

1222·2022  
**800**  
ANNI



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA

# UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN “TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,  
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA”

Sede di Treviso

Presidente: Prof. Roberto Stramare

Tesi di Laurea:

Calcolo di LDR "Livelli Diagnostici di Riferimento", strumento utile all'ottimizzazione della dose in una definita pratica radiologica.

**Relatore:** Dott.ssa Cimolai Sara

**Correlatore:** Dott.ssa Montagner Luigina

**Laureando:** Reveane Giulio

Anno Accademico 2021/2022



## Abstract

Dallo studio della letteratura scientifica nell'ambito dei Livelli Diagnostici di Riferimento (LDR) e da un'attenta analisi del decreto legge numero 101 del luglio 2020, si è provveduto ad una ordinata raccolta dei dati dosimetrici delle apparecchiature di tomografia computerizzata (TC) appartenenti all'ULSS 2; in particolare si sono individuati dei protocolli a maggiore criticità e si è proceduto ad un'accurata indagine per almeno una procedura. La procedura presa in considerazione è il protocollo per l'addome trifasico, dove si sono valutate nel dettaglio sia dal punto di vista dosimetrico che dal punto di vista della qualità dell'immagine le sue caratteristiche. Si sono poi confrontati di diversi risultati delle varie TC prese in considerazione. Si è partiti con l'analisi di due apparecchiature della medesima ditta produttrice con caratteristiche tecniche molto simili tra di loro (entrambe Siemens); con questa premessa ci si aspettava risultati dosimetrici pressoché analoghi, a fronte di una corrispondente qualità diagnostica dell'immagine. In un secondo momento si è analizzato lo stesso protocollo in apparecchiature di altri vendor (GE). Dai dati raccolti si è messo subito in evidenza un superamento costante dei LDR per cui si è provveduto ad una meticolosa analisi dei parametri di acquisizione al fine di stabilire dei processi di ottimizzazione compatibili con le richieste delle varie strutture.

Si è pensato di utilizzare come paziente standard un fantoccio: il "Catphan 500". Si sono acquisite le immagini del fantoccio applicando il protocollo dell'addome trifasico in uso, su tutte le TC a disposizione. In questo modo si sono potuti valutare i diversi parametri di acquisizione che sono stati utilizzati con i vari sistemi di riduzione della dose e si sono valutate le immagini acquisite. In particolare, dal fantoccio si è potuto valutare oltre che i parametri di erogazione e gli indici di dose scelti, anche un parametro dell'immagine come il basso contrasto, molto utile in TC perché permette di discriminare tessuti di densità simile. Si sono potuti così vedere i limiti delle diverse apparecchiature e vagliare le possibili soluzioni per ognuna di esse.

Questo processo risulta molto utile per l'ottimizzazione dei protocolli presi in esame, ottimizzazione che, per motivi di tempo, non è stata possibile fare in questa trattazione, poiché richiede uno studio molto lungo e la cooperazione di tutta l'equipe radiologica per ogni apparecchiatura di ogni struttura.

Il fine ultimo, e quello dove molte realtà internazionali stanno già puntando, riguarda l'implementazione di protocolli specifici, utili a vagliare le diverse lesioni nei vari distretti più che legati al singolo distretto anatomico. Resta sempre di fondamentale importanza che le immagini siano diagnostiche per i medici e che erogino una dose congrua con i vari valori LDR nazionali e internazionali.

# Indice

<b>Abstract</b> .....	3
<b>Indice</b> .....	5
<b>1. Introduzione</b> .....	7
1.1 Livelli diagnostici di riferimento, definizione ed uso secondo il Dlg.101/2020 .....	8
1.2 Calcolo degli LDR .....	11
1.3 Grandezze Dosimetriche utili e metodologia per il calcolo degli LDR.....	12
<b>2. Scopo della tesi</b> .....	17
<b>3. Materiali e metodi</b> .....	19
3.1 TC Siemens Flash .....	19
3.2 TC Siemens Edge .....	21
3.3 TC GE Revolution EVO .....	22
3.4 TC GE Optima .....	23
3.5 Sistema di Dose Tracking “SYNAPSE DOSE” .....	23
3.6 Fantoccio CATPHAN 500 .....	29
3.7 Software AutoQA Lite.....	31
<b>4. Raccolta ed analisi dati</b> .....	33
<b>5. Risultati</b> .....	47
5.1 Confronto dosimetrico .....	47
5.2 Confronto imaging.....	48
<b>6. Conclusioni</b> .....	51
<b>7. Bibliografia</b> .....	53



# 1. Introduzione

Il concetto di Livelli Diagnostici di Riferimento è stato introdotto per la prima volta dall'International Commission on Radiological Protection (ICRP) nel 1997, ed è stato poi ampiamente accettato come strumento utile e pratico per l'ottimizzazione in radiologia diagnostica, interventistica e medicina nucleare per il calcolo delle dosi erogate al paziente. Viene definito come quel valore di dose che si ritiene adeguato in pratiche di radiologia diagnostica o interventistica e nel caso di radiofarmaci, come livello utile di attività somministrata. I LDR sono grandezze misurabili, tipiche per le diverse procedure radiologiche e definite da organizzazioni nazionali o internazionali. Sono valori calcolati da dati dosimetrici non di singoli pazienti, ma da un gruppo di pazienti di corporatura standard compresa tra i 55 kg e gli 85 kg, e per questo non si intendono applicabili al singolo paziente, né devono essere utilizzati come limite di dose di un singolo esame clinico.

Il loro calcolo ha lo scopo di identificare quelle pratiche che presentano dosi elevate e ripetute nel tempo, come pure quelle pratiche che ne presentano un valore eccessivamente basso.

Nel caso in cui LDR vengano costantemente superati, si dovrà valutare una revisione dell'intera procedura radiologica mentre, nel caso siano eccessivamente bassi, si dovrà valutare la bontà della qualità diagnostica delle immagini.

Va comunque precisato che i LDR non sono limiti o vincoli di dose, ma dovrebbero essere usati solo come indicatore della qualità della pratica radiologica o come aiuto alla revisione delle procedure, se necessario, al fine di garantire l'ottimizzazione della qualità diagnostica in modo tale che il principio di ALARA (as low as reasonably possible) sia rispettato.

L'Unione Europea ha formalmente introdotto il concetto e l'uso obbligatorio dei LDR in ogni Stato Membro dal 1997 e nel 2013 ne ha rafforzato l'obbligo per la loro istituzione, revisione periodica ed utilizzo attraverso la Direttiva del Consiglio 2013/59/EURATOM per la protezione della salute delle persone contro i pericoli di radiazioni ionizzanti in relazione all'esposizione medica. (3, 4)

La legislazione italiana aveva recepito i LDR nel decreto legge 187/2000, ed ora con il Decreto Legislativo 101 del 31 luglio 2020 viene attuata la direttiva 2013/59/EURATOM la quale stabilisce le norme fondamentali di sicurezza relative alla protezione contro i pericoli derivanti dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti. Con il decreto legge 101/2020 viene anche

rafforzato il ruolo del Ministero della Salute nella promozione e definizione nonché revisione periodica dei Livelli Diagnostici di Riferimento per esami radiologici.

## 1.1 Livelli diagnostici di riferimento, definizione ed uso secondo il Dlg.101/2020

Giustificazione e ottimizzazione restano sempre i principi fondamentali che devono essere valutati prima di sottoporre un paziente a un trattamento con radiazioni ionizzanti, come definito dall'articolo 156, titolo XIII delle esposizioni mediche. La violazione di queste norme è punita con l'arresto da sei mesi ad un anno o con l'ammenda da 20.000 a 60.000 €, come descritto dall'art.213 relativo al Titolo XIII delle sanzioni penali.

