cerebrovascolari costituiscono uno dei maggiori problemi socio-sanitari a livello mondiale e nazionale, essendo la seconda causa di morte e la prima causa di invalidità. In Italia si verificano circa 200.000 nuovi casi/anno di ictus, dei quali l'80% sono forme ischemiche.

L'Ictus (in inglese "*stroke*"), in particolare è definito come un'improvvisa comparsa di segni e/o sintomi riferibili a deficit focale e/o globale delle funzioni cerebrali, di durata superiore alle 24 ore o ad esito infausto, non attribuibile ad altra causa apparente se non a vasculopatia cerebrale". Vi sono due tipologie fondamentali di ictus: l'infarto cerebrale/ictus ischemico e l'emorragia cerebrale/ictus emorragico. Queste due forme, pur avendo una sintomatologia simile, presentano un'eziologia, un'evoluzione ed un outcome finale differenti.

L'Unità ospedaliera di trattamento per i pazienti con ictus (Stroke Unit) costituisce l'elemento centrale della catena assistenziale all'ictus cerebrale acuto e rappresenta la struttura dedicata all'interno della quale: si sviluppano operativamente le competenze sulla patologia vascolare cerebrale in fase acuta; si intraprende il percorso riabilitativo il più precocemente possibile; si stabiliscono le basi per l'inizio di quel fondamentale processo che va sotto la comune definizione di prevenzione secondaria, la quale rappresenta lo strumento più idoneo attualmente conosciuto per la riduzione delle recidive. Sono previsti due livelli: Stroke Unit di I livello e Stroke Unit di II livello. Le Stroke Unit di I livello o area Stroke sono necessarie per rispondere diffusamente a livello territoriale, al fabbisogno di ricovero e cura per la maggior parte dei pazienti con ictus cerebrale. Si caratterizzano per la

presenza, in area di degenza specializzata per pazienti con ictus, dei seguenti standard:

- Competenze multidisciplinari incluse o presenti nella struttura
- Un neurologo dedicato e Personale infermieristico dedicato
- Almeno un posto letto con monitoraggio continuo
- Riabilitazione precoce (fisioterapia, logopedia e terapia occupazionale)
- Terapia fibrinolitica endovenosa
- Pronta disponibilità neurochirurgica
- Disponibilità H24 di TC cerebrale e/o angio-TC con apparecchio volumetrico multistrato e/o RM encefalo, angio-RM.
- Diagnostica neurosonologica epiarotica e intracranica, ecodoppler TSA ed ecocardiografia.
- Collegamento operativo con le Stroke Unit di II livello per invio immagini e consultazione collegamento operativo (protocolli condivisi di valutazione del danno e della disabilità, di indicatori di processo riabilitativo e di esito) con il territorio e con una o più strutture riabilitative

Le Stroke Unit di II livello devono trattare almeno 500 casi/anno di ictus e, oltre a quanto previsto per le Stroke Unit di I livello, deve garantire i seguenti standard:

- Personale dedicato H24
- Neuroradiologia H24 con TC volumetrica multistrato minimo a 64 strati, con software di post processing per esami angiografici e perfusionali. Apparecchio da 1,5 tesla per RM, RM-DWI, RM-PWI e angio- RM con pacchetto a rapida esecuzione
- Neuroradiologia Interventistica endovascolare con camera con angiografo digitale con arco a C e con Flat Pannel H24 - Angiografia cerebra
- Neurochirurgia H24

- Fibrinolisi intra- arteriosa (urgenza), trombectomia meccanica (urgenza), stent extra e intracranico.

“Tempo” è la parola chiave per il trattamento dello stroke: “time is brain”, ossia è di fondamentale importanza in questi casi di emergenza agire con rapidità ed efficienza.

È stimato che ogni minuto, durante l’infarto, circa due milioni di cellule cerebrali muoiano: ciò porta ad un aumento del rischio di danni cerebrali permanenti, fino alla morte. Il flusso sanguigno e il sufficiente apporto di ossigeno devono essere ripristinati il prima possibile così da evitare ipossia e ipoperfusione; in caso contrario le cellule colpite subiscono danno irreversibile in pochi minuti, è perciò fondamentale la tempestività del percorso diagnostico effettuato in PS.

La diagnosi di ictus richiede, oltre al fattore tempo, un’accurata valutazione del paziente, che include un’anamnesi completa, con storia clinica recente, remota, farmacologica e familiare, e un esame obiettivo neurologico e sistemico, per identificare l’entità dei disturbi neurologici ed eventuali patologie cardiovascolari che possono essere alla base dell’evento.

I pazienti sono solitamente valutati per le seguenti categorie di cause e fattori di rischio:

- Cardiaci (per esempio un paziente con fibrillazione atriale è a rischio di embolia cerebrale)
- Vascolari (come una stenosi carotidea critica)
- Ematici (uno stato di ipercoagulabilità del sangue che predispone allo sviluppo di trombi)

La valutazione clinica insieme agli esami di neuroimaging permettono di determinare la presenza dell’ictus, escludendo altre possibilità, distinguerne il tipo (se ischemico o emorragico), definire il trattamento da attuare e di capire come prevenire il rischio di futuri ictus. Inoltre, può essere utile per intraprendere una terapia di riabilitazione e definire cosa deve includere.

La diagnosi con neuroimaging viene effettuata mediante un TC o una RM cerebrale, che possono individuare o escludere un'emorragia intracerebrale, un ematoma o un tumore a rapido accrescimento.

Successivamente si determina il meccanismo alla base dell'ictus, l'estensione della lesione e l'arteria occlusa.

Entrambe le tecniche, con tempistiche diverse, consentono di identificare l'estensione della lesione irreversibile (core) e di quella potenzialmente trattabile con la rivascolarizzazione (penombra) e di effettuare uno studio angio completo del circolo e microcircolo, dai vasi epiaortici al poligono di Willis (2.2)

2.2 Circolo del poligono di Willis e stroke

La parte anatomica coinvolta nello stroke è il *poligono di Willis* (chiamato anche circolo di Willis, (Fig. 1 - 2). È una anastomosi arteriosa situata nella cisterna interpeduncolare che circonda il chiasma ottico e le formazioni della fossa interpeduncolare stessa. È dato dalla confluenza di tre arterie principali: l'arteria basilare, formata dalla confluenza delle arterie vertebrali destra e sinistra, e le due arterie carotidi interne destra e sinistra. Il Poligono di Willis presenta anteriormente le due arterie cerebrali anteriori unite dall'arteria comunicante anteriore. Posteriormente, dalla biforcazione del tronco basilare, originano le arterie cerebrali posteriori destra e sinistra. Lateralmente le arterie comunicanti posteriori (dall'arteria carotide interna) raggiungono l'arteria cerebrale posteriore del lato medesimo.

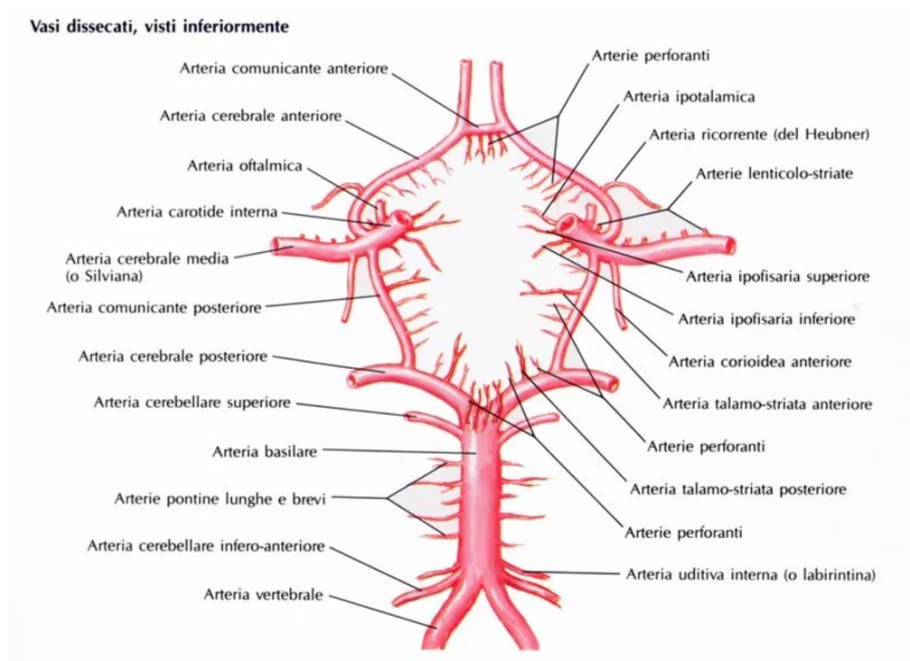


Figura 1: Poligono di Willis.

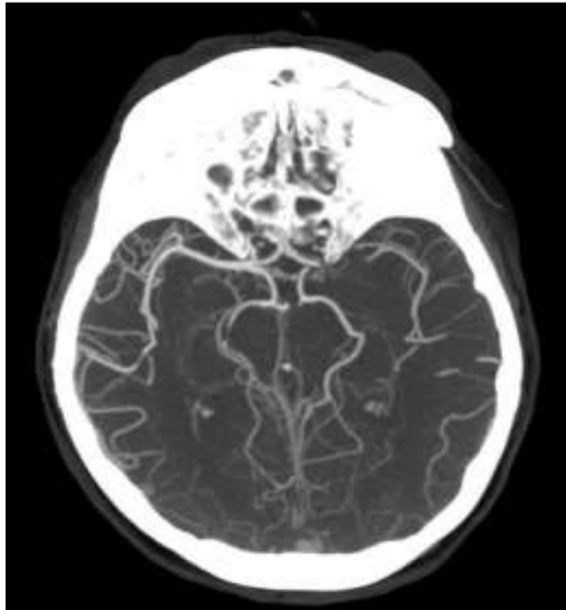


Figura 2: Angio TC Poligono di Willis.

Questo sistema anastomotico, nonostante esso debba in teoria garantire una adeguata irrorazione del tessuto cerebrale, non riesce sempre a compensare una eventuale ostruzione di un vaso del circolo causando così anossia.

È possibile classificare lo stroke in ischemico ed emorragico:

Lo stroke ischemico (trombosi cerebrale) è conseguente ad una interruzione o ad una netta riduzione del flusso ematico con ipoperfusione del parenchima a valle, causato tipicamente da coaguli sanguigni o dalla formazione di placche di colesterolo che bloccano il normale circolo: rappresenta l'87% di tutti gli ictus e determina disabilità fisiche, cognitive e nei casi più gravi la morte. È chiamato stroke ischemico *embolico* quando il coagulo o la placca si staccano dalla parete dell'arteria e si immettono nel flusso sanguigno impedendo il normale flusso.

Le cellule del tessuto cerebrale, non ricevendo più dal sangue ossigeno e nutrienti, muoiono nell'arco di pochi minuti.

Lo stroke emorragico è causato da una lesione vascolare con conseguente stravaso di sangue ed è riconoscibile senza mezzo di contrasto, indispensabile invece nella fase acuta dello stroke ischemico: il rischio, infatti, è quello di

non diagnosticare la lesione che invece risulta visibile con una TC di perfusione.

Alcune delle terapie di riperfusione nel caso di ictus ischemico sono:

- Somministrazione di farmaci trombolitici tra cui l'attivatore tissutale del plasminogeno (TPA), farmaci anticoagulanti quali eparina o dipiridamolo (più utili a fine emergenza in quanto non hanno un'azione immediata) e farmaci antiaggreganti piastrinici;
- Trombolisi in situ: trombolisi intrarteriosa sotto guida angiografica;
- Trombectomia meccanica: diretta rimozione intrarteriosa per via angiografica di un trombo o di un embolo tramite un dispositivo stent retriever;
- Tromboaspirazione: procedura di emodinamica interventistica che viene associata all'angioplastica coronarica per proteggere il microcircolo dall'embolizzazione periferica;
- Terapia a lungo termine come angioplastica e/o stenting.

Le terapie per l'ictus emorragico sono:

- Farmaci ad azione coagulante.
- Craniotomia associata a clipping dell'aneurisma dopo craniotomia;
- Rimozione della malformazione atero-venosa

La zona coinvolta nell'evento ischemico viene convenzionalmente suddivisa in aree sulla base della gravità del danno (Fig. 3):

- **Area di penombra ischemica:** zona ipoperfusa ancora vitale situata attorno al core ischemico. Se riperfusa si evita l'infarto.
- **Area di danno ischemico (core ischemico):** zona non recuperabile ipoperfusa e non più vitale la cui perfusione è direttamente

dipendente dal vaso occluso. Nonostante venga riperfusa, la zona è danneggiata in modo irreversibile.

- **Oligoemia benigna:** area non danneggiata situata attorno alla penombra ischemica, non a rischio di infarto, che recupera spontaneamente anche in assenza di riperfusione.

La relazione tra penombra e core ischemico influenza la prognosi del paziente: piccola penombra e core ampio contribuiscono ad una prognosi sfavorevole dovuta alla possibilità di complicazioni, mentre larga penombra e piccolo core danno prognosi favorevole.

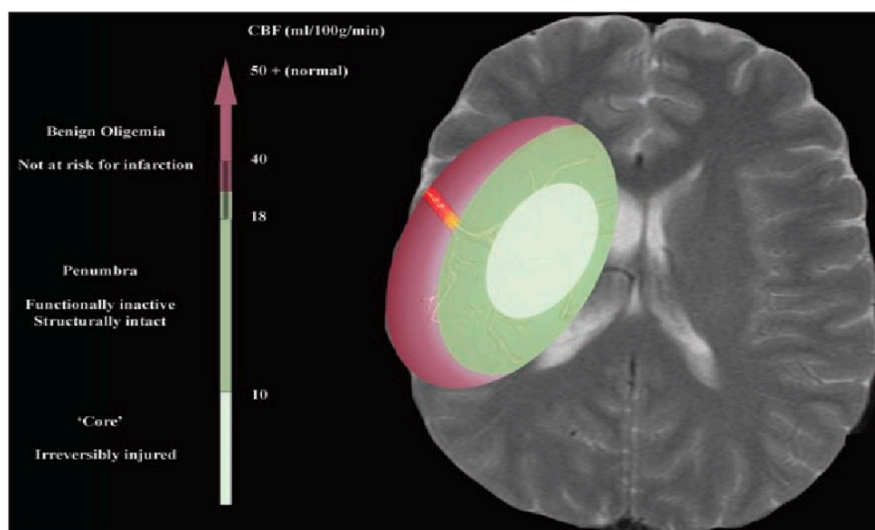


Figura 3: Aree coinvolte dall'evento ischemico.

In assenza di riperfusione i meccanismi di compenso emodinamici e metabolici che mantengono la penombra ischemica vitale sono destinati ad esaurirsi nel tempo e la penombra si trasforma progressivamente in infarto dopo 8-10 ore dall'esordio dell'ictus. È possibile recuperare le funzioni del tessuto danneggiato solo se si agisce precocemente ed in maniera efficace tramite le terapie di riperfusione quando le dimensioni della penombra ischemica sono sufficientemente ampie da permetterne il recupero.

Alcuni fattori possono dare falsi positivi: epilessia, fattori sistemici (riduzione dell'output cardiaco, fibrillazione atriale, anemia, emorragia...) e fattori locali (stenosi vascolari...).

