



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di Laurea in Tecniche di radiologia medica per
immagini e radioterapia

**La TC del torace nel paziente COVID-19:
lo studio a bassa dose con filtro di stagno**

Relatore: DOTT.

ANDREA AGOSTINI

Tesi di Laurea di:

ELEONORA MARINELLI

Correlatore: DOTT.

ALBERTO MARI

A.A. 2019/2020

INDICE

Sinossi del lavoro	5
Lista delle figure.....	6
Lista delle tabelle.....	8
Abbreviazioni	10
Introduzione.....	11
1 Aspetti teorici.....	12
1.1 La Tomografia computerizzata.....	12
1.1.1 Principi generali	12
1.2 Dual energy CT (DECT).....	14
1.2.1 Dual source (DSCT).....	14
2 Stato dell'arte	17
2.1 Ruolo della TC del torace in COVID-19.....	19
2.1.1 Cenni di anatomia polmonare: aspetto iconografico della polmonite da Sars-CoV-2.....	19
2.1.2 Criticità della metodica TC	22
2.1.3 Riduzione artefatti da movimento	23
2.1.4 Strategie di riduzione della dose di radiazione.....	23
2.2 Il filtro di stagno	23
2.2.1 Principio fisico alla base del filtro di stagno	23
2.2.2 Evidenze dell'efficacia del filtro di stagno in altre patologie.....	24
3 Materiali e Metodi.....	27
3.1 I sistemi Revolution CT e Somatom Force.....	27
3.2 Campione pazienti	29
3.3 Protocollo di acquisizione e ricostruzione di immagini.....	30
3.4 Catphan 700	33
3.5 Analisi dell'immagine: parametri considerati.....	37

3.5.1	Risoluzione Spaziale (Beads e Wire)	37
3.5.2	CNR (Rapporto Contrasto-Rumore)	39
3.5.3	Rumore	40
3.6	Software e metodi di analisi.....	41
3.6.1	CT AutoQA Lite.....	42
4	Risultati	43
4.1	Valutazione dosimetrica	43
4.1.1	Protocolli COVID vs protocolli torace di routine nella Force	53
4.1.2	Protocolli COVID: Force vs Revolution CT	57
4.2	Analisi dell'immagine.....	64
4.2.1	Risoluzione spaziale	65
4.2.2	Contrasto	73
4.2.3	Uniformità	79
4.2.4	Linearità dei numeri TC	81
5	Discussione e conclusione.....	84
	Bibliografia.....	88
	Ringraziamenti	91

Sinossi del lavoro

La TC del torace rappresenta uno strumento fondamentale per l'inquadramento diagnostico nei pazienti con COVID-19: i reperti TC rappresentano un indicatore precoce di malattia, a volte anticipando la positività del tampone. I pazienti con malattia di entità moderata-severa, dopo l'inquadramento iniziale, richiedono spesso dei controlli TC seriatî per monitorare l'andamento della malattia o la risposta ad eventuali terapie somministrate, con significativa esposizione a radiazioni ionizzanti. Tra le tecniche TC a bassa dose, l'applicazione di un filtro di stagno consente di abbattere la componente a bassa energia dello spettro X (responsabile di dose e rumore), incrementando l'efficienza fotonica con significativa riduzione della dose radiante. Lo scopo del lavoro è quello di valutare ed ottimizzare i protocolli TC del torace a bassa dose con i filtri di stagno per lo studio della polmonite da COVID-19.

Lista delle figure

Figura 1 – A sx: schema DECT dual source. A dx: simulazione Montecarlo dello spettro ottenuto nella DECT dual-source.	15
Figura 2-Suddivisione zone polmonari ¹⁵	20
Figura 3 - Rappresentazione iconografica segni tipici COVID-19 ^{16,17}	21
Figura 4 - Lesioni assenti in pazienti COVID ⁶	22
Figura 5 - TC Revolution nella sala del pronto soccorso dell'AOU Ospedali Riuniti di Ancona	27
Figura 6 - Somatom Force della radiologia dell'AOU Ospedali Riuniti di Ancona	28
Figura 7 – A dx: Catphan 700. A sn: Posizione dei moduli del Catphan	33
Figura 8 – Struttura modulo CTP682	34
Figura 9 – Modello modulo CTP515	35
Figura 10 - Modulo CTP714, High resolution	36
Figura 11 - Modulo CTP682: segnalate le posizioni dei tre inserti per il calcolo della risoluzione spaziale	38
Figura 12 - Posizione delle ROI con AutoQA Lite	39
Figura 13 - Posizionamento delle Roi eseguito con AutoQA Lite	40
Figura 14 - A dx: Modulo CTP682 visualizzato con ImageJ.	41
Figura 15 – A dx Modulo CTP 714 visualizzato con ImageJ.	41
Figura 16 – Schermata principale AutoQA Lite	42
Figura 17 – Finestra risultati AutoQA Lite	42
Figura 18 - Distribuzione DLP/data protocollo COVID_19 TORACE, Force (scansioni up to 2)	45
Figura 19 - Distribuzione Total DLP/data protocollo COVID_19 TORACE, Force (scansioni >2)	45
Figura 20 - Cronistoria introduzione e utilizzo dei protocolli COVID nella Force	48
Figura 21 - Distribuzione temporale DLP nei protocolli Covid_19	49
Figura 22 – Confronto della distribuzione DLP/Data tra COV-OLD e COV-NEW	50
Figura 23 – Andamento temporale Total DLP Revolution CT	57

Figura 24 - Andamento CTDIvol nei protocolli COV-FOLLOWUP Force inspirio ed espirio _____	62
Figura 25– Distribuzione temporale DLP nel protocollo COV-FOLLOWUP	63
Figura 26 - Andamento Total DLP nel protocollo COV-FOLLOWUP _____	63
Figura 27 - Confronto tra risoluzioni spaziali _____	65
Figura 28 - Confronto Risoluzione spaziale (Wire) tra serie in inspirio dei protocolli della Force _____	68
Figura 29 – Risoluzione spaziale delle serie in Espirio _____	71
Figura 30 – Risoluzione spaziale (Wire) serie in Espirio _____	72
Figura 31 – Confronto Basso contrasto nelle serie in inspirio dei protocolli Force _____	74
Figura 32 – Confronto Basso contrasto serie in espirio dei protocolli Force _	75
Figura 33 – Confronto CNR delle serie in espirio dei protocolli della Force	77
Figura 34 - Confronto CNR serie in inspirio dei protocolli Force _____	78
Figura 35 - Livello del rumore nelle serie in inspirio nei protocolli Force __	79
Figura 36 - Livello di rumore delle serie in espirio nei protocolli della Force	80
Figura 37 – Linearità dei numeri CT nelle serie in inspirio dei protocolli della Force _____	82
Figura 38 – Linearità dei numeri CT serie in espirio _____	83

Lista delle tabelle

Tabella 1 – Combinazioni di tensioni del tubo nelle varie generazioni CT	16
Tabella 2 - Esempio Protocollo TC Alta Risoluzione ¹⁰	18
Tabella 3 - Parametri di scansione protocollo COVID_19_OLD FORCE	31
Tabella 4 – Parametri di scansione a confronto tra COVID19 OLD E COVID19 NEW, FORCE.....	32
Tabella 5 – Parametri di scansione protocollo TORACE HRCT_COVID19 REVOLUTION CT	32
Tabella 6 - Confronto generale tra protocolli torace COVID-19 VS protocolli torace di routine nella Force.....	44
Tabella 7 - Parametri che variano tra i protocolli COVID utilizzati nella Force	46
Tabella 8 - Parametri di scansione protocolli COVID_19	52
Tabella 9 - Analisi dei parametri protocolli torace COVID.....	54
Tabella 10 - Analisi parametri di scansione per singola serie dei protocolli della Force.....	56
Tabella 11 . Confronto generale tra protocolli COVID-19 VS protocolli di routine nella Revolution CT.....	58
Tabella 12 - Confronto generale tra Force e Revolution.....	58
Tabella 13 . - Confronto generale tra Force e Revolution scansioni >2.....	59
Tabella 14 - Mediana Total DLP protocolli COVID nella Force vs nella Revolution CT.....	60
Tabella 15 - Confronto dettagliato tra i protocolli COVID della Force Vs Revolution.....	61
Tabella 16 - Valutazione parametri dosimetrici delle serie del protocollo COV- FOLLOWUP	62
Tabella 17 - Risoluzione spaziale (beads) per MTF al 50%	66
Tabella 18 - Risoluzione spaziale (beads) per MTF al 10%	66
Tabella 19 - Risoluzione spaziale (beads) per MTF al 2%	67
Tabella 20 - Risoluzione spaziale (wire) per MTF al 50%	69
Tabella 21 – Risoluzione spaziale (wire) per MTF al 10%.....	69
Tabella 22 - Risoluzione spaziale (wire) per MTF al 2%	70
Tabella 23 - Risoluzione spaziale (beads) serie in Espirio.....	71

Tabella 24 - Risoluzione spaziale (wire) serie in Espirio.....	72
Tabella 25 - Valutazione del Basso Contrasto serie in Inspirio	73
Tabella 26 - Valutazione Basso Contrasto serie in Espirio	75
Tabella 27 - Valutazione Alto contrasto serie Inspirio.....	76
Tabella 28 - Valutazione Alto contrasto serie in Espirio	77
Tabella 29 - Noise serie in Inspirio	79
Tabella 30 – Noise serie in Espirio	80
Tabella 31 – Linearità numeri CT serie in inspirio dei protocolli della Force .	81
Tabella 32 – Linearità numeri CT serie in espirio dei protocolli Force	83

Abbreviazioni

TC	Tomografia computerizzata	LSF	Line Spread Function
RT-PCR	Reverse transcriptase-polymerase chain reaction	PSF	Point Spread Function
COVID-19	Corona virus disease 19	MTF	Modulation Transfer Function
OMS	Organizzazione Mondiale della sanità	FWTM	Full Width at Tenth Maximum
HRCT	High-resolution computed tomography	FWHM	Full Width at Half Maximum
DSCT	Dual source computed tomography		
kV	kilovolt		
mA	milliAmpere		
DLD	Diffuse Lung Diseases		
ILD	Interstitial Lung Disease		
RX	Radiografia/Raggi X		
CNR	Contrasto rumore-ratio		
CTDI_{vol}	Indice di dose al volume CT		
DLP	Dose length product		
HU	Unità Hounsfield		
ROI	Regione di interesse		
GGO	Ground glass opacities		
Mdc	Mezzo di contrasto		
HD-DECT	High definition-dual energy CT		
LDCT	Low dose CT		

Introduzione

Nel dicembre 2019, una polmonite di origine sconosciuta è stata osservata a Wuhan, in provincia di Hubei (Cina).

L'agente patogeno è stato identificato come il nuovo coronavirus (2019-nCoV) e la sindrome polmonare ad esso associata è stata definita dall'Organizzazione mondiale della sanità (OMS) come COVID-19¹.

Dal 30 gennaio 2020 il virus ha iniziato a diffondersi in maniera molto rapida in Italia, tanto che si arrivò a classificare il nostro paese come maggiormente colpito, assieme alla Cina, luogo di provenienza del nuovo coronavirus. La curva epidemica ha seguito un andamento crescente: all'inizio vi furono pochi casi isolati, ma salì così in fretta il numero dei contagi che l'OMS fu costretta a dichiarare in data 11 Marzo 2020, emergenza di carattere pandemico.²

I sintomi clinici che comunemente si manifestano tra 7-15 giorni dall'avvenuto contatto con il virus, sono febbre e tosse oltre ad altri sintomi non specifici tra cui indolenzimento muscolare, cefalea, dispnea³ e in alcuni casi si è riscontrata la perdita temporanea di gusto e olfatto.

Una particolare caratteristica di questo virus è la presenza di una percentuale (5-6%) di individui asintomatici (temperatura corporea normale-lieve disagio)³, i quali solo dopo l'esecuzione di tampone naso-faringeo, che opera attraverso la trascrizione inversa della reazione a catena della polimerasi (RT-PCR), hanno riscontrato una positività al virus. Tale metodica ha dimostrato un'elevata specificità, ma una sensibilità diagnostica relativamente bassa soprattutto nelle fasi più precoci della malattia (30-60%)^{4,5}.

Effettuare RT-PCR da campioni di tampone rimane comunque lo standard di riferimento nella diagnosi di COVID-19, mentre la TC del torace ad alta risoluzione (HRCT) ha un ruolo centrale nella rilevazione, diagnosi e follow-up della malattia^{6,7}.

La tomografia computerizzata è una metodica fondamentale nella diagnosi di casi di pazienti COVID-19.

Inoltre, questa metodica è ampiamente utilizzata per il follow-up delle lesioni parenchimali polmonari durante il decorso della malattia.

Esistono vari modi per ridurre la dose radiante in TC, questi includono l'abbassamento della tensione del tubo e/o della corrente, il controllo automatico

dell'esposizione attraverso l'uso dell'esposimetro automatico, le schermature selettive e l'utilizzo delle ricostruzioni iterative.

Di recente è stata introdotta una TC di terza generazione a doppia sorgente (DSCT, Siemens Healthineers, Erlangen, Germania) dotata di due tubi asimmetrici con un offset di 90° l'uno rispetto all'altro.

Questo sistema presenta un filtro di stagno che può essere posizionato su entrambi i tubi a raggi X per poter assorbire i fotoni a bassa energia che contribuiscono ad aumentare la dose di radiazione che il paziente riceve.

Questa metodica definita “filtrazione spettrale” si è rivelata molto accurata per la valutazione della presenza di noduli polmonari⁸ nella TC del torace senza mezzo di contrasto, con iniziali evidenze riguardo la valutazione delle malattie polmonari interstiziali⁹, utilizzando una dose sostanzialmente ridotta.

L'obiettivo dello studio pertanto è quello di valutare ed ottimizzare i protocolli TC del torace a bassa dose con i filtri di stagno per lo studio della polmonite da COVID-19, visto che i pazienti necessitano di un monitoraggio ripetuto nel tempo per vedere la progressione della malattia e gli esiti che essa ha nel polmone del malato. Questo tipo di metodica per tale ragione forza il meccanismo di riduzione della dose, permettendo di eseguire controlli di stadiazione TC seriati anche nel breve periodo, a discapito dell'introduzione di un forte rumore nell'immagine.

1 Aspetti teorici

1.1 La Tomografia computerizzata

1.1.1 Principi generali

Lo sviluppo e la diffusione degli scanner TC ha rivoluzionato la diagnostica per immagini negli ultimi trent'anni, consentendo di ottenere una visione analitica di sezioni del corpo umano, superando la visualizzazione additiva e proiettiva della radiologia convenzionale. Dalla sua introduzione, avvenuta nel 1972, la TC è divenuta strumento indispensabile per l'imaging diagnostico in molteplici applicazioni cliniche.

La tomografia computerizzata sfrutta un complesso rotante tubo-detettore per la produzione e la ricezione di un sottile fascio di raggi X che attraversa il corpo del

paziente, posizionato su un apposito lettino lungo l'asse di rotazione del complesso stesso, alloggiato in una struttura a forma di anello (gantry).

Nelle varie rotazioni e in relazione alle differenti posizioni angolari del tubo, le attenuazioni dei fotoni parzialmente assorbiti dai tessuti del paziente, a diversa densità e composizione chimica, vengono rilevate da un' array di detettori; essi raccolgono la radiazione secondaria convertendola in impulsi elettrici successivamente digitalizzati ed elaborati dall'hardware dello scanner tramite un algoritmo matematico di ricostruzione che fornisce immagini tomografiche, su una matrice numerica, delle strutture incontrate.^{10,11}

L'unità fondamentale dell'immagine è il *pixel* (*picture element*), a cui viene associato un valore dipendente dal coefficiente di attenuazione lineare del tessuto presente in quella sezione; avendo essa un determinato spessore, ad ogni *pixel* corrisponde un volume di tessuto chiamato *voxel* (*volume element*)¹¹.

A ciascun voxel corrisponde un valore pari alla media delle attenuazioni incontrate, trasformato poi proporzionalmente in valore di tonalità di grigio, prendendo il nome di numero TC o Unità *Hounsfield*, calcolato con la seguente formula:

$$\text{Numero TC} = K \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w}$$

μ_t e μ_w indicano rispettivamente i coefficienti di attenuazione lineare del tessuto e dell'acqua, mentre K rappresenta un fattore di scala che determina il livello di contrasto (solitamente pari a 1000).

I numeri TC dei tessuti sono direttamente proporzionali al coefficiente di attenuazione lineare e vengono calcolati usando come riferimento l'attenuazione dell'acqua. Nella scala di Hounsfield saranno dunque rappresentati i valori di tessuti sopra o sotto idrici, con densità cioè superiore o inferiore a quella dell'acqua che è pari a 0.

L'occhio umano ha una capacità di differenziazione dei livelli di grigio piuttosto limitata per questo si tende a ridurre i valori entro un intervallo specifico, determinato da una finestra di visualizzazione *Window*, la cui ampiezza *Window Width* è uguale al numero dei coefficienti densitometrici di interesse e il cui livello *Window Level* rappresenta il centro (parametri modificabili a seconda dell'esigenza diagnostica)¹¹.

1.2 Dual energy CT (DECT)

I primi tentativi relativi all'uso dell'informazione spettrale nella tomografia computerizzata risalgono alla fine degli anni 70¹² in cui venivano acquisite due scansioni separate ed erano processati sia i dati di proiezione che quelli ricostruiti.

In quegli anni, la DECT non era diffusa nella pratica clinica per numerosi limiti tecnici, ad esempio la mancanza di stabilità nei valori di densità TC, i lunghi tempi di scansione che spesso causavano il movimento del paziente tra le scansioni, la risoluzione spaziale limitata e la difficoltà di post processing anche causa della ridotta potenza di calcolo dei computer disponibili.

Lo sviluppo di nuove tecnologie ha permesso di riprendere dal 2006 l'applicazione della Dual-energy TC nella pratica clinica.¹²

Generalmente per l'imaging TC spettrale sono richiesti tre requisiti legati a:

- **spettro dei raggi X** in quanto sono necessarie sorgenti di raggi X che forniscano fotoni con energie differenti. Per avere il massimo contrasto nell'immagine è preferibile avere la minore sovrapposizione possibile tra gli spettri;
- **tecnologia del detettore** che deve permettere di differenziare fotoni di diversa energia;
- **proprietà dei tessuti** in quanto ci deve essere una sufficiente differenza nelle proprietà spettrali dei materiali sotto investigazione.

Tramite la TC Dual-Energy si possono ottenere due tipi principali di immagini: le immagini virtuali monocromatiche, ovvero immagini ricostruite come se il tubo radiogeno emettesse un fascio monocromatico di raggi X e quelle pesate nella densità del materiale.

1.2.1 Dual source (DSCT)

Esistono diverse modalità di realizzare una Dual energy TC clinica e una di queste è la Dual source. Questa modalità presenta due sorgenti di raggi X, di cui ognuna equipaggiata con il proprio generatore ad alta tensione, e due detettori corrispondenti¹¹, come mostrato in Figura 1.

Questa tecnologia è implementata sulle macchine prodotte dalla Siemens in cui le due coppie tubo-detettore presentano un offset angolare di 90° per la prima generazione e di circa 95° per la seconda e la terza generazione, risultando in una piccola differenza temporale.^{12,13}

La DSCT tuttavia venne progettata per eseguire acquisizioni ultraveloci per l'imaging cardiovascolare, le cosiddette acquisizioni Turbo Flash, resa possibile grazie alla disponibilità delle due sorgenti radiogene e dei due sistemi di detettori che acquisiscono i dati in parallelo: tale tecnologia riduce drasticamente il tempo complessivo di esame garantendo inoltre scansioni pediatriche anche senza l'ausilio della sedazione. Altro vantaggio è il sostanziale aumento del CNR (Rapporto Contrasto-Rumore) nelle immagini.

La prospettiva forse più importante della tecnologia Dual Source è data dalla possibilità di far lavorare i tubi radiogeni con due tensioni differenti (ad esempio a 70 e 150sn kV): in questo modo si possono rilevare differenze di densità tra sostanze in base ai diversi coefficienti di attenuazione; si possono anche generare immagini virtuali corrispondenti ad una tensione media tra le due utilizzate; inoltre è possibile creare immagini in sottrazione. Analogamente, è possibile mettere in risalto la densità dello iodio per migliorare la visibilità di oggetti a basso contrasto intrinseco e sottrarre le strutture scheletriche dai dataset angio-TC.

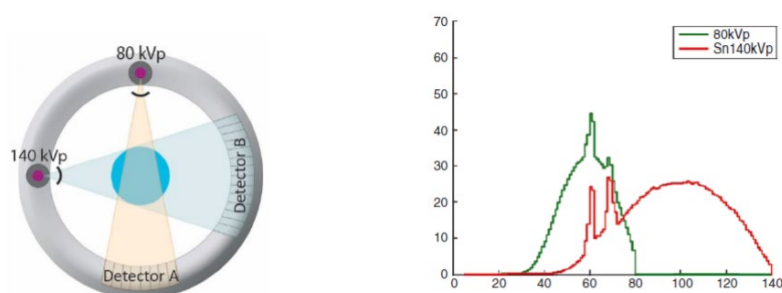


Figura 1 – A sx: schema DECT dual source. A dx: simulazione Montecarlo dello spettro ottenuto nella DECT dual-source.

In corrispondenza della sorgente prodotta tramite la tensione più elevata, si può usare un filtro per indurire ulteriormente lo spettro energetico, diminuendo i fotoni a bassa energia.

Infatti, sulle macchine Siemens che sfruttano questa modalità sono implementate diverse combinazioni di tensioni del tubo con o senza un filtro di stagno ed è possibile notare un aumento della separazione spettrale in modo graduale dalla prima alla terza generazione (Tabella 1).

I generazione	80 kVp/140 kVp
II generazione	80 kVp/140 Sn kVp, 100 kVp/140 Sn kVp; oltre quella della prima generazione;
III generazione	70 kVp/150 Sn kVp, 80 kVp/150 Sn kVp, 90 kVp/150 Sn kVp, 100 kVp/150 Sn kVp; oltre quelle della seconda generazione.

Tabella 1 – Combinazioni di tensioni del tubo nelle varie generazioni CT

La combinazione 70 kVp/150 Sn kVp disponibile nella terza generazione fornisce il più alto contrasto spettrale dual-energy e sembra essere particolarmente utile nella valutazione di piccole zone del corpo, come l'intero corpo di un bambino o le estremità di adulti e bambini.¹³

In questa modalità i dati di proiezione acquisiti sono ricostruiti con il metodo standard di retroproiezione filtrata, in modo separato per i due dataset.

I vantaggi di questa modalità sono:

- ottenere un'ottimizzazione della dose modulando la corrente del tubo;
- migliorare i rapporti contrasto-rumore nelle immagini, raggiungendo un grado di sovrapposizione spettrale relativamente basso.

Al contrario, gli svantaggi di questa modalità sono:

- la necessità di avere un hardware specializzato che rende il sistema costoso;
- lo shift di 90° tra dati a bassa e ad alta energia che:
 - non permette di ottenere dei dati di proiezione accoppiati alle stesse posizioni sull'asse z e, conseguentemente, di realizzare un post-processing primario;
 - richiede l'implementazione di un algoritmo di correzione dello scatter. L'algoritmo sfrutta una piccola porzione di elementi del detettore per misurare e correggere questa radiazione, ma potrebbe non eliminarla completamente.¹³
- il limitato spazio nel gantry che è sufficiente solo per un secondo detettore più piccolo, ciò causa un restringimento del campo di vista del secondo detettore rispetto al primo che risulta essere di 26, 33 o 35 cm, a seconda della generazione del sistema dual-source.¹³

2 Stato dell'arte

Le patologie diffuse del polmone sono note con l'acronimo inglese DLD (Diffuse Lung Disease) e sono quelle patologie in cui il polmone è più o meno ampiamente coinvolto.

Le DLD sono anche definite ILD, interstiziopatie (interstitial, Lung, Disease), poiché tali patologie spesso coinvolgono sia gli spazi aerei che l'interstizio¹⁰.

Anche la polmonite COVID-correlata fa parte delle patologie DLD e per tale ragione la metodica di studio più indicata è la TC ad alta risoluzione volumetrica (HRCT-vedi Tabella 2¹⁰), in grado, in presenza di un aspetto normale o dubbio all'RX in paziente con sintomi o con test di funzionalità respiratoria anormale, di valutare le lesioni polmonari precoci.