Il principio della giustificazione alle esposizioni mediche esposto nell'art. 157 sancisce che:

- *È vietata qualsiasi esposizione non giustificata*
- *Le esposizioni per scopi medici devono dimostrare di essere sufficientemente efficaci mediante la valutazione dei potenziali vantaggi diagnostici o terapeutici complessivi da esse prodotti, inclusi i benefici diretti per la salute della persona e della collettività rispetto al danno alla persona che l'esposizione potrebbe causare, tenendo conto dell'efficacia, dei vantaggi e dei rischi di tecniche alternative disponibili, che si propongono lo stesso obiettivo ma che non comportano un'esposizione, ovvero comportano una minore esposizione alle radiazioni ionizzanti*
- *Il Ministero della salute può vietare, sentito il Consiglio superiore di sanità, tipi di esposizioni mediche non giustificati*
- *Tutte le esposizioni mediche individuali devono essere giustificate preliminarmente, tenendo conto degli obiettivi specifici dell'esposizione e delle caratteristiche della persona interessata. Se un tipo di pratica che comporta un'esposizione medica non è giustificata in generale, può essere giustificata invece per il singolo individuo in circostanze da valutare caso per caso*



- *Il medico prescrivente e il medico specialista, per evitare esposizioni non necessarie, si avvalgono delle informazioni acquisite o si assicurano di non essere in grado di procurarsi precedenti informazioni diagnostiche o documentazione medica pertinenti alla prevista esposizione*

Il principio dell'ottimizzazione alle esposizioni mediche esposto nell'art. 158 sancisce che:

- *Tutte le dosi dovute alle esposizioni citate nell'art.157 (a eccezione delle procedure terapeutiche) devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile e compatibile con il raggiungimento dell'informazione diagnostica richiesta, tenendo conto dei fattori economici e sociali*
- *L'ottimizzazione comprende la scelta delle corrette apparecchiature medico-radiologiche, la produzione di un'informazione diagnostica appropriata o del risultato terapeutico, gli aspetti pratici delle procedure medico-radiologiche, i programmi per la garanzia della qualità inclusi il controllo della qualità, l'esame e la valutazione delle dosi o delle attività somministrate al paziente, tenendo conto dei fattori economici e sociali*
- *Il Ministero della salute, avvalendosi dell'Istituto Superiore di Sanità, e con il concorso delle rilevanti società scientifiche, promuove la definizione e la revisione periodica dei livelli diagnostici di riferimento per esami radiodiagnostici, tenendo conto dei livelli eventualmente raccomandati a livello europeo e, se del caso, per procedure di radiologia interventistica*
- *Il responsabile dell'impianto radiologico, ai fini dell'ottimizzazione dell'esecuzione di esami in radiodiagnostica e medicina nucleare nonché delle procedure di radiologia interventistica, garantisce che si tenga conto dei livelli diagnostici di riferimento, laddove disponibili, tenendo conto delle indicazioni più aggiornate pubblicate dall'Istituto Superiore di Sanità e delle linee guida in allegato XXVI (art.158, comma 3)*

Il decreto, all'articolo 164, prevede che all'interno del manuale di qualità siano presenti almeno gli elementi presenti nell'allegato XXVIII, vengano registrati i dati e le valutazioni degli LDR nel manuale di qualità oltre che conservate in supporto informatico, come descritto nell'allegato XXVIII parte II. I valori devono essere conservati e rivisti periodicamente. La norma stessa fornisce le linee guida (allegato XXVI) Art.161, comma 4:

*LDR vanno intesi come strumenti di lavoro per ottimizzare le prestazioni. Sono grandezze misurabili e tipiche per le procedure radiologiche e di medicina nucleare. ... (omissis)*

*Valori di riferimento I LDR adottati da ciascuna struttura devono essere conformi alle norme di buona pratica applicabili e/o a quelli raccomandati dal Ministero della salute, dall'Istituto superiore di Sanità, dalla Commissione europea, dalla IAEA, dall'ICRP, e/o dalle associazioni scientifiche nazionali ed internazionali... (omissis) ... Al fine di selezionare gli esami radiologici da includere nella verifica dei LDR, detta verifica risulta appropriata per un determinato esame qualora nell'arco di un periodo di due mesi siano in media sottoposti all'esame medesimo circa 15 pazienti all'interno della struttura (90 annui).*

*Fermo restando il criterio di cui sopra, particolare attenzione dovrà essere dedicata alla verifica del rispetto dei LDR nel caso di esami effettuati su pazienti in età pediatrica o neonatale, da effettuarsi nelle strutture sanitarie o nelle unità operative elettivamente dedicate.*

Per quanto riguarda la frequenza delle valutazioni:

*“La valutazione dovrà essere effettuata con frequenza almeno quadriennale, ... (omissis). La valutazione degli LDR in ogni caso dovrà essere effettuata entro un anno dall'eventuale sostituzione dell'apparecchiatura radiologica e/o del sistema di rilevazione o nel caso di modifiche dei parametri tecnici relativi all'esecuzione dell'esame.*

L'art. 165 comma 7 “Pratiche speciali”, per la radiologia interventistica, riporta testualmente:

*“per le esposizioni di cui al comma 1, lettera c), punto 1, il responsabile dell'impianto radiologico provvede affinché lo specialista in fisica medica effettui, attraverso l'impiego degli indicatori dosimetrici forniti dall'apparecchiatura radiologica, le valutazioni dosimetriche e un monitoraggio periodico, almeno annuale, delle dosi assorbite dal paziente”*

L'allegato XXVI, citato all' art 161, comma 4, riporta anche che il responsabile dell'impianto radiologico è tenuto a:

*informare lo specialista in fisica medica di ogni modifica all'apparecchiatura radiologica, al recettore di immagine e alla modalità di esecuzione dell'esame che possa avere influenza sulla dose al paziente, provvedere affinché siano verificati i livelli diagnostici di riferimento nonché a conservare la registrazione del risultato della verifica (per almeno 10 anni).*

Nell'allegato viene inoltre stabilito come la verifica ed il rispetto degli LDR deve prevedere la valutazione contestuale:

- *della tecnica radiologica adottata*, questa deve essere effettuata da un medico specialista in radiodiagnostica e da un tecnico sanitario di radiologia medica, ciascuno nell'ambito delle rispettive responsabilità professionali.
- *della qualità diagnostica* dell'immagine radiologica deve essere effettuata da un medico specialista in radiodiagnostica
- *della valutazione dosimetrica o dell'attività somministrata* deve essere effettuata dallo specialista in fisica medica, fatti salvi i casi di cui l'articolo 163, comma 11.

Nell'art.161, allegato XXVI vengono anche elencate alcune azioni correttive:

*Qualora l'esito delle verifiche risulti sistematicamente superiore ai LDR senza motivazione clinica, il responsabile dell'impianto radiologico è tenuto a promuovere le adeguate azioni correttive e a provvedere affinché ne venga verificata l'efficacia.*

*Qualora l'esito delle verifiche risulti significativamente inferiore ai LDR, il responsabile dell'impianto radiologico valuta se la qualità dell'informazione diagnostica risulta comunque adeguata alle necessità cliniche e, se del caso, adotta gli opportuni interventi correttivi.*

## 1.2 Calcolo degli LDR

In questo lavoro si vuole prendere in esame una determinata tipologia di apparecchiatura come la TC, la quale presenta sia una elevata quantità di esami svolti che esposizioni ad alte dosi. Si vuole per questo calcolare i valori dei LDR almeno per gli esami più frequenti. Inoltre, avendo in azienda più apparecchiature ma di diversi costruttori, ci si propone di confrontare le diverse prestazioni di ciascuna di esse e in particolare studiare in dettaglio un protocollo che dall'analisi risulta essere ad elevata esposizione per il paziente.

### 1.3 Grandezze Dosimetriche utili e metodologia per il calcolo degli LDR

Per il calcolo degli LDR si devono dapprima scegliere quali procedure analizzare. Le linee guida stabiliscono che solo le indagini TC che si presentano con una frequenza di almeno 15 volte ogni due mesi (vale a dire 90 esami in un anno) sono eleggibili per questo tipo di studio, dato che altrimenti non sarebbero un campione statistico sufficiente.

Vanno poi definite le grandezze fisiche necessarie e queste dipendono dal tipo di impianto radiologico utilizzato (tabella1).