2.3 RM e TC a confronto

La prima indagine richiesta quando si sospetta uno stroke cerebrale è la TC, rapida e facilmente eseguibile, ormai riconosciuta come metodica neuroradiologica di prima istanza soprattutto perché permette di discriminare l'evento ischemico acuto da quello emorragico, differenziazione essenziale per la corretta programmazione dell'iter clinico e terapeutico. Infatti, con un'angio-TC, oltre a evidenziare immediatamente l'ematoma intracerebrale grazie alla iperdensità del sangue stravasato, già nelle prime ore dall'esordio dell'ischemia può, in mani esperte, consentire di individuare i segni iniziali di infarto ischemico, quali la ipodensità precoce, espressione diretta dell'edema citotossico, e la iperdensità dell'arteria cerebrale media, segno di occlusione tromboembolica e quindi segno indiretto di lesione ischemica.

Andare a documentare poi la ridotta perfusione nell'area circostante la zona infartuata (penombra ischemica) sarà molto importante nel predire l'evoluzione dell'infarto e quindi nel guidare la terapia efficace a ridurre la estensione.

Anche la risonanza magnetica può risultare di supporto, con le sequenze di diffusione (DWI), FLAIR e perfusione, quest'ultima rappresenta lo strumento diagnostico più sensibile per la diagnosi di ischemia cerebrale in fase iperacuta e per la individuazione delle aree di "penombra ischemica", aree non ancora infartuate ma a rischio metabolico e quindi passibili di recupero con le opportune terapie. In particolare, le sequenze di diffusione mostrano con elevata specificità l'intrappolamento intracellulare dell'acqua, espressione dell'edema citotossico, già pochi minuti dopo l'esordio dell'ischemia dell'ictus. Le sequenze di perfusione, invece, studiano le variazioni del flusso ematico a livello del microcircolo grazie all'impiego di sequenze ultrarapide ed alla somministrazione del bolo di mezzo di contrasto paramagnetico.

2.4 Tecnica di imaging diagnostico su TC 256 strati: GE Revolution TC

Nella metà del 2018 presso il Dipartimento di Scienze Radiologiche dell'AOU delle Marche, nella SOD di Urgenza ed Emergenza, è stata implementata uno scanner TC di ultima generazione; Revolution TC 256 strati GE Healthcare. Tale apparecchiatura risulta essere il gold standard per lo studio in caso di un sospetto stroke encefalico che viene effettuato mediante un protocollo Angio-TC con acquisizione Spirale con l'utilizzo di mezzo di contrasto iodato (MDC).

Il protocollo esecutivo prevede due scout biplanari, necessarie per lo studio dell'anatomia del paziente e per la modulazione della dose dello scanner TC, seguite poi da un'acquisizione basale dell'encefalo senza l'utilizzo di MDC, fase preliminare che permette di individuare anomalie (emorragie, lesioni, tumori) che interessano la parte sottoposta ad indagine.

Segue poi la fase angio trifasica, post somministrazione di mdc, costituita da 3 diversi step intervallati tra di loro da un ritardo di 5s:

- **Angio vasi epiaortici** con un pacchetto di acquisizione che comprende la sezione anatomica che va dall'arco aortico fino al vertex, per uno studio completo dei vasi epiaortici fino al poligono di Willis.
- **Venosa intracranica 1[^] e venosa intracranica 2[^]** con un pacchetto di acquisizione che comprende la sezione anatomica che va dal forame occipitale al vertex, per uno studio intracranico mirato e completo.

Tale esame viene completato da una TC perfusionale che consente di valutare la funzionalità del microcircolo cerebrale in funzione della diversa densità tissutale dovuta al passaggio di MDC (3.2)

Questo studio permette di visualizzare le strutture vascolari (arteriose e venose), in particolare dei vasi intra- ed extra- cranici nel sospetto di patologie come lo stroke.

Per questi tipi di tecniche fondamentale è il tempo di esecuzione; l'acquisizione deve avvenire in tempi molto brevi, per consentire la sincronizzazione tra opacizzazione vascolare e acquisizione (la scansione dev'essere effettuata durante la fase di massimo enhancement contrastografico vascolare).

L'Angio-TC viene eseguita con acquisizione volumetrica ed elevata risoluzione spaziale (virtualmente <1mm), per valutare le strutture vascolari di piccolo calibro e gli osti vasali.

Per eseguire correttamente uno studio angio-TC, è necessario l'utilizzo dell'iniettore automatico a doppia pompa (contrasto e soluzione fisiologica), per eseguire la somministrazione del mdc con alti flussi di infusione (3-5 ml/s), mantenendo così costante il bolo di mdc iniettato.

La somministrazione di quest'ultimo permette la visualizzazione dell'albero vascolare, che in condizioni basali risulta per la maggior parte isodenso rispetto alle strutture circostanti intracraniche.

Il momento d'inizio dell'acquisizione e durata dell'intera scansione sono parametri fondamentali per la corretta riuscita dello studio, in quanto per uno studio del circolo arterioso si dovrebbe cercare di avere la minore contaminazione possibile dai vasi venosi. Considerando che il tempo di passaggio di mdc tra arteria e vena è di norma circa 4s, generalmente per decidere il corretto momento di inizio della scansione vengono eseguite la tecnica bolus test o bolus tracking.

Il bolus test consiste nella somministrazione di una piccola quota di mdc (di solito 5-10 ml) durante una scansione dinamica a bassa dose, in modo da

poter documentare l'opacizzazione delle carotidi e delle vertebrali e poter, quindi, calcolare un tempo preciso di ritardo tra inizio dell'iniezione di mdc dall'iniettore e partenza dell'acquisizione dell'intero volume di studio.

Le tecniche di bolus tracking (maggiormente impiegate) permettono di valutare in tempo reale la corretta opacizzazione del vaso con una scansione dinamica a bassa dose durante l'iniezione di MDC con posizionando di una regione d'interesse (ROI) a livello del vaso di riferimento (nel caso specifico nella porzione prossimale dell'aorta toracica discendente), e quindi stabilire con esattezza il momento esatto per l'acquisizione dello studio; la scansione ha inizio automaticamente quando l'enhancement endovasale raggiunge un definito valore di UH predefinito (150-170 HU).

Allo scopo di aumentare le informazioni diagnostiche, le acquisizioni angio-TC sono post processate, mediante l'utilizzo di workstation dedicate, con algoritmi specifici al fine di rilevare le eventuali alterazioni (MIP - Maximum Intensity Projection, MPR - Multi Planar Reconstruction e 3D)



Figura 4: ricostruzione MIP del poligono di Willis di angio-TC.



Figura 5: ricostruzione 3D dei vasi epiaortici e poligono di Willis di un angio-TC.

2.5 Protocollo Angio-TC Spirale Stroke Neuroradiologia AOU delle Marche

Nella modalità Spirale la rotazione del sistema tubo – detettore è associata al movimento del lettino, in questo modo, il volume acquisito è rappresentato non come una serie di strati indipendenti tra loro ma come un volume Spirale. Inoltre, con la modalità Spirale si è introdotto un importante parametro di acquisizione che è il Pitch, questo esprime il “Passo dell’elica” che descrive il movimento dell’intero complesso tubo – detettore in relazione alla posizione del tavolo:

$$P = vt / s$$

In cui v rappresenta la velocità di avanzamento del lettino, t il tempo di rotazione del sistema tubo – detettore ed s lo spessore nominale di strato o collimazione del fascio. Un pitch pari a 1 indica che lo spostamento del lettino è equivalente alla dimensione di collimazione.

Quello Spirale è il protocollo Standard nazionale che viene utilizzato in casi di emergenza per stroke cerebrale ed ha una durata di scansione totale di 21,9 s.

La risoluzione temporale di questa acquisizione è infatti determinata non solo dal tempo necessario alla scansione Spirale per acquisire ogni volume ma anche dal tempo necessario allo scanner TC per riportare la tabella del paziente nella sua posizione iniziale, notevole differenza con il protocollo successivo è la collimazione di 40 mm delle due fasi venose.

Parametri	Encefalo Basale no MDC	Angio vasi eplaortici	2 ^a Fase artero-venosa	3 ^a Fase venosa
Scout	Metà torace - vertex AP - LL	Metà torace - vertex AP - LL		
Intervallo di scansione	C1 - vertex	Arco aorta - vertex	FCP - vertex	FCP - vertex
Scan Type	Axial	Helical	Helical	Helical
FOV di acquisizione (SFOV)	Head	Head	Head	Head
Voltaggio del tubo (kV)	kV assist Soft Tissue no contrast	kV assist - angiography	80	80
Corrente al tubo (mA)	SmartmA Noise Index 3.2	SmartmA Noise Index 9	330	330
Rotazione del Gantry	1 s	0,28 s	0,28 s	0,28 s
Configurazione dei detettori	256 x 0.625mm	128 x 0.625mm	64 x 0.625mm	64 x 0.625mm
Collimazione fascio RX	One or More 80/100 mm	40 mm	40mm	40mm
Pitch	-	0984:1	0984:1	0984:1
Spessore dello strato	5 mm	0.625 mm	0.625 mm	0.625 mm
Intervallo di ricostruzione	5 mm	0.625 mm	0.625 mm	0.625 mm
FOV di ricostruzione (DFOV)	Cranio	TSA	Encefalo	Encefalo
Algoritmo di ricostruzione	Std	Std	Std	Std
Iterative Asir	40%	60%	60%	60%
Delay time (ritardo di scansione)	minimo	Bolus Tracking soglia HU 170 – auto start	5 s	5 s
Total Exposure Time	4 s	2.8 s	1.3 s	1.3 s
Post - Processing		Cor + Sag + MIP VR + Analisi Vasi	MIP thin assiale	MIP thin assiale
CTDIvol (mGy) – DLP (mGy*cm)	40/45 – 650/700	7/8 – 350/400	6 - 100	6 - 100

Tabella 1: Protocollo Angio-TC Standard Spirale Stroke Neuroradiologia AOU delle Marche

2.6 Protocollo Angio-TC Wide Range Stroke Neuroradiologia AOU delle Marche

Nella modalità detta Assiale o “step and shot”, il tubo esegue una rotazione intorno al paziente per 360 gradi raccogliendo tutte le informazioni dalle diverse posizioni mentre il lettino porta paziente rimane nella stessa posizione. Dopo la prima rotazione, questo esegue una traslazione in senso longitudinale, permettendo l’avvio della seconda acquisizione per lo strato successivo.

Il protocollo Assiale Fast Helical Wide Range, lo stesso utilizzato in casi di emergenza per stroke cerebrale, ha una durata di scansione di 16 s.

La risoluzione temporale di questa acquisizione risulta estremamente migliore, dovuta alla collimazione massima (16 cm) utilizzata che permette di ottenere una copertura completa di tutta l’anatomia da acquisire in una sola rotazione (0,28), a lettino fermo.

Mentre le prime due acquisizioni (Encefalo basale no MDC e Angio vasi epiaortici) risultano invariate in confronto al protocollo Standard, nelle due venose intracraniche si ha un più breve delay time (3 s) e total exposure time (0,3 s).

Parametri	Encefalo Basale no MDC	Angio vasi epiortici	2 ^a Fase artero-venosa	3 ^a Fase venosa
Scout	Metà torace - vertex AP - LL	Metà torace - vertex AP - LL		
Intervallo di scansione	C1 - vertex	Arco aorta - vertex	FCP - vertex	FCP - vertex
Scan Type	Axial	Helical	Axial	Axial
FOV di acquisizione (SFOV)	Head	Head	Head	Head
Voltaggio del tubo (kV)	kV assist Soft Tissue no contrast	kV assist - angiography	80	80
Corrente al tubo (mA)	SmartmA Noise Index 3.2	SmartmA Noise Index 9	330	330
Rotazione del Gantry	1 s	0,28 s	0,28 s	0,28 s
Configurazione dei detettori	256 x 0.625mm	128 x 0.625mm	256 x 0.625mm	256 x 0.625mm
Collimazione fascio RX	One or More 80/100 mm	40 mm	160 mm	160 mm
Pitch	-	0984:1	-	-
Spessore dello strato	5 mm	0.625 mm	0.625 mm	0.625 mm
Intervallo di ricostruzione	5 mm	0.625 mm	0.625 mm	0.625 mm
FOV di ricostruzione (DFOV)	Cranio	TSA	Encefalo	Encefalo
Algoritmo di ricostruzione	Stnd	Stnd	Stnd	Stnd
Iterative Asir	40%	60%	60%	60%
Delay time (ritardo di scansione)	minimo	Bolus Tracking soglia HU 170 – auto start	3 s	3 s
Total Exposure Time	4 s	2.8 s	0.3 s	0.3 s
Post - Processing		Cor + Sag + MIP VR + Analisi Vasi	MIP thin assiale	MIP thin assiale
CTDIvol (mGy) – DLP (mGy*cm)	40/45 – 650/700	7/8 – 350/400	6 - 100	6 - 100

Tabella 2: Protocollo Angio-TC Wide Range Assiale Stroke Neuroradiologia AOU delle Marche

3. STUDIO DELLA TC DI PERFUSIONE

3.1 Tecniche di acquisizione

La perfusione TC è un esame dinamico il cui scopo è quello di ottenere un esame diagnostico della zona colpita da ictus che deve essere eseguito con la minima dose di radiazione possibile, in considerazione delle scansioni ripetute sulla medesima anatomia oggetto di studio. Essendo uno studio che impiega mezzo di contrasto, l'imaging è basato sul rapporto lineare tra l'attenuazione TC espressa in unità Hounsfield (HU) e la quantità di mezzo di contrasto utilizzata.

Lo studio, infatti, non si basa tanto sulla risoluzione delle piccole parti anatomiche quanto sulla visualizzazione delle modifiche temporali del contrasto iodato.

Per questo motivo si utilizzano parametri tecnici, quali kV e mA, con valori nettamente inferiori rispetto a quelli di uno studio TC di un encefalo standard utilizzato normalmente: kV più bassi, infatti, oltre a permettere un impiego di una dose contenuta di radiazioni, consentono una maggiore visualizzazione del contrasto e, successivamente, una buona post-elaborazione perfusionale.

I protocolli raccomandati per la perfusione TC utilizzano 80 kVp per le applicazioni neurologiche e 120 kVp per l'applicazione alla parte body, così da migliorare la sensibilità della visualizzazione delle immagini alla variazione del contrasto nei tessuti. I dati devono contenere un'immagine prima dell'arrivo del bolo di mdc in modo tale da stabilire il livello di densità tissutale.

I tempi di acquisizione dipendono dall'algoritmo di post-elaborazione utilizzato, ma generalmente sono tempi che vanno dai 40/50 secondi fino al minuto tale da permettere una misurazione effettiva e veritiera del flusso

ematico cerebrale e poter garantire il ritorno del segnale per monitorare l'intero passaggio del bolo di mezzo di contrasto nel circolo intracranico. La durata della scansione dipende dal volume di mezzo di contrasto utilizzato, dalla velocità di iniezione e dalla gittata cardiaca del paziente.

Le modalità di scansione variano in base al tipo di apparecchiatura che si ha a disposizione. Le acquisizioni con sistemi di copertura di 40 mm (TC 64 Strati) offrono possibilità di effettuare l'esame in modalità **“Assiale”** o **“Cine”**: nelle scansioni sequenziali il lettino porta paziente è fermo durante la scansione della slice, poi effettua un movimento di avanzamento dopo che la scansione è stata effettuata. Per una maggiore funzionalità dell'esame, è stata introdotta la modalità **“Shuttle”**, che può essere eseguita sia in tecnica Assiale che Spirale.

La tecnica **“Shuttle”** in modalità Assiale prevede una doppia copertura (e quindi una sovraesposizione e un doppio campionamento delle parti anatomiche studiate) di 8 cm e un tempo di campionamento che va dalle 4 alle 6 volte più lento.