L'HRCT utilizza spessori di strato molto sottili per poter valutare il grado di diffusione polmonare della patologia¹¹ per questa ragione è fondamentale per poter controllare lo stato di avanzamento della polmonite da Sars-CoV-2 tanto che i pazienti effettuano diversi follow-up attraverso questa metodica⁹.

<u>QUESITO CLINICO-INDICAZIONE</u>	Pneumopatie diffuse del polmone Nodulo polmonare solitario Patologia non neoplastica delle grandi vie aeree
<u>POSIZIONE DEL PAZIENTE</u>	supino
<u>LIMITE SUPERIORE</u>	Apice polmone
<u>LIMITE INFERIORE</u>	Seni costofrenici posteriori (surreni inclusi)
<u>RESPIRO</u>	inspirio
<u>DIREZIONE DELLA SCANSIONE</u>	craniocaudale
<u>SPESSORE DI STRATO</u>	1-1.25mm
<u>AVANZAMENTO</u>	0.5mm
<u>SET DEL PARENCHIMA:</u> <u>SPESSORE EFFETTIVO</u>	1mm, filtro di ricostruzione "bone"
<u>SET DEL MEDIASTINO:</u> <u>SPESSORE EFFETTIVO</u>	2mm, filtro di ricostruzione standard (soft tissue)
<u>kV</u>	100-140
<u>mA</u>	automatico
<u>mdc</u>	/
<u>TIPS & TRICKS</u>	FOV piccolo (includendo i cavi ascellari) Prono → scansioni aggiuntive in caso di pneumopatia diffusa a sede posteriore Espirio → nel sospetto di patologia ostruttiva delle piccole vie aeree
<u>POSTPROCESSING CON</u> <u>SALVATAGGIO DI ALCUNE</u> <u>IMMAGINI CHIAVE</u>	MPR coronali e sagittali MIP → nelle pneumopatie diffuse del polmone nodulari MinIP → nelle pneumopatie diffuse del polmone cistiche, <i>dark lung</i> e asse tracheobronchiale

Tabella 2 - Esempio Protocollo TC Alta Risoluzione^{10*}

* I parametri sono fittizi per dare un'idea generale di come impostare il protocollo HRCT poi si ha variabilità in base alle performance della macchina a disposizione

2.1 Ruolo della TC del torace in COVID-19

La TC del torace è una tecnica ampiamente disponibile che consente la valutazione qualitativa e standardizzata del parenchima polmonare.

Pur considerando che la reazione a catena inversa della polimerasi (RT-PCR) dei campioni prelevati da tampone nasofaringeo è l'esame di primo livello per la diagnosi di COVID-19, data l'elevata specificità, tuttavia studi recenti hanno dimostrato una bassa sensibilità (30-60%) della metodica, minore rispetto alla sensibilità della TC durante la prima manifestazione della malattia: il 50% dei pazienti, seppur asintomatici presentano già alterazioni.

2.1.1 Cenni di anatomia polmonare: aspetto iconografico della polmonite da Sars-CoV-2

Entrambi i polmoni sono separatamente avvolti dalle pleure, ognuna costituita da un doppio strato con un foglietto più esterno, *parietale*, ed uno più interno, *viscerale*, che riveste completamente il polmone; tra i due si ha uno spazio virtuale occupato da un sottilissimo film fluido che consente lo scorrimento del polmone durante gli atti respiratori.

Nei polmoni sono presenti delle *scissure*, profonde incisure, duplice a destra (dx) e singola a sinistra (sn), che delimitano i rispettivi lobi polmonari.

Tali lobi sono in numero di due a sinistra e si distinguono in un lobo superiore ed uno inferiore delimitati da una singola scissura *interlobare*, e tre a destra dove oltre al lobo superiore e inferiore, è presente un terzo lobo medio, divisi dalla grande scissura *interlobare*, che separa il lobo inferiore dal superiore e dalla piccola scissura, posta anteriormente a separare il lobo medio dal superiore.

I lobi vengono convenzionalmente suddivisi ripercorrendo la suddivisione delle vie aeree.

A *destra* si hanno l'apicale, posteriore ed anteriore che costituiscono il *lobo superiore*; due segmenti, mediale e laterale, di divisione del lobo medio; mentre il *lobo inferiore* si suddivide in un segmento apicale ed ulteriori 4 segmenti basali: mediale, anteriore laterale e posteriore.

La segmentazione del lobo sinistro è leggermente diversa: il lobo superiore viene suddiviso in quattro soli segmenti apico-dorsale ed anteriore, superiore ed inferiore

Il lobo inferiore è suddiviso in cinque segmenti: apicale, basale mediale e basale anteriore, basale laterale e basale posteriore (Figura 2).

I *campi polmonari* sono delimitati caudalmente dalle *cupole emidiaframmatiche*, dalla morfologia convessa superiormente che si mantiene anche nell'inspirazione profonda e si accentua in espirio.

L'escursione diaframmatica normale è compresa tra i 3 ed i 7cm; l'emidiaframma destro normalmente è leggermente più sollevato, fino a 4 cm rispetto al sinistro dato il maggior volume del fegato rispetto alla milza¹⁴.

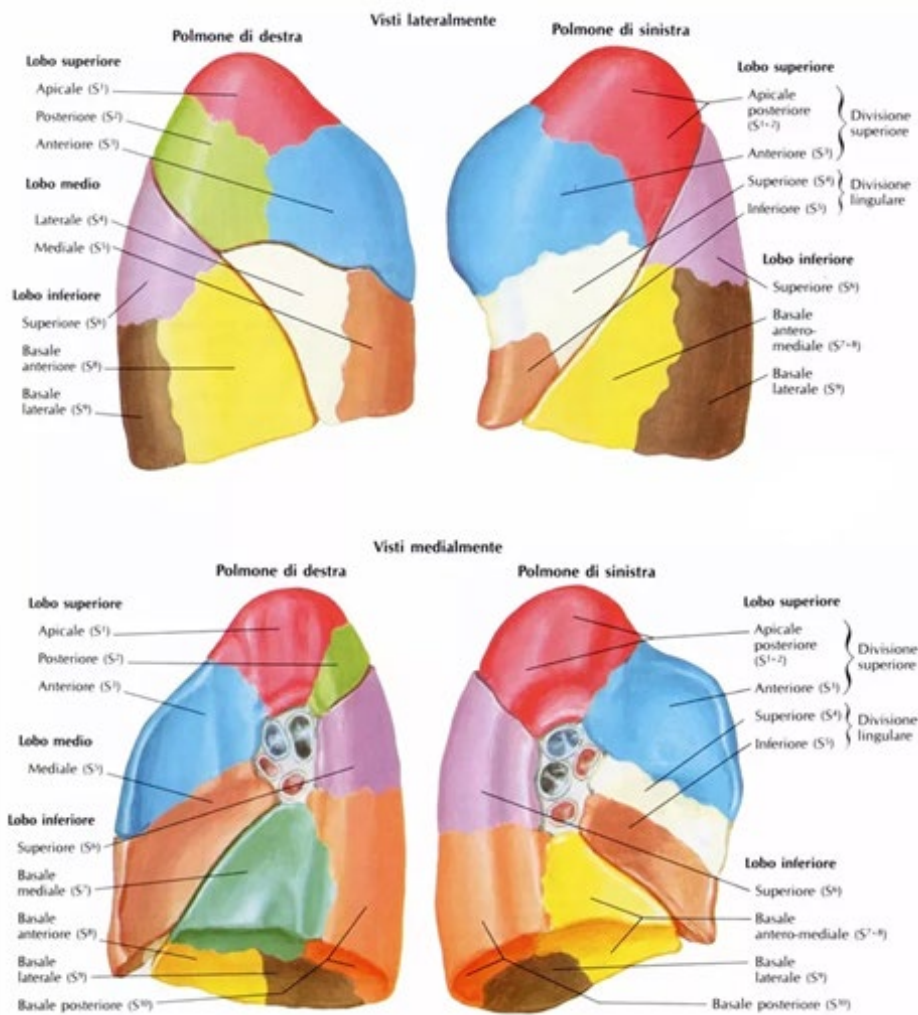


Figura 2-Suddivisione zone polmonari¹⁵

Le alterazioni alla TC torace compaiono precocemente e un'evoluzione temporale delle lesioni è visibile nei pazienti affetti.

La rappresentazione iconografica (vedi Figura 3) delle lesioni da polmonite interstiziale COVID-19 correlate presenta:

- distribuzione prevalentemente periferica;
- ground glass opacities-GGO (vetro smerigliato);
- crazy paving;
- opacità reticolare;
- halo sign (nodulo o massa circondata da GGO);
- ispessimento delle strutture vascolari.

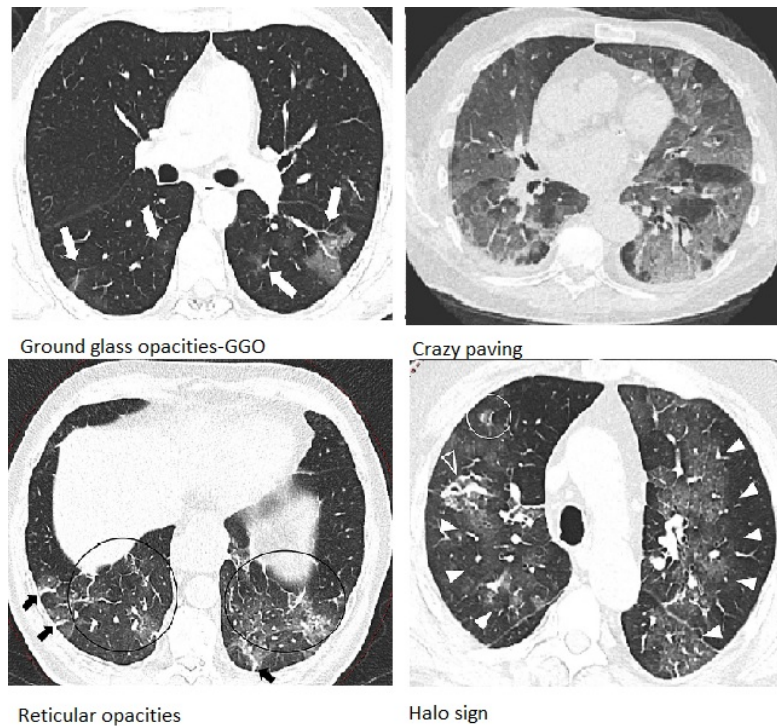


Figura 3 - Rappresentazione iconografica segni tipici COVID-19^{16,17}

Nelle forme severe dell'infezione, l'infiammazione non riguarda solamente la parte interstiziale, ma tutto l'alveolo con comparsa di consolidazioni.^{6,18}

Le lesioni tipicamente assenti, o comunque rilevate in una minoranza di casi di polmonite da Sars-CoV-2 (vedi Figura 4) sono:

- versamenti pleurici, presenti in polmoniti batteriche o nell'insufficienza cardiaca congestionante;
- grandi linfonodi, tipici in altre forme di polmoniti;
- cavità polmonari, presenti in polmoniti batteriche e da funghi.

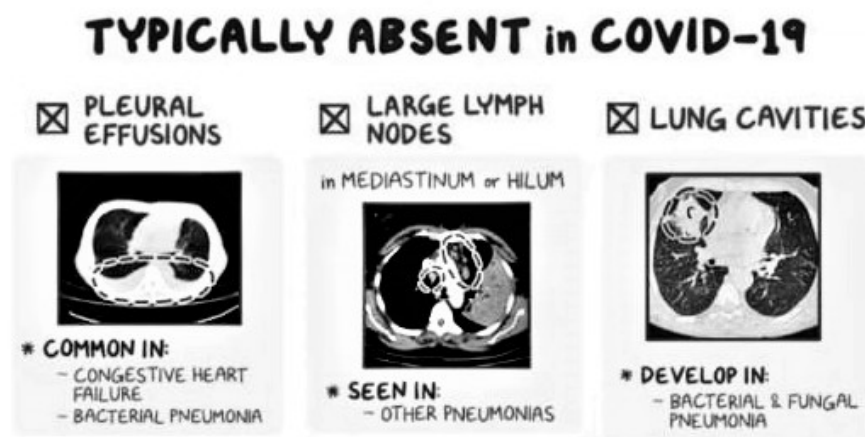


Figura 4 - Lesioni assenti in pazienti COVID⁶

2.1.2 Criticità della metodica TC

Riguardo la metodica di acquisizione TC l'alta qualità delle immagini è condizionata dall'elevato rischio di artefatti da movimento nei pazienti dispnoici, non collaboranti. Un'altra problematica da non sottovalutare è l'esposizione alle radiazioni ionizzanti soprattutto in pazienti giovani sottoposti a ripetuti esami TC. La riduzione della dose di radiazioni solitamente porta ad un aumento del rumore quantico¹⁹.

I risultati di Bai et al.²⁰ riferiscono inoltre che sono state erroneamente classificate come COVID-19 alcune polmoniti virali non correlate al virus; di contro alcuni casi di polmoniti da SARS-COV-2 sono state erroneamente classificate come polmoniti virali no COVID-correlate, a causa della relativamente bassa specificità dei segni TC.²¹

2.1.3 Riduzione artefatti da movimento

Per ridurre gli artefatti da movimento in pazienti non collaboranti si ricorre all'utilizzo di protocolli con acquisizioni veloci ottenute abbassando il tempo di rotazione del sistema tubo-rilevatore utilizzando un pitch lungo e un'ampia collimazione²².

2.1.4 Strategie di riduzione della dose di radiazione

Per poter ridurre la dose di radiazione esistono varie strategie che includono: la riduzione della tensione del tubo (kV) e/o della corrente (mA), l'impiego della modulazione automatica della corrente o l'uso delle ricostruzioni iterative per la riduzione del rumore^{8,23}.

Con lo sviluppo e la diffusione delle macchine di terza generazione dual energy, che utilizzano una filtrazione di stagno aggiuntiva è possibile ridurre ulteriormente la dose tramite la filtrazione spettrale del fascio di radiazione⁸.

2.2 Il filtro di stagno

Lo sviluppo degli scanner Dual Source di terza generazione ha permesso l'implementazione di nuove tecniche per la riduzione della dose al paziente.

Una delle tecniche presente negli scanner Dual Energy e Dual Source è la filtrazione spettrale del fascio con l'utilizzo di un doppio filtro di stagno.

Le TC a doppia sorgente di terza generazione possono gestire 2 schermature selettive di fotoni e su entrambe le sorgenti è montato un filtro di stagno (TF) che consente la scansione anche a singola energia.

Nella TC a doppia sorgente il filtro ha dimostrato di aumentare l'energia media dei fotoni a 100 kVp e 150 kVp , migliorando così la separazione tra i 2 spettri energetici⁸.

Inoltre, è stato dimostrato che la filtrazione spettrale ad alto kVp porta ad un fascio di raggi X più efficiente, consentendo una riduzione della dose.

2.2.1 Principio fisico alla base del filtro di stagno

La filtrazione spettrale è una metodica di riduzione della dose di radiazione al paziente che consiste nel posizionare due filtri di 0,6 mm di stagno, all'uscita di entrambi i tubi radiogeni.

Il fascio di raggi X è un fascio polienergetico che presenta fotoni a bassa energia i quali, in un intervallo tra 30-50 keV, sono quasi completamente assorbiti dalla

regione anatomica scansionata. Di conseguenza questi fotoni meno energetici concorrono nell' aumentare la dose di radiazione al paziente, senza dare un contributo alla formazione dell'immagine di lesioni ad alta densità, almeno nelle scansioni senza mdc.

I fotoni a bassa energia che si formano nell'intervallo di energia di circa 30-50 keV vengono assorbiti efficacemente dal filtro di stagno.^{8,24} La più aggressiva filtrazione dello stagno fornisce la miglior separazione spettrale nelle acquisizioni a doppia energia (DECT) aumentando l'energia media dello spettro ad alto kVp (150sn kVp).²⁵ Inoltre si è potuto evincere attraverso studi precedenti che la filtrazione spettrale, con filtro di stagno (100sn kVp),), abbattendo la componente a bassa energia dello spettro dei raggi X porta ad una significativa riduzione della dose fino al 90% mantenendo una qualità dell'immagine sufficientemente diagnostica.^{26,27}

A 100 kVp, la filtrazione permette di avere un'energia media dei fotoni a 78,7 keV che è significativamente più alta rispetto all'energia media di un esame standard a 100 kVp dove si avrà un'energia media di 66,4 keV.

Ciò consente di avere una percentuale più elevata di fotoni che raggiungono il rivelatore, perciò è possibile ridurre la dose di radiazione.²⁷

2.2.2 Evidenze dell'efficacia del filtro di stagno in altre patologie

La filtrazione spettrale come detto in precedenza (2.2) è una tecnica di riduzione della dose introdotta negli scanner di terza generazione.

Tale tecnica è stata testata e introdotta per ottimizzare i protocolli di studio di varie patologie. Inizialmente il filtro veniva utilizzato per consentire una migliore valutazione delle lesioni osteolitiche in pazienti con mielomi multipli dove si ottennero riduzioni di dose di circa il 74%.²⁸

In campo dell'imaging addominale risulta non adatto l'uso di una tensione del tubo di 150 sn kVp, combinato con l'uso del filtro di stagno, perché causa un aumento dell'Effetto Compton con conseguente riduzione della risoluzione di contrasto, fondamentale negli esami che riguardano addome-pelvi.

Leyendecker et al.²⁸ hanno dimostrato che un protocollo con filtrazione spettrale (100sn kVp) era significativamente più efficiente della TC senza filtrazione tanto da ottenere un rumore di fondo simile e una sicurezza diagnostica sufficiente per la valutazione di anomalie addominali, riducendo la dose di radiazioni dell'81%.

Tuttavia, alcuni studi hanno riportato un aumento del rumore dell'immagine usando questa tecnica.

Nel torace la filtrazione spettrale consente una riduzione della dose di circa il 90% rispetto a un protocollo standard a basso kV senza filtro di stagno.

Braun et al.²⁹ ha osservato che il protocollo che utilizzava la filtrazione spettrale presentava un disturbo dell'immagine maggiore, ma non si notavano differenze significative per la valutazione di patologie pleuriche, noduli polmonari o polmonite, inoltre rispetto al protocollo standard risultava più efficiente in termini di dose consentendone una sostanziale riduzione.

Gordic et al.⁸ ha condotto uno studio che ha mostrato come la filtrazione spettrale a 100 kVp (100sn kV) a singola energia e il combinato uso delle ricostruzioni iterative, abbia ridotto la dose per la rilevazione dei noduli polmonari a un livello di 0,6 mSv mantenendo una sensibilità alta e una qualità di immagine che sia diagnostica.

Martini et al.^{19,30} ha segnalato in due studi, un aumento del rumore dell'immagine nella tecnica con filtro di stagno di più del doppio rispetto alla tecnica standard. Dai loro studi emerge che tale tecnica permette di avere elevata sensibilità per il rilevamento di infezioni polmonari, mentre la precisione per rilevare i noduli polmonari è solo moderata.

Haubenreisser et al.²⁷ ha mostrato una potenziale riduzione della dose usando la filtrazione spettrale in combinazione con la ricostruzione iterativa.

Tuttavia, la ricostruzione iterativa dovrebbe essere usata con cura, perché potrebbe effettuare un eccessivo "smoothing" dell'immagine e portare a una deformazione dell'anatomia da valutare.

Schabel et al.³¹ riferisce buona qualità diagnostica per la valutazione delle calcificazioni dell'aorta toracica senza sostanziali differenze a livello diagnostico tra la tecnica standard e quella con filtro di stagno.

Nel caso di pazienti pediatrici si può osservare l'utilità dell'uso del filtro di stagno con una tensione di 100 kVp (100sn kV) dove si ha una sostanziale riduzione della dose rispetto al classico protocollo standard a 70 kVp senza filtrazione spettrale.^{24,32}

Suntharalingam et al.²⁶ riferisce che per pazienti pediatrici neonati non si ha un'efficacia rilevante nell'uso del protocollo con tensioni di 100sn kV o 150sn kV per cui è preferibile utilizzare lo standard con una tensione tra 70 e 110 kV.

Agostini et al.¹⁷ ha osservato che la combinazione di un'acquisizione ultra-low-dose con pitch lungo, dual source e la filtrazione spettrale a 100 kVp (100sn kV) produce una buona diagnosi nei pazienti affetti da COVID-19, con la possibilità di riduzione della dose e degli artefatti da movimento.

3 Materiali e Metodi

3.1 I sistemi Revolution CT e Somatom Force

La **Revolution CT a 256 strati** (Figura 5) della ditta GE Healthcare, è installata presso la SOD del Pronto Soccorso di "Ospedali Riuniti" di Ancona. È costituita da: un tubo Performix™ HDw, con potenze fino a 103 kW per acquisizioni rapide che supportano imaging normale e ad alta risoluzione; un collimatore tridimensionale post-paziente che permette di diminuire lo scatter dovuto alla radiazione primaria incidente di oltre il 50%.

Sono presenti filtri *bowtie*, a farfalla, che conformano il fascio primario e ottimizzano la dose e la qualità delle immagini.

La Revolution CT fornisce la ricostruzione di volumi in alta definizione, grazie anche al detettore *Gemstone Clarity Detector* che consente una copertura anatomica sino a 160 mm e permette la commutazione dei kVp ultrarapida, con riduzione della dose fino all'82%. Presenta un'elevata risoluzione temporale, resa possibile sia da una velocità di rotazione che giunge sino a 0,28 secondi, sia dalla correzione intelligente del movimento, che dalla velocità del tavolo che si spinge fino a 300 mm/sec. I moduli del rivelatore miniaturizzati consentono di ridurre il rumore elettronico del 25%, migliorando la qualità dell'immagine e limitando gli artefatti.



Figura 5 - TC Revolution nella sala del pronto soccorso dell'AOU Ospedali Riuniti di Ancona

La **Somatom Force** (Figura 6), sistema Dual Source a 384 strati (2x192), della ditta Siemens Healthineers, è invece installata presso la SOD di Neuroradiologia di “Ospedali Riuniti” di Ancona.

La potenza del generatore è di 240 (2x120) kW, e consente di arrivare fino a 2600 mA erogati. Essa permette un'elevata risoluzione spaziale e di contrasto, ed una risoluzione temporale che arriva fino a 66 ms circa, con un tempo di rotazione del gantry di 0.25 secondi. I due tubi radiogeni Vectron hanno la capacità di creare due punti focali che si alternano; con un punto focale molto piccolo (0.4x0.5 mm) lo scanner riesce a raggiungere una risoluzione spaziale di 0.22 lp/cm, indipendentemente dai kV utilizzati.

Con la modalità di acquisizione Turbo Flash viene aumentata la velocità di scansione a 737 mm/s, con campi di vista fino a 50 cm e conseguente riduzione della dose erogata e degli artefatti da movimento. Il sistema è in grado di acquisire in modalità Dual Energy, cioè con doppia sorgente radiogena e separazione energetica fino al 30%, portando così ad una significativa differenziazione dei tessuti molli simili, e migliorando quindi la sensibilità e la specificità del sistema in ambito morfologico.

Va evidenziato che la TC Force è in grado di acquisire fino a 258 mm/s; con un range massimo di kV utilizzabili di 70-150sn, con intervalli di 10 kV.



Figura 6 - Somatom Force della radiologia dell'AOU Ospedali Riuniti di Ancona

3.2 Campione pazienti

La popolazione oggetto di studio è composta per lo più da persone che hanno un'età superiore ai 21 anni, sottoposte a TC del torace ad alta risoluzione nel periodo compreso tra il 10 febbraio 2020 e il 27 maggio 2020. Vengono presi in considerazione soggetti con tampone del tratto respiratorio superiore positivo al COVID-19, ai quali non è stata effettuata una radiografia del torace basale precedente alla TC.

Pazienti con polmonite diversa da COVID-19 o che presentavano controindicazioni alla TC sono stati esclusi.

Sono stati considerati principalmente i pazienti sottoposti a un numero di scansioni fino a 2 nei protocolli COVID 19 standard e fino a 5 nei protocolli COVID 19 FOLLOWUP.

Non è stata effettuata una discriminazione secondo il sesso della persona, perché non ritenuto un parametro rilevante ai fini dello studio.

Sono stati confrontati i valori dosimetrici e la qualità delle immagini tra protocolli utilizzati di routine nella Force e il protocollo implementato per la diagnosi di pazienti COVID-19.

Il confronto, per quanto riguarda la valutazione dosimetrica, è stato effettuato anche tra il protocollo HRCT COVID implementato nella Revolution CT e il protocollo utilizzato in Force.