**Tabella 1.** Grandezze e unità di misura utili al calcolo degli LDR.

Categoria LDR	Quantità LDR	Unita di misura
Radiografia dentale	Incidental air kerma	mGy
	Air kerma-area product	Gy.cm <sup>2</sup>
Radiografia	Air kerma-area product	Gy.cm <sup>2</sup>
Mammografia	Entrance-surface air kerma	mGy
	Incident air kerma	mGy
	Mean glandular dose	mGy
Fluoroscopia diagnostica	Air kerma-area product	Gy.cm <sup>2</sup>
	Incident air kerma at the patient entrance reference point	mGy
	Fluoroscopy time	s
Radiologia interventistica	Air kerma-area product	Gy.cm <sup>2</sup>
	Incident air kerma at the patient entrance reference point	mGy
Tomografia computerizzata	Computed tomography dose index volume (CTDI vol)	mGy
	Dose length product (DLP)	mGy.cm

Definite le procedure analizzabili e le grandezze fisiche da utilizzare, si deve determinare la dimensione del campione da usare e anche qui le linee guida ci vengono in aiuto: nel caso si disponga di un sistema di Dose Tracking si deve utilizzare l'intera casistica raccolta, togliendo eventualmente i valori estremi. Nel caso in cui non si disponga di un sistema di Dose Tracking si dovrà selezionare un campione con un numero minimo di casi all'anno definito dall'ISTISAN 20/22 in questi termini:

- *Radiografia proiettiva: 20 pazienti*
- *Mammografia: 10 pazienti per classe di spessore della mammella compressa*
- *Fluoroscopia diagnostica: 30 pazienti*
- *Tomografia Computerizzata: 30 pazienti*
- *Radiologia interventistica: almeno 30 pazienti per procedura*
- *Medicina nucleare: 10 pazienti*

Il valore dei LDR è allora definito come la mediana della distribuzione dei dati, relativi alla grandezza dosimetrica interessata, e, può essere calcolato, a seconda della tipologia della procedura, del protocollo adottato e/o della modalità di acquisizione.

Una volta calcolati i LDR, questi valori dovranno essere messi a confronto con i valori dei livelli Diagnostici di Riferimento definiti dalle organizzazioni nazionali o internazionali come ad esempio:

- ISTISAN 20/22(2020) "Livelli diagnostici di riferimento nazionali per la radiologia diagnostica e interventistica"
- ICRP 135 (2017) Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

I Livelli Diagnostici di Riferimento rappresentano dei livelli di dose indicativi cui le varie pratiche cliniche dovrebbero sottostare ed il cui principale scopo è quello di identificare quelle procedure che differiscono dai valori definiti di buona tecnica e, nel caso, intervenire per l'ottimizzazione della prestazione. L'ottimizzazione richiede l'attuazione di un programma di garanzia della qualità che vada a valutare quali parametri di acquisizione (kV, mA, utilizzo di eventuali protocolli di risparmio di dose, pitch...) possono essere modificati per ridurre la dose

al paziente senza andare ad inficiare la qualità diagnostica dell'immagine, necessaria per un particolare quesito clinico e per garantire la sicurezza e protezione dei pazienti. Ricordiamo come i principi di radioprotezione enunciati dall'ICRP richiedono la giustificazione dell'esposizione e l'ottimizzazione della procedura per la protezione e limitazione della dose del paziente.

Vogliamo far notare un aspetto molto importante che il Dlg 101/20 ha portato con sé nella definizione che ne ha dato degli LDR: molti esami, anche se eseguiti con frequenza utile al calcolo, non presentano in letteratura un valore di riferimento utile al confronto. Il Dlg 187/2000 precedente al 101/20, richiedeva infatti il calcolo degli LDR per solo poche procedure e ben tabulate e per alcune tipologie di apparecchiature. Il Dlg101/20 ha ampliato con le sue definizioni la lista delle procedure e le apparecchiature radiologiche interessate: basti pensare agli archi a C, ad esempio, che fino a prima non erano neanche nominati o agli angiografi dove solo alcune tematiche ristrette venivano affrontate da specifici gruppi di lavoro al fine di dare delle linee guida per la riduzione della dose in procedure che risultavano a più alta dose, come nel caso della cardiologia o ad alcune procedure interventistiche. Si evidenzia inoltre come molti dei dati provengano da esami come rachide dorsale, spalla, ginocchio e altre articolazioni minori oppure esami poco noti e molto specifici. Sebbene questi rientrino per frequenza casistica tra i candidati al calcolo del relativo LDR, essi non hanno un riferimento in letteratura. In questi casi, può essere utile, oltre che ragionevole, andare a definire dei valori locali, che possono essere utili a confrontare la stessa pratica clinica tra le varie radiologie e, nel caso più fortunato, tra le varie apparecchiature magari dello stesso vendor. Questi LDR locali sarebbero utili non solo all'ottimizzazione delle procedure, se necessario, ma soprattutto a rendere uniformi le prestazioni radiologiche tra le varie sedi. Rammentiamo infine che il Dlg 101/20 richiede di inserire questi valori nel Manuale della Qualità (articolo 164 e allegato XXVIII), e pretende che siano rivisti e rivalutati regolarmente. In particolare, precisa che devono essere raccolti entro 3 anni dall'entrata in vigore del decreto stesso (entro 1 anno per le apparecchiature di nuova installazione) ed aggiornati ogni 4 anni. Linee guida ISTISAN richiedono tuttavia degli intervalli più stringenti per le procedure ad alta dose come la radiologia interventistica o le TC e per le procedure di screening come, ad esempio, la mammografia.

In conclusione, il calcolo degli LDR prevede una serie di passaggi ben descritti dal seguente diagramma di flusso che ne riassume la successione delle operazioni:



In questo lavoro, come enunciato, ci si vuole soffermare al calcolo dei LDR per le apparecchiature TC. In tal caso i parametri fisici da registrare sono le seguenti grandezze:

- Volume Computed Tomography Dose Index ( $CTDI_{vol}$ ): questa grandezza esprime l'indice di dose di tomografia computerizzata volumetrica erogata dal tomografo e non la quantità di dose ricevuta dal paziente. Rappresenta il descrittore standard per la stima della dose media di radiazione assorbita da una slice su un fantoccio standard Head o Body di dimensione rispettivamente di 16 cm o 32 cm. L'unità di misura utilizzata per questa grandezza è il mGy.
- Dose Length Product Total ( $DLP_{tot}$ ): questa grandezza rappresenta l'energia complessiva erogata dal tomografo in una determinata scansione del protocollo

utilizzato; è definita come la dose erogata integrata lungo tutta la lunghezza della scansione. Non tiene in considerazione le dimensioni del paziente e quindi non è una misura di dose assorbita ma solo erogata.

$DLP \text{ (mGy} \times \text{cm)} = CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \times \text{lunghezza di scansione (cm)}$ . L'unità di misura utilizzata è quindi il mGy x cm.

Il DLP è quindi una grandezza che ci risulta molto utile all'analisi di una determinata procedura TC, in quanto un esame TC dell'addome potrebbe avere lo stesso  $CTDI_{vol}$  di un esame TC addome/bacino, ma quest'ultimo potrebbe presentare un maggiore DLP, proporzionale alla maggiore estensione della scansione lungo l'asse z.

È importante notare che questi valori dosimetrici rappresentano solo l'output dello scanner TC; sono indici di dose che vengono utilizzati come strumenti essenziali per il calcolo dei LDR così come richiesto dalla letteratura e strumenti utili per poter iniziare, se necessario, l'ottimizzazione delle procedure. <sup>(1)</sup>



## 2. Scopo della tesi

Partendo dallo studio dei Livelli Diagnostici di Riferimento, lo scopo è quello di trovare protocolli con valori sistematicamente superiori o di molto inferiori al valore dosimetrico definito in letteratura. Successivamente si vuole andare a verificare la qualità diagnostica delle immagini in modo tale da poter procedere poi con gli eventuali interventi di ottimizzazione dei protocolli.

Allo stesso tempo si vuole trovare un modo per confrontare, e se possibile uniformare, i vari protocolli delle apparecchiature TC presenti nei diversi servizi di radiologia dell'ULSS 2. Il modo migliore al fine di ottenere un confronto il più accurato possibile è quello di confrontare le apparecchiature sullo stesso protocollo e con lo stesso paziente, ovvero un fantoccio.



### 3. Materiali e metodi

Siamo partiti dallo studio di differenti apparecchiature TC, presenti presso l'ospedale e nei distretti dell'ULSS 2. Si sono raccolte le grandezze utili utilizzando sistemi di Dose Tracking, ove disponibili, o utilizzando il PACS aziendale andando a leggere per ogni paziente associato ad un dato studio il report dall'immagine DICOM, l'header DICOM dalle immagini oppure il report strutturato se disponibile. Si è partiti da una analisi generale dei valori di  $CTDI_{vol}$  e DLP per le procedure utili al confronto con i dati presenti nella letteratura. Si sono trovati dei protocolli di acquisizione che superavano i limiti di dose previsti e per i quali si sono fatte ulteriori analisi. Si sono scelte apparecchiature di vendor diversi al fine di eseguire un confronto dell'omogeneità dei dati dosimetrici e dei parametri di acquisizione e si è valutato in dettaglio un protocollo specifico che ha presentato valori di LDR superiori alle specifiche: l'addome trifasico.