Anche la tecnica **“Volume Helical Shuttle”** (o **“Adaptive 4D spiral”**) prevede un sovracampionamento permettendo una copertura fino a 14 cm: è una modalità di scansione bidirezionale continua che estende la copertura lungo l'asse z.

Per gli scanner TC con sistemi ad ampia copertura (ad esempio la TC Revolution 256 strati, General Electric Healthcare) sono previste la modalità **“Assiale”** che variano dai 4 ai 16 cm di copertura e la modalità **“cine”**, invece, utilizza una esposizione continua offrendo una maggiore risoluzione temporale ma anche una maggiore dose. Sono disponibili coperture di 4, 8, 10, 12, 16 cm. È necessario ridurre al minimo la parte anatomica scansionata così da ridurre conseguentemente la dose. (3.3; 3.4)

3.2 TC cerebrale di perfusione

L'imaging di perfusione TC è diventata una metodica di rilievo nella diagnostica cerebrale in caso di emergenza, in associazione alle scansioni senza mezzo di contrasto (MDC) e all'Angio-TC.

La perfusione-TC è una tecnica dinamica che consente di ottenere informazioni funzionali sull'emodinamica del circolo cerebrale attraverso acquisizioni ripetute del volume anatomico e ciò permette di monitorare nel tempo la variazione di densità cerebrale analizzando per ogni singolo voxel il dinamismo del tessuto (arrivo di mdc, picco di concentrazione arterioso e scarico nel letto capillare venoso).

Per eseguire una TC perfusionale dell'encefalo vengono generalmente utilizzati 40 ml di contrasto iodato non ionico, a concentrazione elevata di iodio (350 – 400 mg/ml), iniettato con un flusso di 5 ml/s mediante uso di iniettore automatico a doppia pompa e seguito da 60 – 80 ml di soluzione fisiologica.

Successivamente si procede alla ricostruzione delle mappe parametriche grazie all'utilizzo di software dedicati

In urgenza, tale metodica permette di differenziare le aree di penombra ischemica, quindi le aree che possono essere recuperate, dalle aree di danno ischemico non recuperabili nelle prime sei ore dall'esordio dei sintomi. L'esame permette agli specialisti di valutare quale sia la terapia da impiegare: trombolitica o una terapia neurochirurgica.

Rispetto alla Risonanza Magnetica, di difficile applicazione nei casi di pazienti critici e poco collaboranti, la TC cerebrale di perfusione è più utile nelle fasi precoci dell'emergenza per i tempi brevi dell'esecuzione dell'esame, pur avendo una minore sensibilità nella diagnosi precoce di lesione ischemica del parenchima cerebrale.

L'esame di perfusione viene eseguito in caso di sospetto ictus ischemico in cui non si ha una chiara definizione dell'area lesa a seguito di Angio-TC del

circolo intracranico, oppure quando si vuole maggiore chiarezza nel distinguere la penombra ischemica dalla lesione irrecuperabile. L'indagine è, dunque, necessaria per scegliere la terapia e valutarne l'efficacia.

3.3 Mappe parametriche di perfusione

Un software utilizzato per l'elaborazione delle immagini di perfusione è il software "GE AW CT PERFUSION 4D" (Fig. 6), che utilizza pacchetti di dati contenenti diverse immagini permettendo di studiare la variazione d'intensità delle immagini nel corso del tempo (serie "temporale" o "dinamica").

Dopo l'iniezione intravenosa del mezzo di contrasto iodato, immagini dinamiche (immagini multiple nel tempo nella stessa locazione) sono usate per calcolare i cambiamenti di densità e sono visualizzate come immagini parametriche in formato grafico.

Il software di perfusione calcola il tempo che impiega il contrasto per entrare e uscire dal voxel: esso genera informazioni relative al cambiamento dell'intensità delle immagini nel tempo, aiuta a valutare l'estensione del danno grazie ai parametri analizzati correlati alla perfusione come il flusso sanguigno regionale, il volume sanguigno regionale, la permeabilità capillare e capire se essi siano effettivamente collegati ad un ictus oppure abbiano una origine tumorale. L'elaborazione con GE AW CT PERFUSION 4D è possibile a patto che il campo di esplorazione, la dimensione della matrice ed il centro di visualizzazione siano uguali tra le varie scansioni di dati, così come l'inclinazione, l'orientamento, il FOV e lo spessore di strato.

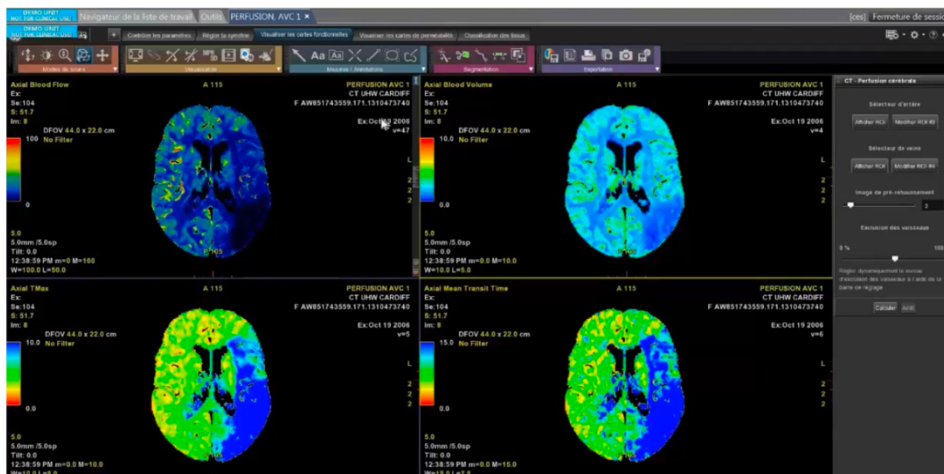


Figura 6: esempi di mappe elaborate tramite il software GE AW CT PERFUSION 4D.

Tramite il software GE AW CT Perfusion 4D si raggiunge lo scopo della TC di perfusione, che è quello di distinguere la penombra ischemica dall'area infartuale.

Per fare ciò si analizzano alcuni parametri principali, rappresentabili con una curva di attenuazione (Fig. 7) e con le mappe parametriche.

I parametri studiati sono:

1. **MTT (Mean Transit Time – Tempo medio di transito)**: corrisponde al tempo medio in secondi necessario al parenchima per assorbire il mezzo di contrasto iodato infuso. È il tempo di circolo;
2. **Tmax**: è il tempo che trascorre dall'inizio dell'infusione sino al picco massimo della curva di funzione residua. È più sensibile del MTT nel definire l'area di ipoperfusione totale;
3. **TTP (Time To Peak)**: è il momento in cui la concentrazione del mezzo di contrasto iodato raggiunge il suo massimo;
4. **CBF: Cerebral Blood Flow**: è il flusso ematico cerebrale, quindi la quantità di sangue che attraversa un volume in relazione al tempo (ml/100g/min). Comprende i vasi di conduzione (arterie, arteriole, capillari, vene, venule, seno);

5. **CBV: Cerebral Blood Volume:** è il volume ematico cerebrale, ossia la quantità di sangue che attraversa un volume di tessuto (ml/100g). Comprende i vasi di conduzione (arterie, arteriole, capillari, vene, venule, seno);

6. **IRF (Fig. 8):** descritta come la curva temporale che sarebbe risultata da un'iniezione ideale di materiale di contrasto con un tempo in un'unità di tempo. La IRF ricavata dall'algorithm CT Perfusion 4D rappresenta la risposta del voxel di tessuto come funzione del tempo che sarebbe risultato da un'iniezione ideale del mezzo di contrasto iodato.

CBV: area sotto la curva;

CBF: altezza del picco;

MTT: CBV/CBF.

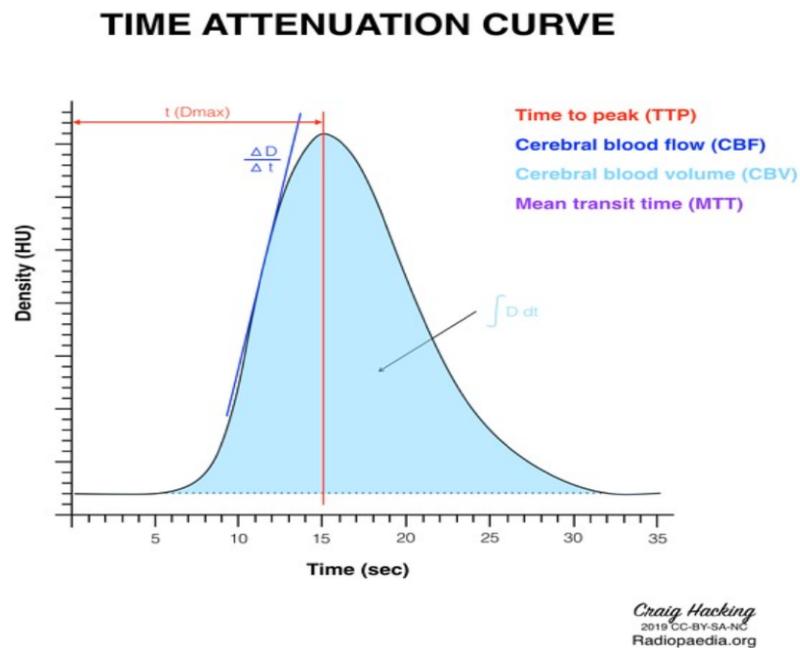


Figura 7: Curva di attenuazione.

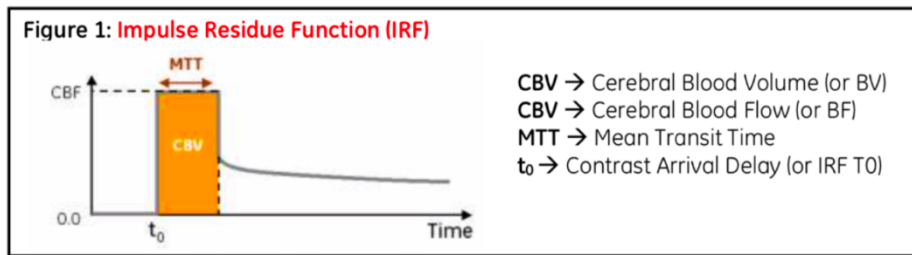


Figura 8: Funzione di residuo d'impulso (IRF).

L'area di lesione ischemica non recuperabile è definita da un maggiore Time To Peak e sono nettamente ridotti il flusso e il volume. Nell'area di penombra ischemica il volume rimane pressoché costante per la vasodilatazione, mentre il flusso si riduce (salvo nell'area di ischemia).

Il CBV, e in minor misura il CBF, differenziano la penombra ischemica dal core ischemico:

- Core ischemico (Fig. 9):
 - Incremento di MTT/Tmax;
 - Marcatamente ridotto CBF;
 - Marcatamente ridotto CBV.

- Penombra ischemica (Fig. 10):
 - Incremento di MTT/Tmax;
 - Moderatamente ridotto CBF;
 - Quasi normale o aumentato CBV.

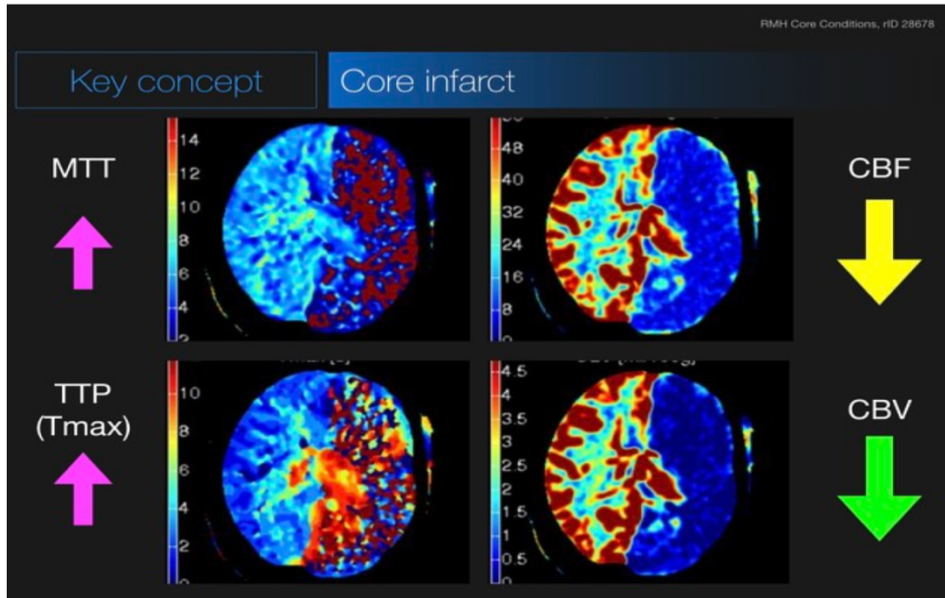


Figura 9: Mappa parametrica del core ischemico.

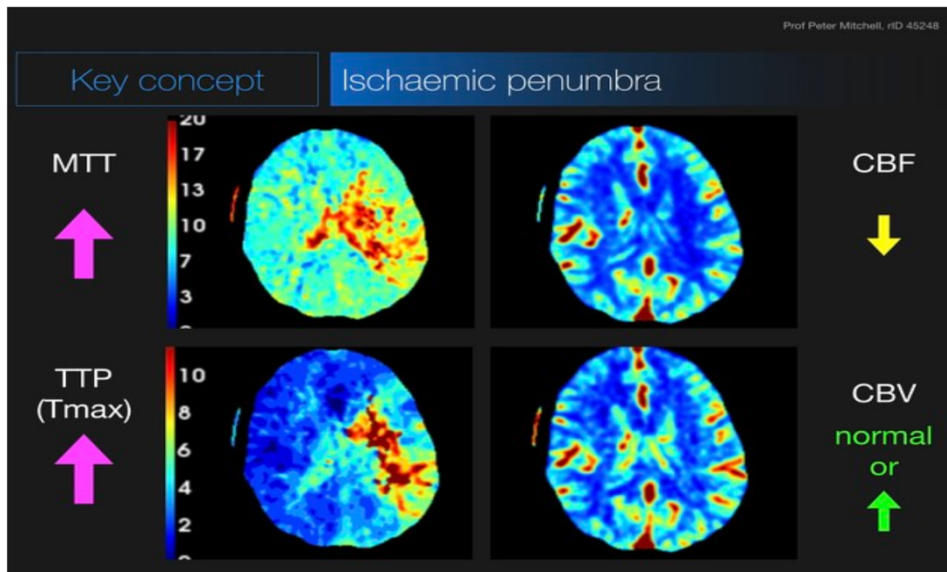


Figura 10: Mappa parametrica della penombra ischemica.

GE AW CT Perfusion 4D utilizza due algoritmi di calcolo: un algoritmo di deconvoluzione e un algoritmo standard. Le mappe funzionali calcolate mediante l'algoritmo di deconvoluzione sono: Blood Flow, Blood Volume, MTT, Contrast Arrival

Delay (ritardo di arrivo del mezzo di contrasto) o Impulse Residue Function Time 0 (Tempo 0 funzione del residuo di impulso/IRF T0), Tmax, Permeability Surface Area Product (PS, Prodotto dell'area della superficie di permeabilità) ed Hepatic Arterial Fraction (HAF, Frazione arteriosa epatica). Le mappe funzionali calcolate con l'algoritmo standard sono: Time to Peak, "Positive Enhancement Integral" (PEI) e "Mean Slope of Increase" (MSI, Pendenza media di aumento).