3.3 Protocollo di acquisizione e ricostruzione di immagini

Il protocollo di acquisizione (riassunto nella Tabella 3) sulla TC Force consiste in un'acquisizione spirale caudocraniale, a bassissima dose (COVID_19 OLD) in profonda inspirazione quando possibile senza somministrazione di mdc.

Nel protocollo COVID_19 OLD sono stati impostati i seguenti parametri di scansione: entrambe le sorgenti radiogene erogano a 100kV, è presente un filtro di stagno di 0.6 mm (100Sn kVp), vengono utilizzati un'ampia collimazione (2x192x0.6 mm), un tempo di rotazione del tubo di 0,25 s e un pitch ultra-lungo (passo=3, modalità Turbo Flash), con mA modulati a 180 mAs di riferimento. I dati raccolti sono poi stati riprocessati con l'algoritmo *ADMIRE 4* (ricostruzione iterativa avanzata, Siemens Healthineers, Erlangen). Il parenchima polmonare è stato ricostruito con filtri *sharp* (B157), con spessore di strato di 1.5 mm e intervallo tra le slices di 1 mm con una finestra di visualizzazione di 1200/-600 HU (LUNG, Lung Images). Le strutture mediastiniche sono state valutate con lo *smooth* (Br40), un kernel più morbido, con spessore di strato di 3 mm, intervallo tra le slices di 1.5 mm (fusione lineare) e una finestra di 350/50 HU (MED, Mediastinal Images); sono state effettuate ricostruzioni coronali e sagittali.

In un secondo momento il protocollo è stato modificato (COVID_19 NEW) in alcuni parametri quali (vedi Tabella 4): il pitch è stato ridotto a 2.5, la velocità del tavolo è passata da 691.20mm/s a 576.00 mm/s, anche l'avanzamento del lettino è passato da 172.80 mm/rot a 144.00 mm/rot.

Per quanto riguarda il protocollo utilizzato sulla Revolution CT (Tabella 5) consiste in un'acquisizione spirale caudocraniale; le scansioni sono state eseguite a 120 kVp, con un pitch pari a 0.99, una collimazione nominale di 0.63 mm e un tempo di rotazione del tubo di 0.28 s.

È stato utilizzato il kernel di ricostruzione *standard* con uno spessore di strato e un intervallo tra le slices entrambi di 2.50 mm

<u>TIPO DI ACQUISIZIONE</u>	Spirale	
<u>DIREZIONE DI SCANSIONE</u>	Caudocraniale	
<u>kVp</u>	Dual Source 100kV	
<u>mA</u>	Modulato 180mA di riferimento	
<u>FILTRAZIONE</u>	Spettrale: 0.6mm, filtro di stagno	
<u>TEMPO DI ROTAZIONE DEL TUBO</u>	0.25s	
<u>TABLE SPEED</u>	691.20 mm/s	
<u>TABLE FEED PER ROTATION</u>	172.80 mm/rot	
<u>COLLIMAZIONE</u>	2x192x0.6mm	
<u>PITCH</u>	Ultra-lungo: passo=3, modalità Turbo Flash	
<u>SLICE THICKNESS</u>	1.5 mm	
<u>ALGORITMO DI RICOSTRUZIONE</u>	Iterativo, ADMIRE 4	
<u>KERNEL DI RICOSTRUZIONE</u>	Sharp; PARENCHIMA POLMONARE: LUNG	
	Spessore Fetta	1.5 mm
	Spacing	1 mm
	Window level	1200/-600 HU
	Smooth; MEDIASTINO: MED	
	Spessore fetta	3 mm
	Spacing	1.5 mm
	Window level	350/50 HU
<u>RICOSTRUZIONI</u>	Coronali, sagittali	

Tabella 3 - Parametri di scansione protocollo COVID_19_OLD FORCE

	<u>COVID 19 OLD</u>	<u>COVID 19 NEW</u>
Source	DS Turbo Flash	DS
Direction	Craniocaudale	Craniocaudale
kV	100	100
Eff. mAs medi (mAs)	268,99	248,82
Exposure Time Per Rotation (s/rot)	0,25	0,25
Slice thickness (mm)	1.50	1.50
Pitch	3.00	2.50
Filtro	WEDGE_2 SN	WEDGE_2 SN
Image per series	314,74	340,66
Exposure Time (ms)	584,74	703,87
Convolution Kernel	B157d\4	B157d\4
Iterative recon	ADMIRE 4	ADMIRE 4
Nominal single collimation width (mm)	0,60	0,60

Tabella 4 – Parametri di scansione a confronto tra COVID19 OLD E COVID19 NEW, FORCE

TIPO DI ACQUISIZIONE	Spirale	
DIREZIONE DI SCANSIONE	Caudocraniale	
kV	120	
mA	Modulato Automatico	
TEMPO DI ROTAZIONE DEL TUBO (s)	0.28	
COLLIMAZIONE NOMINALE (mm)	0.63	
PITCH	0.99	
SLICE THICKNESS (mm)	1.5	
KERNEL DI RICOSTRUZIONE	STANDARD	
	Spessore fetta (mm)	2.50
	Spacing (mm)	2.50
RICOSTRUZIONI	Coronali, sagittali	

Tabella 5 – Parametri di scansione protocollo TORACE HRCT_COVID19 REVOLUTION CT

3.4 Catphan 700

Il fantoccio **Catphan 700** (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) (Figura 7) è costruito in modo che tutte le sezioni possono essere individuate con precisione indicizzando il tavolo dal centro di CTP682 al centro di ogni inserto successivo, eliminando il bisogno di rimontare il fantoccio una volta che il posizionamento del modulo CTP682 è stato verificato.³³

I moduli test del Catphan 700 (Figura 7) 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

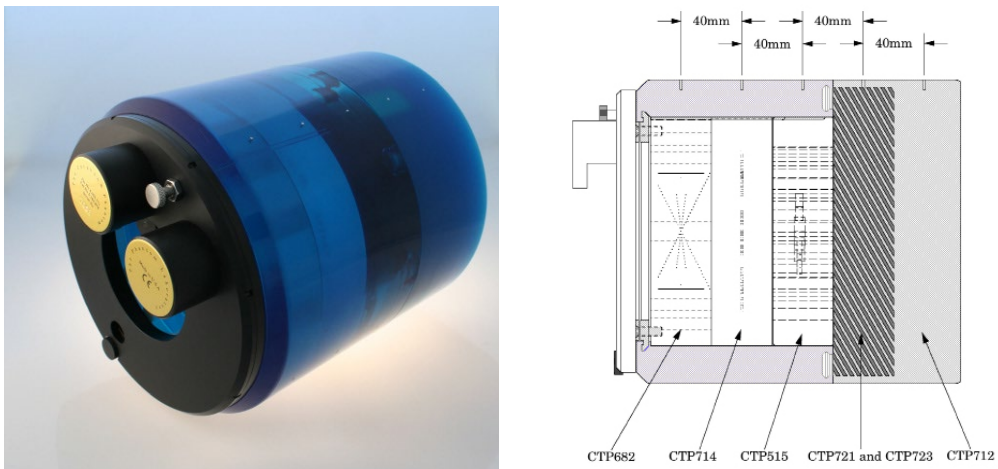


Figura 7 – A dx: Catphan 700. A sn: Posizione dei moduli del Catphan

In questo studio i moduli che sono stati utilizzati sono il *CTP682*, *CTP515*, *CTP712* e *CTP714*.

Il modulo **CTP682** (Figura 8) viene usato per numerose misurazioni, quali: lo spessore di strato, tramite l'utilizzo di diversi tipi di rampe; la simmetria circolare del sistema di visualizzazione; la verifica del corretto incremento di scansione tra i vari strati; il controllo del sistema di allineamento del paziente; la determinazione della risoluzione spaziale tramite la PSF (Point Spread Function) e l'MTF (Modulation Transfer Function); linearità dei numeri CT, cioè la sensitometria.

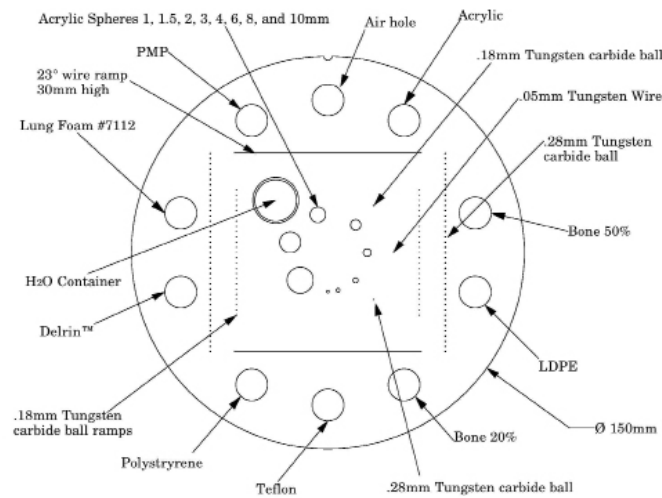


Figura 8 – Struttura modulo CTP682

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, sempre in Tungsteno, da 0.05 mm, che ci 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.

Il modulo **CTP515** (Figura 9) è costituito da inserti di diverse dimensioni a contrasto percentuale, disposti circolarmente, per il calcolo del Basso contrasto e del CNR (Rapporto Contrasto-Rumore). Più esternamente vi sono gli inserti *supra-slice* (cioè con dimensione nell'asse z maggiore del massimo spessore di strato), mentre internamente i *subslices* (cioè con dimensione nell'asse z minore dello spessore di strato utilizzato medio). I diametri degli inserti *supra-slice* sono: 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 15 mm; mentre i *subslices* sono da 3, 5, 7 e 9 mm. I livelli di contrasto sono per entrambe le tipologie di inserti da 0.3, 0.5 e 1%.³³

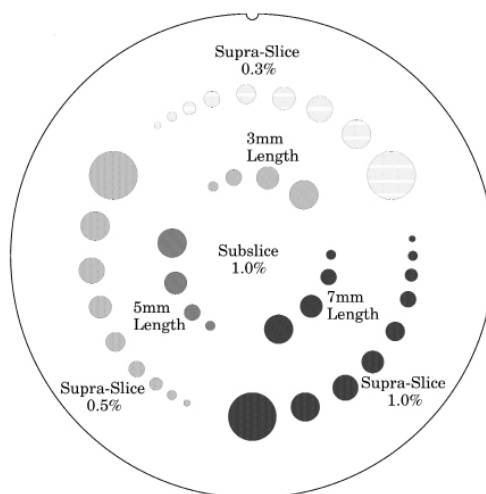


Figura 9 – Modello modulo CTP515

Il **CTP712** è costituito da un materiale uniforme; il numero CT del materiale deve stare entro il 2% (20 HU) della densità dell'acqua a temperatura standard. Questo modulo è usato per le misure di Uniformità, del Rumore e del numero di CT medio.

Il modulo **CTP714** (Figura 10) è formato da 1 fino a 30 coppie di linee/cm e si utilizza per la valutazione visiva dell'alta risoluzione. Il misuratore è tagliato da un foglio di alluminio, spesso 2 mm e fuso in uretano trasparente.

A seconda della scelta dello spessore della fetta e del volume scansionato i livelli di contrasto avranno valori medi variabili. Utilizzando il supporto di rotazione, il fantoccio può essere ruotato in modo che gli indicatori siano entrambi allineati con uno degli assi dello scanner o impostato ad angoli di 45 ° rispetto all'asse.³³

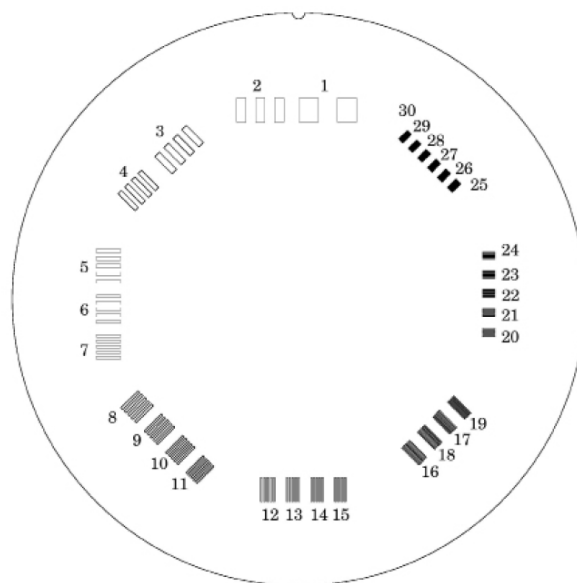


Figura 10 - Modulo CTP714, High resolution

3.5 Analisi dell'immagine: parametri considerati

Per questa valutazione sono stati analizzati i seguenti parametri:

- Risoluzione Spaziale
- CNR
- Rumore

3.5.1 Risoluzione Spaziale (Beads e Wire)

Per la valutazione di questo parametro vengono analizzate le immagini del modulo CTP682 del Catphan 700 (Figura 11).

La **Risoluzione Spaziale** 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.

L'analisi viene effettuata automaticamente attraverso il software *AutoQA Lite* (IRIS QA LLC, in collaborazione con The Phantom Laboratory, Salem, NY). Per questa analisi il software posiziona due ROI, di grandezza 15mm x 15mm, a livello delle due **Beads** di Tungsteno (una superiore ed una inferiore) presenti a destra del modulo; 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, per 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**. Viene effettuata la media dei pixel all'interno di un'area di 5x5 mm dal centro della ROI, sottraendo i restanti pixel dalla zona campionata ed assegnandogli quindi un valore nullo. Vengono determinate la FWHM (Full Width at Half Maximum) e la FWTM (Full Width at Tenth Maximum) in entrambe le direzioni (orizzontale e verticale).

Viene fornita una distanza critica, definita come:

$Numero\ Pixel = 1.75 * FWHM_{med}$ dove $FWHM_{med}$ è l'FWHM medio in entrambe le direzioni. Questa rappresenta la distanza al quale viene applicata una *funzione di roll-off* per correggere la matrice della PSF.

I risultati ottenuti nei due inserti vengono infine mediati per ricavare i valori finali.

Per quanto riguarda la valutazione dell'MTF attraverso il **Wire** il procedimento è il medesimo, con l'unica differenza che la misurazione viene effettuata su un filo di Tungsteno posto al centro del fantoccio.

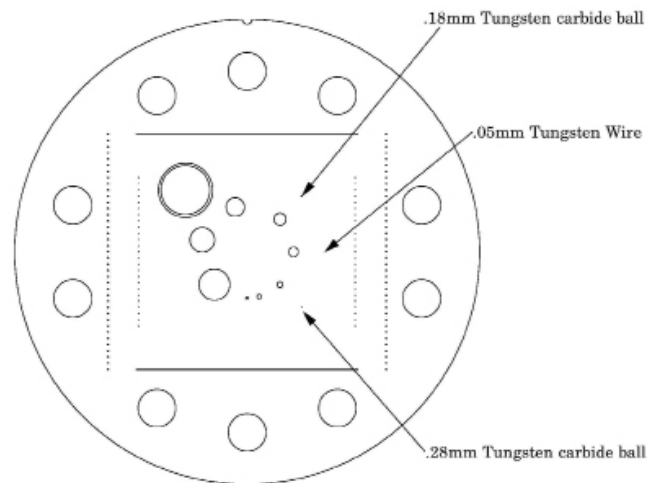


Figura 11 - Modulo CTP682: segnalate le posizioni dei tre inserti per il calcolo della risoluzione spaziale

3.5.2 CNR (Rapporto Contrasto-Rumore)

La misurazione del rapporto contrasto-rumore viene effettuata nel modulo CTP515 del Catphan 700; attraverso il posizionamento di ROI negli inserti cilindrici e nelle zone adiacenti ad essi per il calcolo del fondo (Figura 12).

La formula utilizzata è la seguente:

$$CNR = \frac{(ROI_{target} - ROI_{fondo})}{Dev.Std_{fondo}}$$

dove ROI_{target} è il valore della ROI all'interno dell'inserto cilindrico, ROI_{fondo} è il valore della ROI nel fondo e $Dev.Std_{fondo}$ è la misura della deviazione standard nella ROI del fondo.

Queste misurazioni sono state eseguite per ogni inserto cilindrico *supra-slice* del modulo.

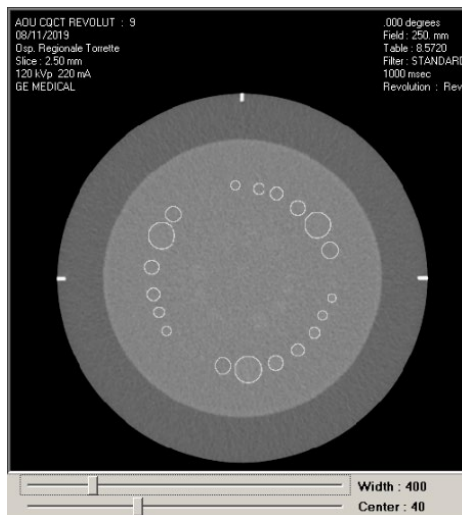


Figura 12 - Posizione delle ROI con AutoQA Lite

3.5.3 Rumore

Analizzato nel modulo CTP712, per valutare il **rumore** dell'immagine il programma utilizza una ROI posizionata al centro del modulo, di grandezza pari al 40% del diametro del fantoccio (80 mm), e ne calcola la *deviazione standard* (Figura 13).

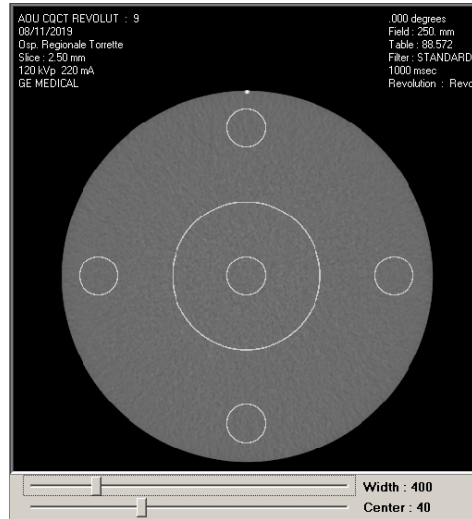
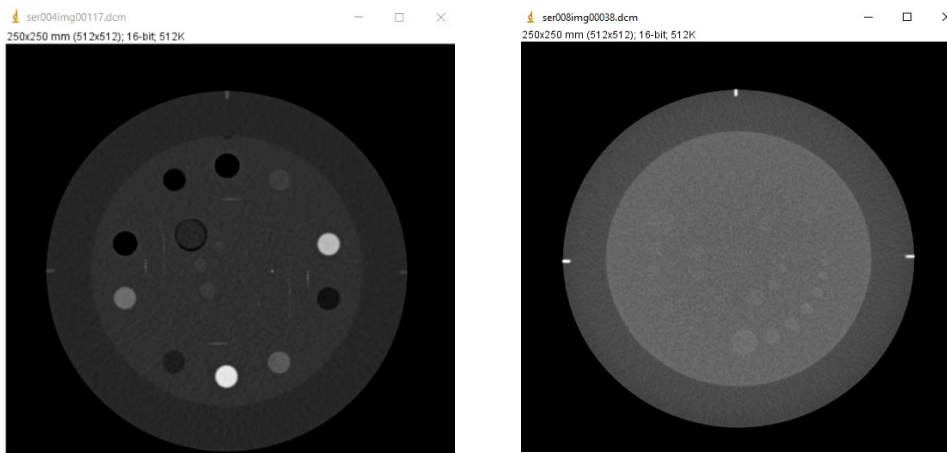


Figura 13 - Posizionamento delle Roi eseguito con AutoQA Lite

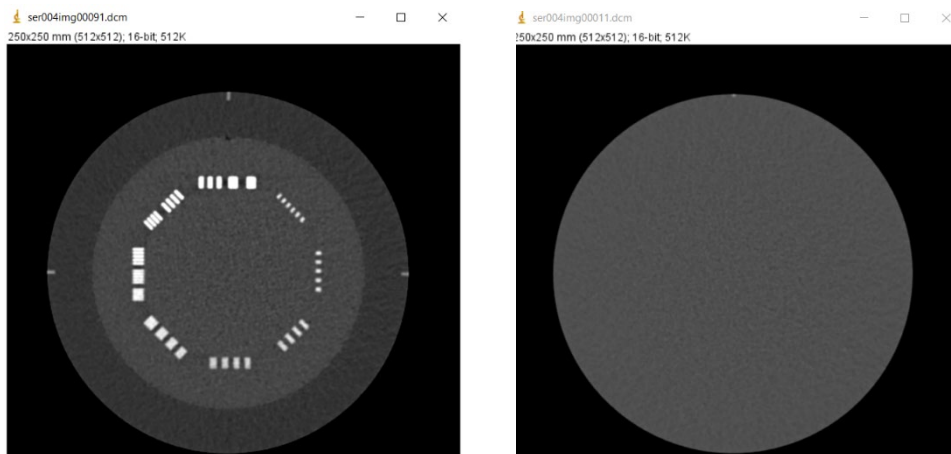
3.6 Software e metodi di analisi

Acquisite le immagini del fantoccio ed inviate nel sistema *PACS*, queste sono state esportate in formato DICOM. Da ogni serie sono state estratte le immagini corrispondenti alla sezione centrale degli inserti da analizzare. Per la selezione è stato utilizzato il software **ImageJ**.

Sono state selezionate le immagini corrispondenti ai moduli **CTP682**, **CTP515** (Figura 14), **CTP 714** e **CTP712** (Figura 15), per poi essere elaborate dal software *CT AutoQA Lite*.



*Figura 14 - A dx: Modulo CTP682 visualizzato con ImageJ.
A sx: Modulo CTP515 visualizzato con imageJ.*



*Figura 15 – A dx Modulo CTP 714 visualizzato con ImageJ.
A sx: Modulo CTP712 visualizzato con ImageJ*

3.6.1 CT AutoQA Lite

Il software **CT AutoQA Lite** (*Iris QA, LLC, USA*) è stato progettato per gestire formati di tipo *DICOM 3.0* (Figura 16).

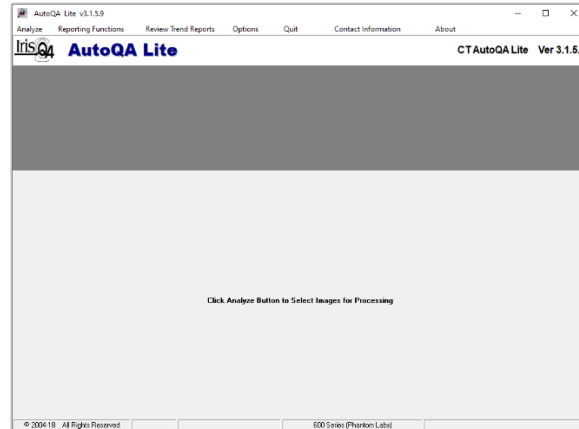


Figura 16 – Schermata principale AutoQA Lite

I risultati ricavati dall'analisi delle immagini vengono visualizzati in una finestra risultati (Figura 17)

Image #	Test	Data
1	Verification	Phantom ID: 750 (Genie (Phantom Labs)) - Orientation: 1 Phantom Center: 295, 295, C/P of Rotation: Intensity: 57.30 +/- 6.57 MJ
1	Slice Thickness	Expected(mm) Measured(mm) 2.00 2.00 Avg Slice Width: 3.02 mm Ramp Angle (Deg): 23.6 Table Position Offset: 0.48 mm
	Spatial Resolution (MTF)	Critical Frequencies (cycles) 50% 4.22 (0.237-0.483) 10% 6.91 (0.35-0.94) 2% 8.18 (0.34-2.11) Note: Average of 2 samples with range shown
	MTF (Slits)	Critical Frequencies (cycles) 50% 4.30 10% 6.80 2% 8.12
	Slice Thickness (Dead Ramp)	Expected(mm) Measured(mm) 2.50 3.15, 3.00 Avg Slice Intensity: 0.09 mm Ramp Angle (Deg): 2.5 Dead Separation(mm): 0.25 Table Position Offset: 0.51 mm Vertical Angle: 2.3 degrees
	CT # Linearity	Contrast Scale: 6.000302 Effective Energy: 68 keV R = 0.999183 Material Air Acrylic Bone20 LDPE Bone20 Nylon Poly Delta Linag PEP Water CT# 986.3 115.9 644.2 65.9 215.1 866.2 48.3 284.5 217.4 161.1 1.2
2	Resolution Gauge	Frequency (lpr/cm) 1.0 2.0 3.0 4.0 5.0 6.0 7.0 8.0 9.0 1.30 1.45 1.55 1.65 1.75 1.85 1.95 2.05 2.15
3	Low Contrast (Block)	Contrast (%) 0.82 0.61 0.49 0.41 0.35 0.31 0.27 0.25 0.22 0.20 0.19 0.18 0.16 Block (mm) 3.00 4.00 5.00 6.00 7.00 8.00 9.00 10.0 11.0 12.0 13.0 14.0 15.0
	CMR	Cylinder Diameter (mm): Contrast (%) 15.0 10.0 8.0 7.0 6.0 5.0 1.8 2.6 2.2 1.9 1.6 1.3 1.1 6.5 1.3 6.8 6.7 1.2 6.6 6.3 6.7 6.7 6.4 6.4 6.5
4	Uniformity Index	X-Axis Y-Axis Uniformity Index 1.00 1.00 Profile Linearity: +/-0.8 (2SD) Profile Width: 74 (Length: 128 pixels: 1.72mm)
	Image Uniformity	Noise: +/-0.1 (Central ROI @ 40% of phantom diameter) Location Center 9 o'clock 9 o'clock 9 o'clock ROI Center(mm) 0.0 80.0 80.0 Noise +/- SD 1.8 +/- 6.1 5.8 +/- 4.8 9.7 +/- 5.1 9.2 +/- 4.5 8.1 +/- 5.1 ROI Diameter(mm) 20 20 20 20 20 MTF (Slits) -3.2 -3.1 -2.8 -2.6 -2.7

Figura 17 – Finestra risultati AutoQA Lite

Con questo software vi è la possibilità di posizionare manualmente le ROI per il calcolo della *Risoluzione Spaziale* tramite l'*MTF*.