In questa sezione andiamo a vedere nel dettaglio le varie apparecchiature prese in esame per questo studio con le relative specifiche tecniche.

#### 3.1 TC Siemens Flash

Presenta due tubi radiogeni associati a due detettori multislice con tecnologia ultra-fast ceramic. Nei protocolli più comuni, come l'addome, viene utilizzato unicamente un tubo radiogeno e precisamente il tubo A, salvo diverse richieste.

Parametro	Valore
Detettore	128 (64 x 2) strati
Tempo di rotazione	0,33 secondi
kV diversi	70-80-100-120-140
Risoluzione spaziale	0.30 mm
Ampiezza gantry	78 cm
Peso massimo	220 kg

Presenta diversi programmi di ottimizzazione utili a ridurre la dose al paziente:

- CARE Dose 4D: adatta automaticamente la corrente al tubo alle dimensioni e alla forma del corpo del paziente, permettendo quindi una modulazione della corrente al tubo sia longitudinale che angolare. Utilizzando il topogramma del paziente, Care Dose 4D valuta due profili delle dimensioni del corpo del paziente nelle direzioni antero-posteriore e latero-laterale, correlate all'attenuazione del corpo del paziente. Sulla base di questi profili, il valore dei mAs viene adattato al paziente durante le successive scansioni TC. L'adattamento segue una curva, che determina la correlazione fra dimensioni del paziente e corrente al tubo. La curva di adattamento è derivata dall'ottimizzazione clinica per avere una qualità di immagine diagnostica costante senza sovraesporre il paziente. La curva di adattamento si basa su tre parametri: una dimensione standard del corpo di un adulto di circa 75 kg e si riferisce a un tipico coefficiente di attenuazione radiografico equivalente a un misto di tessuti presenti nel corpo, caratteristiche e spessore dell'organo in base allo studio selezionato prima dell'acquisizione e infine un valore di riferimento in mAs per modificare la dose globale e la qualità di immagine nel range di scansione sul quale il tecnico può andare ad operare in base all'esame e al paziente.
- ECG-Pulsing: il software adatta in maniera automatica la corrente al tubo in base al segnale ECG proveniente dal paziente, andando quindi a coordinare l'acquisizione al momento corretto battito cardiaco del paziente.
- X-CARE: controllo della corrente al tubo angolare per ridurre la dose per un segmento angolare con organi particolarmente sensibili alla radiazione, quali occhi e tessuto del seno. In base al sistema, la riduzione della corrente al tubo può arrivare fino all'80%, ma viene compensata da un aumento della corrente al tubo nel resto della rotazione dove non sono presenti organi radiosensibili, andando così a mantenere costante il  $CTDI_{vol}$ .
- CARE kV: ottimizzazione dei kV per ridurre al minimo il  $CTDI_{vol}$ , mantenendo tuttavia costante la qualità dell'immagine. Questo avviene quando, grazie al topogramma, il programma valuta il diametro del corpo del paziente e sulla base della qualità

dell'immagine che si vuole ottenere e del tessuto di interesse per l'esame, viene impostata la quantità di kV ottimale per quel determinato esame e paziente <sup>(14)</sup>

### 3.2 TC Siemens Edge

È uno scanner a singolo tubo radiogeno con le seguenti caratteristiche:

Parametro	Valore
Detettore	128 (64 x 2) strati
Tempo di rotazione	0,28 secondi
kV diversi	70-80-100-120-140
Risoluzione spaziale	0,3 mm
Ampiezza gantry	78 cm
Peso massimo	300 kg

Per quanto concerne i programmi e le tecniche presenti nella macchina al fine di ottenere una riduzione della dose al paziente, sono le stesse già spiegate ampiamente nel punto precedente riguardo la TC Siemens Flash, ovvero il Care Dose 4D, EGC-pulsing, X care e Care kV. <sup>(13)</sup>

### 3.3 TC GE Revolution EVO

È uno scanner a singolo tubo radiogeno con le seguenti caratteristiche:

Parametro	Valore
Detettore	64 strati
Tempo di rotazione	0,35 secondi
kV diversi	80-100-120-140
Risoluzione spaziale	0,28 mm
Ampiezza gantry	70 cm
Peso massimo	227 kg

GE ha implementato diversi sistemi al fine di ridurre la dose al paziente e mantenere una buona qualità dell'immagine, tra i quali:

- AutomA/SmartmA: modula i mA del tubo radiogeno in funzione della specifica anatomia del paziente, a partire dai dati raccolti dall'immagine scout. In base alla qualità di immagine desiderata (indice rumorosità) il sistema regola automaticamente i mA per ottenere l'immagine migliore possibile rimanendo però dentro i limiti massimi e minimi selezionati in precedenza dal tecnico o comunque preimpostati nel protocollo.
- Smart Helical: riduce la rumorosità dell'immagine grazie a diverse misurazioni della deviazione standard dei pixel.
- Riduzione avanzata degli artefatti (AAR): il filtro riduce significativamente gli artefatti da indurimento del fascio che si verificano quando oggetti molto assorbenti si trovano nel campo d'acquisizione (come spalle e bacino). La funzione AAR viene abilitata automaticamente a seconda della necessità.
- Riduzione avanzata dei disturbi (ANR): algoritmo di correzione dei segnali bassi che permette di utilizzare protocolli a basso dosaggio in regioni ad elevata attenuazione. La funzione ANR viene abilitata automaticamente a seconda della necessità.
- Gating ECG prospettivo: riduce la dose nella scansione ECG cardiaca con gating andando ad acquisire solo durante una determinata fase cardiaca o un intervallo di fase per ciascun ciclo cardiaco per tutta l'acquisizione. (19, 20)

### 3.4 TC GE Optima

È uno scanner a singolo tubo radiogeno con le seguenti caratteristiche:

Parametro	Valore
Detettore	64 strati
Tempo di rotazione	0,35 secondi
kV diversi	80-100-120-140
Risoluzione spaziale	0,35 mm
Ampiezza gantry	70 cm
Peso massimo	227 kg

Per quanto riguarda i programmi e le tecniche presenti nella macchina al fine di ottenere una riduzione della dose al paziente, esse sono le stesse già citate nel punto precedente riguardo la TC GE Revolution EVO, ovvero auto mA/smart mA, smart helical, tecnica di riduzione avanzata degli artefatti, tecnica di riduzione avanzata dei disturbi e il gating ECG prospettivo.

(18)

### 3.5 Sistema di Dose Tracking “SYNAPSE DOSE”

La raccolta dei dati è stata fatta attraverso il sistema di dose tracking Synapse Dose per quelle TC che sono collegate ad esso e manualmente attraverso il PACS per le altre. Questo sistema permette la raccolta di tutti i parametri di acquisizione (come KV, mAs, tempo di rotazione, pitch e spessore di strato), oltre che tutti i dati dosimetrici (CTDIvol e DLP) degli esami che vengono acquisiti dalle apparecchiature TC a lui collegate. In generale il sistema è in grado di gestire tutte le realtà radiologiche (TC, radiografia tradizionale, angiografi, mammografi, ...) ed è in grado di raccogliere in poco tempo tutte le possibili informazioni riguardanti le varie indagini in modo totalmente automatizzato e personalizzato; questo risulta fondamentale dato che la quantità di dati che si possono estrarre in un intervallo di tempo anche di pochi mesi può essere notevole. I dati vengono estratti dal sistema attraverso un file Excel che ci permette, tramite filtri o tabelle pivot, di selezionare le procedure o i protocolli desiderati e