4. MATERIALI E METODI

Con l'obiettivo di migliorare la risoluzione temporale con un protocollo Assiale Wide Range, che dispone di una larghezza del rivelatore più ampia rispetto al protocollo Standard spirale e di una collimazione massima di 16 cm, il che permette di acquisire in un'unica rotazione del sistema tubo - detettori, si è proposto e poi eseguito uno studio per la valutazione dei parametri riguardanti la qualità d'immagine, così da arrivare ad una ben precisa conclusione che permette di dedurre se il protocollo Wide Range sia non solo vantaggioso in termini di risoluzione temporale, ma anche valido in termini di qualità delle immagini come il protocollo Standard.

La problematica risiede proprio nell'ampia collimazione di 16 cm che può portare ad una riduzione del contrasto, della risoluzione spaziale e dell'omogeneità lungo l'asse Z, quindi risentire di tutti gli effetti legati alla radiazione diffusa e alle problematiche di un'acquisizione tomografica con fascio conico.

Per lo studio condotto è stato utilizzato un fantoccio Catphan 700, sono state acquisite immagini con scanner TC della stessa sezione (modulo CTP682) in cinque diverse posizioni (denominate -6, -3, 0, +3, +6), cinque volte ognuna (per ridurre la variabilità e per ottenere un risultato statisticamente meno sensibile) (Fig. 11).

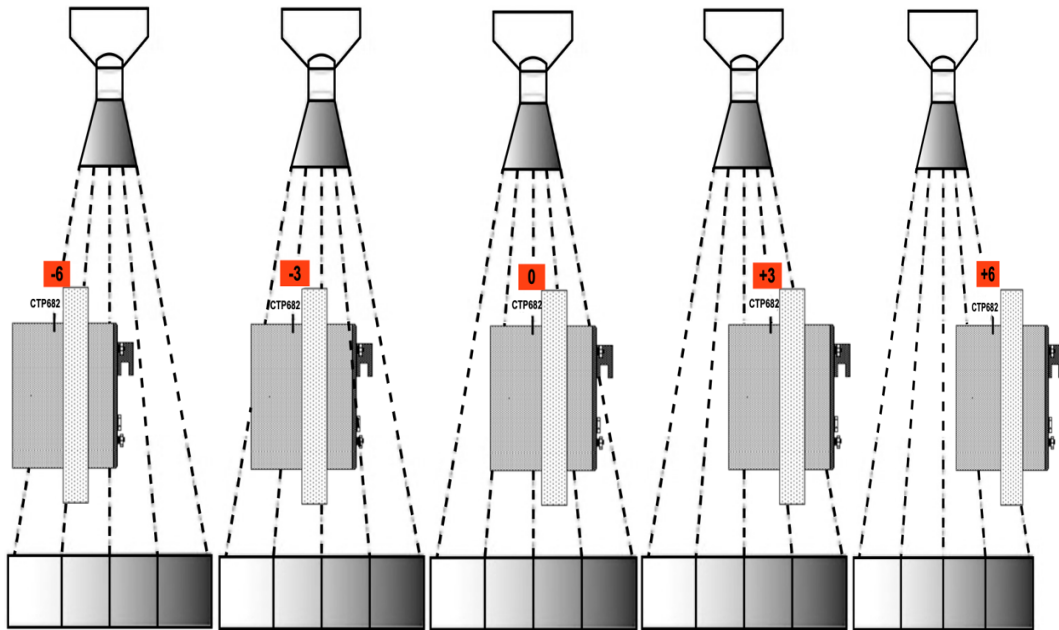


Figura 11: Movimento del Catphan 700 lungo le diverse posizioni, dalla -6 a +6

4.1 Materiali

4.1.1 Revolution TC

L'apparecchio utilizzato per l'esposizione al fantoccio è una Revolution TC a 256 strati della ditta *GE Healthcare*, installata presso la SOD del Pronto Soccorso dell'Azienda Ospedaliera Universitaria delle Marche (Fig. 12). La TC Revolution è dotata di un tubo Performix TM HDw, che sostiene potenze fino a 103 kW, ha una apertura del gantry di 80 cm ed un sistema di rilevazione ad ampia copertura che riduce gli effetti di diffusione, di indurimento del fascio e di artefatti in condizioni di basso segnale: è costituito da 512 sezioni da 256 file di detettori a 0,625 mm di spessore lungo l'asse Z potendo così fornire una copertura di 160 mm.

Sia per la modalità di scansione Assiale che per quella Spirale il range dello spessore della sezione va da 0,625 a 5 mm permettendo di ottenere collimazioni da 5, 40, 80, 120, 140 e 160 mm a diversa combinazione.

La TC Revolution presenta un collimatore pre-paziente (a due lame controllate indipendentemente), tre filtri Bowtie che conformano il fascio primario, ottimizzano la dose e la qualità delle immagini e un collimatore tridimensionale post paziente che assicura una riduzione degli artefatti da dispersione e da indurimento del fascio e diminuisce lo scatter dovuto alla radiazione primaria incidente.

La risoluzione temporale data da rotazioni del tubo fino a 0,28 secondi consente la rapida scansione di ampi volumi e la possibilità di acquisire qualsiasi esame TC diagnostico.

Il sistema presenta i seguenti automatismi:

- KV Assist: tecnica basata sulla variazione dei kVp alla corporatura del paziente al fine di migliorare il contrasto delle immagini acquisite in base agli scannogrammi iniziali;
- Smart mA: software per il calcolo automatico dei mA si ha un range di valori massimi e minimi di corrente entro il quale l'apparecchiatura si modula, lungo le direzioni longitudinale e angolare. La corrente è adattata ad ogni rotazione del tubo, riducendo l'intensità nelle proiezioni con meno attenuazione e viceversa.
- ASiR-V: algoritmo di ricostruzione iterativo statistico creato per ridurre i livelli di rumore, migliorare la rilevabilità ad alto contrasto e ridurre di routine la dose somministrata;
- ODM (Organ Dose Modulation): sistema che, tramite la modulazione di corrente, permette la riduzione della dose nella parte anteriore del paziente evitando sovradosaggi agli organi radiosensibili (quale il cristallino o il cuore) creando una schermatura virtuale.



Figura 12: Revolution CT GE Healthcare

4.1.2 Catphan

Il fantoccio **Catphan 700** (Fig. 13) è stato progettato per soddisfare i requisiti di misurazione delle prestazioni di scanner TC all'avanguardia, i moduli test del Catphan 700 (Fig. 14) sono:

- *CTP682*, per la verifica della geometria e linearità
- *CTP714*, contenente 30 coppie di linee per la verifica dell'alta risoluzione
- *CTP515*, con inserti per la valutazione del basso contrasto e del CNR
- *CTP721*, per esaminare la geometria di strato
- *CTP712*, per il calcolo dell'uniformità dell'immagine e del rumore

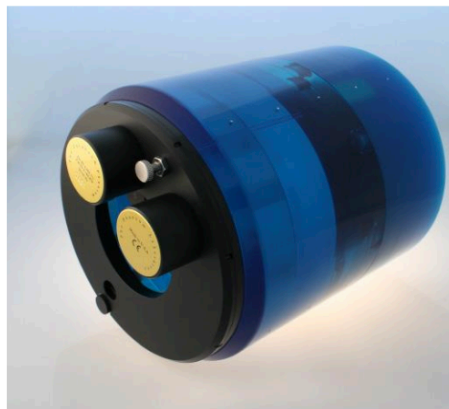


Figura 13: CATPHAN 700

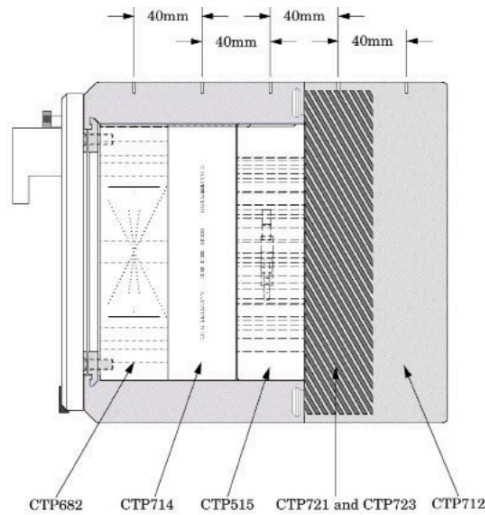


Figura 14: Posizione dei moduli del CATPHAN

In questo studio il modulo interessato è il *CTP682*. Il modulo **CTP682** (Fig. 15) viene usato per numerose misurazioni, quali: lo spessore di strato, tramite l'utilizzo di diversi tipi di rampe; la verifica del corretto incremento di scansione tra i vari strati; il controllo del sistema di allineamento del paziente; la simmetria circolare del sistema di visualizzazione; la determinazione della risoluzione spaziale tramite la PSF (Point Spread Function) e l'MTF (Modulation Transfer Function); linearità dei numeri CT, cioè la sensitometria.

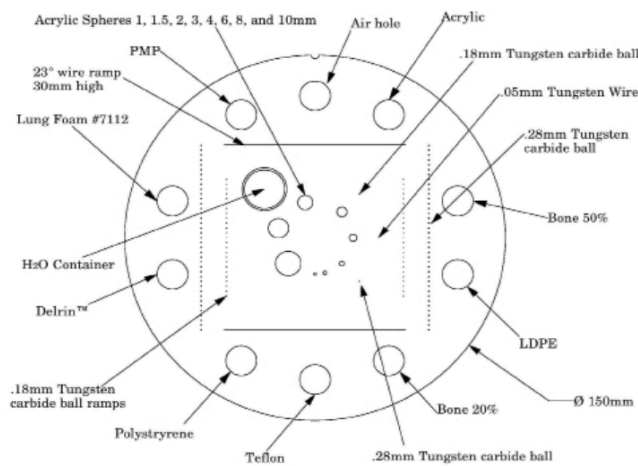


Figura 15: CTP682 visto nel dettaglio

Le rampe poste lateralmente (quattro, costituite da sfere metalliche di Tungsteno, di cui due dal diametro di 0.18 mm e due da 0.28 mm), superiormente ed inferiormente (due, formate da un filo di 30 mm di grandezza) vengono utilizzate per il calcolo dello spessore di strato. Al centro sono presenti invece otto sfere costituite da acrilico (rispettivamente da 1, 1.5, 2, 3, 4, 6, 8 e 10 mm), disposte in uno schema circolare di 30 mm di diametro; queste vengono usate per valutare la capacità dello scanner di ottenere immagini, mediando il volume di queste sfere. A destra sono presenti tre piccoli inserti, superiormente ed inferiormente due *Beads* di Tungsteno di 0.18 e 0.28 mm rispettivamente, mentre al centro un filo (*Wire*), sempre in Tungsteno, da 0.05 mm, che consentono di calcolare la Risoluzione Spaziale tramite l'MTF.

Infine, vi sono dieci inserti disposti circolarmente ed internamente al perimetro del fantoccio, ed uno al centro; questi, riempiti ognuno con un materiale diverso, vengono usati per il calcolo della Linearità dei numeri CT. I materiali sono: Aria, Acrilico, Bone 50%, Polietilene a bassa densità (LDPE), Bone 20%, Teflon, Polistirene, Delrin, Lung, Polimetilpentene (PMP), ed al centro Acqua.

4.1.3 Software di analisi

Una volta acquisite le immagini del fantoccio ed inviate nel sistema *PACS*, queste sono state esportate in formato DICOM per poi selezionare quelle corrispondenti al modulo **CTP682** (Fig. 16).

In relazione alle difficoltà di posizionamento del fantoccio e della relativa acquisizione, il processo di analisi è stato effettuato utilizzando i software Fiji (Fiji is just ImageJ) e CT AutoQA Lite (*Iris QA, LLC, USA*).

ImageJ (Fiji) (Fig. 17) è un software open source, programmato in JAVA, che nasce con l'obiettivo di emulare le funzionalità dei più comuni software commerciali per l'immagine processing, formato da un pacchetto di elaborazione con una varietà di applicazioni che facilitano l'analisi scientifica delle immagini.

Nel percorso di studio è stato utilizzato in particolare per calcolare le statistiche sui valori dei pixel relativamente a delle ROI (Region Of Interest) per il calcolo dell'uniformità (Fig. 18).

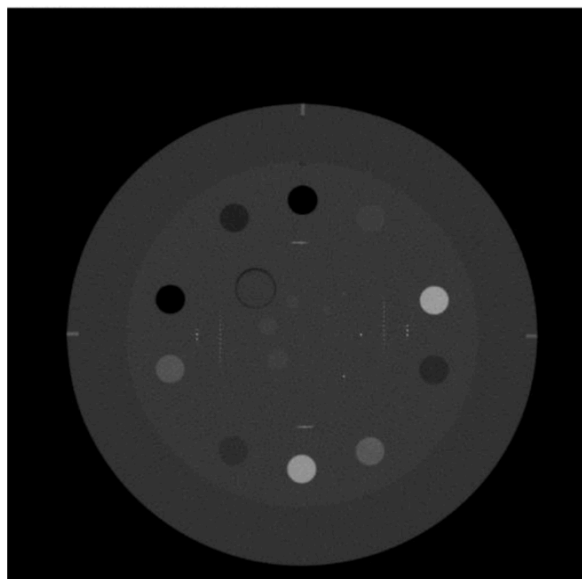


Figura 16: Inserto CTP682

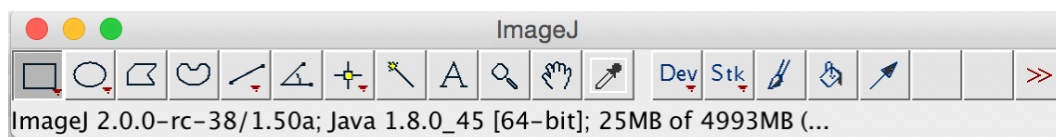


Figura 17: Finestra principale di Fiji

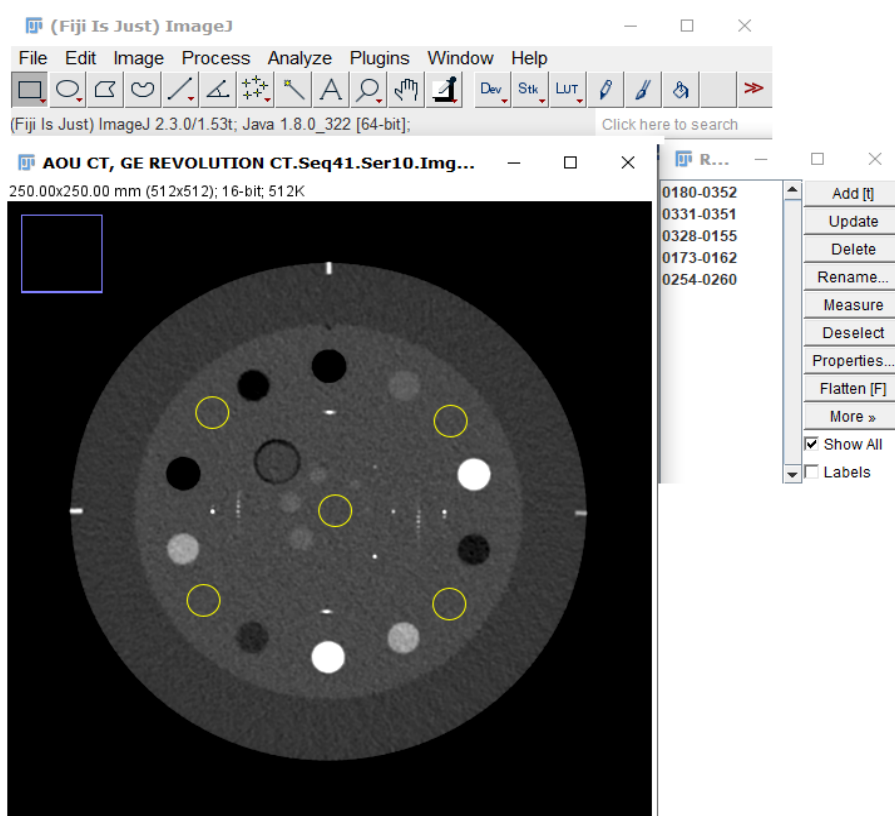


Figura 18: Posizionamento delle ROI con Fiji

CT AutoQA Lite è un software progettato per gestire formati di tipo *DICOM* 3.0. La versione utilizzata in questo studio è la 3.1.5.9 (Fig. 19).