I risultati sono stati riportati in tabelle Excel, per poi essere mediati e confrontati, permettendo infine di creare grafici e tabelle dei risultati ottenuti.

4 Risultati

4.1 Valutazione dosimetrica

Nella descrizione dei risultati ottenuti si utilizzeranno formule ridotte per identificare i vari protocolli rispettando la seguente dicitura:

- COVID19 TORACE OLD = COV-OLD²
- COVID19 TORACE NEW = COV-NEW²
- COVID19 FOLLOWUP = COV-FOLLOWUP

Dall'analisi dei risultati presenti nella Tabella 6 è doveroso segnalare come solo i protocolli Torace_sMdc e Torace_DE_Clinica presentano un numero di esami significativo per poter effettuare un confronto: il Total DLP medio dei protocolli COVID_19 TORACE risulta essere maggiore del 25% circa rispetto al Total DLP del protocollo Torace_DE_Clinica e maggiore di circa il 57% rispetto al protocollo Torace_sMdc.

Nello specifico tra i protocolli dedicati al controllo di pazienti COVID-19 il protocollo COV-FOLLOWUP presenta un Total DLP medio inferiore di circa il 2% rispetto a COVID_19 TORACE, come anche la deviazione standard del protocollo COV-FOLLOWUP è inferiore rispetto a quella del protocollo COVID_19 TORACE, il che denota una maggiore omogeneità nell'esecuzione degli esami.

Confrontando le serie di scansioni *Non SmartPrep or Localizer* si nota che nel COVID_19 TORACE si hanno mediamente 2 scansioni, nel COV-FOLLOWUP si hanno 3 scansioni, valore medio superiore al precedente. Nei protocolli di routine si ha in media 1 scansione.

² Sottogruppo COVID_19 TORACE

FORCE	Conteggio Study Protocol Name	Media di Total DLP mGy*cm	Dev. Std. di Total DLP	Media Num. Series Non SmartPrep or Localizer
COV FOLLOWUP	5	307,54	84,37	3,00
COVID_19 TORACE	207	314,51	163,76	2
Torace DE_Clinica	31	232,42	204,08	1
DE_Torace	3	204,85	184,69	2
Torace_HR	1	78,55	0,00	1
Torace sMdC	33	129,12	86,74	1

Tabella 6 - Confronto generale tra protocolli torace COVID-19 VS protocolli torace di routine nella Force

Il grafico in Figura 18 mostra la distribuzione del Total DLP del protocollo COVID_19 TORACE nel corso del periodo considerato.

È possibile notare come nella prima metà del mese di marzo il Total DLP sia molto variabile, ma oscilla tra 500 e i 200 mGy*cm con un valore medio di circa 295 mGy*cm (ad eccezione di qualche caso sporadico in cui si hanno valori superiori o inferiori). Dalla metà di marzo si può notare un abbassamento del Total DLP che oscilla tra i 200 e i 400 mGy*cm con un valore medio di circa 255 mGy*cm (con qualche caso sporadico in cui si hanno valori superiori o inferiori). Si ha quindi una differenza del 14% tra il Total DLP del protocollo utilizzato fino a metà marzo, il COV-OLD, rispetto al protocollo modificato successivamente denominato COV-NEW.

Una percentuale degli esami effettuati ha un numero di scansioni superiori a 2 e presenta un DLP significativamente maggiore rispetto alla media o in qualche caso anche indicativamente minore come mostrato nel grafico in Figura 19.

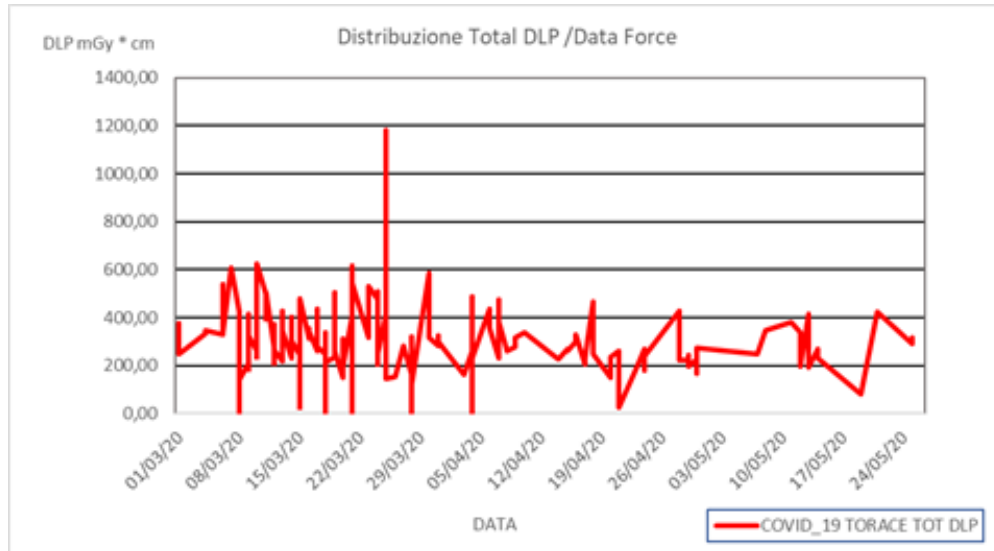


Figura 18 - Distribuzione DLP/data protocollo COVID_19 TORACE, Force (scansioni up to 2)

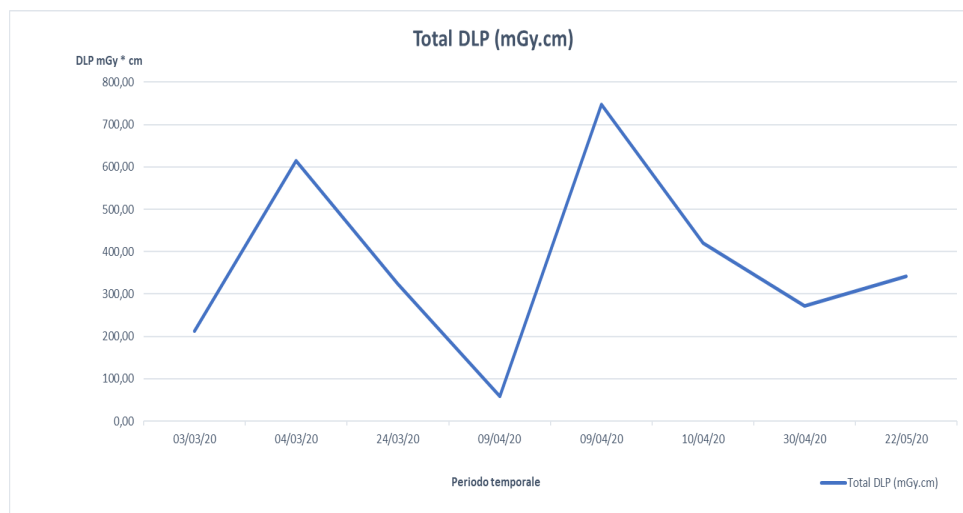


Figura 19 - Distribuzione Total DLP/data protocollo COVID_19 TORACE, Force (scansioni >2)

Analizzando più nello specifico i protocolli COVID_19 TORACE e COV-FOLLOWUP utilizzati durante l'arco temporale preso in analisi, è possibile osservare come oltre ai protocolli principali che distinguiamo in COV-OLD, COV-NEW, sono stati utilizzate anche delle variazioni al protocollo COVID_19 TORACE primario: COV TORACE pitch 1.55, COV TORACE SERIE SINGOLA, COV TORACE pitch variabili e COV TORACE+ESP1.5.

In questi protocolli oltre al numero di serie effettuate per ogni protocollo, si ha una variazione anche di alcuni parametri delle serie stesse che sono raccolti nella Tabella 7.

Protocolli Covid Force	<u>Eff. mAs medi (mAs)</u>	<u>Pitch</u>	<u>Image per series</u>	<u>Exposure Time medio (ms)</u>	<u>Iterative recon</u>
<u>COV-OLD</u>	204,37	3.00 1.05	272	1447,08	ADMIRE 4 ADMIRE 3
<u>COV- NEW</u>	191,99	2.50 1.05	279	1504,06	ADMIRE 4 ADMIRE 3
<u>COV-FOLLOWUP</u>	175,16	1,55 1.05	297	1450,91	ADMIRE 3
<u>COV TORACE pitch 1.55</u>	197,17	1,55 1.05	279	1493,94	ADMIRE 4 ADMIRE 3
<u>COV TORACE SERIE SINGOLA</u>	138,11	1,05	278	1499,26	ADMIRE 3
<u>COV TORACE + ESP 1.5</u>	175,08	2.00, 2.40 1.05	279	1504,39	ADMIRE 4 ADMIRE 3
<u>COV TORACE pitch variabili</u>	200,78	Variabile interv. 3,20 - 0,65	367	1168,18	ADMIRE 4 ADMIRE 3

Tabella 7 - Parametri che variano tra i protocolli COVID utilizzati nella Force

Dal grafico in Figura 20, si osserva che in un primo momento (dal 1° marzo al 13 marzo) sono stati effettuati esami utilizzando principalmente il protocollo COV-OLD, ma si nota anche qualche tentativo di introduzione del protocollo COV-NEW (nello stesso periodo effettuati 7 esami). Nell'arco temporale di utilizzo del COV-OLD si osserva anche l'applicazione del protocollo COV TORACE pitch 1.55 (11 esami effettuati), dove rispetto ai protocolli precedenti presenta una riduzione del pitch a 1.55 e un aumento del tempo medio di esposizione (vedi Tabella 7). Si osserva anche una variazione dei mAs effettivi: riduzione del 3% rispetto al COV-OLD e un aumento del 3% rispetto al COV-NEW.

In questo primo periodo sono stati utilizzati in maniera sporadica (vedi Figura 20) anche i protocolli COV TORACE pitch variabili (2 esami), COV TORACE SERIE SINGOLA (2 esami) e COV TORACE + ESP1.5 (1 esame).

Dal 14 marzo al 1 maggio osserviamo nella Figura 20, come il COV-NEW sia il principale protocollo utilizzato e come questo periodo sia caratterizzato da un numero di esami elevato (122 esami): ciò denota la maggior affluenza di pazienti a cui fosse necessario accertare la diagnosi di COVID e/o valutare il danno polmonare a carico del virus. In questo periodo sono stati effettuati, in maniera arbitraria, anche qualche esame con protocollo COV TORACE pitch 1.55 (7 esami), COV TORACE pitch variabili (7 esami) e COV TORACE SERIE SINGOLA (3 esami).

Nel mese di maggio è possibile osservare un calo degli esami effettuati, principalmente eseguiti con il protocollo COV-NEW (Rif. Figura 20, 8 esami effettuati). Si registra qualche caso in cui sono stati utilizzati i protocolli COV TORACE pitch 1.55, COV TORACE pitch variabili, COV TORACE SERIE SINGOLA e COV TORACE + ESP1.5, ma il numero rimane esiguo e poco rilevante.

Da segnalare che verso fine maggio è stato introdotto il protocollo COV-FOLLOWUP, caratterizzato dalle variazioni dei parametri in Tabella 7, con il quale sono stati effettuati i controlli sullo stato di avanzamento della patologia in pazienti COVID-positivi. In questo caso si hanno pochi esami, perché il nostro studio comprende un arco temporale che va dal 10 febbraio al 26 maggio e tale protocollo è stato utilizzato in maniera più costante e assidua successivamente (vedi Figura 20).

Come si può notare dal grafico analizzato in Figura 20 non tutti i protocolli sono stati utilizzati in maniera assidua e costante questo fa pensare che possa dipendere dalle esigenze dettate dall'equipe che ha eseguito l'esame e dalla collaborazione del paziente esaminato. Per tale ragione, nell'analisi dosimetrica e dell'immagine, sono stati inclusi solamente quei protocolli che presentano valori quantitativamente significativi.

Se si osservano le linee di tendenza (Figura 22) del protocollo COV-OLD e COV-NEW risulta che l'andamento della prima è crescente: ciò significa che il Total DLP tende ad aumentare; l'andamento della seconda è decrescente: il Total DLP tende a diminuire.

CRONISTORIA PROTOCOLLI COVID

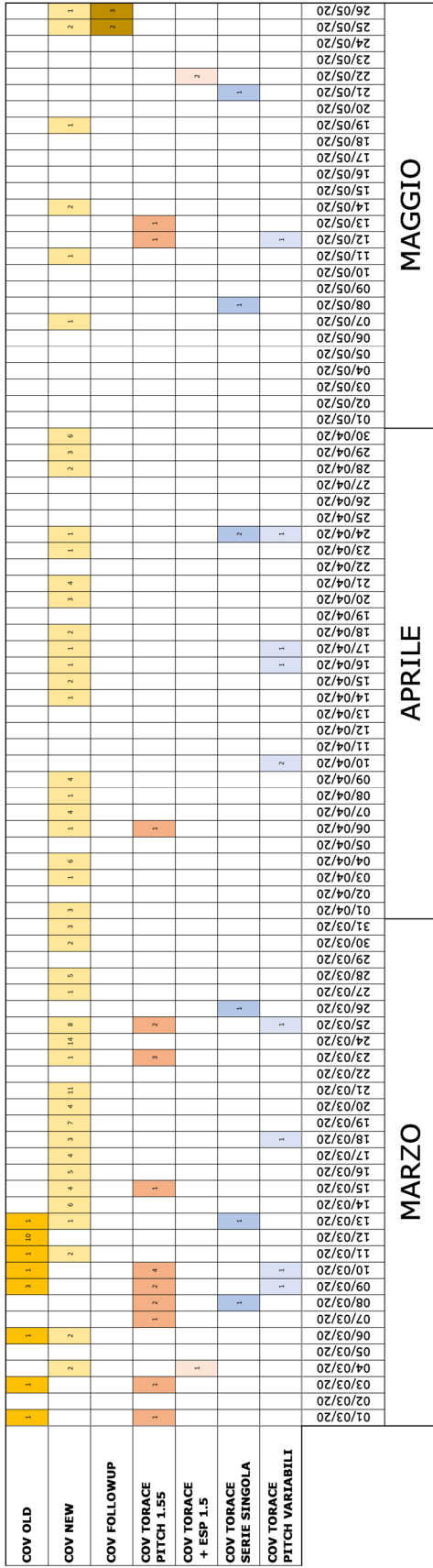


Figura 20 - Cronistoria introduzione e utilizzo dei protocolli COVID nella Force

Distribuzione Total DLP/Data dei protocolli Covid-19

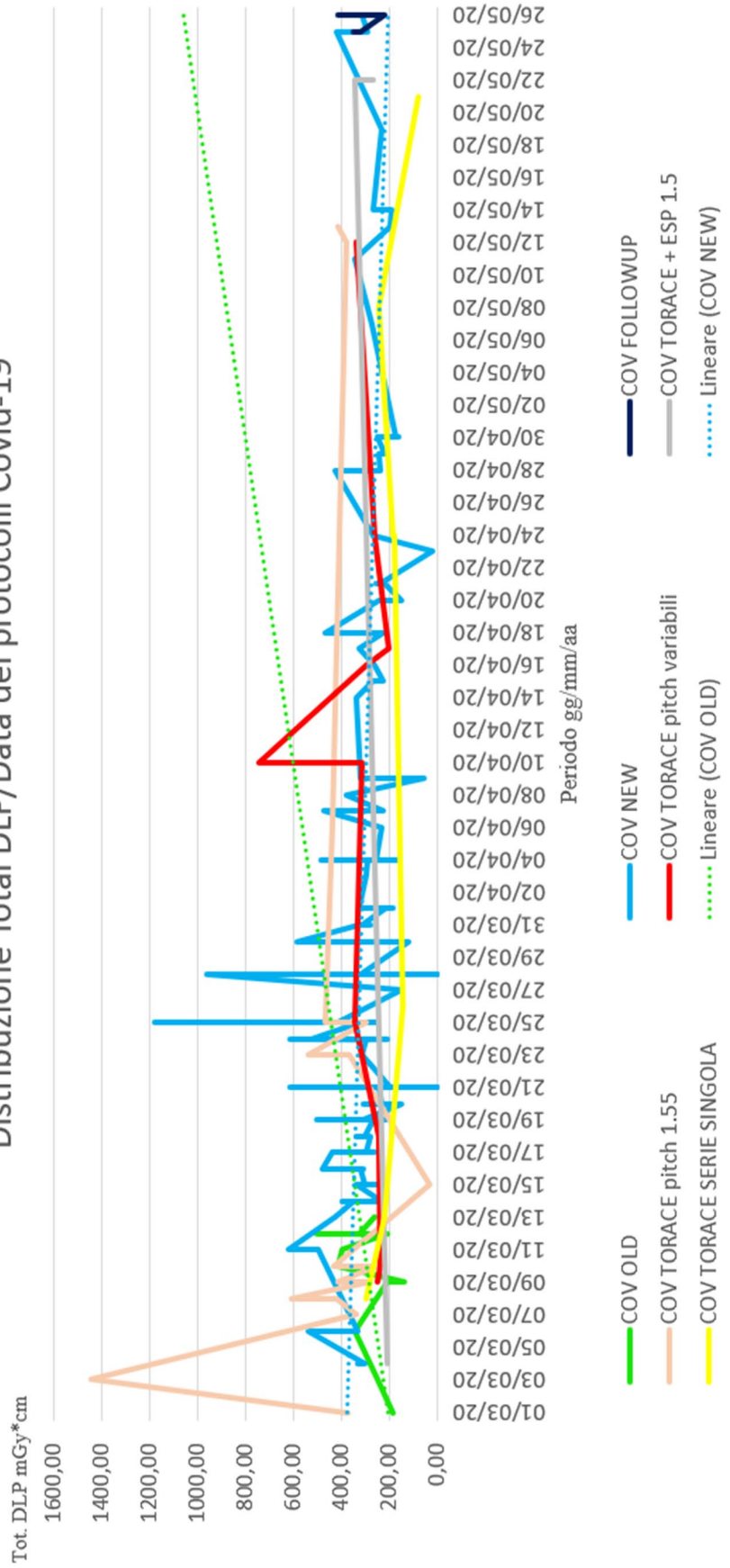


Figura 21 - Distribuzione temporale DLP nei protocolli Covid_19

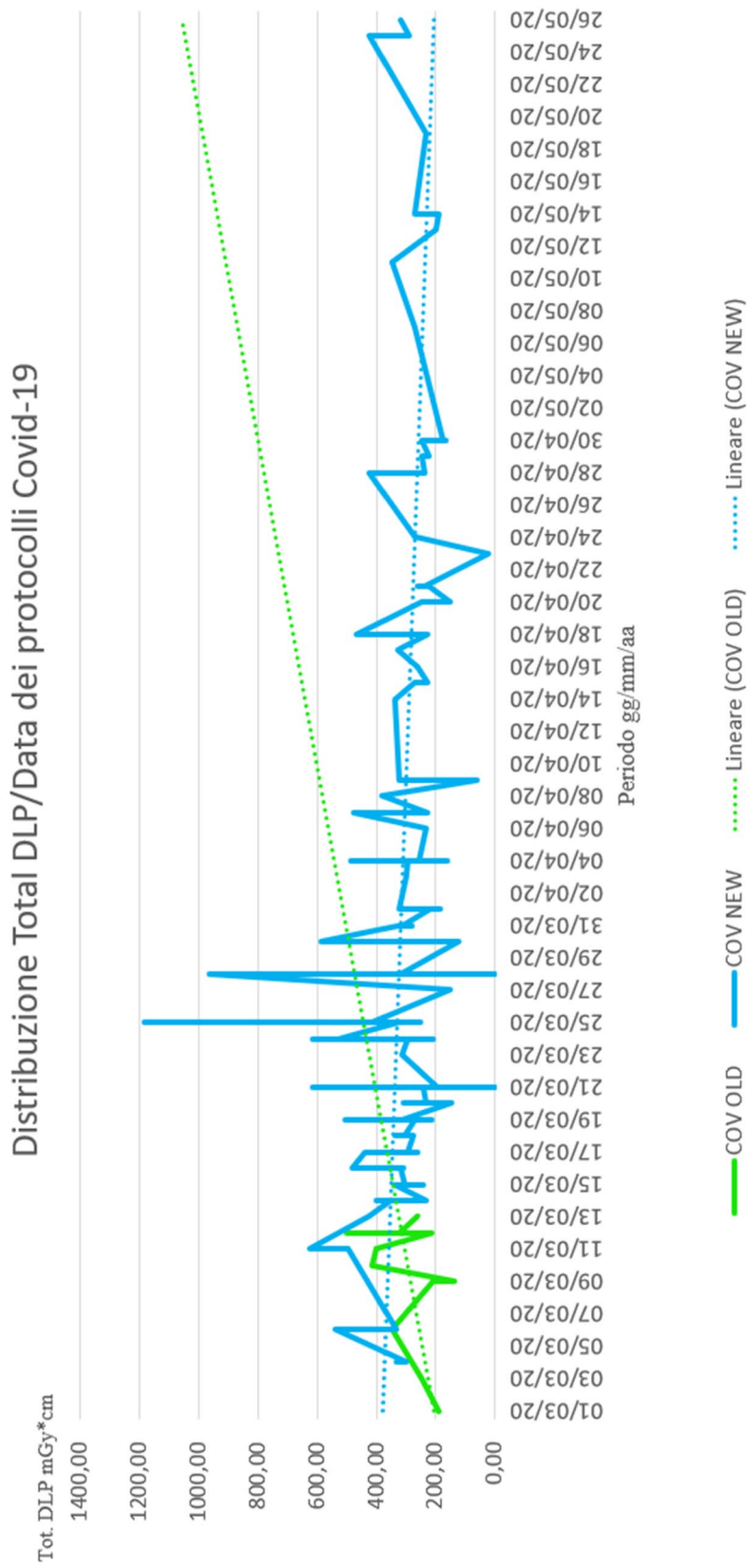


Figura 22 – Confronto della distribuzione DLP/Data tra COV-OLD e COV-NEW

Prendendo in analisi i risultati dei protocolli COV-OLD e COV-NEW riportati in Tabella 8, si osserva che dall'ottimizzazione del primo protocollo si ha una riduzione del 6% dei mAs effettivi medi.

Come il COV-OLD che prevede 2 scansioni anche il protocollo COV-NEW presenta 2 serie, con la differenza che una delle due scansioni viene eseguita con un pitch da 3.00 a 2.50. Vengono mantenuti invariati spessore di strato, tempo di rotazione del gantry e i parametri relativi alla seconda serie eseguita in dual energy.

Una delle conseguenze della modifica riguarda il tempo di esposizione medio passato da 1447ms a 1504 ms.