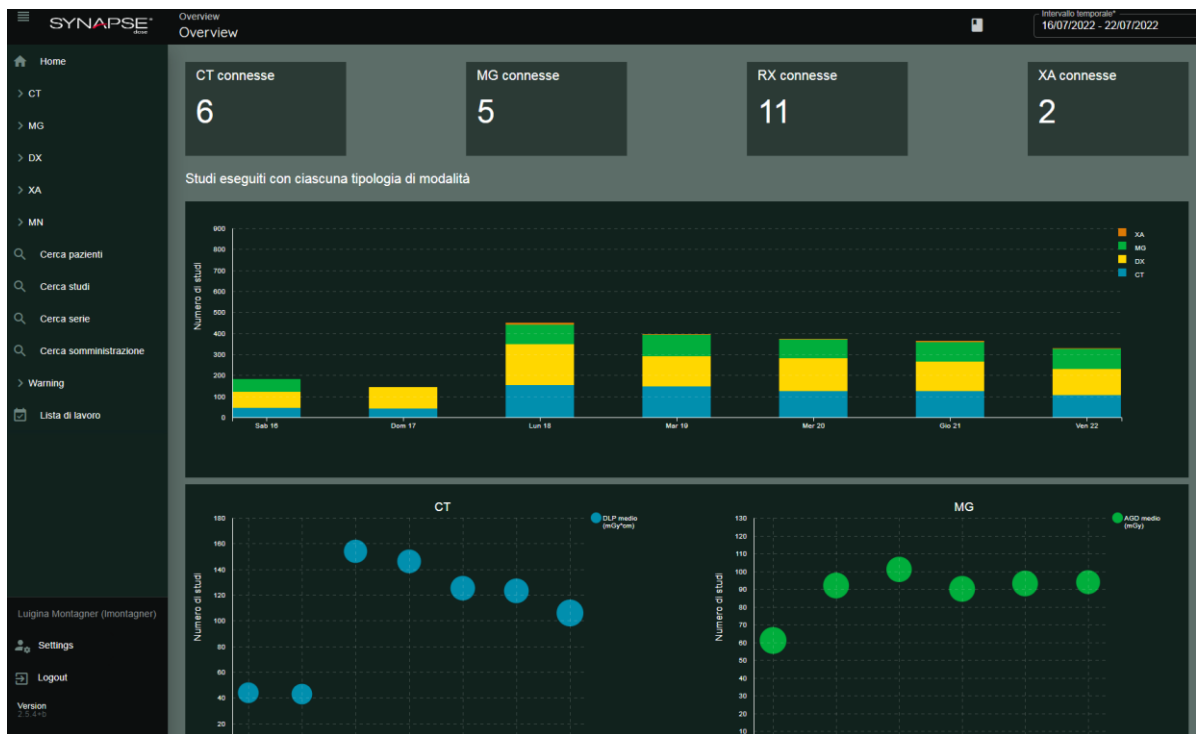
fare quindi in modo mirato diverse statistiche. Grazie a questo confrontare le varie procedure o i diversi protocolli di apparecchiature diverse, ma della stessa tipologia, oltre che monitorare quei pazienti che fanno molti esami o che vengono sottoposti a procedure con alte dosi di irradiazione. Il sistema inoltre aiuta a definire la dose efficace per irradiazione e ad assegnare in modo corretto la relativa classe di rischio. L'uso di ausili informatici come questo risulta quindi fondamentale per l'estrazione dei dati per il calcolo degli LDR, così come richiesto dal Dlg 101/20, e a maggior ragione per il controllo e l'ottimizzazione delle procedure. Negli ultimi tempi si è reso sempre più indispensabile avere a disposizione o sviluppare dei sistemi per la registrazione del dato dosimetrico ed in grado di gestire facilmente, con il minor rischio di errori possibile, grandi quantità di dati.

Il sistema in uso Synapse Dose infatti:

- permette di raccogliere tutti i parametri di esposizione e gli indici dosimetrici da tutte le modalità diagnostiche collegate: DR (digitali diretti), MG (mammografia), CT (tomografia computerizzata), XA (angiografia), RF (fluoroscopia) e NM (medicina nucleare) a partire da qualsiasi esame proveniente dal report strutturato dell'esame che arriva dal sistema PACS.
- permette di cercare la storia dosimetrica di un definito paziente.
- nel momento in cui il sistema sarà in grado di comunicare con il RIS, potrà definire la dose efficace della procedura per poter poi assegnare la relativa classe di rischio all'interno del referto radiologico
- permette di selezionare gli studi a seconda dei vari protocolli o al tipo di acquisizione nel periodo di analisi desiderato. I dati vengono estratti facilmente in un foglio Excel, utile per ogni tipo di statistica e di analisi.
- permette di garantire il rispetto della privacy del paziente, potendo anonimizzare il nome del paziente nell'estrazione dei dati.
- nel momento in cui sarà completata la sua installazione e funzionerà a pieno regime, sarà possibile fissare delle soglie di dose ed il sistema sarà in grado di impostare un sistema di Alert in caso di superamento di queste.



La rappresentazione grafica delle informazioni per ogni tipologia di modalità risulta essere tabellare come in figura:



La pagina è suddivisa infatti in quattro macro-sezioni, a partire dall'alto:

1. Abbiamo in visione il numero di apparecchiature connesse al sistema che concorrono ad alimentare tutti i dati e le statistiche a cui l'utente ha accesso, suddivise per tipologia.
2. Un Istogramma a pila dove per ognuno dei sette giorni precedenti viene mostrata la pila indicante il Numero Totale di Studi con la suddivisione tra le differenti tipologie di Modalità.
3. Dei grafici a bolle dove per ciascuna tipologia di modalità vengono mostrati i seguenti valori:
  - Asse delle ascisse: ci fornisce la data in cui troviamo i dati
  - Asse delle ordinate: ci fornisce il numero di procedure effettuate
  - Dimensione della bolla: ci dà indicazione dell'indice dosimetrico medio, relativo ad ogni tipologia di modalità

4. Sezione alert: per ogni tipologia di modalità (CT, MG, XA, DX) viene riportato il valore del numero di studi con sistema di Alert attivo.

Dal menù è possibile scegliere la modalità di studio e accedere a diversi filtri in modo da andare a personalizzare la ricerca. Questo risulta utile quando si vuole isolare una determinata apparecchiatura, un determinato protocollo o un particolare studio per poterlo poi analizzare o comparare ad esempio con l'analogo di altre apparecchiature.

La ricerca può essere fatta scegliendo le studio: in tal caso abbiamo solo i dati dosimetrici utile per valutare la bontà della procedura.

The screenshot shows a search filter interface with a dark background. At the top, there are buttons for 'RIDUCI FILTRI' (with an upward arrow), 'CARICA FILTRI' (with a downward arrow), and 'Intervallo temporale\*'. To the right, there is an 'APPLICA' button and a 'RIMUOVI FILTRI' button (with an 'x' icon). Below these, a note says 'Compilare almeno un campo con \*'. The filter fields are arranged in a grid:

- Row 1: 'Accession number\*' (text input), 'ID\*' (text input), 'Sesso' (dropdown), 'Età' (text input), 'M..' (text input), 'M..' (text input).
- Row 2: 'Ospedale' (dropdown), 'Dipartimento' (dropdown), 'Tipo modalità' (dropdown), 'Modalità' (dropdown).
- Row 3: 'Descrizione studio' (dropdown), 'Protocollo' (dropdown), 'Tipo acquisizione' (dropdown), 'Alert' (dropdown).
- Row 4: 'Lunghezza di scansione(mm)' (text input), 'Min' (text input), 'M...' (text input), 'Regione target' (dropdown), 'Fantoccio' (dropdown), 'LDR Tag' (dropdown).

Oppure, può essere fatta scegliendo lo serie: in tal caso oltre ai dati dosimetrici abbiamo tutti i dati relativi all'esposizione e questo è utile per il processo di ottimizzazione.

The screenshot shows a search filter interface similar to the one above, but with different filter fields. At the top, there are buttons for 'RIDUCI FILTRI' (with an upward arrow), 'CARICA FILTRI' (with a downward arrow), and 'Intervallo temporale\*'. To the right, there is an 'APPLICA' button and a 'RIMUOVI FILTRI' button (with an 'x' icon). Below these, a note says 'Compilare almeno un campo con \*'. The filter fields are arranged in a grid:

- Row 1: 'Accession number\*' (text input), 'ID\*' (text input), 'Sesso' (dropdown), 'Età' (text input), 'M..' (text input), 'M..' (text input).
- Row 2: 'Ospedale' (dropdown), 'Dipartimento' (dropdown), 'Tipo modalità' (dropdown), 'Modalità' (dropdown).
- Row 3: 'Descrizione studio' (dropdown), 'Prestazione erogata' (dropdown), 'Immagini' (text input), 'Min' (text input), 'Max' (text input).
- Row 4: 'Alert' (dropdown), 'Numero eventi di irradiazione' (text input), 'Min' (text input), 'Max' (text input), 'LDR Tag' (dropdown).