Questo è stato utilizzato al fine di analizzare le immagini TC acquisite, il processo automatizzato del software è in grado di selezionare i moduli del Catphan 700 e fare l'analisi dei relativi parametri ad essi associati (rumore,

uniformità, basso contrasto, curva MTF, spessore di fetta, linearità dei numeri CT e grandezza del pixel).

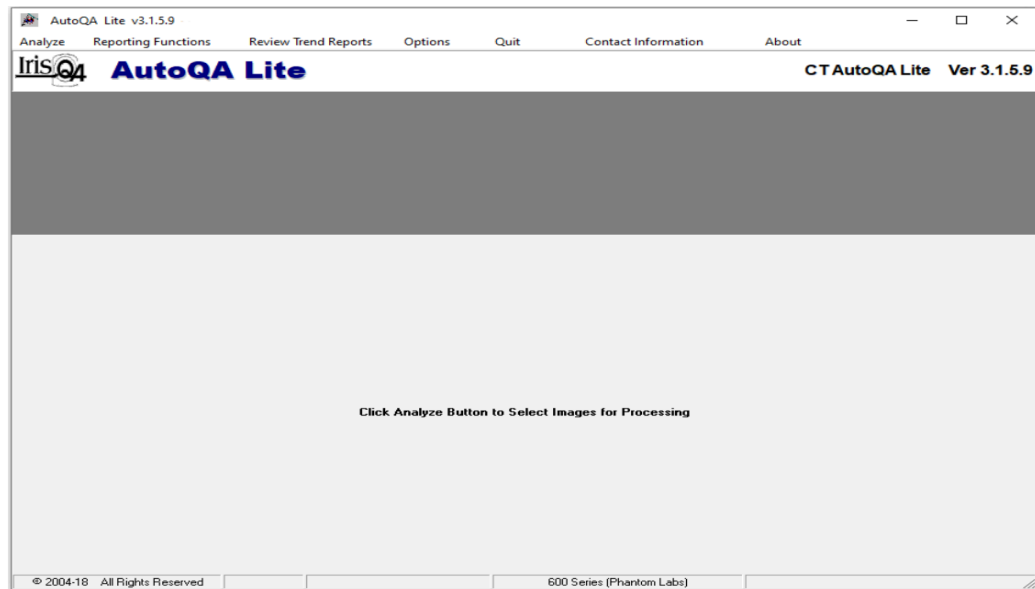


Figura 19: Finestra principale di AutoQA Lite

I risultati ricavati dall'analisi delle immagini vengono visualizzati in una finestra come quella presente (Fig. 20).

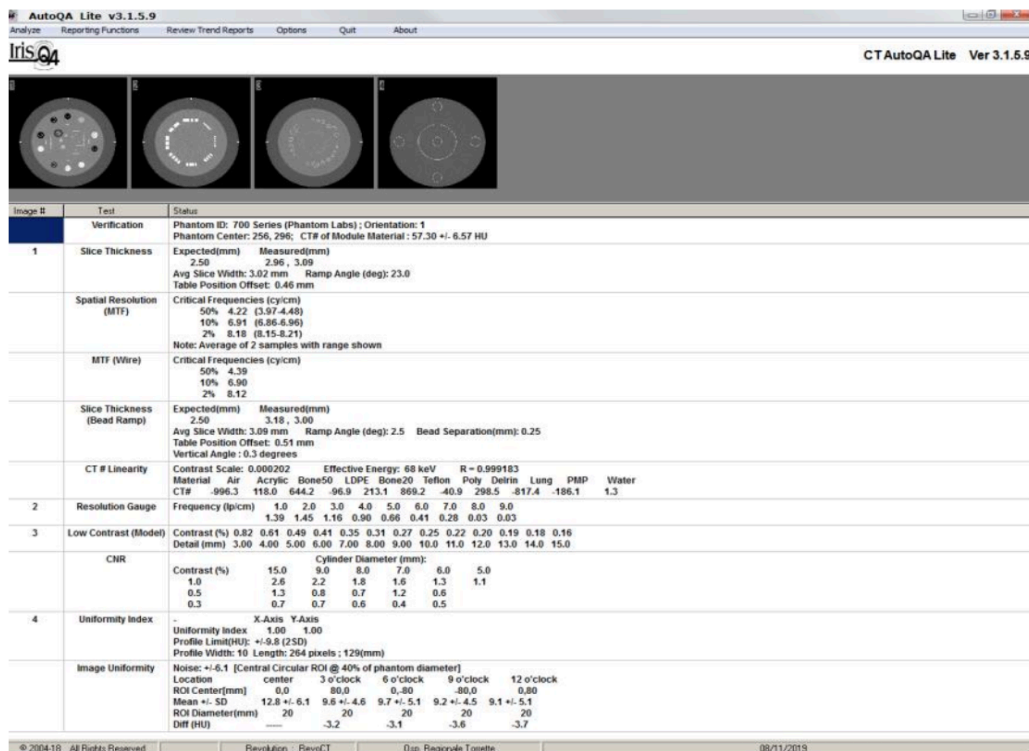


Figura 20: Finestra tipica dei risultati

I risultati sono stati poi esportati in formato Excel per entrambi i protocolli di acquisizione per poi essere mediati e confrontati.

4.2 Metodi

I parametri valutati in questo lavoro, in relazione alle differenti posizioni, sono:

- *Risoluzione Spaziale MTF (wire)*: si riferisce alla capacità del sistema di imaging di distinguere piccoli dettagli e di riprodurre immagini con chiarezza e precisione. – AutoQA Lite
- *Accuratezza e Omogeneità dei numeri CT*: si riferisce alla capacità di un sistema di tomografia computerizzata di produrre con accuratezza valori di attenuazione dei tessuti in base alla loro densità, in questo caso anche lungo le diverse posizioni. – AutoQA Lite
- *CNR*: acronimo di Contrast-to-Noise Ratio, è un parametro utilizzato per valutare la qualità delle immagini che misura la differenza di contrasto tra due regioni di interesse rispetto al rumore di fondo presente nell'immagine. – ImageJ
- *Uniformità dei numeri CT*: si riferisce alla consistenza e alla coerenza delle immagini acquisite in termini di intensità dei pixel o dei valori di attenuazione, è un parametro importante perché indica quanto le immagini TC siano omogenee e prive di variazioni indesiderate nella densità dei tessuti. – ImageJ

Le analisi con i differenti materiali del modulo CTP682 si sono focalizzati su quelli con valori di HU più prossimi ai parenchimi cerebrali. Di seguito una tabella che riassume i materiali e i rispettivi intervalli di HU.

Material	Formula	HU range ³
Air	.78N, .21O, .01Ar	-1046 : -986
Lung #7112	[C ₃₈ H ₃₈ N ₈ O ₁₅]	-925 : -810
PMP	[C ₆ H ₁₂ (CH ₂)]	-220 : -172
LDPE	[C ₂ H ₄]	-121 : -87
Water	[H ₂ O]	-7 : 7
Polystyrene	[C ₈ H ₈]	-65 : -29
Acrylic	[C ₅ H ₈ O ₂]	92 : 137
Bone 20%	.51C, .06Ca, .06H, .06N, .30O, .03P	211 : 263
Delrin®	Proprietary	344 : 387
Bone 50%	.35C, .14Ca, .04H, .06N, .34O, .06P	667 : 783

Tabella 1: Intervalli HU materiali

4.2.1 Risoluzione spaziale MTF (Wire)

La **Risoluzione Spaziale**, misurata con il modulo CTP682 del Catphan 700 (Fig. 21), viene espressa in coppie di linee per centimetro e la misura più completa del rapporto esistente tra originale e riproduzione radiologica viene rappresentata mediante la **MTF** (Modulation Transfer Function), che è una funzione normalizzata a 1.

Il software AutoQA Lite posiziona una ROI, di grandezza 15mm x 15mm, a livello del Wire di Tungsteno presente al centro del fantoccio; viene quindi calcolata la PSF (Point Spread Function) creando array bidimensionali di dati numerici derivanti dalle varie funzioni di risposta del sistema, che poi vengono mediati. Dalla PSF viene ricavata la LSF (Line Spread Function) attraverso la somma dei numeri presenti nell'asse y dell'array della PSF, formare l'asse x della LSF, ed allo stesso modo, sommando i numeri nell'asse x della PSF per formare l'asse y. Da questi valori numerici, sia della PSF che della LSF, tramite la Trasformata di Fourier, viene fornita l'MTF. Questo processo avviene attraverso una media dei pixel all'interno di un'area di 5 mm x 5 mm dal centro della ROI, sottraendo i restanti pixel dalla zona campionata ed assegnandogli quindi un valore nullo.

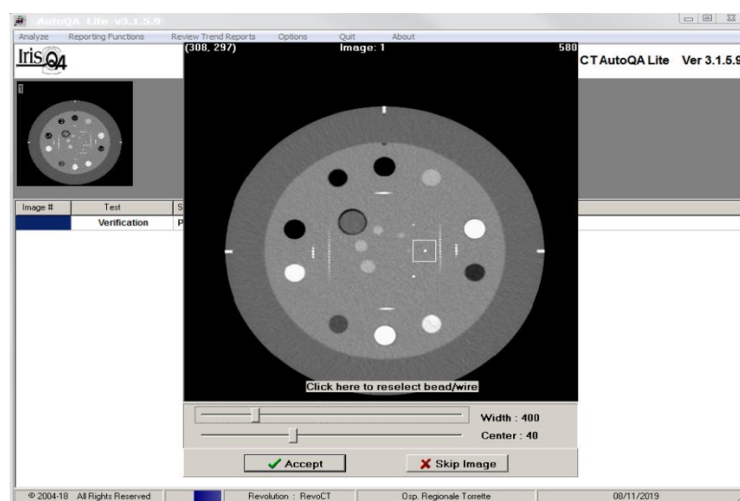


Figura 21: Posizionamento delle ROI nel modulo CTP682 con AutoQA Lite

4.2.2 Accuratezza e Omogeneità dei numeri CT

Anche questo parametro viene calcolato con il modulo CTP682, tramite gli undici inserti composti da differenti materiali di densità nota. Il software posiziona le ROI del diametro di 10 mm negli inserti (Fig. 22) e calcola il valore CT medio di ciascun materiale.

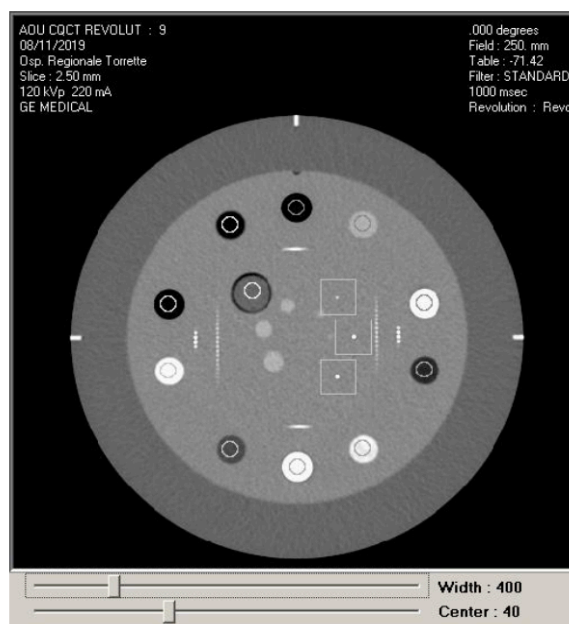


Figura 22: Posizionamento delle ROI nel modulo CTP682 con AutoQA Lite

4.2.3 CNR

Questo parametro viene analizzato attraverso il posizionamento di ROI negli inserti cilindrici e nelle zone adiacenti ad essi per il calcolo del fondo.

In questo caso invece, il CNR è stato valutato come segue:

$$CNR = (HU_{target} - HU_{H2O}) / Dev.Std_{H2O}$$

Dove HU_{target} è il valore Hounsfield del materiale analizzato, HU_{H2O} è il valore Hounsfield dell'acqua.

4.2.4 Uniformità dei numeri TC

Questo parametro viene analizzato nel modulo CTP712. Per effettuare la misura dell'**Uniformità** vengono posizionate cinque ROI del diametro di 20 mm di cui una al centro e quattro ai lati del fantoccio, a circa 10 mm dal bordo (Fig. 20). L'uniformità è stata valutata come segue:

$$Uniformità = \frac{(H_1 - H_2)}{(H_w - H_a)} * 100\%$$

dove H_1 è il numero medio CT nella posizione centrale, H_2 il numero medio CT nella posizione periferica, H_w è il numero medio CT dell'acqua e H_a il numero medio CT dell'aria.

Dal posizionamento delle ROI vengono quindi ricavati i numeri medi CT; successivamente, dopo l'analisi, è stato calcolato separatamente il massimo scarto del numero CT tra le ROI laterali rispetto a quella centrale (Fig. 23). Sono state fatte poi delle medie del massimo scarto CT per ogni posizione del Catphan 700 acquisita (-6, -3, 0, +3, +6) per poi determinare l'uniformità di segnale, l'uniformità di rumore e l'uniformità di SNR.

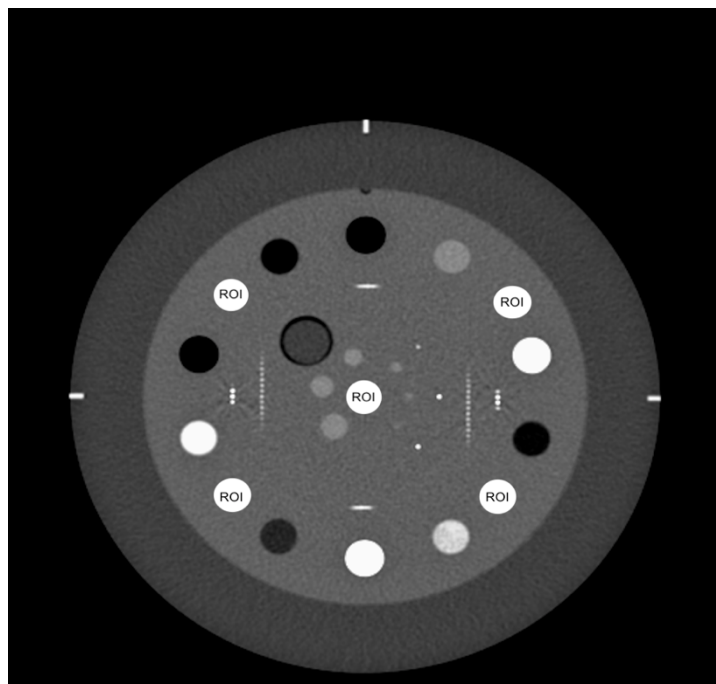


Figura 23: Posizionamento delle ROI eseguito con AutoQA Lite

5. RISULTATI

5.1 Risoluzione Spaziale MTF (Wire)

Nella valutazione della Risoluzione Spaziale si evince che nel protocollo Wide Range assiale (*Grafico 1*) la MTF mostra delle minime variazioni rispetto alla posizione; al 30% e 2 % di circa 0,3 cy/cm, al 50% la differenza aumenta fino a 0,9 cy/cm, il valore minore è nella posizione 0.