FORCE	COV-OLD	COV-NEW	COV-FOLLOWUP	COV TORACE pitch 1,55	COV TORACE SERIE SINGOLA	COV TORACE + ESP 1,5	COV TORACE pitch variabili
<u>Source</u>	DE, DS_Turbo Flash	DE, DS	DE, DS	DE, DS	DE	DE, DS	DS, DE (flat)
<u>Direction</u>	Craniocaudale	Craniocaudale	Craniocaudale	Craniocaudale	Craniocaudale	Craniocaudale	Craniocaudale
<u>kV</u>	100 90	100 90	100 90	100 90	90	100 90	100 90
<u>Eff. mAs medi (mAs)</u>	204,37	191,99	175,16	197,17	138,11	175,08	200,78
<u>Exposure Time Per Rotation (s/rot)</u>	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25
<u>Slice thickness (mm)</u>	1.50 3.00	1.50 3.00	1.50 3.00	1.50 3.00	3.00	1.50 3.00	1,50(wedge) 3,00 (flat)
<u>Pitch</u>	3.00 1.05	2.50 1.05	1,55 1.05	1,55 1.05	1,05	2,00, 2.40 1.05	Variabile interv. 3,20 - 0,65
<u>Filtro</u>	wedge_2 sn flat	wedge_2 sn flat	wedge_2 sn flat	wedge_2 sn flat	flat	wedge_2 sn flat	wedge_2 sn flat
<u>Image per series</u>	272	279	297	279	278	279	367
<u>Exposure Time medio (ms)</u>	1447,08	1504,06	1450,91	1493,94	1499,26	1504,39	1168,18
<u>Convolution Kernel</u>	BI57d\4 (wedge) Br40d\3 (flat)	BI57d\4 (wedge) Br40d\3 (flat)	BI57d\3 Br40d\3	BI57d\4 (wedge) Br40d\3 (flat)	Br40d\3	BI57d\4 (wedge) Br40d\3 (flat)	BI57d\4 (wedge) Br40\3 (flat)
<u>Iterative recon</u>	ADMIRE 4 ADMIRE 3	ADMIRE 4 ADMIRE 3	ADMIRE 3	ADMIRE 4 ADMIRE 3	ADMIRE 3	ADMIRE 4 ADMIRE 3	ADMIRE 4 ADMIRE 3
<u>Nominal sing. collim. Width (mm)</u>	0,60	0,60	0,60	0,60	0,60	0,60	0,60

Tabella 8 - Parametri di scansione protocolli COVID_19

4.1.1 Protocolli COVID vs protocolli torace di routine nella Force

Se si osserva la Tabella 9 e la Tabella 10 è possibile notare come nel protocollo COV-FOLLOWUP le scansioni effettuate mediamente sono 3, nei protocolli COVID di prima diagnosi sono circa 2, mentre nei protocolli torace utilizzati di routine si ha un numero medio di scansioni pari a 1 (ad eccezione del protocollo DE_TORACE dove si hanno 3 scansioni in media). Comparando tra loro i protocolli COV-OLD e COV-NEW si può osservare una riduzione di circa il 4% dei mA medi nel secondo rispetto al primo (vedi Tabella 9).

Riguardo il $CTDI_{VOL}$, nella serie N INSPIRIO 1.5 del protocollo COV-NEW (valori in Tabella 10) si ha un lieve aumento da 0.62mGy a 0,69mGy rispetto alla serie O INSPIRIO 1.5 del protocollo COV-OLD. Dai dati in tabella risulta che il $CTDI_{VOL}$ medio delle serie utilizzate nei protocolli COVID è nettamente inferiore ($CTDI_{VOL}$ medio < di 1) rispetto ai protocolli torace utilizzati di routine ($CTDI_{VOL}$ medio > di 3). Confrontando il protocollo COV-NEW con il protocollo COV-OLD si nota anche un aumento di circa il 7% del tempo medio di esposizione dovuto alla riduzione del pitch da 3.0 a 2.5.

Valutando il valore della mediana del DLP è possibile notare come dal protocollo COV-OLD al COV-NEW il valore sia diminuito di circa il 47%. Ancora più basso è il valore del DLP del protocollo COV-FOLLOWUP (valore della mediana presente in Tabella 9). Maggiori risultano i valori del DLP dei protocolli Torace_DE_Clinica, Torace_sMdC e DE_TORACE (vedi Tabella 9).

In particolare, tra i protocolli torace utilizzati di routine e il protocollo COV-NEW si ha una riduzione del DLP di circa il 9%. Significativa è la riduzione pari al 63% circa del DLP nel protocollo COV-FOLLOWUP rispetto al valore di DLP dei protocolli torace utilizzati di routine.

Da notare che nonostante i valori di $CTDI_{VOL}$ e DLP siano nettamente più bassi nelle singole serie dei protocolli COVID (vedi Tabella 10), avendo un *N. series Non SmartPrep or Localizer* maggiore rispetto ai protocolli torace utilizzati di routine, si ha comunque un Total DLP medio maggiore nei protocolli COV-OLD, COV-NEW e COV-FOLLOWUP.

FORCE	COV-OLD	COV-NEW	COV-FOLLOWUP	COV TORACE pitch 1.55	COV TORACE pitch variabili	COV TORACE SERIE SINGOLA	DE_TORACE	TORACE DE_CLINICA	TORACE_HR	TORACE sMDC
Contegg di Study Prot. Name	38	283	15	39	20	7	6	33	1	34
Media Total DLP (mGy*cm)	295,58	315,64	307,54	444,87	325,14	194,56	326,80	293,65	78,55	130,21
Dev. standard Total DLP (mGy*cm)	91,96	146,95	78,11	256,61	151,56	70,92	71,77	226,10	0,00	84,52
Media Mean CTDIvol (mGy)	3,56	3,57	2,41	4,93	3,49	4,31	2,37	3,42	1,94	3,32
Dev. standard di Mean CTDIvol	3,38	3,38	2,53	4,25	2,87	1,27	1,85	1,83	0,00	2,63
Mediana DLP (mGy*cm)	162,54	86,69	35,79	94,27	82,66	89,33	98,03	97,49	76,35	91,56
Media Scanning length (mm)	443,13	457,25	424,67	415,46	442,00	479,86	458,83	436,45	444,00	416,40
Dev. standard Scanning length (mm)	54,21	74,88	56,43	64,13	61,87	19,23	45,63	48,86	0,00	51,79
Media di kVp	95	95	97	95	95	93	102	109	110	118
Media X-ray tube current (mA)	820,03	789,66	632,13	874,08	751,65	349,29	413,17	376,06	89,00	153,26
Media N. Series Non SmartPrep or Localizer	2	2	3	2	2	2	3	1	1	1
Media Exposure time (ms)	1291,84	1383,63	1413,33	1503,5	1439,50	2185,71	2166,67	1557,58	3210,0	2879,14
Media ImageXseries	267	291	305	267	279	222	329	249	231	212

Tabella 9 - Analisi dei parametri protocolli torace COVID

	Convolver	Conteg Study Prot. Name	Media Total DLP mGy*cm	Dev. Std Total DLP mGy*cm	Media DLP mGy*cm	Media Mean CTDIvol (mGy)	Media Scanning length (mm)	Dev. Std Scanning length (mm)	Media kVp (kV)	Media Xray Tube current (mA)	Media N. Series Non SmartPrep Localizer	Media Exposure time (ms)	Media Image per series
COV-FOLLOWUP	DE_INSP 3.0	5	307,54	84,37	244,15	5,65	499,80	13,03	90	484,80	3	2068	230
	ESPIRIO 1.5	5	307,54	84,37	26,84	0,75	384,60	12,20	100	671,20	3	1080	340
	INSP PRONO 1.5	5	307,54	84,37	29,92	0,83	389,60	15,09	100	740,40	3	1092	345
COV-NEW	N_INSPIRIO 1.5	141	314,76	145,98	25,162	0,69	409,72	49,20	100	1013	2	705	341
	N_INSPIRIO 3.0	138	322,06	145,54	84,02	6,60	501,62	61,18	90	571,23	2	2091	233
	INSPIRIO_L D 1.5 PITCH VARIABILI	4	125,00	132,44	13,70	0,32	602,00	136,00	100	423,75	6	898	521
COV-OLD	O_INSPIRIO 1.5	19	295,58	93,23	22,22	0,62	403,74	36,67	100	1075,95	2	585	315
	O_INSPIRIO 3.0	19	295,58	93,23	270,18	6,51	482,53	37,66	90	564,11	2	1999	219
	DE_INSP 3.0	3	275,66	65,14	219,29	5,12	497,67	29,02	90	433,33	3	2063	229
COV TORACE+ESP 1.5	ESPIRIO 1.5	4	292,40	62,85	26,58	0,71	407,50	17,39	100	854,00	3	845	348
	INSPIRIO_L D 1.5 P.2	1	271,79	0,00	26,84	0,74	397,00	0,00	100	851,00	3	860	340
	INSPIRIO_L D 1.5 P.2.40	1	212,54	0,00	20,62	0,53	426,00	0,00	100	736,00	3	770	358
COV TORACE pitch 1.55	DE_INSP 3.0	19	455,77	254,19	358,31	8,99	468,79	38,72	90	781,37	2	2002	212
	INSPIRIO_L D 1.5 PITCH 1.55	20	434,51	265,04	36,25	1,08	364,80	35,47	100	962,15	2	1030	320

TOR	SMDC	INSPIRO 3.0	Br40 3	10	325,14	155,71	260,57	6,13	491,90	38,99	90	529,10	2	2037	225		
																DE_INSP 3.0	Br40 3
TOR	HR	INSPIRO 3.0	Br44 3	1	78,55	0,00	76,35	1,94	444,00	0,00	110	89,00	1	3210	231		
																INSPIRO 3.0	Br44 3
TOR	SMDC	INSPIRO 3.0	Br40 3	3	97,20	8,54	94,27	2,31	454,33	30,44	150	270,33	1	2460	244		
																INSPIRO 3.0	Br40 3
TOR	SMDC	INSPIRO 3.0	Br40 3	31	131,97	88,95	122,55	3,45	412,58	53,09	115	144,29	1	2915	209		
																INSPIRO 3.0	Br40 3
TOR DE CLINICA	DE TORACE	COV TORACE pitch variabili	Br40 3	10	325,14	155,71	260,57	6,13	491,90	38,99	90	529,10	2	2037	225		
																DE_INSP 3.0	Br40 3
																INSPIRO 1.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
TOR DE CLINICA	DE TORACE	COV TORACE s. SINGL.	Br40 3	7	194,56	70,92	179,82	4,31	479,86	19,23	93	349,29	1	2186	222		
																DE_INSP 3.0	Br40 3
																INSPIRO 1.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
TOR DE CLINICA	DE TORACE	COV TORACE	Br40 3	10	325,14	155,71	260,57	6,13	491,90	38,99	90	529,10	2	2037	225		
																DE_INSP 3.0	Br40 3
																INSPIRO 1.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3
																INSPIRO 3.0	Br40 3

Tabella 10 - Analisi parametri di scansione per singola serie dei protocolli della Force

4.1.2 Protocolli COVID: Force vs Revolution CT

Nella Revolution CT sono stati presi in esame 4 protocolli, ma il confronto è stato effettuato tra il protocollo TORACE STD e TORACE HRCT COVID 19, perché presentano valori significativi dati dal numero quantitativamente apprezzabile degli esami effettuati.

Osservando i dati in Tabella 11 si desume che il protocollo TORACE HRCT COVID19, rispetto al protocollo TORACE STD, ha un Total DLP medio inferiore di circa il 18% (280 mGy*cm contro 421 mGy*cm).

Si ha una deviazione standard maggiore nel protocollo TORACE HRCT COVID19 piuttosto che in quello di routine: ciò delinea una maggiore omogeneità nell'esecuzione degli esami con il protocollo TORACE STD.

Per quanto riguarda la media delle serie *Non SmartPrep or Localizer* i valori sono all'incirca gli stessi tra i protocolli (1 scansione per protocollo).

Se si osserva il grafico in Figura 23 è possibile vedere l'andamento del DLP nel periodo osservato e come inizialmente, rispetto all'ultimo periodo, si abbia avuto un'oscillazione di dose più ampia, segno che a lungo andare il protocollo da paziente a paziente è stato eseguito in maniera più omogenea.

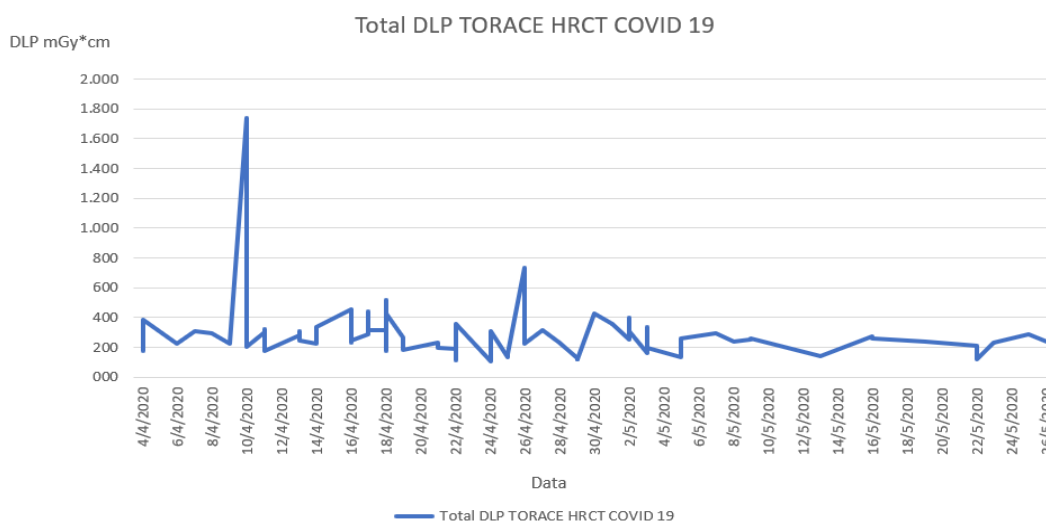


Figura 23 – Andamento temporale Total DLP Revolution CT

<u>Revolution</u> <u>TC</u>	Conteggio Study Protocol Name	Media di Total DLP (mGy*cm)	Dev. Std. di Total DLP (mGy*cm)	Media di Num. Series NonSmartPrep or Localizer
TORACE STD	238	421.67	251.05	1
TORACE HRCT COVID 19	80	280.26	196.38	1
TORACE BASSA DOSE	2	172.39	38.63	1
TORACE HRCT	2	616.03	535.00	1

Tabella 11 . Confronto generale tra protocolli COVID-19 VS protocolli di routine nella Revolution CT

Nella Tabella 12 sono raccolti i dati del confronto generale dei due protocolli effettuati sulla Force e sulla Revolution CT, considerando gli esami che hanno un numero di scansioni *Non SmartPrep or Localizer* fino a 2.

Dalla valutazione (vedi Tabella 12), si evince che si ha un Total DLP medio maggiore di circa 8.5% nel protocollo COVID_19 TORACE effettuato nella Force rispetto al protocollo TORACE HRCT COVID 19 utilizzato nella Revolution CT. La deviazione standard del Total DLP è maggiore nel protocollo utilizzato nella Revolution CT mentre la media delle serie *Non SmartPrep or Localizer* è maggiore nel protocollo della Force (vedi Tabella 12).

<u>RevoCT</u> <u>Vs</u> <u>Force</u>	Conteggio Study Protocol Name	Media di Tot DLP mGy*cm	Dev. Standard Tot DLP mGy*cm	Mediana Tot DLP mGy*cm	Media Num. Series Non SmartPrep or Localizer
TORACE HRCT COVID 19 (REVOCT)	80	280.26	196.38	249.51	1
COVID_19 TORACE (FORCE)	187	306.59	133.68	291,60	2

Tabella 12 - Confronto generale tra Force e Revolution

La Tabella 13 prende in considerazione gli studi in cui sono state effettuate scansioni *Non SmartPrep or Localizer* >2.

Ciò che salta subito all'occhio è che aumentando il numero di scansioni considerate è possibile aggiungere al confronto il protocollo COV-FOLLOWUP, il quale in media ha 3 scansioni.

Comparando il Total DLP medio nel protocollo TORACE HRCT COVID 19 con i protocolli COVID_19 TORACE e COV-FOLLOWUP, risultano i seguenti valori: in percentuale il Total DLP del TORACE HRCT COVID 19 risulta maggiore del 42,6% rispetto al COVID_19 TORACE e del 64,2% rispetto al COV-FOLLOWUP (vedi Tabella 13).

La differenza tra i protocolli è evidente anche per quanto riguarda la media delle serie *Non SmartPrep or Localizer*, infatti nel protocollo TORACE HRCT COVID 19 si ha una media di 5 scansioni, invece nei protocolli COVID_19 TORACE e COV-FOLLOWUP si ha una media di 3-4 scansioni per entrambi.

Force vs Revolution TC	Contegg. Study Protocol Name	Media Total DLP (mGy*cm)	Dev. Standard di Total DLP (mGy*cm)	Media Num. Series Non SmartPrep or Localizer
TORACE HRCT COVID 19 REVOLUTION	10	858,62	404,25	5,20
COV-FOLLOWUP (FORCE)	5	307,54	84,37	3,00
COVID_19 TORACE (FORCE)	9	493,10	412,38	3,56

Tabella 13 . - Confronto generale tra Force e Revolution scansioni >2

Osservando la Tabella 15 si evince che il protocollo TORACE HRCT COVID 19 presenta un Total DLP medio ridotto di circa il 23% rispetto al protocollo COV-OLD e di circa il 29,9% rispetto sia al COV-NEW che al COV-FOLLOWUP. Va segnalato che questi dati sono condizionati dal *N. series Non SmartPrep or Localizer* che risulta essere pari a 2 nei protocolli COV-OLD e COV-NEW, pari a 3 nel protocollo COV-FOLLOWUP (utilizzati nella Force) e pari a 1 nel protocollo TORACE HRCT COVID 19 (utilizzato nella Revolution CT).

I valori ricavati effettuando la mediana del Total DLP sono riportati nella tabella seguente (Tabella 14).

Protocolli	Mediana Tot. DLP
TORACE HRCT COVID 19	261 mGy*cm
COV-OLD	325 mGy*cm
COV-NEW	292 mGy*cm
COV-FOLLOWUP	319 mGy*cm

Tabella 14 - Mediana Total DLP protocolli COVID nella Force vs nella Revolution CT

Considerando il $CTDI_{VOL}$ medio si può osservare in Tabella 15 come il protocollo utilizzato nella Revolution CT presenta una differenza di circa il 55% rispetto ai protocolli COV-OLD e COV-NEW, mentre di circa il 65% rispetto al protocollo COV-FOLLOWUP.

Altro parametro da considerare, è la media dei mA erogati al tubo che sono nettamente inferiori nel protocollo TORACE HRCT COVID 19 rispetto ai protocolli COV-OLD, COV-NEW e COV-FOLLOWUP (Rif. Tabella 15).

Il tempo di esposizione medio risulta maggiore nella Revolution CT rispetto ai protocolli della Force (vedi Tabella 15).

Force Vs Revolution CT Protocolli Covid	TORACE HRCT COVID 19 RevoCT	COVID_19 TORACE OLD	COVID_19 TORACE NEW	COV-FOLLOWUP
Contegg di Study Prot. Name	80	34	246	15
Media di Total DLP (mGy*cm)	285,95	288,60	313,82	307,54
Mediana Total DLP (mGy*cm)	261	325	292	319
Dev. Std. di Total DLP (mGy*cm)	72,68	94,84	138,24	78,11
Media di Mean CTDI vol (mGy)	7,30	3,49	3,42	2,53
Dev. Std. di Mean CTDI vol (mGy)	5,56	3,36	3,42	2,53
Media di Scanning length (mm)	384,09	441,24	450,75	424,67
Dev. Std. di Scanning length (mm)	33,01	55,96	65,13	56,43
Media di KVP (kV)	124,75	95	95	97
Media di X-ray tube current (mA)	303,31	808,97	806,58	740,80
Media di Num. Series Non SmartPrep or Localizer	1	2	2	3
Media di Exposure time (ms)	1588	1287	1353	1413
Media di Image per series	128	265	286	305

Tabella 15 - Confronto dettagliato tra i protocolli COVID della Force Vs Revolution

Per quanto riguarda il protocollo COV-FOLLOWUP è doveroso dire che non si hanno nel periodo considerato dei dati quantitativamente significativi per avere un'analisi accurata, perché i pazienti controllati sono 5.

COV-FOLLOWUP	SERIE	MEDIA CTDI _{VOL} (mGy)	DLP (mGy*cm)	Total DLP (mGy*cm)
	INSP PRONO 1.5	0.83	29,92	307,54
	ESPIRIO 1.5	0.75	26,84	307,54
	DE INSP 3.0	5,65	244,15	307,54

Tabella 16 - Valutazione parametri dosimetrici delle serie del protocollo COV-FOLLOWUP

Nel grafico in Figura 24 è possibile confrontare le curve di CTDI_{vol} delle serie INSP PRONO 1.5 e ESPIRIO 1.5 del protocollo COV-FOLLOWUP che risultano pressoché sovrapponibili (Tabella 16).

Agli stessi pazienti è stata fatta una scansione Dual energy in inspirio (DE insp 3.0), presente anch'essa nel grafico, che assume un CTDI_{VOL} maggiore rispetto alle altre scansioni.

In Figura 25 è rappresentata la distribuzione in relazione al tempo del Total DLP e si osserva che le serie in INSP PRONO 1.5 ed ESPIRIO 1.5 presentano valori sovrapponibili tra loro (Rif. Tabella 16).

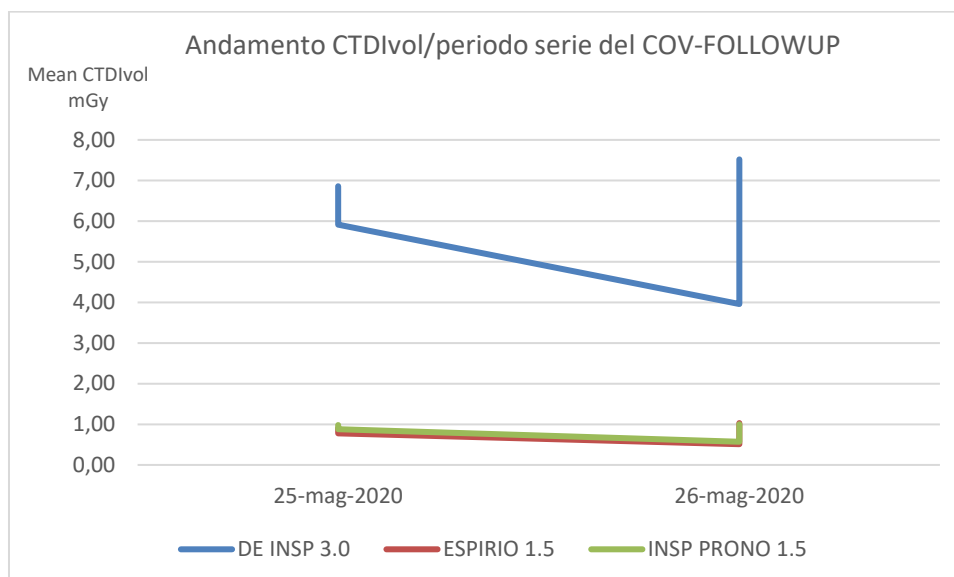


Figura 24 - Andamento CTDI_{vol} nei protocolli COV-FOLLOWUP Force inspirio ed espirio

Osservando l'andamento del DLP (Figura 25) nelle serie precedentemente considerate, è possibile notare che anche per la valutazione di questo parametro si hanno valori sovrapponibili per le serie INSP PRONO 1.5 ed ESPIRIO 1.5, mentre resta come caso isolato il valore della serie DE INSP 3.0 (vedi Tabella 16).

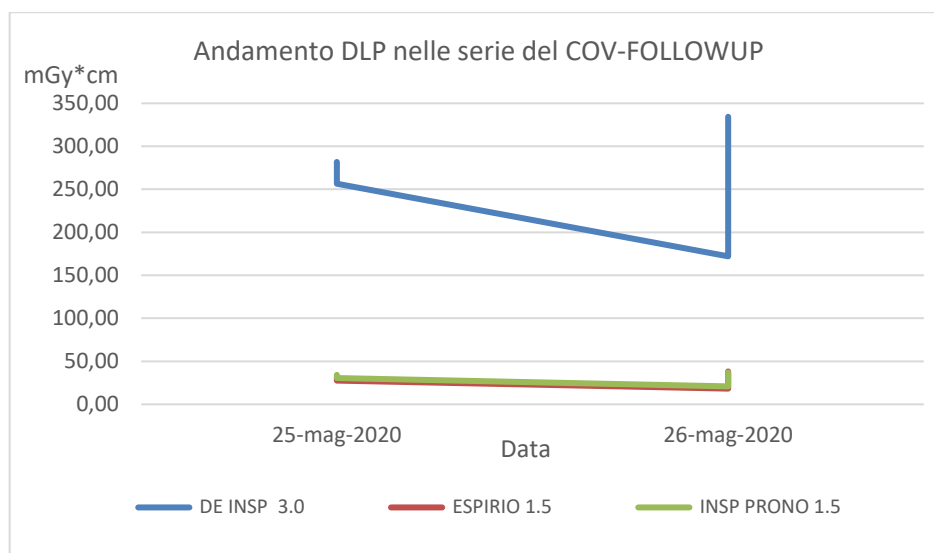


Figura 25– Distribuzione temporale DLP nel protocollo COV-FOLLOWUP

Da segnalare che nonostante le differenze che si possono osservare nei grafici precedenti (Figura 24 e Figura 25) valutando l'andamento del Total DLP (Figura 26) si può notare come i valori delle serie siano del tutto sovrapponibili (vedi Tabella 16).