Dobbiamo sottolineare che un software come Synapse Dose ha delle enormi potenzialità che però al momento non sono state ancora pienamente realizzate. Al momento della trattazione, le apparecchiature collegate al sistema risultano essere solo quelle relative al Presidio Ospedaliero di Treviso e Oderzo; in particolare le TC, i mammografi, solo due degli angiografi e solo undici macchine di diagnostica RX. Mancano quindi ancora diverse apparecchiature radiologiche di Treviso e Oderzo oltre che tutte le apparecchiature degli altri distretti. Questo crea delle difficoltà per la raccolta dei dati per il calcolo degli LDR laddove non si può utilizzare Synapse Dose, in quei casi infatti la ricerca deve essere fatta tramite il PACS e in ULSS 2 Marca Trevigiana abbiamo a disposizione tre diversi PACS: Fuji per il Distretto di Treviso, GE per il Distretto di Asolo ed Esaote per il Distretto di Pieve.

La ricerca manuale si deve fare per tutte quelle apparecchiature non collegate al Synapse Dose, e questo comporta un enorme dispendio di tempo, oltre che di risorse: una volta selezionato il PACS, si deve ricercare il singolo paziente relativo al determinato studio che si vuole analizzare e a quel punto si deve controllare che la descrizione della procedura inserita corrisponda all'esame effettivamente espletato. Per far questo vi è la necessità di aprire l'esame del paziente, controllare le varie serie che sono state acquisite e verificare che corrispondano all'esame di cui effettivamente si vogliono raccogliere i dati dosimetrici. Generalmente, un esame prenotato come addome con mezzo di contrasto, in sede di esame può avere al suo interno non solo le tre fasi per addome ma magari anche encefalo, torace o altro; da ciò si evince che se si seleziona la procedura dal PACS paziente per paziente ci si può imbattere su esami che poco hanno a che fare con la procedura effettivamente richiesta per l'analisi e quindi l'operatore deve fare una precisa analisi degli esami che andranno poi a comporre la statistica. Il report di dose dell'esame sicuramente ci fornisce le informazioni utili per quanto riguarda la raccolta dei dati dosimetrici ( $CTDI_{vol}$  e DLP) utili per il calcolo degli LDR ma questi dati devono essere inseriti manualmente in un foglio di calcolo per andare a formare una media con un numero di campioni soddisfacente. In questo caso, anche i dati riguardanti i parametri d'acquisizione vengono ricavati andando a leggere riga per riga il Report strutturato e questo va fatto paziente per paziente per tutto il campione. Questo comporta inevitabilmente uno studio ristretto su meno campioni, anche se più accurati, e una maggiore probabilità di incorrere in errori di copiatura dei vari dati.

Nel caso in cui il report di dose o report strutturato non esistano, come succede per diverse diagnostiche, per accedere ai dati dosimetrici dal PACS si dovrà aprire per ogni paziente l'header DICOM delle singole immagini e cercare il campo con il valore dosimetrico utile da registrare. Se poi abbiamo a che fare con macchine CR o di vecchia installazione che non hanno neppure in dotazione una DAP integrata (quindi usano una DAP esterna al sistema, installata a parte), esse non invieranno il dato dosimetrico. Questo dato dovrebbe poter essere letto agevolmente dall'operatore al termine dell'esposizione e, successivamente, dovrebbe essere trascritto in un qualche quaderno per la conservazione. In tal caso, risulta evidente che l'eventuale elaborazione dei dati dosimetrici per il calcolo degli LDR risulterebbe molto più difficoltosa ed estremamente operatore dipendente.

Nel nostro caso, non tutte le apparecchiature TC prese in considerazione per questa trattazione sono collegate a Synapse Dose, quindi solo per alcune è stato possibile sfruttare appieno le funzionalità di questo software e quindi elaborare una grande quantità di dati in poco tempo e con grande facilità. Per ogni apparecchiatura TC collegata al software si sono presi tutti gli esami svolti in un ampio intervallo temporale di circa sei mesi; tutti i dati relativi a ciascun esame sono stati estratti dal sistema, che li ha inseriti in un unico foglio Excel altamente personalizzabile in base alle esigenze dell'operatore e quindi utile per ogni tipologia di statistica.

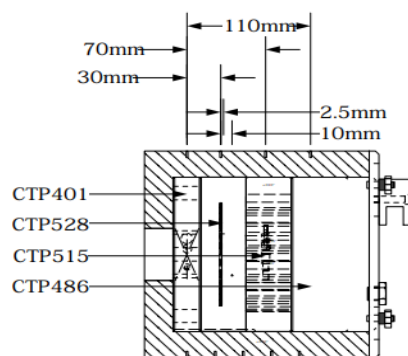
Per le altre TC non connesse al sistema si è resa necessaria l'estrazione manuale dei dati dal PACS, considerando il report di dose o il report strutturato. Per ogni paziente estratto si è controllato che le scansioni eseguite rispecchiassero la prescrizione scelta, successivamente si sono estrapolati manualmente, mediante i report di dose, i dati dosimetrici dell'esame per il calcolo degli LDR e, dai report strutturati, si sono estratti i vari parametri di acquisizione per l'eventuale ottimizzazione. Nel dettaglio si è preso in esame l'Addome con MDC e si è controllato che il numero delle fasi acquisite fossero effettivamente tre, così come richiesto dagli organismi nazionali o internazionali, mentre dal report strutturato si sono raccolti i dati relativi all'esposizione per ciascuna fase e si sono messi a confronto. Dal calcolo degli LDR e dal confronto con i limiti di dose proposti in letteratura. Poiché il protocollo dell'addome trifasico si è trovato fuori dai limiti di riferimento in diverse apparecchiature TC è stato utile studiarlo in dettaglio. Per rendere omogenea l'analisi, si è anche pensato di eseguire delle acquisizioni utilizzando il protocollo addome trifasico su uno stesso paziente, il "fantoccio

Catphan 500". Si è pensato di utilizzare il fantoccio su tutte le apparecchiature TC per poter mettere a confronto sia i parametri di acquisizione di ciascun scanner TC che la qualità dell'immagine, considerando come parametro utile il basso contrasto.

### 3.6 Fantoccio CATPHAN 500

Il fantoccio Catphan 500 contiene al suo interno differenti moduli utili all'analisi dell'immagine TC, ognuno con uno specifico compito:

#### Catphan® 500

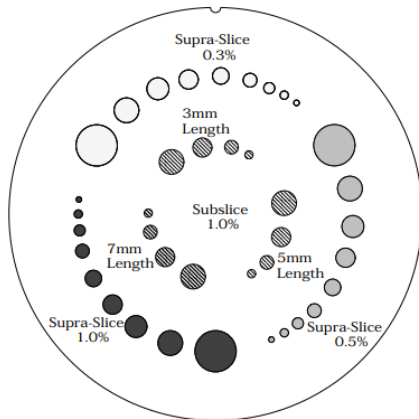


Modulo CTP 401: permette la centratura del fantoccio, la misura dei numeri CT, la misura dello spessore di fetta e la dimensione del pixel.

Modulo CTP 528: permette di valutare la risoluzione spaziale (anche definita di alto contrasto) attraverso 21 coppie di linee per centimetro, poste a una distanza predefinita tra di loro; sono anche presenti due sorgenti puntiformi (piccole sfere di tungsteno) per la misura dell'MTF (Modulation Transfer Function).

Modulo CTP 515: permette la valutazione della risoluzione delle strutture a basso contrasto grazie alla presenza di diversi vari inserti con diametri e spessori diversi. Nella circonferenza esterna sono presenti inserti con nove diametri diversi, raggruppati in tre gruppi con livelli di contrasto allo 0.3%, 0.5%, 1.0%. Nella circonferenza interna gli inserti hanno quattro diametri diversi ad un livello di contrasto dell'1.0% e sono raggruppati in base alla loro lunghezza lungo l'asse z di 3,5 e 7mm.