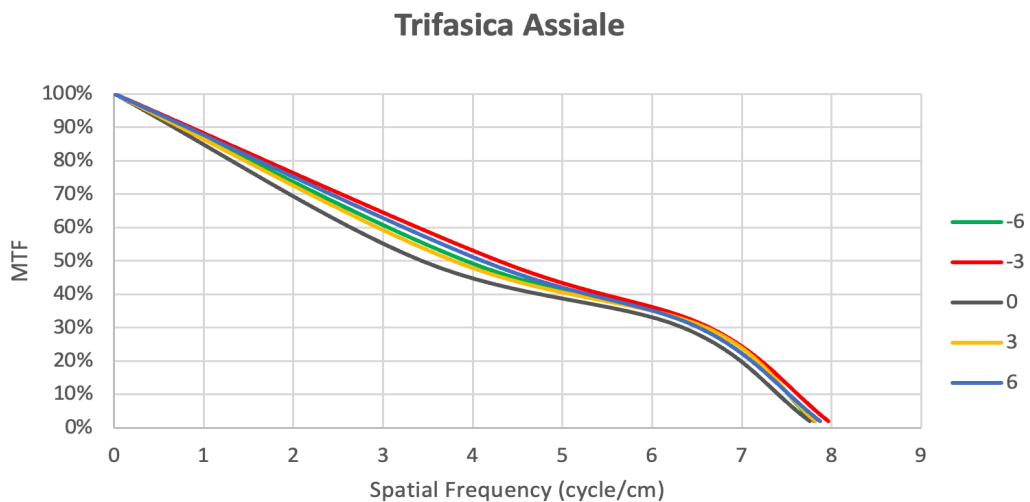


Grafico 1: Risoluzione spaziale Wire al variare delle posizioni del Catphan nel protocollo Wide Range assiale

Nel protocollo Standard (*Grafico 2*) l'analisi delle curve di MTF mostra delle variazioni costanti rispetto alla posizione; al 50%, 30% e 2 % di circa 0,4 cy/cm, il valore minore è nella posizione 3 e -6.

Trifasica Spirale

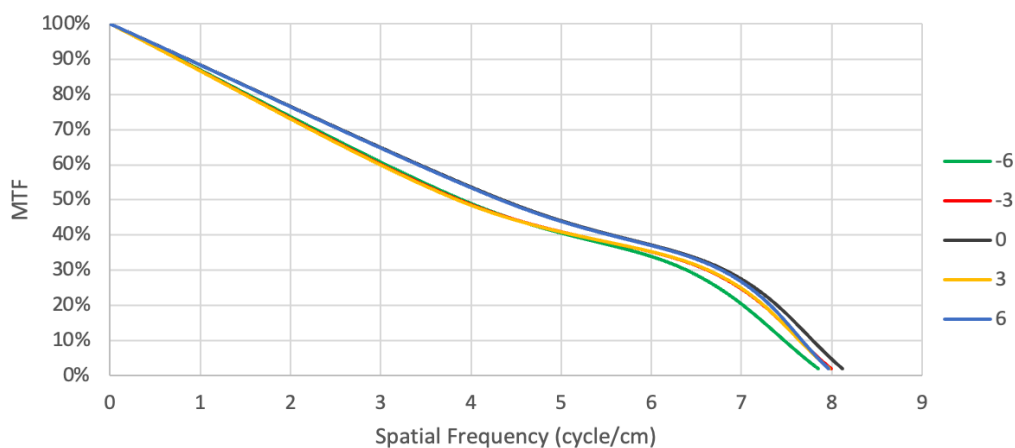


Grafico 2: Risoluzione spaziale Wire al variare delle posizioni del Catphan nel protocollo Standard spirale

Confrontando le curve MTF dei due protocolli si nota che:

al 50%, al 30% e al 2% si hanno minime variazioni di MTF tra le posizioni -6; -3; +3; +6 per entrambi i protocolli (0,3 cy/cm e 0,4 cy/cm) e soprattutto medesimi valori di MTF tra l'Assiale e lo Spirale.

Nella posizione 0 invece si hanno valori di MTF differenti, il grafico (*Grafico 3*) mostra come la MTF nella posizione 0 sia maggiore per il protocollo Spirale rispetto all'Assiale, in particolare al 50% con un valore di 4,4 cy/cm per lo Spirale e del 3,5 cy/cm per l'Assiale, con un discostamento di 0,9 cy/cm.

Posizione 0

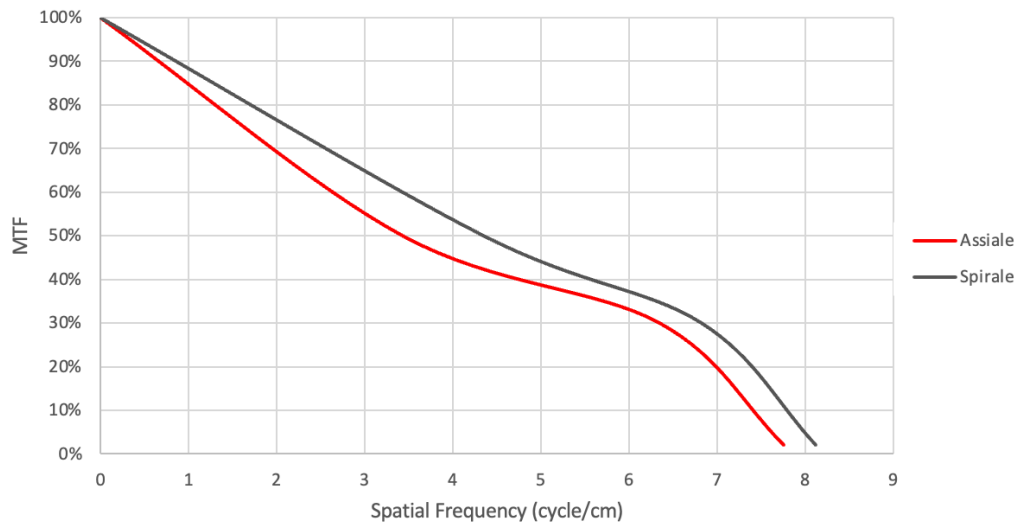


Grafico 3: Risoluzione spaziale nella posizione 0 nel protocollo Assiale e Spirale

5.2 Accuratezza e Omogeneità dei numeri CT

Per quanto riguarda la valutazione dell'Accuratezza e Omogeneità dei numeri CT, si può evidenziare che con entrambi i protocolli di acquisizione non ci sono sostanziali differenze dei numeri CT lungo le diverse posizioni del Catphan 700, infatti l'andamento dei valori CT in funzione dei coefficienti di attenuazione risulta costante per tutti i materiali che sono stati analizzati (Acrylic, LDPE, Poly, Delrin, PMP, Water).

Nel protocollo Wide Range assiale l'LDPE, il Poly, il Delrin e il PMP presentano HU stabili lungo le diverse posizioni del Catphan 700, quelli che differiscono maggiormente sono: l'Acrilico; con variazioni fino a 4 HU (*Grafico 4*).

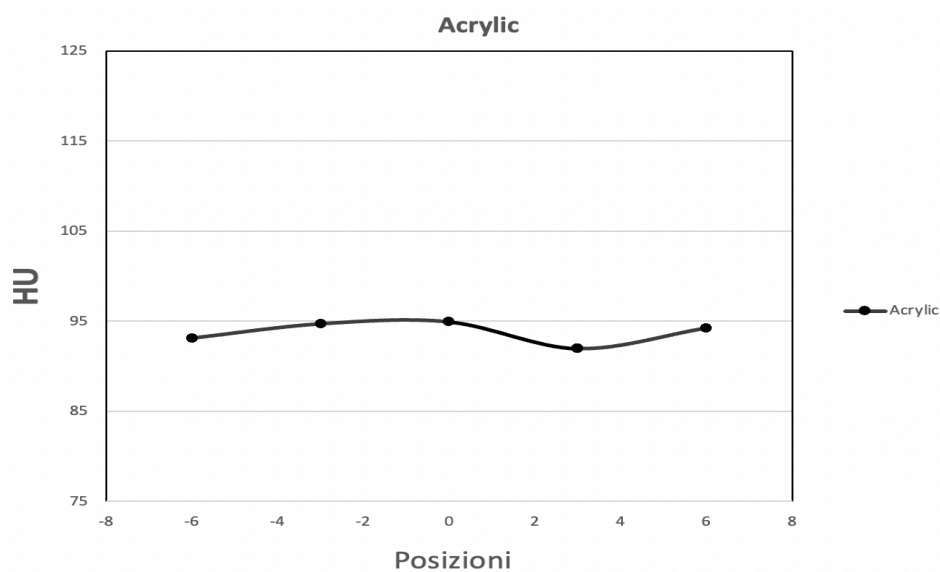


Grafico 4: Variazioni di attenuazione dell'Acrilico (protocollo Wide Range)

L'acqua; che presenta attenuazioni con variazioni fino a 4 HU e con una direzione di variazione verso l'alto (*Grafico 5*).

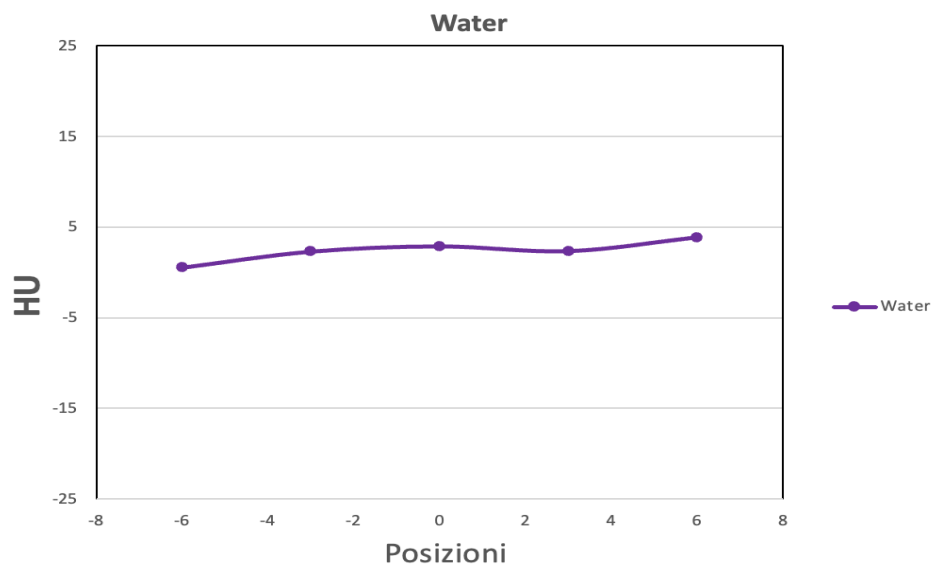


Grafico 5: Variazioni di attenuazione dell'Acqua (Protocollo Wide Range)

Nel protocollo Spirale invece l'Acrilico e l'Acqua presentano HU stabili per le diverse posizioni del Catphan 700, quelli che differiscono maggiormente sono: l'LDPE; che presenta variazioni di attenuazione fino a 6 HU e con una direzione di variazione verso il basso (*Grafico 6*).

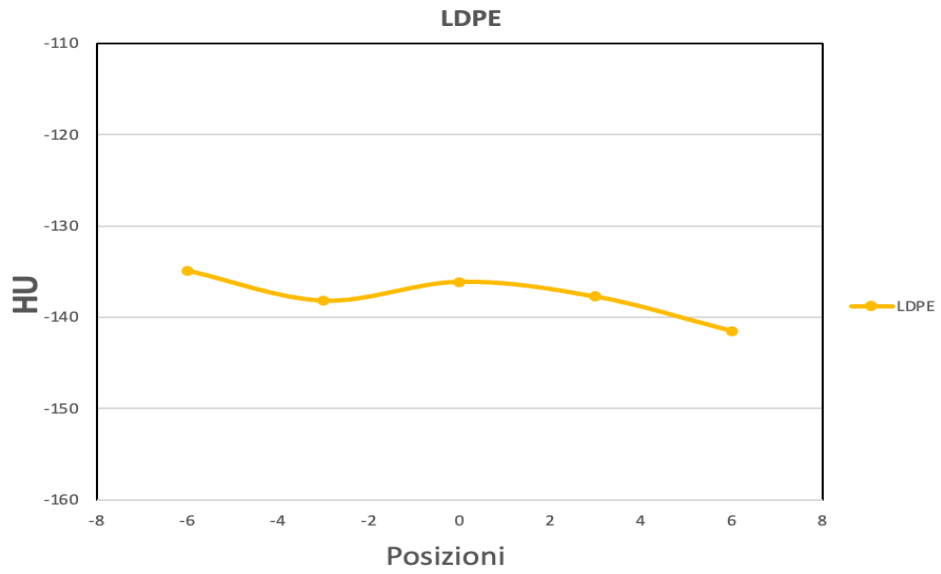


Grafico 6: Variazioni di attenuazione dell'LDPE (Protocollo Standard)

Il Poly; che presenta variazioni di attenuazione fino a 6 HU e con una direzione di variazione verso il basso (Grafico 7).

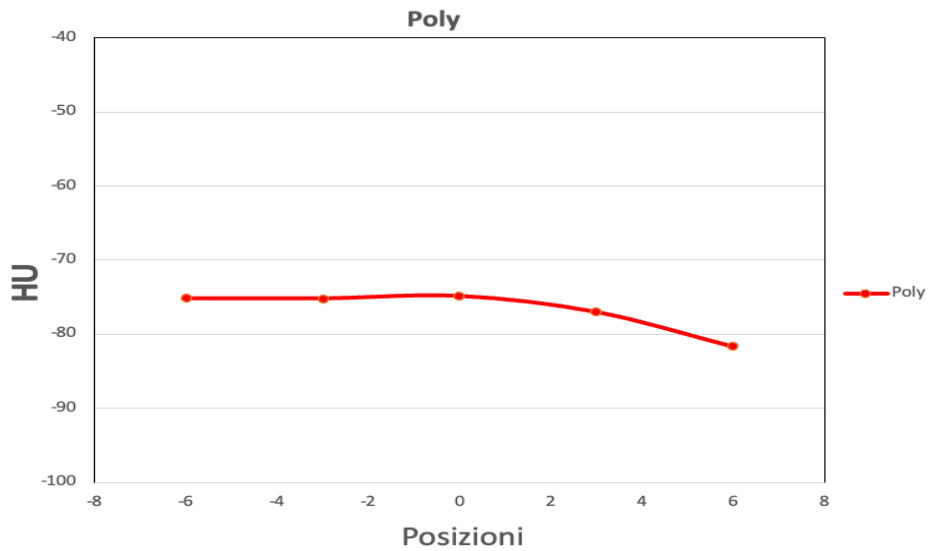


Grafico 7: Variazioni di attenuazione del Poly (Protocollo Standard)

Il Delrin; che presenta variazioni di attenuazione fino a 7 HU con una direzione di variazione verso il basso (*Grafico 8*).