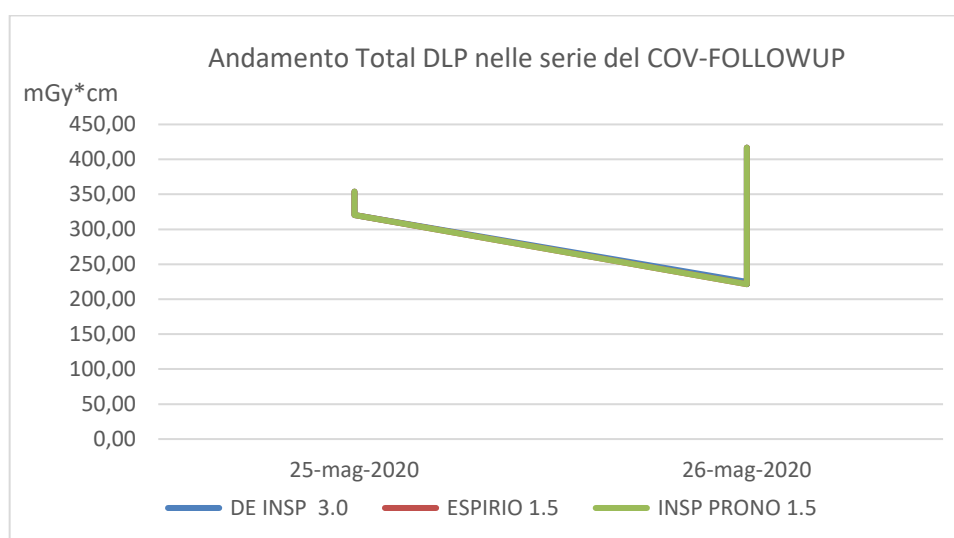


Figura 26 - Andamento Total DLP nel protocollo COV-FOLLOWUP

4.2 Analisi dell'immagine

I vari protocolli nominati precedentemente presentano più scansioni (vedi Tabella 10) e di seguito è illustrata la terminologia utilizzata per definire le serie e il relativo protocollo di appartenenza.

COV-FOLLOWUP	<u>DE_INSP 3.0</u>	
	<u>ESPIRIO1.5</u>	
	<u>INSP PRONO 1.5</u>	
COVID_19_TORACE	COV NEW	<u>N INSPIRIO 1.5</u>
		<u>N INSPIRIO 3.0</u>
	COV OLD	<u>O INSPIRIO 1.5</u>
		<u>O INSPIRIO 3.0</u>

DE_TORACE	<u>INSP PRONO 1.0</u>
	<u>DE_INSP 2.0 A</u>
	<u>DE_INSP 2.0 B</u>
TORACE_DE _CLINICA	<u>DE_INSP 1.0</u>
	<u>ESPIRIO 1.0</u>
	<u>INSP PRONO 3.0</u>
TORACE SMDC	<u>ESPIRIO 3.0</u>

Di tutte le serie presenti nei protocolli utilizzati durante il periodo temporale considerato, sono state valutate le serie che sono state impiegate in maniera più assidua all'interno di tali protocolli.

4.2.1 Risoluzione spaziale

L'analisi MTF dell'inspirio e dell'espirio ha prodotto dei risultati che in alcuni casi, a causa dell'elevata rumorosità delle immagini, sono soggette all'aliasing e pertanto non sono risultate valutabili.

Dall'analisi delle immagini prodotte dalle serie in inspirio (Figura 27), valutando la risoluzione spaziale con *beads*, emergono i seguenti risultati: per MTF al 50% per quanto riguarda il protocollo COV-OLD non si hanno valori apprezzabili per la serie O INSPIRIO 1.5, mentre per la serie O INSPIRIO 3.0 si ha un valore di 5.28 lp/cm. Nel protocollo COV-NEW è possibile notare come a differenza del protocollo COV-OLD, per MTF al 50% si hanno valori apprezzabili per entrambe le serie che costituiscono il protocollo: nel caso della serie N INSPIRIO 1.5 si ha un valore di risoluzione spaziale pari a 7.09 lp/cm mentre per la serie N INSPIRIO 3.0 si ha un valore di risoluzione spaziale pari a 4.87 lp/cm.

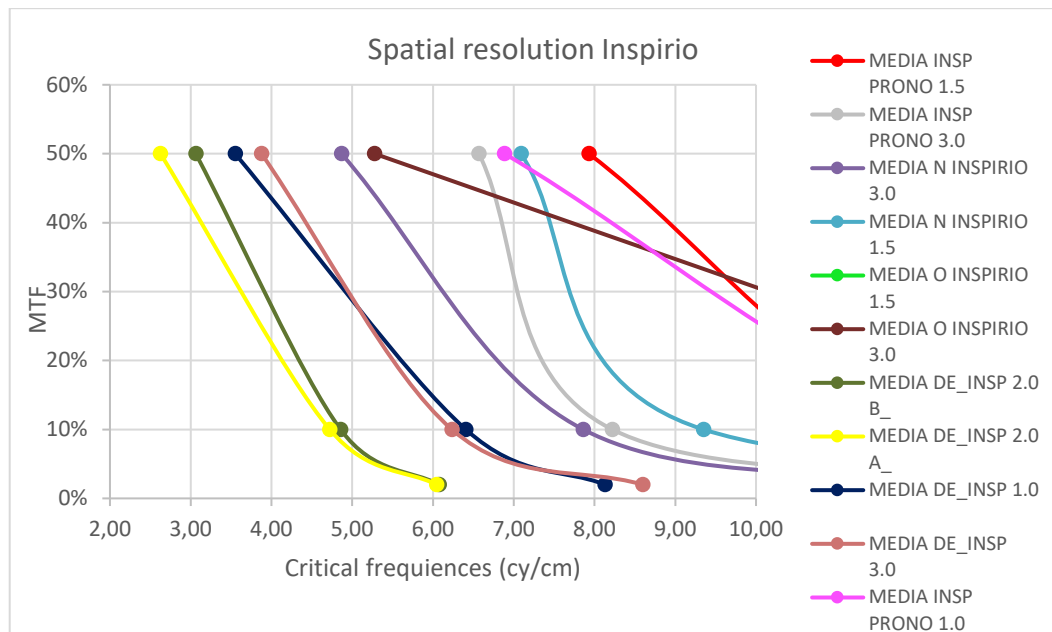


Figura 27 - Confronto tra risoluzioni spaziali

Tra le serie O INSPIRIO 1.5 e N INSPIRIO 3.0 si ha uno scarto di 0.41 lp/cm (vedi Tabella 17). Risultano simili i valori delle serie DE INSP 3.0 e DE INSP 1.0 (3.88, 3.55 lp/cm). Analoghi sono anche i valori delle serie DE INSP 2.0 A_ e DE INSP 2.0 B_ (Tabella 17).

Dall'analisi rappresentata nel grafico in Figura 27 si ricavano i risultati riportati in Tabella 17.

Protocolli	Serie	MTF 50%
COV-OLD	O INSPIRIO 1.5	5.28 lp/cm
	O INSPIRIO 3.0	non apprezzabile
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	7.09 lp/cm
	N INSPIRIO 3.0	4.87 lp/cm
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	7.93 lp/cm
	DE_INSP 3.0	3.88 lp/cm
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	6.57 lp/cm
	DE_INSP 1.0	3.55 lp/cm
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	6.89 lp/cm
	DE_INSP 2.0 B_	3.06 lp/cm
	DE_INSP 2.0 A_	2.63 lp/cm

Tabella 17 - Risoluzione spaziale (beads) per MTF al 50%

Valutando la risoluzione con MTF al 10% si riducono ulteriormente le serie che presentano valori apprezzabili: nel protocollo COV-NEW, la serie N INSPIRIO 1.5 e la serie N INSPIRIO 3.0 presentano una differenza di 1.49 lp/cm (Tabella 18). La differenza tra i valori delle risoluzioni spaziali delle serie dei protocolli Torace_DE_Clinica e COV-FOLLOWUP (DE INSP 1.0 e DE INSP 3.0) è poco significativa e pari a 0.20 lp/cm (vedi Tabella 18). Quasi sovrapponibili risultano i valori di risoluzione delle serie DE INSP 2.0 B_ e DE INSP 2.0 A del protocollo DE_TORACE che presentano una differenza 0.14 lp/cm (vedi Figura 27).

Protocolli	Serie	MTF 10%
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	9.35 lp/cm
	N INSPIRIO 3.0	7.86 lp/cm
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	non apprezzabile
	DE_INSP 3.0	6.21 lp/cm
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	8.22 lp/cm
	DE_INSP 1.0	6.41 lp/cm
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	non apprezzabile
	DE_INSP 2.0 B_	4.86 lp/cm
	DE_INSP 2.0 A_	4.72 lp/cm

Tabella 18 - Risoluzione spaziale (beads) per MTF al 10%

Con MTF pari al 2% si hanno valori accettabili di risoluzione spaziale solo nelle serie dei protocolli COV FOLLOWUP, Torace_DE_Clinica e DE_TORACE (vedi Tabella 19).

Protocolli	Serie	MTF 2%
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	non apprezzabile
	DE_INSP 3.0	8.60 lp/cm
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	non apprezzabile
	DE_INSP 1.0	8.13lp/cm
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	non apprezzabile
	DE_INSP 2.0 B_	6.08 lp/cm
	DE_INSP 2.0 A_	6.04 lp/cm

Tabella 19 - Risoluzione spaziale (beads) per MTF al 2%

Valutando i risultati della risoluzione spaziale Wire (Figura 28) a valori di MTF pari al 50% si ha che la serie del protocollo COV-NEW, N INSPIRIO 1.5, ha il valore di risoluzione maggiore (8.75 lp/cm) rispetto a tutte le altre serie.

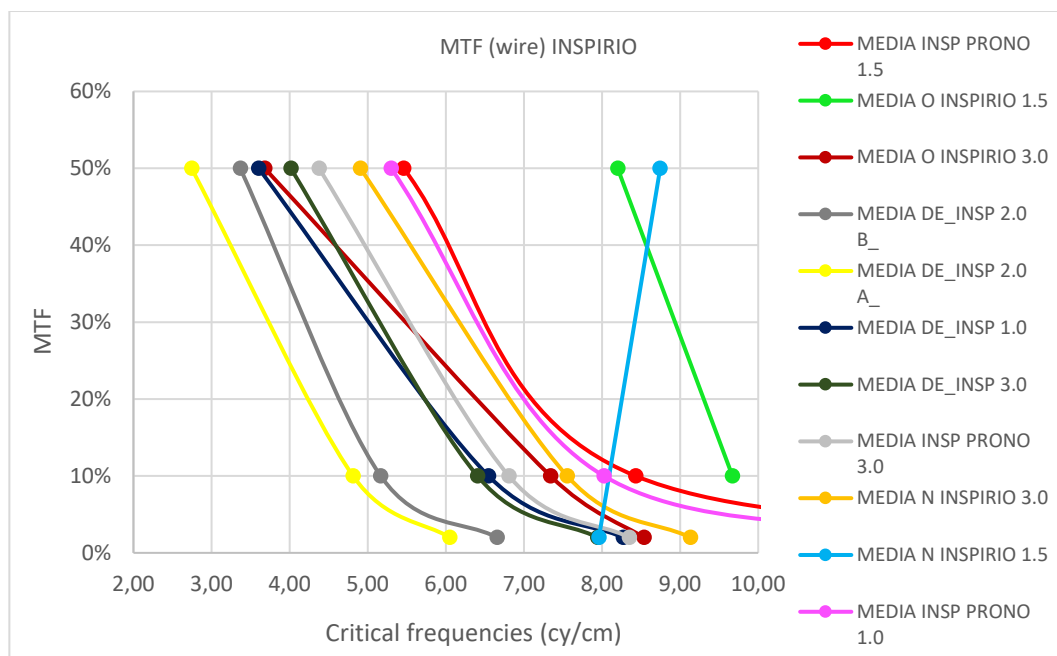


Figura 28 - Confronto Risoluzione spaziale (Wire) tra serie in inspirio dei protocolli della Force

La serie del protocollo COV-OLD, O INSPIRIO 1.5, presenta una risoluzione spaziale inferiore di 0.55 lp/cm rispetto alla serie N INSPIRIO 1.5 del protocollo COV-NEW (vedi Tabella 20). Confrontando le serie O INSPIRIO 3.0 e N INSPIRIO 3.0 risulta che la differenza di risoluzione spaziale tra il protocollo COV-OLD e il COV-NEW è di circa 1.23 lp/cm (vedi Tabella 20). Anche nella valutazione della risoluzione spaziale *wire*, le serie DE INSP 2.0 B_ e DE INSP 2.0 A_ (presenti nel protocollo DE_TORACE) presentano i valori più bassi di risoluzione (vedi Figura 28).

Protocolli	Serie	MTF 50%
COV-OLD	O NSPIRIO 1.5	8.20 lp/cm
	O INSPIRIO 3.0	3.68 lp/cm
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	8.75 lp/cm
	N INSPIRIO 3.0	4.91 lp/cm
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	5.46 lp/cm
	DE_INSP 3.0	4.02 lp/cm
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	4.38 lp/cm
	DE_INSP 1.0	3.60 lp/cm
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	5.30 lp/cm
	DE_INSP 2.0 B_	3.37 lp/cm
	DE_INSP 2.0 A_	2.74 lp/cm

Tabella 20 - Risoluzione spaziale (wire) per MTF al 50%

Diminuendo il valore dell'MTF al 10%, si può osservare come i valori di risoluzione spaziale, nei protocolli COV-FOLLOWUP e Torace_DE_Clinica, in particolare delle serie DE_INSP 3.0, DE_INSP 1.0, INSP PRONO 3.0, si avvicinano tra loro (Tabella 21 e grafico in Figura 28). Rimane come caso isolato, con un elevato valore di risoluzione, la serie O INSPIRIO 1.5 del protocollo COV-OLD, ma come detto precedentemente il valore risulta poco affidabile a causa del rumore spinto che provoca aliasing.

Protocolli	Serie	MTF 10%
COV-OLD	O NSPIRIO 1.5	9.67 lp/cm
	O INSPIRIO 3.0	7.34 lp/cm
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	non apprezzabile
	N INSPIRIO 3.0	7.55 lp/cm
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	8.43 lp/cm
	DE_INSP 3.0	6.41 lp/cm
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	6.81 lp/cm
	DE_INSP 1.0	6.55 lp/cm
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	8.02 lp/cm
	DE_INSP 2.0 B_	5.17 lp/cm
	DE_INSP 2.0 A_	4.81 lp/cm

Tabella 21 – Risoluzione spaziale (wire) per MTF al 10%

La serie N INSPIRIO 1.5, a causa dell'elevato rumore, non permette di avere un valore realistico di risoluzione. Se si confronta il valore di risoluzione della serie O INSPIRIO 3.0 con quello della serie N INSPIRIO 3.0, si nota come i due differiscono di 0.21 lp/cm (vedi Tabella 21). Risultano più bassi dei valori

precedenti, le risoluzioni spaziali delle serie DE INSP 2.0 B_, DE INSP 2.0 A e DE INSP 3.0 (vedi Tabella 21).

A MTF al 2% si hanno risultati apprezzabili solamente per le serie O INSPIRIO 3.0, N INSPIRIO 1.5, DE INSP 3.0, DE INSP1.0, DE INSP 2.0 B_ e DE INSP 2.0 A_ (vedi grafico in Figura 28). Il valore maggiore di risoluzione spaziale lo si ha per il protocollo COV-NEW (N INSPIRIO 3.0), seguito dal valore del protocollo COV-OLD (O INSPIRIO 3.0) e dal protocollo Torace_DE_Clinica (INSP PRONO 3.0) (vedi Tabella 22).

Al di sotto di tali valori si hanno le risoluzioni spaziali dei protocolli COV-FOLLOWUP e COV-NEW delle serie DE INSP 3.0 e N INSPIRIO 1.5 le quali presentano risultati sovrapponibili (Figura 28).

Protocolli	Serie	MTF 10%
COV-OLD	O NSPIRIO 1.5	non apprezzabile
	O INSPIRIO 3.0	8.54 lp/cm
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	7.95 lp/cm
	N INSPIRIO 3.0	9.13 lp/cm
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	non apprezzabile
	DE INSP 3.0	7.95 lp/cm
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	8.35 lp/cm
	DE INSP 1.0	8.27 lp/cm
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	non apprezzabile
	DE_INSP 2.0 B_	6.66 lp/cm
	DE_INSP 2.0 A_	6.05 lp/cm

Tabella 22 - Risoluzione spaziale (wire) per MTF al 2%

Anche nella valutazione con MTF al 2% le serie del protocollo DE_TORACE, DE INSP 2.0 B_ e DE INSP 2.0 A_, presentano i valori più bassi di risoluzione spaziale (come mostrato nella Tabella 22).

Le serie in Espirio sono state utilizzate nei protocolli COV-FOLLOWUP, TORACE sMdc e Torace_DE_Clinica.

In alcuni casi il software dava risultati di MTF al 2% pari a zero.

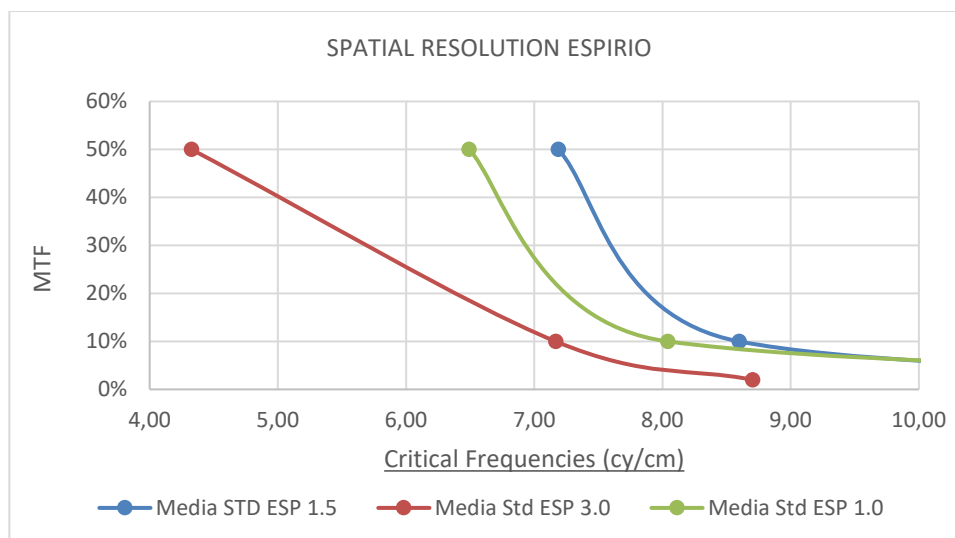


Figura 29 – Risoluzione spaziale delle serie in Espirio

Dall’analisi delle immagini acquisite con le serie in espirio (Figura 29), si evidenzia, valutando la risoluzione spaziale *beads*, che per valori di MTF maggiori (50%), lo scarto tra la serie ESP 1.0 del protocollo Torace_DE_Clinica e la serie ESP 1.5 del protocollo COV-FOLLOWUP risulta di 0.7 lp/cm. Tra la serie ESP 1.0 e la serie ESP 3.0 del protocollo TORACE sMdc è di 2.16 lp/cm e tra la serie ESP 1.5 ed ESP 3.0 la differenza tra i valori è di 2.86 lp/cm (vedi Tabella 23).

Protocolli	Serie	MTF 50%	MTF 10%	MTF 2%
COV-FOLLOWUP	ESP 1.5	7.19 lp/cm	7.17 lp/cm	non apprezzabile
Torace_DE_Clinica	ESP 1.0	6.49 lp/cm	8.04 lp/cm	non apprezzabile
TORACE sMdc	ESP 3.0	4.33 lp/cm	8.60 lp/cm	8.70 lp/cm

Tabella 23 - Risoluzione spaziale (*beads*) serie in Espirio

Al diminuire dell’MTF (10%) si ha una minor differenza tra le serie in termini di lp/cm con valori compresi nell’intervallo 7.17-8.60 lp/cm (valori presenti nella Tabella 23)

Con MTF al 2% (Rif. Tabella 23), a causa dell’elevato rumore, non si hanno valori apprezzabili per le serie dei protocolli Torace_DE_Clinica e COV-FOLLOWUP, ma solo per la serie del protocollo TORACE sMdc in cui il valore corrisponde a 8.70 lp/cm.

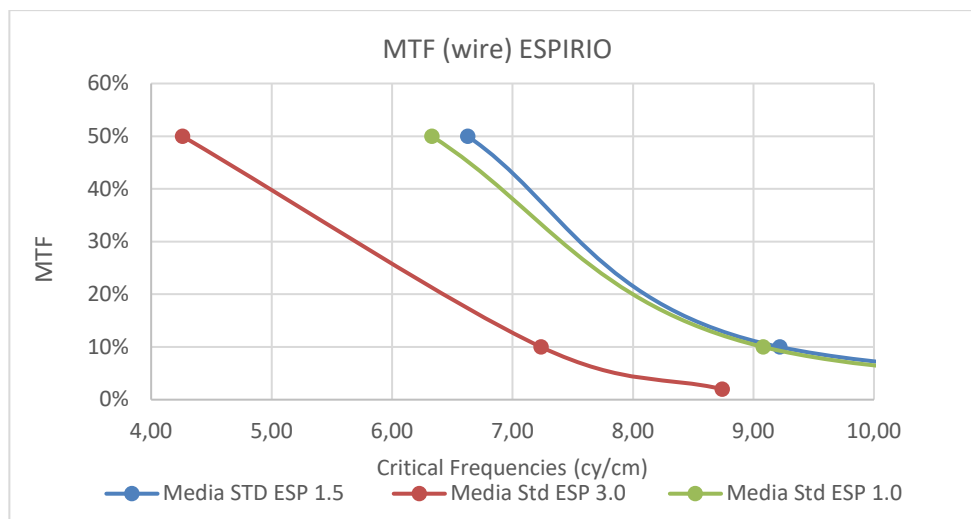


Figura 30 – Risoluzione spaziale (Wire) serie in Espirio

Dai risultati dell'analisi della risoluzione spaziale *wire* (Figura 30) risulta che per valori di MTF al 50% si ha una differenza più netta tra il protocollo TORACE sMdc e gli altri due protocolli Torace_DE_Clinica e COV-FOLLOWUP (vedi Tabella 24).

Protocolli	Serie	MTF 50%	MTF 10%	MTF 2%
COV-FOLLOWUP	ESP 1.5	6.63 lp/cm	9.22 lp/cm	non apprezzabile
Torace_DE_Clinica	ESP 1.0	6.33 lp/cm	9.08 lp/cm	non apprezzabile
TORACE sMdc	ESP 3.0	4.26 lp/cm	7.24 lp/cm	8.74 lp/cm

Tabella 24 - Risoluzione spaziale (wire) serie in Espirio

Valutando l'MTF al 10%, si può osservare come i valori delle serie dei protocolli Torace_DE_Clinica e COV-FOLLOWUP sono pressoché sovrapponibili (Rif. Tabella 24), mentre nella serie del protocollo TORACE sMdc si ha un valore medio inferiore rispetto agli altri due protocolli.

Per quanto riguarda l'MTF al 2%, si ha un valore realistico solamente per il protocollo TORACE sMdc che è pari a 8.74 lp/cm.

Dall'analisi della risoluzione spaziale sia *beads* che *wire*, emerge che la serie ESP 1.5 (utilizzata nel protocollo COV-FOLLOWUP) risulta avere una maggiore risoluzione spaziale al diminuire dell'MTF, avendo però come limite la mancanza di risultati per MTF al 2%. Risulta evidente come solo il protocollo TORACE sMdc presenta valori di risoluzione accettabili a MTF pari al 2% in entrambe le analisi di risoluzione spaziale (*beads* e *wire*).