CTP515 low contrast module with supra-slice and subslice contrast targets



CTP515. Modulo di risoluzione a basso contrasto con inserti di contrasto sopra-strato (con dimensioni lungo z maggiori rispetto alla maggior parte degli spessori di strato massimi)

Una volta acquisite le immagini, per ognuna di esse viene calcolato il contrasto %, partendo dall'inserto maggiore, di 10mm di diametro, con contrasto più alto (1%) così definito:

$$\text{Contrasto} = \frac{m_i - m_b}{m_i}$$

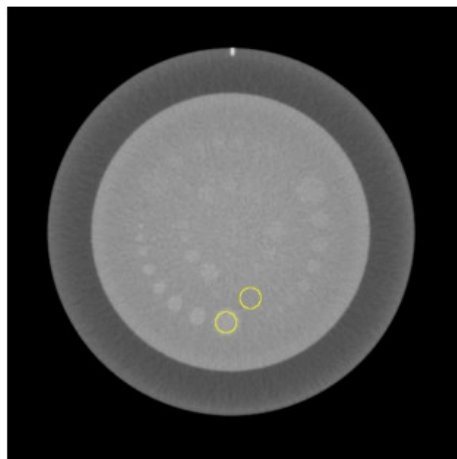


Figura 4.14: Esempio di ROI selezionate all'interno del modulo CTP515 per la valutazione della risoluzione a basso contrasto.

Al fine del nostro studio, questo è il modulo che riteniamo più utile per l'analisi dell'immagine tra le diverse apparecchiature. Dalla teoria sappiamo che una riduzione della dose spesso si traduce in una riduzione del contrasto nell'immagine finale poiché aumenta il rumore che, come risultato, porta ad una maggiore difficoltà a riconoscere lesioni con attenuazioni simili tra di loro.

Modulo CTP 486: questo modulo è costituito da materiale uniforme con un valore di attenuazione TC di circa il 2% di quello dell'acqua, senza variazioni di attenuazioni in esso; viene usato per lo studio dell'uniformità dell'immagine.

### 3.7 Software AutoQA Lite

È un software in grado di analizzare le immagini TC acquisite da vari fantocci, tra cui il fantoccio Catphan 500. Selezionato il tipo di fantoccio da analizzare e la relativa immagine di riferimento, il software è in grado di selezionare in automatico tutti i moduli in esso contenuti e fare l'analisi dei relativi parametri ad essi associati (rumore, uniformità, basso contrasto, curva MTF, spessore di fetta, linearità dei numeri CT e grandezza del pixel). Il processo automatizzato permette una analisi operatore indipendente anche se il tecnico deve sempre supervisionare la corretta scelta dell'immagine di riferimento per un determinato modulo. Il risultato viene esportato come file Excel per una successiva elaborazione. <sup>(15)</sup>

Image #	Test	Status
	Verification	Phantom ID: 500 Series (Phantom Labs) ; Orientation: 13 Phantom Center: 254, 255; CT# of Module Material : 100.14 +/- 9.62 HU
1	Pixel Size	Expected(mm) X-Axis(mm) Y-Axis(mm) 0.70 0.69 0.70 0.70 0.70 Phantom Rotation : -0.5 degrees Phantom Center is 1.40 mm LEFT OF CENTER and 0.70 mm ABOVE CENTER
	CT # Linearity	Contrast Scale: 0.000201 Effective Energy: 62 keV R = 0.999994 Material TEFLON AIR LDPE ACRYLIC CT# 932.1 -987.7 -93.6 123.6
	Slice Thickness	Expected(mm) X-Axis(mm) Y-Axis(mm) 2.50 3.39, 3.23 3.59, 2.69 Avg Slice Width: 3.22 mm Ramp Angle (deg): 23.0 Table Position Offset: -0.60 mm Vertical Angle : 3.0 degrees Horizontal Angle : 0.6 degrees
2	Spatial Resoluti	Critical Frequencies (cy/cm) 50% 4.26 10% 6.66 2% 14.01* *Warning: exceeds Nyquist frequency of 7.14 1/mm
3	Spatial Resoluti	Critical Frequencies (cy/cm) 50% 3.44 10% 6.32 2% 14.01* *Warning: exceeds Nyquist frequency of 7.14 1/mm
4	Low Contrast (M	Contrast (%) 1.51 1.13 0.90 0.75 0.65 0.57 0.50 0.45 0.41 0.38 0.35 0.32 0.30 Detail (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
5	Noise	x(mm) y(mm) Mean(HU) SD(HU) 0.00 50.00 9.19 8.63 50.00 0.00 9.49 7.77 0.00 -50.00 9.72 9.06 -50.00 0.00 9.53 8.42 0.00 0.00 8.77 8.50
	Uniformity	X-Axis Y-Axis Uniformity Index 1.00 1.00 Std Dev (HU): 10.0
	Low Contrast (M	Contrast (%) 1.54 1.16 0.93 0.77 0.66 0.58 0.51 0.46 0.42 0.39 0.36 0.33 0.31 Detail (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

Esempio di report fornito dal software alla fine del processo.



## 4. Raccolta ed analisi dati

Siamo partiti dall'analisi delle TC collegate a Synapse Dose. I dati raccolti in un ampio intervallo di tempo sono risultati numerosi e hanno permesso di scegliere le procedure maggiormente utilizzate e di selezionare in modo più accurato i protocolli da immettere a studio per il calcolo del relativo LDR. Per questa trattazione, abbiamo raccolto come grandezza utile il DLP per i protocolli maggiormente utilizzati nella pratica clinica.

I valori sono riportati nella tabella 2:

**Tabella 2.** Valori DLP per le procedure.

	DLP (mGy x cm)			
	TC Siemens Flash	TC Siemens Edge	TC GE Optima	TC GE Revolution
TAC ADDOME COMPLETO CON MDC	1299.3	1947.8	2830.9	2076.0
TAC ADDOME COMPLETO SENZA MDC	323.8	580.0	536.9	620.0
TAC UROGRAFIA	1475.3	2371.0	3762.1	2181.5
TAC TORACE CON MDC	451.8	346.1	877.0	999.1
TAC TORACE SENZA MDC	330.9	510.9	540.9	326.4

Tali valori sono stati poi confrontati con i dati forniti dall'ISTISAN 20/22 che fanno riferimento al territorio nazionale. Alcune procedure però non avevano un valore di riferimento corrispondente nella letteratura italiana e quindi i relativi risultati si sono confrontati con i valori riportati dall'Health Information and Quality Authority, che fanno riferimento al territorio europeo. Riportiamo dunque nella tabella 3, i due diversi riferimenti di LDR utili al confronto con quanto da noi trovato.

**Tabella 3.** Valori dosimetrici LDR fornite dall'ISTISAN e Health Information and Quality Authority.

Esame	LDR ISTISAN	LDR HIQA
Addome con mdc	800	950
Addome senza mdc	/	556
Uro-TC	950	1150
Torace con mdc	/	346
Torace senza mdc	754	310

Dal confronto dei LDR calcolati, raccolti nella tabella 2, con i valori diagnostici di riferimento riportati in tabella 3 possiamo notare che:

- nessuna TC rispetta i valori indicati dai due organismi presi in considerazione per quanto riguarda l'esame dell'addome con mezzo di contrasto;
- per quanto riguarda l'esame dell'addome senza mezzo di contrasto il valore di LDR è inferiore a quello indicato dall'Health Information and e Health Information and Quality Authority (HIQA) solo per le TC Siemens Flash e GE Optima;
- per l'esame del torace con mezzo di contrasto solo la TC Siemens Edge fornisce un LDR entro il limite indicato;
- particolarmente critico poi il valore trovato per l'esame uro-TC, di molto superiore a quello dell'ISTISAN e dell'HIQA in tutte le apparecchiature.

Possiamo anche notare un aspetto molto importante che rende i due organismi in letteratura diversi tra loro: l'ISTISAN presenta valori di LDR per esami del tutto generici riguardo al protocollo di studio utilizzato e non fornisce valori per esami TC del torace con mezzo di contrasto o per la TC dell'addome senza mezzo di contrasto. L'Health Information and Quality Authority presenta invece diversi valori di LDR per uno stesso distretto, differenti in base al quesito clinico richiesto; una TC torace può avere diversi valori di dose a seconda del protocollo utilizzato e questo dipende dal tipo di quesito clinico richiesto.