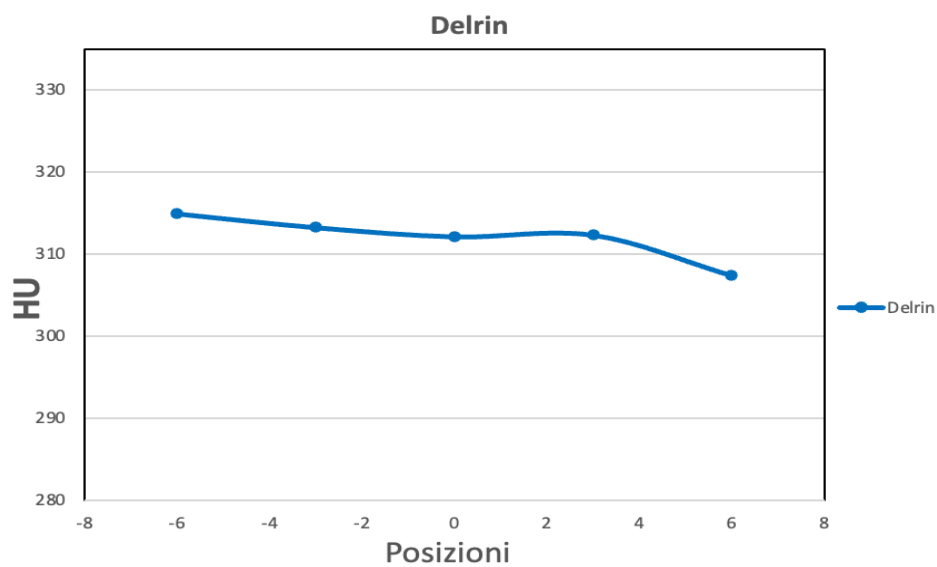


Grafico 8: Variazioni di attenuazione del Delrin (Protocollo Standard)

Il PMP; che presenta variazioni di attenuazione fino a 6 HU con una direzione di variazione verso il basso (*Grafico 9*).

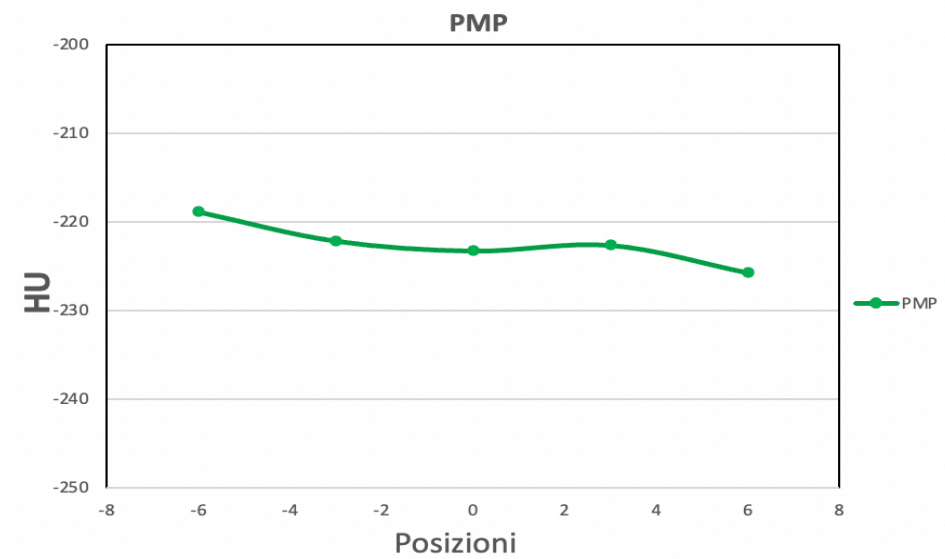


Grafico 9: Variazioni di attenuazione del PMP (Protocollo Standard)

Nella valutazione dei risultati ottenuti si nota un andamento dei numeri CT costante per entrambi i protocolli, con minime differenze tra il protocollo Standard spirale e il protocollo Wide Range assiale.

Prendendo come campione il Poly (*Grafico 10*), che risulta avere una accuratezza confrontabile tra i due protocolli, si è riscontrato che il protocollo Assiale presenta un lieve calo (in questo caso 6 HU) dei numeri CT dalla posizione 0 a +6.

Il protocollo Spirale presenta un andamento più costante dei numeri CT dalla posizione -6 a +6, in questo caso con una minima variazione al centro (2 HU).

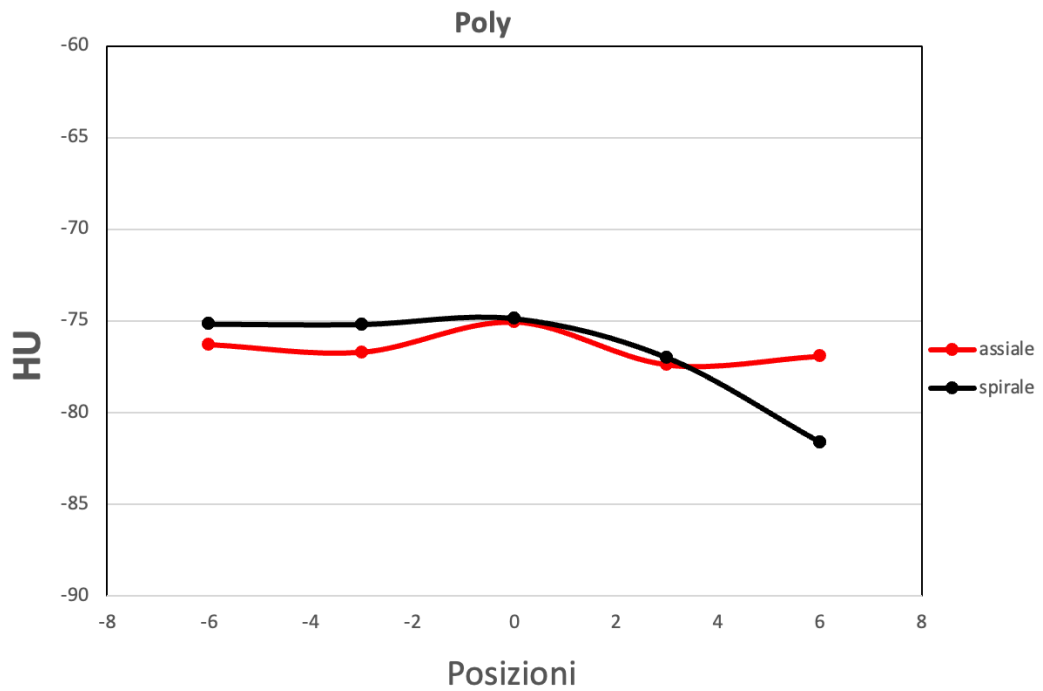


Grafico 10: Confronto dell'Accuratezza e Omogeneità dei numeri CT nel Poly nel protocollo Spirale e Assiale

Questa analisi dimostra come il protocollo Assiale per i vari materiali abbia un andamento dei numeri TC lungo le diverse posizioni più stabile rispetto al protocollo Spirale, che invece presenta un andamento più variabile e con una perdita di stabilità a fine scansione (+6).

5.3 CNR

Nella valutazione del CNR dei vari materiali, dall'analisi delle immagini acquisite con CT Revolution si evince che nel protocollo Wide Range assiale (*Grafico 11*) si nota un CNR stabile e dipendente dalla posizione, con una lieve caduta (fino a 70 HU) nella posizione -6 (fine scansione).

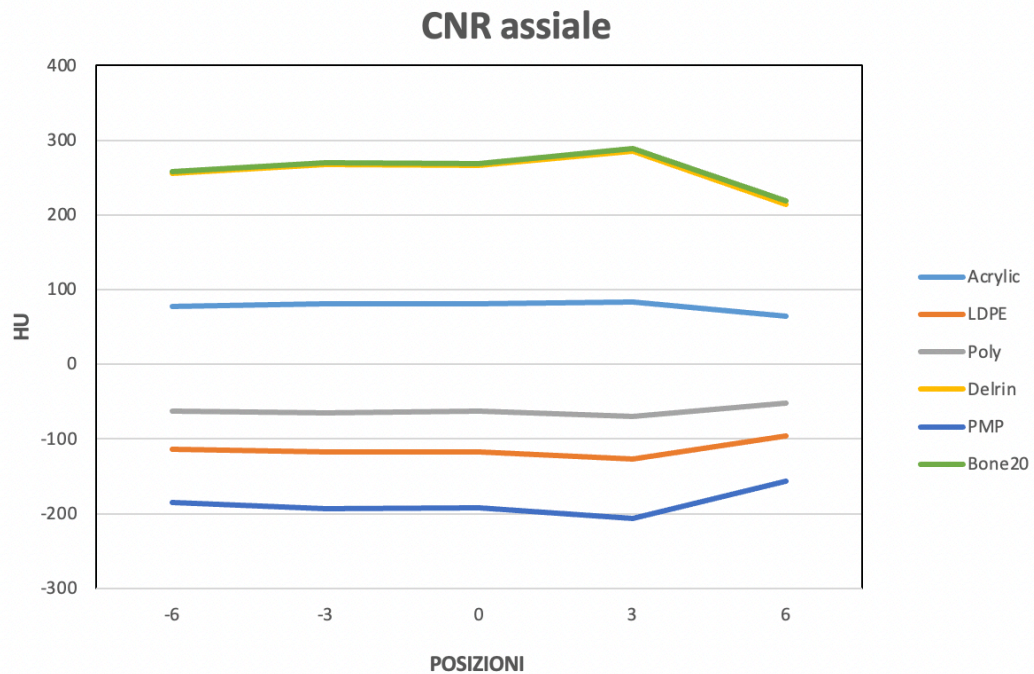


Grafico 11: Grafico del CNR del protocollo Assiale

Nel protocollo Standard spirale (*Grafico 12*) si nota un CNR meno stabile e più variabile con un incremento nella posizione -3 (fino a 60 HU), una caduta nella posizione +3 (fino a 80 HU) e di nuovo un incremento nella posizione +6 (fino a 100 HU).

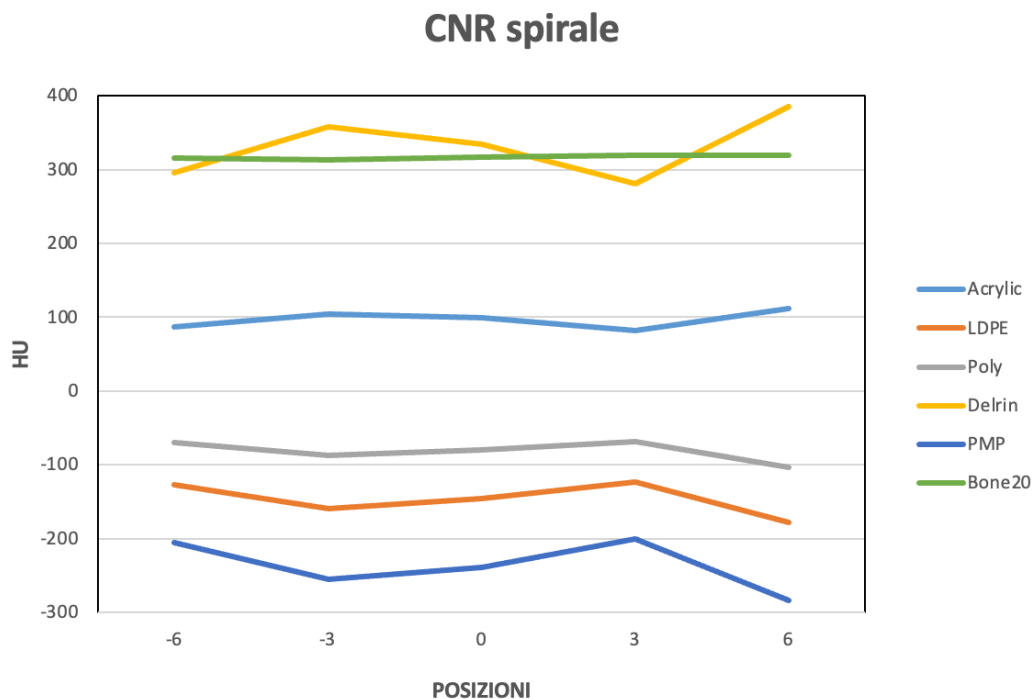


Grafico 12: Grafico del CNR del protocollo Spirale

Infine, nella valutazione dei risultati ottenuti lungo le posizioni del Catphan 700 si notano delle diversità tra il protocollo Wide Range assiale e il protocollo Standard spirale.

Prendendo come campioni il Delrin (*Grafico 13*) e il PMP (*Grafico 14*), materiali che hanno risultato un CNR che differisce maggiormente tra i due protocolli, una volta posti sotto analisi hanno dimostrato che il Delrin nel protocollo Assiale è rappresentato da un CNR stabile con una lieve caduta (70 HU) nella posizione -6 (fine scansione), nel protocollo Spirale invece da un CNR meno stabile che aumenta nella posizione -3 (60 HU), ha una caduta nella posizione +3 (80 HU) e aumenta di nuovo nella posizione +6 (100 HU). Il PMP nel protocollo Assiale è rappresentato da un CNR stabile con una lieve caduta (45 HU) nella posizione -6 (fine scansione), nel protocollo Spirale da un CNR meno stabile che aumenta nella posizione -3 (50 HU), ha una caduta nella posizione +3 (55 HU) e aumenta di nuovo nella posizione +6 (80 HU).

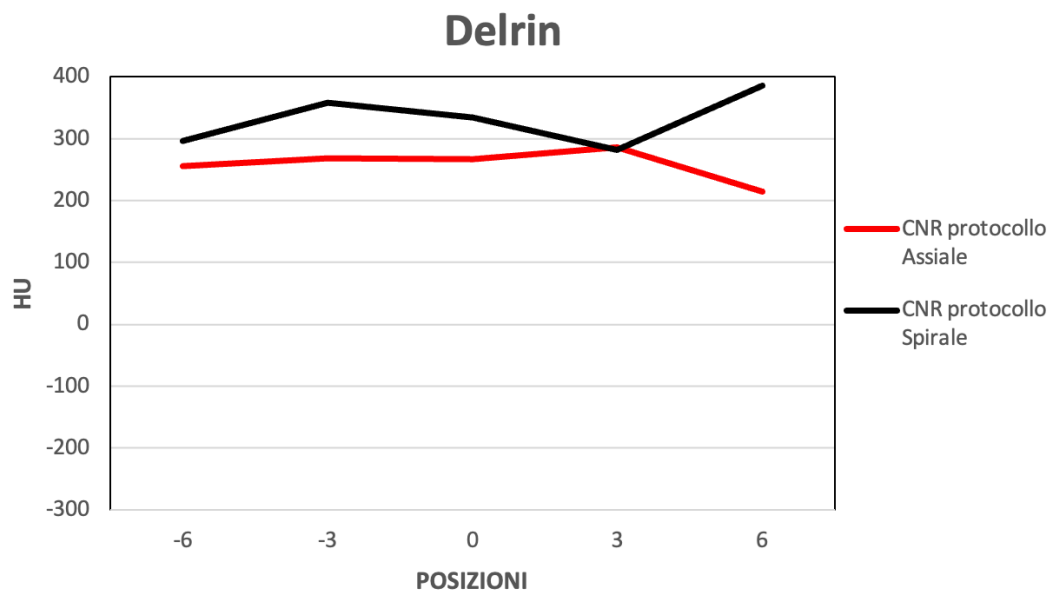


Grafico 13: Confronto del CNR nel Delrin nel protocollo Spirale e Assiale

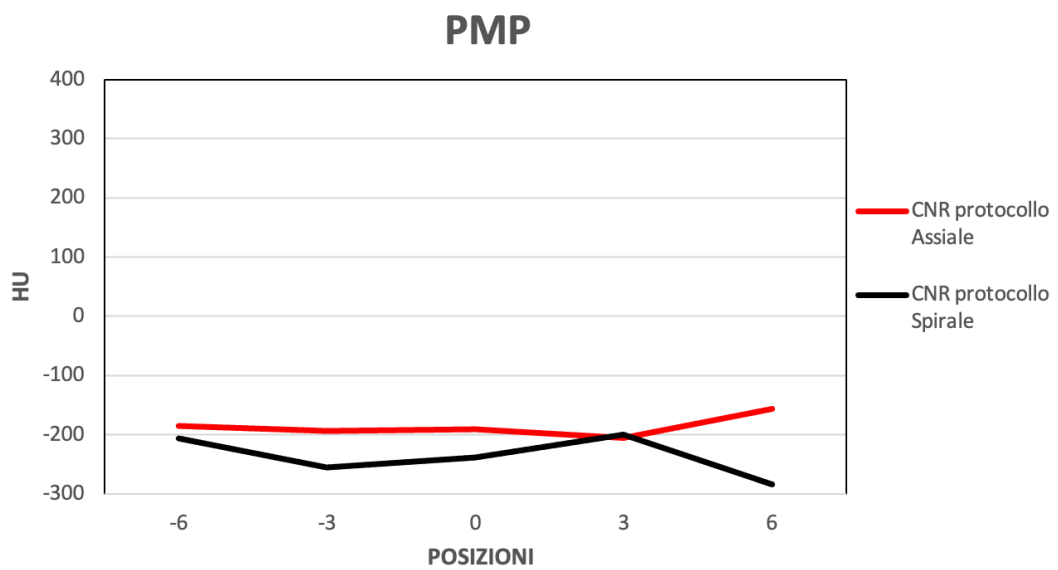


Grafico 14: Confronto del CNR nel PMP nel protocollo Spirale e Assiale

Ciò precedentemente descritto dimostra come i due protocolli siano differenti in termini di CNR, con il protocollo Assiale che risulta essere molto più

stabile lungo le diverse posizioni ma con un lieve calo di CNR a fine scansione (+6).