4.2.2 Contrasto

Per quanto riguarda la valutazione del contrasto anche in questo caso sono state analizzate separatamente sia le scansioni in inspirio che quelle in espirio.

Esaminando i valori di Basso contrasto sono state valutate nel dettaglio le analisi effettuate sugli inserti a 10 mm e a 15mm (Figura 31). È possibile osservare (Tabella 25) che i valori maggiori, considerando il dettaglio a 10 mm, si ritrovano nelle serie O INSPIRIO 1.5, N INSPIRIO 1.5, INSP PRONO 1.5, INSP PRONO 1.0.

Protocolli	Serie	Contrast %	Contrast %
		10mm	15mm
COV-OLD	O NSPIRIO 1.5	5.61%	3.74%
	O INSPIRIO 3.0	0.97%	0.65%
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	5.02%	3.35%
	N INSPIRIO 3.0	1.12%	0.75%
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	5.33%	3.56%
	DE_INSP 3.0	0.47%	0.31%
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	0.96%	0.64%
	DE_INSP 1.0	0.81%	0.54%
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	6.08%	4.05%
	DE_INSP 2.0 B_	0.56%	0.38%
	DE_INSP 2.0 A_	0.56%	0.37%

Tabella 25 - Valutazione del Basso Contrasto serie in Inspirio

Dal grafico in Figura 31 emerge come aumentando il dettaglio a 15 mm i valori di contrasto diminuiscono maggiormente nelle serie O INSPIRIO 1.5, N INSPIRIO 1.5, INSP PRONO 1.5, INSP PRONO 1.0, dove la riduzione è in media di circa 1.83% (vedi Tabella 25).

Se si valuta il contrasto nell'inserto da 15 mm, le serie che presentano valori bassi di contrasto nella valutazione a 10 mm, subiscono una riduzione media di circa 0.28% (Rif. Tabella 25).

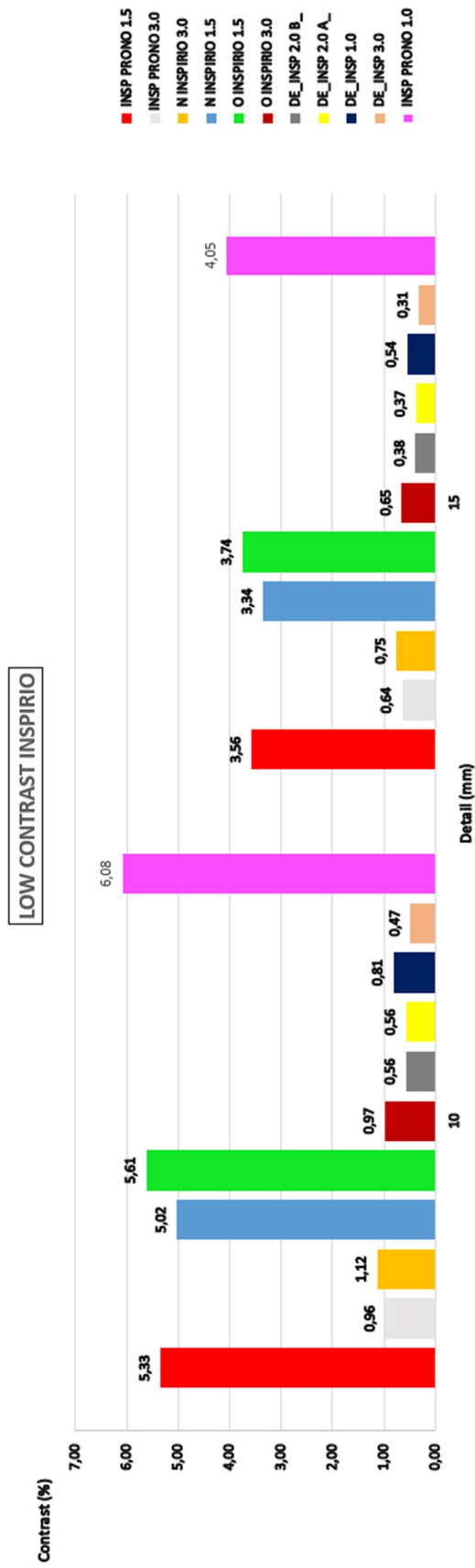


Figura 31 – Confronto Basso contrasto nelle serie in insprio dei protocolli Force

Dai dati raccolti nel grafico in Figura 32, emerge che le serie in espirio, valutando il dettaglio a 10 mm, presentano un contrasto maggiore nel protocollo COV-FOLLOWUP e Torace_DE_Clinica rispetto al protocollo DE_TORACE, dove il valore è nettamente inferiore (Rif. Tabella 26). Anche valutando il dettaglio a 15 mm rimane la stessa differenza netta tra i protocolli e si ha una riduzione di contrasto di circa il 33% (vedi Tabella 26)

Protocolli	Serie	Contrast% 10mm	Contrast% 15mm
COV-FOLLOWUP	ESP 1.5	5.67%	3.78%
Torace_DE_Clinica	ESP 1.0	6.5%	4.3%
TORACE sMdc	ESP 3.0	0,91%	0.61%

Tabella 26 - Valutazione Basso Contrasto serie in Espirio

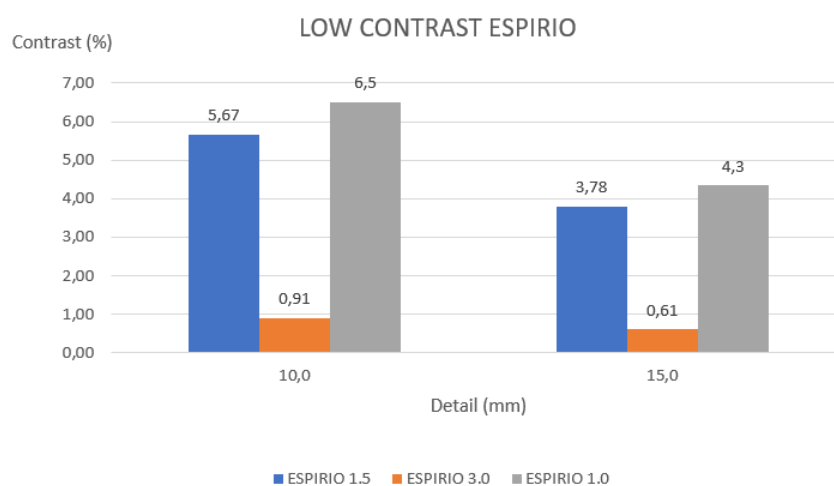


Figura 32 – Confronto Basso contrasto serie in espirio dei protocolli Force

Per quanto riguarda la valutazione del CNR (Figura 34) si può osservare come le serie in inspirio, che avevano valori di Basso contrasto più elevati, in questo caso presentano valori più bassi. Non si ha una riduzione omogenea all'aumentare del diametro degli inserti, bensì i valori o restano stazionari, oppure risultano maggiori o minori rispetto al valore dell'inserto precedente.

Protocolli	Serie	Contrast 5mm	Contrast 6mm	Contrast 7mm	Contrast 8mm	Contrast 9mm	Contrast 15mm
COV-OLD	O NSPIRIO 1.5	0.20%	0.20%	0.20%	0.20%	0.20%	0.10%
	O INSPIRIO 3.0	0.57%	0.40%	0.47%	0.67%	0.80%	0.60%
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	0.15%	0.05%	0.15%	0.15%	0.1%	0.1%
	N INSPIRIO 3.0	0.27%	0.20%	0.33%	0.27%	0.40%	0.40%
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	0.10%	0.20%	0.07%	0.13%	0.13%	0.17%
	DE_INSP 3.0	0.79%	0.93%	0.84%	1.09%	1.06%	1.44%
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	0.53%	0.93%	0.70%	0.50%	0.53%	0.87%
	DE_INSP 1.0	0.43%	0.43%	0.57%	0.63%	0.50%	0.67%
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	0.17%	0.20%	0.10%	0.13%	0.07%	0.10%
	DE_INSP 2.0 B_	0.69%	0.94%	0.61%	0.63%	0.44%	1.01%
	DE_INSP 2.0 A_	0.70%	0.60%	0.58%	0.94%	0.78%	1.12%

Tabella 27 - Valutazione Alto contrasto serie Inspirio

Osservando i dati in Tabella 27 è possibile affermare che il protocollo COV-NEW presenta una resa media di alto contrasto inferiore rispetto al protocollo COV-OLD e al protocollo COV-FOLLOWUP. I più alti valori di contrasto per questi protocolli li si ha per gli inserti da 8,9 e 15 mm.

Mediante i protocolli Torace_DE_Clinica e DE_TORACE, presentano valori di alto contrasto maggiori rispetto ai protocolli COV-OLD e COV-NEW, inoltre presentano una resa di contrasto migliore per inserti da 5, 6, 7, 15 mm (vedi Tabella 27).

Analizzando il CNR delle serie in espirio (Figura 33), si nota come ci sia una netta differenza tra la serie del protocollo TORACE sMdc, dove i valori registrati risultano maggiori rispetto alle altre due serie Torace_DE_Clinica e COV-FOLLOWUP.

Protocolli	Serie	Contrast 5mm	Contrast 6mm	Contrast 7mm	Contrast 8mm	Contrast 9mm	Contrast 15mm
COV-FOLLOWUP	ESP 1.5	0.17%	0.10%	0.10%	0.13%	0.13%	0.17%
Torace_DE_Clinica	ESP 1.0	0.17%	0.10%	0.13%	0.07%	0.10%	0.17%
TORACE sMdc	ESP 3.0	0.60%	0.43%	0.40%	0.50%	0.47%	0.70%

Tabella 28 - Valutazione Alto contrasto serie in Espirio

La serie ESP 3.0 (TORACE sMdc) presenta differenti valori di contrasto, tuttavia si registrano i valori maggiori negli inserti a 5mm.

Nella serie ESP 1.5 (COV-FOLLOWUP) si hanno valori più o meno omogenei tra i vari inserti: gli inserti a 5 e 15 mm presentano il valore di contrasto maggiore (vedi Tabella 28).

Per la serie ESP 1.0 (Torace_DE_Clinica) si hanno gli stessi valori di contrasto della serie Esp 1.5, negli inserti da 5, 6, e 15 mm (Rif. Tabella 28).

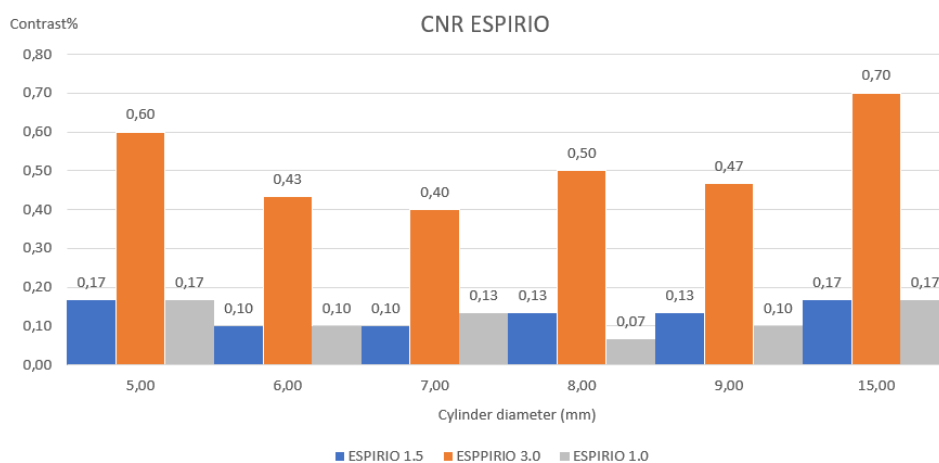


Figura 33 – Confronto CNR delle serie in espirio dei protocolli della Force

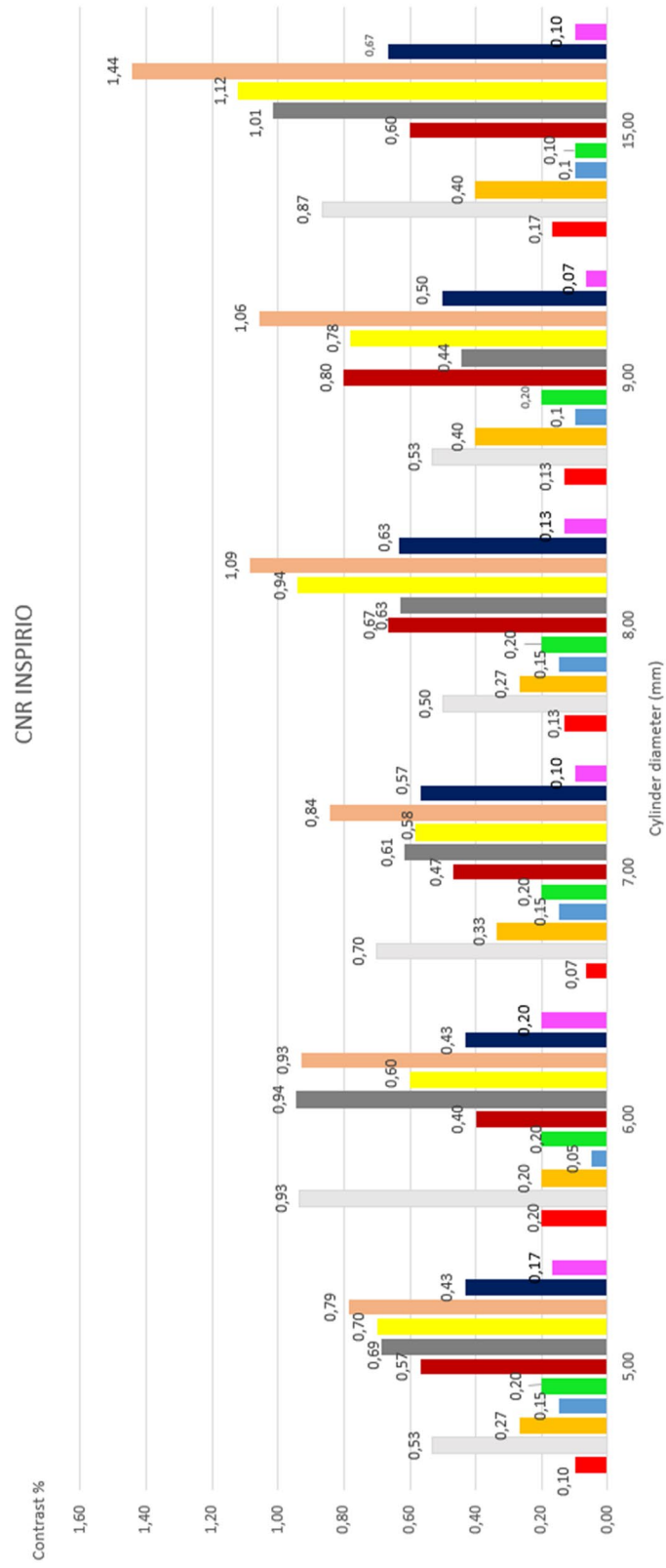


Figura 34 - Confronto CNR serie in inspirio dei protocolli Force

4.2.3 Uniformità

Nella valutazione dell'uniformità si analizza l'indice di rumore.

Dal grafico in Figura 35 è possibile osservare come le serie dei protocolli COV-OLD, COV NEW, DE_TORACE e COV-FOLLOWUP presentano un livello di rumore maggiore rispetto alle altre serie (vedi Tabella 29).

Protocolli	Serie	Noise
COV-OLD	O NSPIRIO 1.5	138.5
	O INSPIRIO 3.0	26.67
COV-NEW	N NSPIRIO 1.5	142.05
	N INSPIRIO 3.0	26.57
COV-FOLLOWUP	INSP PRONO 1.5	145.30
	DE_INSP 3.0	12.33
Torace_DE_Clinica	INSP PRONO 3.0	24.07
	DE_INSP 1.0	21.93
DE_Torace	INSP PRONO 1.0	165.40
	DE_INSP 2.0 B_	14.16
	DE_INSP 2.0 A_	13.52

Tabella 29 - Noise serie in Inspirio

I valori più bassi in generale si ritrovano nelle restanti serie: O INSPIRIO 3.0, (protocollo COV-OLD), N INSPIRIO 3.0 (protocollo COV-NEW), INSP PRONO 3.0 (protocollo Torace_DE_Clinica) e nelle serie DE INSP 2.0 B_, DE INSP 2.0 A_ (protocollo DE_TORACE) (Rif. Tabella 29).

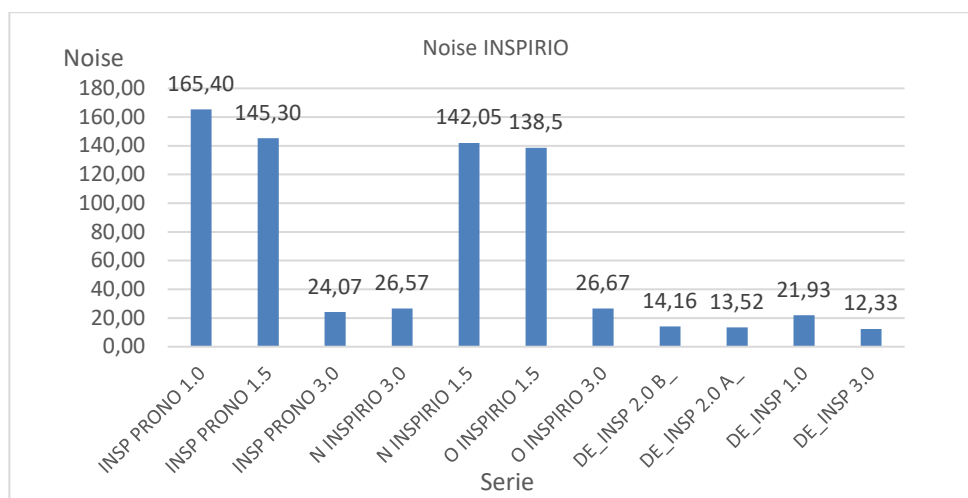


Figura 35 - Livello del rumore nelle serie in inspirio nei protocolli Force

Nelle serie in espirio (Figura 36) è evidente come si abbia una differenza netta tra il protocollo Torace_DE_Clinica e gli altri due, TORACE sMdc e COV-FOLLOWUP.

Protocolli	Serie	Noise
COV-FOLLOWUP	ESP 1.5	145.80
Torace_DE_Clinica	ESP 1.0	6266.17
TORACE sMdc	ESP 3.0	23.77

Tabella 30 – Noise serie in Espirio

Nella serie ESP 3.0 è stato registrato il livello più basso di rumore (vedi Tabella 30) che appartiene al protocollo TORACE sMdc.

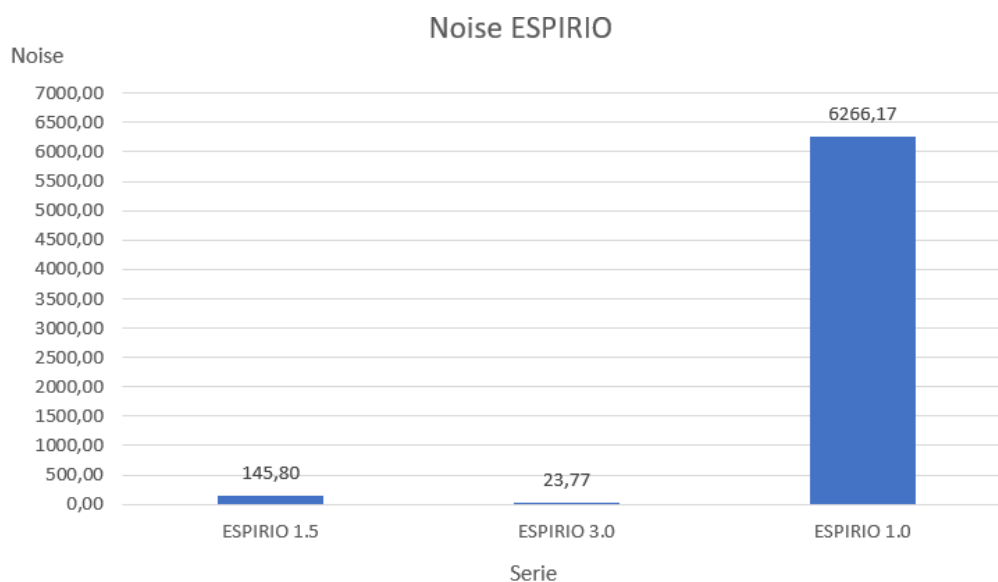


Figura 36 - Livello di rumore delle serie in espirio nei protocolli della Force

4.2.4 Linearità dei numeri TC

Riguardo la valutazione della linearità dei numeri TC, si osserva come sia nelle serie in espirio che nelle serie in inspirio si hanno valori di deviazione standard diversi da 0, ciò denota una disomogeneità tra le acquisizioni.

Dalla valutazione dei dati raccolti, analizzando le serie in inspirio (Tabella 31 e Figura 37), si osserva come tra le scansioni sia presente una deviazione standard nel valore di HU (Unità Hounsfield) per ogni materiale considerato.

Il confronto dei valori di tutte le serie in inspirio ha prodotto i seguenti risultati: si ha una deviazione standard maggiore per il LUNG, considerando tutte le serie.

CT LINEARITY (HU)					
Protocolli	Serie	<u>LDPE</u>	<u>POLY</u>	<u>LUNG</u>	<u>PMP</u>
COV- FOLLOWUP	<u>INSP PRONO</u> <u>1.5</u>	-103,80	-31,67	-799,57	-178,57
	<u>DE INSP 3.0</u>	-103,26	-44,03	-830,33	-194,24
COV- NEW	<u>N INSPIRIO 1.5</u>	-99,85	-25,70	-810,80	-178,25
	<u>N INSPIRIO 3.0</u>	-84,50	-26,53	-795,07	-167,90
COV- OLD	<u>O INSPIRIO 1.5</u>	-97,00	-32,60	-801,80	-179,00
	<u>O INSPIRIO 3.0</u>	-83,13	-27,27	-790,13	-172,2
Torace DE_Clinica	<u>INSP PRONO</u> <u>3.0</u>	-84,47	-22,47	-792,90	-166,77
	<u>DE INSP 1.0</u>	-96,97	-40,63	-801,10	-185,53
	<u>DE INSP 2.0 B</u>	-65,47	-12,17	-795,30	-151,96
DE_TORACE	<u>DE INSP 2.0 A</u>	-113,62	-54,32	-804,94	-199,02
	<u>INSP PRONO</u> <u>1.0</u>	-86,40	-31,35	-798,33	-179,90
	<u>DEV STD</u>	12,73	11,24	14,44	13,30
<u>MEDIA</u>		-96,18	-34,09	-808,85	-181,67
<u>Dev Std (senza serie DE)</u>		8,62	3,74	6,79	5,61

Tabella 31 – Linearità numeri CT serie in inspirio dei protocolli della Force

Da segnalare che se vengono escluse dal confronto le serie DE (dual energy) i valori di deviazione standard dimezzano. Ciò denota che tali scansioni producono valori che si discostano maggiormente dalle HU prodotte dalle altre serie e la maggior deviazione standard in questo caso la si ha per l'LDPE (Tabella 31).