Il protocollo Spirale invece risulta molto più variabile e strettamente dipendente dalla posizione con un visibile incremento del CNR a fine scansione ed un livello di rumore rispetto all'Assiale maggiore.

5.4 Uniformità dei numeri CT

Nella valutazione dell'Uniformità, dall'analisi delle immagini acquisite con CT Revolution su Catphan 700 si evince che:

Nel protocollo Wide Range assiale (*Grafico 15*) l'analisi delle curve di Uniformità mostra: l'Uniformità di Segnale (UnifS) risulta migliore nella posizione -6 per poi seguire con un peggioramento graduale fino alla posizione +6 con uno scarto massimo di 1,75 HU; l'Uniformità di Rumore (UnifR) risulta più uniforme con un lieve aumento nella posizione +6 di 1 HU; di conseguenza il SNR risulta estremamente uniforme e si attesta su un valore di 0,25 HU.

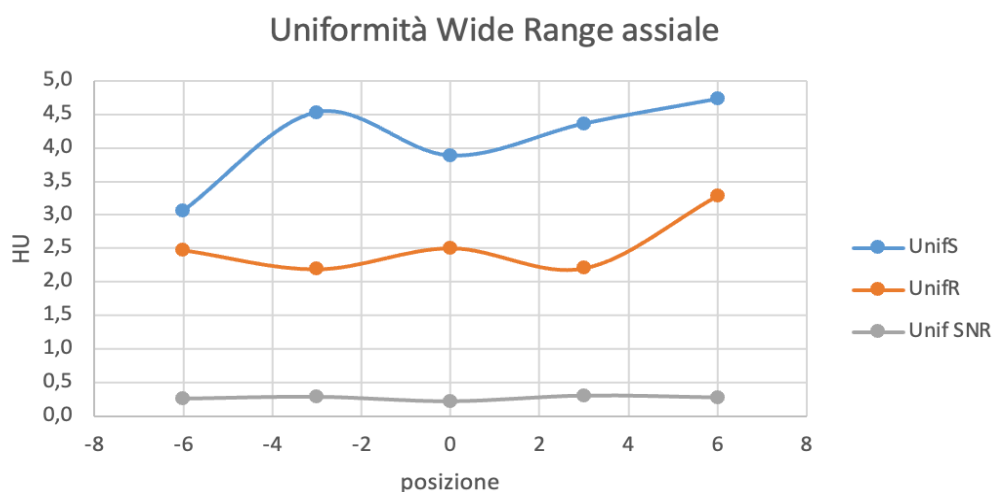


Grafico 15: grafico dell'Uniformità del protocollo Assiale

Nel protocollo Standard spirale (*Grafico 16*) l'analisi delle curve di Uniformità mostra: l'Uniformità di Segnale (UnifS) risulta migliore nella posizione centrale e peggiore nelle posizioni laterali con uno scarto massimo di 2 HU; l'Uniformità di Rumore (UnifR) risulta più uniforme con un lieve

aumento nella posizione +3 di 1 HU; di conseguenza il SNR risulta estremamente uniforme e si attesta su un valore di 0,5 HU.

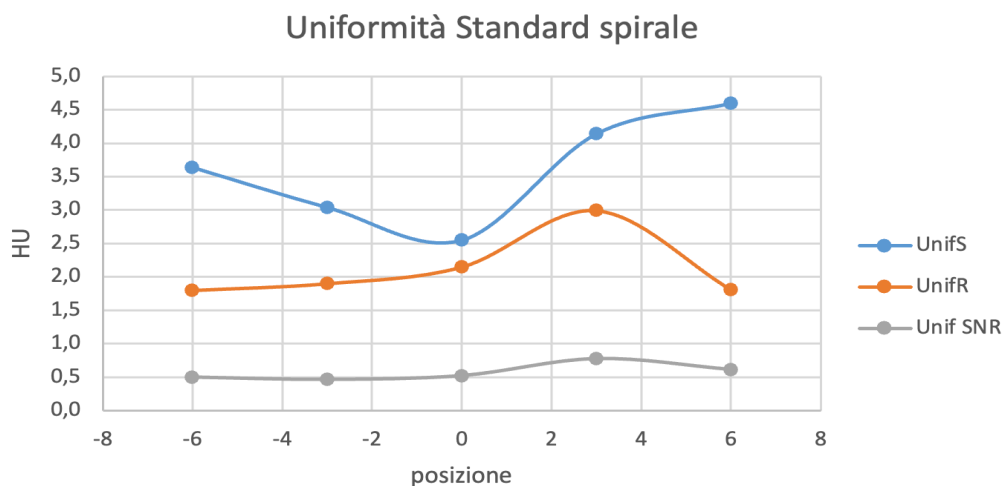


Grafico 16: grafico dell'Uniformità del protocollo Spirale

Infine, nella valutazione dei risultati ottenuti confrontando le curve di Uniformità si riscontrano valori confrontabili e con minime e trascurabili differenze tra i due protocolli per l'uniformità di rumore e l'uniformità SNR, si nota solamente una differenza in termini di uniformità di segnale tra il protocollo Wide Range assiale e il protocollo Standard spirale con andamenti delle curve diversi (*Grafico 17*).

Nel protocollo Assiale l'uniformità di segnale risulta migliore a inizio scansione (-6) e peggiore nelle altre posizioni con uno scarto massimo di 1,75 HU.

Nel protocollo Spirale l'uniformità di segnale risulta invece migliore nella posizione centrale (0) e peggiore nelle posizioni laterali con uno scarto massimo di 2 HU.

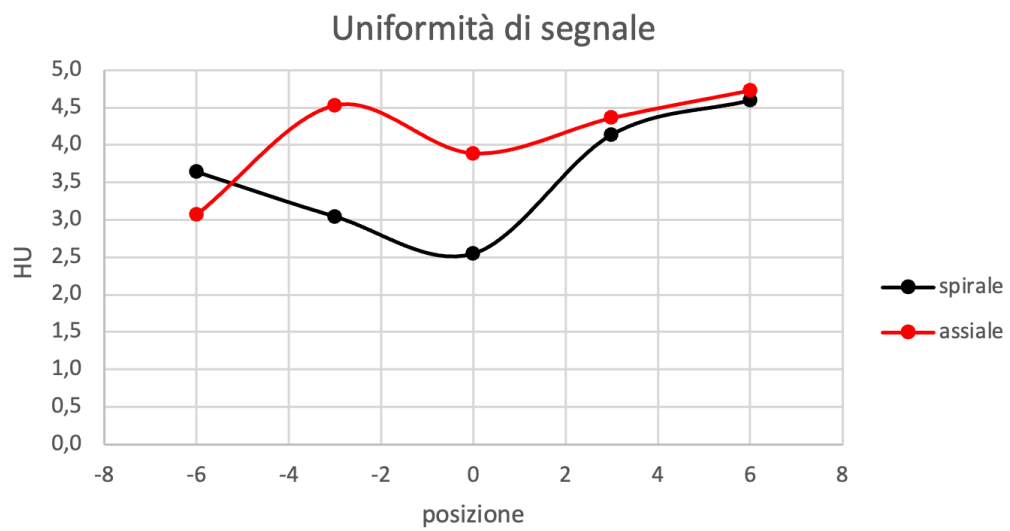


Grafico 17: Confronto dell'Uniformità di segnale del protocollo Spirale e Assiale

6. CONCLUSIONI

Il lavoro effettuato mostra che gli scostamenti tra i due protocolli sono minimi. Il nuovo protocollo Wide range e il protocollo Standard Spirale hanno, per i parametri analizzati una qualità d'immagine comparabile.

Sono state riscontrate lievi differenze nella risoluzione spaziale e nell'omogeneità di risposta per CNR, e uniformità di segnale, rumore e SNR. Il protocollo Spirale sembra avere migliori prestazioni puntuali, di entità tuttavia confrontabile con le variazioni tra differenti acquisizioni. Il protocollo Wide Range Assiale invece risulta essere più omogeneo nella lunghezza della scansione, dove il protocollo Spirale mostra invece valori fluttuanti.

Il protocollo Wide Range fornisce risposte omogenee anche per segnale e rumore, fatto che migliora le prestazioni per i parametri complessi come SNR e soprattutto CNR.

Presumibilmente le differenze sono imputabili alla diversa componente di radiazione diffusa.

Avvalendosi quindi dell'analisi effettuata si è in grado di dire che il protocollo Wide range risulta allineato se non addirittura più performante rispetto a quello Spirale. Resta quindi da effettuare la valutazione clinica delle immagini, non avendo impatto dosimetrico differente rispetto al protocollo Standard.

7. BIBLIOGRAFIA

- Percorso Diagnostico Terapeutico Assistenziale (PDTA) per la gestione dell'Ictus in fase acuta sul territorio marchigiano 29/08/2016
- Gensini GF et al; (2016) SPREAD, III edizione – Stroke Prevention and Educational Awareness Diffusion; Ictus cerebrale: Linee guida italiane di prevenzione e trattamento
- Manuale di TC per TSRM, edizione a spirale a cura di Rita Golfieri, Rossella Trenti, Antonio Giovanni Maccione. Poletto editore 2019
- Louis R. Caplan - Caplan's Stroke_ A Clinical Approach-Cambridge University Press (2016).
- “Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray used in Medicine”, Report AIFM N.32 IPFM, II Edition 2003
- “Perfusion CT of the brain OF using 40 – MM – Wide detector and toggling table technique for initial imaging of acute stroke”, Sung Won Youn, Jae Hyoung Kim, Young-Cheol Weon, Sung Hyun Kim, Moon-Ku Han, Hee-Joon Bae, AJR:191, September 2008.
- Fazio-Loeb, Neurologia, 5^a ed., vol. 2, 2 voll. SEU, 2019.
- “Louis R Caplan Mds. Etiology, classification, and epidemiology of stroke UpToDate”.
- “Dynamic CT perfusion imaging of acute stroke”, Thomas E. Mayer, Gerhard F. Hamann, Jan Baranczyk, Bernhard Rosengarten, Erich Klotz, Martin Wiesmann, Ulrich Missler, Gernot Schulte-Altendorneburg, and Hartmuth J. Brueckmann, AJNR Am J Neuroradiol 21:1441– 1449, September 2000.
- “Whole - brain CT perfusion to quantify acute ischemic penumbra and core”, Longting Lin, Andrew Bivard, Venkatesh Krishnamurthy, Christopher R. Levi, Mark W. Parsons, radiology.rsna.org, 2016.

- “CT based techniques for brain perfusion”, Pradeep Krishnan, Amanda Murphy, and Richard I. Aviv, FRCR, Wolters Kluwer Health ,2017.
- Automated scoring of collaterals, blood pressure, and clinical outcome after endovascular treatment in patients with acute ischemic stroke and large-vessel occlusion, Daniel Guisado-Alonso et al., *Frontiers in Neurology*, 2022.
- “Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: 2019 update to the 2018 guidelines for the early management of acute ischemic stroke” William J. Powers, Alejandro A. Rabinstein, Teri Ackerson, Opeolu M. Adeoye, Nicholas C. Bambakidis, Kyra Becker, José Biller, Michael Brown, MD, MSc; Bart M. Demaerschalk, Brian Hoh, Edward C. Jauch, Chelsea S. Kidwell, Thabele M. Leslie-Mazwi, Bruce Ovbiagele, Phillip A. Scott, Kevin N. Sheth, Andrew M. Southerland, Deborah V. Summers, David L. Tirschwell, on behalf of the American Heart Association Stroke Council, Reviewed for evidence- based integrity and endorsed by the American Association of Neurological Surgeons and Congress of Neurological Surgeons, 2019.

8. SITOGRAFIA

- <https://www.sanraffaele.it/comunicazione/SRpedia/12541/ictus-tac-e-risonanza-magnetica-per-la-diagnosi-precocce>
- <https://www.igeasantimo.com/blog/ictus-la-diagnosi-con-la-neuroimaging.html#:~:text=La%20diagnosi%20con%20neuroimaging%20viene,lesione%20e%20l%27arteria%20occlusa.Ringraziamenti>
- <https://www.salute.gov.it/portale/alleanzaCardioCerebrovascolari/dettaglioSchedeAlleanzaCardioCerebrovascolari.jsp?lingua=italiano&id=28&area=Alleanza%20italiana%20per%20le%20malattie%20cardio-cerebrovascolari&menu=malattie>

9. RINGRAZIAMENTI

Vorrei ringraziare il mio relatore Alberto Mari per avermi guidato e supportato nella fase più importante del mio percorso accademico.

Ringrazio il mio correlatore Luigi La Riccia per la sua immensa pazienza, per i suoi indispensabili consigli e per le conoscenze trasmesse durante tutto il periodo universitario.

Ringrazio Andrea Spedicato per la sua professionalità e per aver contribuito alla stesura della mia tesi con importanti nozioni e consigli.

Ringrazio Federica Marchetti e Daniele Aramini, che mi hanno accompagnato in questi tre lunghi anni con passione e dedizione, sempre pronti a risolvere qualsiasi problema.

Il ringraziamento più grande va ai miei genitori, alla loro vicinanza nei momenti difficili, al loro costante sostegno ed ai loro insegnamenti senza i quali oggi non sarei ciò che sono.

Ai miei nonni, sempre al mio fianco, al loro infinito amore, alle loro indispensabili lezioni.

A lei, il mio punto di riferimento, al tempo e alla pazienza che mi dedica, alla forza che mi trasmette.

Ai miei amici, con me ormai da anni, sempre pronti a sostenerci a vicenda.

Ai miei compagni di università e a tutti quelli che hanno incrociato la loro vita con la mia lasciandomi qualcosa di buono.