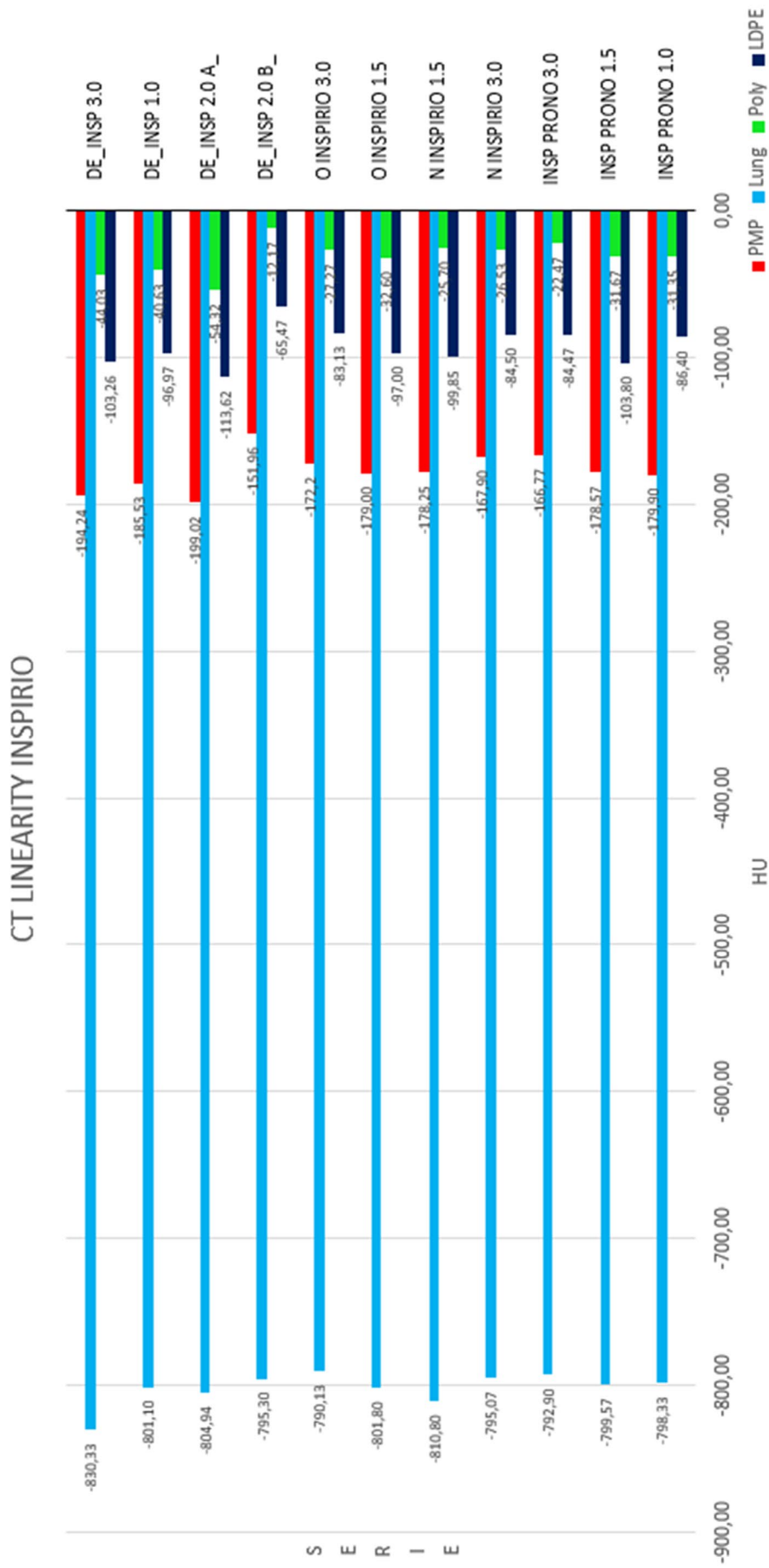


Figura 37 – Linearità dei numeri CT nelle serie in inspirio dei protocolli della Force

Per quanto riguarda le serie in espirio è possibile osservare, nella Tabella 32 e nel relativo grafico in Figura 38, come tra le serie ci sia una deviazione standard che caratterizza i valori delle HU dei vari materiali.

I valori delle deviazioni standard dei materiali sono raccolti nella Tabella 32 e si osserva come l'LDPE presenta il valore maggiore.

CT LINEARITY					
<u>MATERIALI</u>	<u>ESPIRIO 1.0</u>	<u>ESPIRIO 3.0</u>	<u>ESPIRIO 1.5</u>	<u>DEV. STD</u>	<u>MEDIA</u>
<u>LDPE</u>	-84,03	-79,37	-91,73	6,25	-85,04
<u>POLY</u>	-31,73	-24,30	-21,47	5,30	-19,38
<u>LUNG</u>	-800,67	-794,63	-803,60	4,57	-799,63
<u>PMP</u>	-171,40	-169,73	-180,83	5,99	-173,99

Tabella 32 – Linearità numeri CT serie in espirio dei protocolli Force

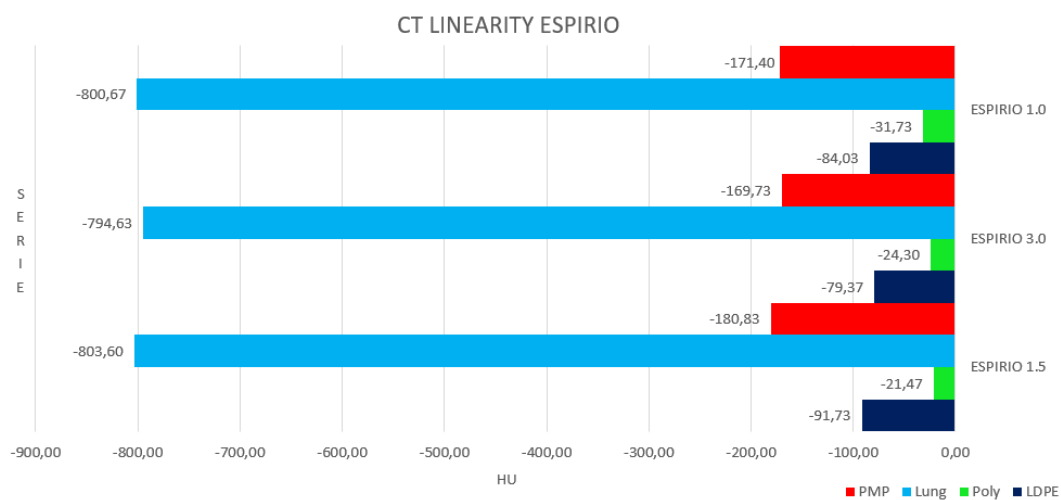


Figura 38 – Linearità dei numeri CT serie in espirio

5 Discussione e conclusione

Nel presente lavoro vanno sottolineate delle limitazioni e criticità dovute principalmente al fatto che i protocolli COV-NEW e COV-OLD, in alcuni esami sono stati leggermente modificati. I parametri quali pitch, numero di scansioni effettuate e tipologia di serie utilizzate hanno subito delle variazioni. Nel corso dell'analisi si sono incontrate delle difficoltà a causa di queste variabilità arbitrarie nell'utilizzo dei parametri di scansione. Tuttavia, il numero di esami effettuati con i protocolli senza variazioni di parametri è risultato congruo allo studio. Tra febbraio e maggio, il protocollo COV-FOLLOWUP presenta un numero di esami esiguo, comunque accettabile per poter effettuare una valutazione dosimetrica e il successivo confronto con gli altri protocolli. Stessa premessa va fatta per i protocolli torace utilizzati di routine nella Force: solo i protocolli Torace_DE_Clinica e TORACE sMdc presentano, nel periodo considerato, un numero di esami quantitativamente accettabile per poter effettuare un confronto, in termini di dosimetria, con i protocolli COVID.

L'impiego di protocolli TC dedicati ad una singola patologia o a un ristretto gruppo di patologie con caratteristiche radiologiche simili, consente di spingere il processo di ottimizzazione fino ad ottenere protocolli definiti "Ultra Low Dose". Questa pratica, a fronte di una riduzione di dose fino a CTDI dell'ordine di 1 mGy o meno, ha evidentemente un forte impatto sulla qualità dell'immagine che risulta fondamentalmente più rumorosa ma, con l'impiego di fasci di energie ridotte o filtrati ad esaltare i contrasti dei tessuti interessati.

Le scansioni Ultra Low Dose sono state realizzate con uno spessore di 1.5 mm anziché 1mm per contenere il più possibile dose e rumore.

In questo lavoro si evidenzia come in un caso specifico come quello del COVID 19, patologia che causa lesioni interstiziali diffuse e per la cui diagnosi è previsto anche un imaging TC di stadiazione, questo processo dia dei risultati molto buoni in termini di riduzione della dose. Si nota una differenza significativa tra il DLP del protocollo COV-FOLLOWUP e i protocolli utilizzati di routine nella Force: calcolando il valore della mediana del DLP si osserva una riduzione di circa il 64% rispetto al protocollo Torace_DE_Clinica e di circa il 62% rispetto al protocollo TORACE sMdc (vedi Tabella 9). Per quanto riguarda il COV OLD e il COV-NEW, si può notare la differenza sostanziale che si ha tra i due protocolli in termini

di DLP: il protocollo adottato successivamente, cioè il COV-NEW presenta un valore della mediana del DLP ridotto di circa il 42% rispetto al valore del COV-OLD (Rif. Tabella 9). Il protocollo COV-NEW, comparato ai protocolli Torace_DE_Clinica e TORACE sMdc, presenta un valore di DLP inferiore del 10% rispetto al primo e del 4% rispetto al secondo.

Altro protocollo da menzionare, visto il numero di esami eseguiti con quest'ultimo, è il protocollo COV TORACE pitch 1.55, dove si ha un DLP che si accosta molto ai valori dei protocolli torace di routine: questo ad indicare che questa variazione di protocollo rispetto al COV-NEW è meno vantaggiosa in termini di dose (vedi Tabella 9). Tuttavia, se si valuta il valore medio del Total DLP è possibile osservare un aumento nei protocolli COVID rispetto ai protocolli utilizzati di routine (fatta eccezione per il protocollo DE_TORACE il quale presenta un valore maggiore del 3%). Si ha una differenza del 6% tra il Total DLP del COV-NEW e quello del Torace_DE_Clinica e del 58% rispetto al valore del protocollo Torace sMdc.

Il protocollo COV-FOLLOWUP presenta un valore di Total DLP di poco inferiore rispetto a quello del protocollo COV-NEW, mentre il Total DLP del COV-OLD risulta essere il maggiore tra tutti i protocolli analizzati (fatta eccezione per il protocollo DE_TORACE, vedi valori Tabella 9).

Da segnalare che i protocolli COV-OLD e COV-NEW presentano un numero medio di scansioni *Non SmartPrep or Localizer pari a 2*, il protocollo COV-FOLLOWUP presenta un numero medio di scansioni pari a 3 mentre nei protocolli torace di routine in media si ha 1 sola serie.

Riguardo il valore medio del CTDI delle serie in inspirio è possibile notare come nei protocolli COV-OLD, COV-NEW e COV-FOLLOWUP, in particolare nelle serie O INSPIRIO 1.5, N INSPIRIO 1.5 e INSP PRONO 1.5 (serie Ultra Low Dose) si hanno valori < 1 mGy (vedi valori Tabella 10). Nelle serie, DE_INSP 2.0 A_, DE_INSP 2.0 B_, DE_INSP1.0 E INSP PRONO 3.0, relative ai protocolli DE_TORACE e Torace_DE_Clinica presentano valori di CTDI >1 (vedi Tabella 10). Confrontando il CTDI delle serie in espirio, significativa è la differenza tra i valori dei protocolli COV-FOLLOWUP e TORACE sMdc: la serie ESPIRIO 1.5 (COV-FOLLOWUP) presenta un valore di CTDI inferiore di circa il 77% rispetto alla serie ESPIRIO 3.0 (TORACE sMdc).

Le serie O INSPIRIO 3.0, N INSPIRIO 3.0 e DE_INSP 3.0 (serie Dual Energy) dei protocolli COV-OLD, COV-NEW e COV-FOLLOWUP presentano invece valori di CTDI >1 che risultano più elevati delle serie dei protocolli torace di routine (vedi Tabella 10).

Nel confronto tra la Force e la Revolution CT si può osservare che: il protocollo TORACE HRCT COVID 19 utilizzato nella Revolution CT presenta un valore di Total DLP medio inferiore dell'8.5% rispetto al protocollo COVID19_TORACE utilizzato nella Force, ma con un numero di scansioni inferiore (1 vs 2 scansioni). Andando a valutare gli esami in cui sono state effettuate più serie rispetto allo standard dei protocolli (a causa di pazienti non complianti) si nota che il Total DLP del protocollo utilizzato nella Revolution è quasi il doppio rispetto a quello del protocollo utilizzato nella Force. Importante questa considerazione perché i pazienti COVID sono pazienti per lo più dispnoici con ridotta capacità respiratoria che tendono a muoversi durante le acquisizioni.

Nella valutazione del CNR è possibile notare come i protocolli COVID presentino valori di contrasto maggiori nelle serie in inspirio di circa l'84%, rispetto ai protocolli toracici convenzionali (vedi Tabella 25). Nelle serie in espirio si ha un valore di contrasto maggiore nella scansione del protocollo Torace_DE_Clinica: risulta maggiore di circa il 13% rispetto alla serie del protocollo COV-FOLLOWUP e dell'84% rispetto al protocollo TORACE sMdc (Tabella 26). Si evidenzia inoltre che, l'uso di fasci filtrati (100 kV filtro Sn, TC Somaton Force Siemens) da risultati migliori per quanto riguarda la risoluzione spaziale nelle serie in inspirio, per MTF al 50% (Rif. Tabella 17, Tabella 20, Tabella 23), rispetto ad una "convenzionale" riduzione dei carichi radiologici. Tuttavia diminuendo il valore dell'MTF è possibile notare come i fenomeni di aliasing, dovuti al rumore spinto introdotto dalle serie ultra low dose, non permettono di avere valori apprezzabili di risoluzione spaziale (Rif. Tabella 18, Tabella 19, Tabella 23). Per le serie in espirio si nota come la serie ESPIRIO 1.5, del protocollo COV-FOLLOWUP e la serie ESPIRIO 1.0, del protocollo Torace_DE_Clinica, non presentano valori di risoluzione spaziale apprezzabili a causa dell'elevato rumore introdotto.

Lo studio ha dimostrato che i protocolli COVID, costituiti da una serie Dual Energy e una serie Ultra Low Dose, grazie alla filtrazione spettrale supportata da spessori di acquisizione di 1.5 mm, permette di avere una dose totale paragonabile alla dose di un'unica scansione dei protocolli utilizzati di routine. I protocolli

COVID permettono anche di avere una riduzione degli artefatti da movimento acquisendo immagini, in pazienti spesso non collaboranti e dispnoici, prive di movimento, senza il bisogno di dover sottoporre il soggetto ad altre radiazioni o comunque se ci dovesse essere necessità, il valore di dose rimane esiguo.

Nei protocolli COVID si ha una riduzione della risoluzione spaziale rispetto ai protocolli torace di routine, ma un miglior CNR che permette di esaltare maggiormente i tessuti esaminati.

Dallo studio è emerso anche che le scansioni Dual Energy presentano meno linearità dei numeri TC rispetto alle scansioni Ultra Low Dose, questo sta a indicare che l'uso del filtro di stagno non altera il valore delle HU dei tessuti esaminati.

Bibliografia

1. Chen, N. *et al.* Epidemiological and clinical characteristics of 99 cases of 2019 novel coronavirus pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study. *Lancet* **395**, 507–513 (2020).
2. Zu, Z. Y. *et al.* Enfermedad por coronavirus 2019 (COVID-19): una perspectiva desde China. *Radiology* **296**, 1–11 (2020).
3. Tian, S. *et al.* Since January 2020 Elsevier has created a COVID-19 resource centre with free information in English and Mandarin on the novel coronavirus COVID-19. The COVID-19 resource centre is hosted on Elsevier Connect, the company's public news and information. (2020).
4. Ai, T. *et al.* Correlation of Chest CT and RT-PCR Testing for Coronavirus Disease 2019 (COVID-19) in China: A Report of 1014 Cases. *Radiology* **296**, E32–E40 (2020).
5. Fang, Y. *et al.* Sensitivity of Chest CT for COVID-19: Comparison to RT-PCR. *Radiology* **296**, E115–E117 (2020).
6. Bernheim, A. *et al.* Chest CT findings in coronavirus disease 2019 (COVID-19): Relationship to duration of infection. *Radiology* **295**, 685–691 (2020).
7. Kanne, J. P., Little, B. P., Chung, J. H., Elicker, B. M. & Ketai, L. H. Essentials for Radiologists on COVID-19: An Update-Radiology Scientific Expert Panel. *Radiology* **296**, E113–E114 (2020).
8. Gordic, S. *et al.* Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: First performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. *Invest. Radiol.* **49**, 465–473 (2014).
9. Xu, X. *et al.* Feasibility of low-dose CT with spectral shaping and third-generation iterative reconstruction in evaluating interstitial lung diseases associated with connective tissue disease: an intra-individual comparison study. *Eur. Radiol.* **29**, 4529–4537 (2019).
10. Rita Golfieri, R. T. e A. G. M. *Manuale di TC per TSRM.*
11. Dr. Euclid Seeram, PhD, MSc, BSc, F. *COMPUTED TOMOGRAPHY physical principles, clinical applications, and quality control-Fourth edition.* (2016).
12. T.R.C. Johnson, C. Fink, S.O. Schönberg, and M. F. R. *Dual Energy CT in Clinical Practice.* (2011).

13. Goo, H. W. & Goo, J. M. Dual-energy CT: New horizon in medical imaging. *Korean J. Radiol.* **18**, 555–569 (2017).
14. F.Mazzucato-A.Giovagnoni. *Manuale di tecnica, metodologia e anatomia radiografica tradizionali.* (2019).
15. Medicina per tutti: il sito per gli studenti di medicina e chirurgia. <https://www.medicinapertutti.it/argomento/zone-o-segmenti-polmonari/>.
16. Carotti, M. *et al.* Chest CT features of coronavirus disease 2019 (COVID-19) pneumonia: key points for radiologists. *Radiol. Medica* **125**, 636–646 (2020).
17. Agostini, A. *et al.* Proposal of a low-dose, long-pitch, dual-source chest CT protocol on third-generation dual-source CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp for CoronaVirus Disease 2019 (COVID-19) patients: a feasibility study. *Radiol. Medica* **125**, 365–373 (2020).
18. Shi, H. *et al.* Radiological findings from 81 patients with COVID-19 pneumonia in Wuhan, China: a descriptive study. *Lancet Infect. Dis.* **20**, 425–434 (2020).
19. Martini, K. *et al.* Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: A phantom study. *Br. J. Radiol.* **88**, (2015).
20. Bai, H. X. *et al.* Performance of Radiologists in Differentiating COVID-19 from Non-COVID-19 Viral Pneumonia at Chest CT. *Radiology* **296**, E46–E54 (2020).
21. John Eng, MD, David A. Bluemke, MD, P. Imaging Publications in the COVID-19 Pandemic Applying New Research Results to Clinical. **23**, 2019 (2019).
22. Lim, H. K., Ha, H. Il, Hwang, H. J. & Lee, K. High-pitch, 120 kVp/30 mAs, low-dose dual-source chest CT with iterative reconstruction: Prospective evaluation of radiation dose reduction and image quality compared with those of standard-pitch low-dose chest CT in healthy adult volunteers. *PLoS One* **14**, 1–14 (2019).
23. Bodelle, B. *et al.* Single-energy pediatric chest computed tomography with spectral filtration at 100 kVp: effects on radiation parameters and image quality. *Pediatr. Radiol.* **47**, 831–837 (2017).
24. Vivier, S. *et al.* Pediatric chest computed tomography at 100 kVp with tin

- filtration: comparison of image quality with 70-kVp imaging at comparable radiation dose. *Pediatr. Radiol.* **50**, 188–198 (2020).
25. krauss b, grant kl, schmidt bt, flohr tg (2015). The importance of spectral separation: an assessment of dual-energy spectral separation for quantitative ability and dose efficiency.
 26. Suntharalingam, S. *et al.* Spectral Beam Shaping in Unenhanced Chest CT Examinations: A Phantom Study on Dose Reduction and Image Quality. *Acad. Radiol.* **25**, 153–158 (2018).
 27. Haubenreisser, H. *et al.* Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp. *Eur. J. Radiol.* **84**, 1608–1613 (2015).
 28. Leyendecker, P. *et al.* Prospective evaluation of ultra-low-dose contrast-enhanced 100-kV abdominal computed tomography with tin filter: effect on radiation dose reduction and image quality with a third-generation dual-source CT system. *Eur. Radiol.* **29**, 2107–2116 (2019).
 29. Braun, F. M., Johnson, T. R. C., Sommer, W. H., Thierfelder, K. M. & Meinel, F. G. Chest CT using spectral filtration: radiation dose, image quality, and spectrum of clinical utility. *Eur. Radiol.* **25**, 1598–1606 (2015).
 30. Martini, K. *et al.* Evaluation of pulmonary nodules and infection on chest CT with radiation dose equivalent to chest radiography: Prospective intra-individual comparison study to standard dose CT. *Eur. J. Radiol.* **85**, 360–365 (2016).
 31. Schabel, C. *et al.* Tin-filtered low-dose chest CT to quantify macroscopic calcification burden of the thoracic aorta. *Eur. Radiol.* **28**, 1818–1825 (2018).
 32. Weis, M. *et al.* Radiation dose comparison between 70 kVp and 100 kVp with spectral beam shaping for non-contrast-enhanced pediatric chest computed tomography. *Invest. Radiol.* **52**, 155–162 (2017).
 33. The, W. *et al.* Catphan 700 Manual. *Phantom Lab.* 1–42 (2016).

Ringraziamenti

Giunta ormai al termine del percorso universitario e di questo elaborato che ne rappresenta un po' i frutti, con estrema lucidità ma anche un pizzico di commozione vorrei riempire le ultime pagine con una parola semplice ma allo stesso tempo importante, ovvero "grazie".

Ringrazio il mio relatore, il Dott. Andrea Agostini, per avermi dato la possibilità di trattare un argomento così attuale e coinvolgente ed il mio correlatore, il Dott. Alberto Mari, per la disponibilità e per la costanza nel seguirmi con attenzione e professionalità. Non posso che ringraziare, inoltre, i tutor del corso di laurea che si sono dimostrati sempre pronti ad aiutarmi da dietro le quinte, fornendomi tutti i suggerimenti necessari e richiesti.

Al di là di tutte quelle figure professionali che hanno contribuito alla mia formazione, vorrei senz'altro spendere qualche riga per tutti coloro che, parallelamente al mio corso di studi, mi hanno sostenuta e supportata (e non diamo per scontato supportata).

In primis vorrei ringraziare la mia famiglia. Grazie ai miei genitori, mamma Ida e babbo Roberto, perché mi hanno permesso di studiare senza farmi mai pesare nulla, spronandomi a dare il meglio, sempre, anche quando io stessa non lo credevo possibile. Grazie ad Andrea, mio fratello, per la pazienza e la premura che ha avuto ed ha nell'aiutarmi, per essere indubbiamente un porto sicuro su cui fare affidamento. E grazie alla mia sorellina Sara per la sua dolcezza ed allegria: non mi ha mai negato un sorriso, anche quando non lo meritavo. Voi, famiglia, siete la parte più bella di me, il mio orgoglio più grande e fonte d'ispirazione ogni giorno. Ringrazio anche gli zii, i cugini e i nonni, sempre pronti a festeggiare insieme ogni mio successo e allo stesso tempo solerti nel risollevarmi il mio umore a suon di fragorose risate e dolci sorrisi, nei momenti di sconforto.

Vorrei ringraziare, inoltre, i miei compagni di corso nonché augurare loro un grande in bocca al lupo: tra battibecchi e risate abbiamo affrontato insieme sia le gioie che le difficoltà di questo percorso, avendo la fortuna di scoprirci sotto la luce di diverse prospettive. In particolare, un grazie va a Lucio: è vero, ci trovavamo spesso in disaccordo ma, nonostante le divergenze, ho trovato in te un fedele compagno di viaggio. Ringrazio anche i TSRM allievi di Macerata per aver reso il

periodo del tirocinio piacevole oltre che divertente: non dimenticherò mai i nostri scambi di opinioni, dubbi, consigli, aneddoti e risate.

Non posso che rivolgere un ringraziamento speciale alla FEBA CIVITANOVA e alla BASKET GIRL ANCONA, le due società che mi hanno permesso di fare ciò che amo, la pallacanestro, senza privarmi del tempo e risorse necessari al raggiungimento di questo traguardo. Grazie a questo sport, ho avuto la possibilità di crescere io stessa e di conoscere persone meravigliose che sono diventate poi parte integrante della mia vita anche fuori dal campo di gioco.

Infine, sicuramente non per importanza, vorrei rivolgere un pensiero e caloroso abbraccio a tutte le “Amike” (in particolare A, C, L, M) con le quali sono cresciuta e che, tra delusioni, giochi, dolori e gioie, sono diventate la mia seconda famiglia. Vorrei ringraziarle perché, al di là di periodi di incomprensione, non solo hanno reso speciale ogni traguardo raggiunto ma anche, e soprattutto, sono state sempre pronte a risollevarmi nei momenti di tristezza con quella sana follia che le contraddistingue. Ognuna di voi ha il proprio modo di fare e di essere che è unico e speciale: sono grata di poterlo vivere e condividere.

Come nota conclusiva, vorrei ringraziare anche tutti coloro che non ho citato ma che, indubbiamente, mi sono rimasti accanto in questi anni, facendomi sentire una ragazza fortunata.

A TE,

SEI IL RUMORE DEL VENTO CHE MI VIENE A TROVARE SEMPRE.