Possiamo vedere un esempio di un esame al torace riportato dall'HIQA nella tabella 4.

**Tabella 4.**

Procedura / Quesito Clinico	LDR
Thorax	310 mGy.cm
Thorax Hi resolution/interstitial lung disease	337 mGy.cm
Thorax CTPA/detection or exclusion of pulmonary embolus	346 mGy.cm
Thorax/pulmonary metastases	258 mGy.cm

Possiamo dunque affermare come l'Health Information and Quality Authority dovrebbe rappresentare lo standard di come andrebbero raccolti i dati per il calcolo dei LDR. È proprio in questa direzione che anche gli organi di controllo della dose si stanno muovendo perché questa metodica permette di ottenere valori molto più specifici e lo stesso confronto risulta più efficace. Questo processo, sebbene complesso da implementare perché richiede una grande collaborazione da parte di tutta l'equipe radiologica, risulta essere la strada più utile per la comparazione dei vari protocolli e rende la raccolta dei LDR uno strumento davvero utile al confronto ed al processo di ottimizzazione delle procedure.

Dobbiamo osservare dai dati raccolti il fatto che dal sistema Synapse Dose abbiamo potuto estrarre molti dati per i singoli protocolli di esame o per le singole descrizioni degli studi, anche se le descrizioni fanno riferimento a nomenclature standard definite dalla prenotazione dell'esame ma non danno certezze su come esso sia poi effettivamente stato svolto. Il medico radiologo, in base alla richiesta, alla storia clinica del paziente ed eventuali lesioni rilevate durante l'indagine TC, potrebbe infatti decidere di estendere la scansione ben oltre il distretto oggetto della richiesta radiologica o ripetere alcune fasi. Risulta dunque evidente che per avere risultati utili dall'analisi specifica i dati raccolti dovranno essere adeguatamente filtrati, eliminando dal pool dei casi quelli che hanno come target anche i distretti che non sono di interesse per la nostra ricerca. Pertanto, anche se questo software è di grande aiuto per indagare rapidamente su un grande numero di esami con i relativi dati dosimetrici per le varie indagini TC, questi devono poi essere studiati ed analizzati nel dettaglio da un operatore al

fine di valutarne l'appropriatezza. Le differenze dosimetriche riscontrate tra i vari tomografi sono da imputare alle caratteristiche intrinseche degli stessi scanner, dai differenti valori dei parametri di acquisizione che sono stati impostati al momento dell'installazione o nella clinica dovute a possibili diverse abitudini nel modo di lavorare delle diverse realtà ospedaliere prese in considerazione. Si vuole qui andare a studiare in dettaglio un protocollo specifico che ha mostrato le maggiori criticità in tutte le apparecchiature considerate, per valutarne in dettaglio le differenze. Abbiamo scelto a questo scopo il protocollo dell'addome trifasico che supera per tutte le apparecchiature il valore dei LDR definiti dalla letteratura; per questo abbiamo annotato per ciascuna delle fasi di acquisizione il rispettivo valore di  $CTDI_{vol}$  ed i pertinenti parametri di acquisizione, kV e mA.

Nelle tabelle sottostanti (dalla tabella 5 alla tabella 10), si riportano i parametri che costituiscono il protocollo dell'addome trifasico nelle TC Siemens Flash e Siemens EDGE e nelle TC GE Optima, Revolution EVO 1 e Revolution EVO 2, così come estrapolati dal Synapse Dose in un intervallo temporale di 8 mesi. Per la GE Revolution EVO 3 i dati sono stati estrapolati manualmente dal PACS da un pool casuale di 30 pazienti, prestando attenzione che i dati utilizzati rispecchiassero effettivamente il protocollo dell'addome trifasico, sia per quanto riguarda il numero di fasi sia per quanto riguarda l'area irradiata.

**Tabella 5.** Valori addome trifasico relativi alla TC Siemens Flash.

<b>TC SIEMENS FLASH</b>			
	<b>kV</b>	<b>mA</b>	<b>CTDI (mGy)</b>
Topogramma	80	24-35	0.03-0.04
	100	30-35	0.07-0.09
	120	33-36	0.13-0.29
	140	35	0.2
Diretta	80	56-293	0.91-3.15
	100	79-547	2.71-17.64
	120	76-735	3.08-19.06
	140	105-487	8.61-30.16
Premonitoring	80	38	0.34
	100	39-140	0.73-1.21
	120	39-280	1.2-4.56
Monitoring	80	38	0.68
	100	39-139	2.93-20.46
	120	39-192	1.03-71.57
Arteriosa	80	55-350	0.9-3.25
	100	52-617	1.78-15.41
	120	94-735	5.29-18.62
	140	127-571	10.41-41.07
Venosa	80	56-195	0.91-3.18
	100	61-513	2.09-16.58
	120	94-743	5.29-31.09
	140	99-483	8.11-43.15
Tardiva	100	84-482	2.88-16.54
	120	80-602	4.51-18.79
	140	95-415	7.79-34.02

**Tabella 6.** Valori addome trifasico relativi alla TC Siemens Edge.

<b>TC SIEMENS EDGE</b>			
	kV	mA	CTDI (mGy)
Topogramma	100	18	0.03
	120	18-33	0.04-0.08
	140	18	0.06
Diretta	100	141-580	3.98-16.36
	120	172-604	8.3-29.14
	140	199-562	14.65-17.01
Premonitoring	100	43-79	0.75-0.79
	120	44-68	1.3-2.02
Monitoring	100	43-78	0.75-12.54
	120	44-67	3.91-31.79
Arteriosa	80	501-557	6.66-7.41
	100	172-591	4.83-16.67
	120	395-634	12.57-19.06
Venosa	80	56-615	0.74-8.18
	100	220-590	6.2-16.64
	120	248-604	13.94-29.14
	140	368-560	16.95-37.41
Tardiva	80	650	6.91-9.34
	100	52-590	8.83-27.94
	120	183-579	8.64-11.31
	140	196-462	14.43-36.62

**Tabella 8.** Valori addome trifasico relativi alla TC GE Optima.

<b>TC GE Optima</b>			
	kV	mA	CTDI (mGy)
Topogramma	120	10	/
Diretta	120	80-320	4.84-35.86
Monitoring	120	40-80	13.8-62.1
Arteriosa	120	135-450	8.32-46.73
Venosa	120	135.3-440	8.34-40.21
Tardiva	120	80-431.3	4.83-41.45

**Tabella 9.** Valori addome trifasico relativi alla TC GE Revolution EVO 1.

<b>TC GE Revolution EVO 1</b>			
	kV	mA	CTDI (mGy)
Topogramma	120	20	/
Diretta	120	80-247	5.41-16.69
Monitoring	120	100	39.47-78.93
Arteriosa	120	120-282.8	8.11-19.11
Venosa	120	120-283.1	8.11-19.13
Tardiva	120	130-308.2	8.78-20.82

**Tabella 7.** Valori addome trifasico relativi alla TC GE Revolution EVO 2.

<b>TC GE Revolution EVO 2</b>			
	kV	mA	CTDI (mGy)
Topogramma	120	10	/
Diretta	120	83.9-370.8	4.74-19.96
Monitoring	120	50	18.5-55.5
Arteriosa	120	111.6-389.1	5.92-20.66
Venosa	120	111.6-389.4	5.92-20.67
Tardiva	120	111.2-385.3	5.9-20.46

**Tabella 10.** Valori addome trifasico relativi alla TC GE Revolution EVO 3.

<b>TC GE Revolution EVO 3</b>			
	kV	mA	CTDI (mGy)
Topogramma	120	10	/
Diretta	120	79-399	5.41-23.68
Monitoring	120	100	24.67-93.7
Arteriosa	120	199-479	8.11-28.06
Venosa	120	110-465	8.11-26.74
Tardiva	120	119-395	8.11-18.28

Dai dati raccolti si possono trarre le seguenti conclusioni:

- tra i due tomografi Siemens si notano delle differenze: in tutte le fasi le TC Siemens utilizzano un range di KV che varia già a partire dagli 80 kV, mentre il range dei mA varia in modo diverso tra le due apparecchiature, anche in modo sostanzioso, con conseguente variazione del CTDI<sub>vol</sub>.
- per quanto riguarda gli scanner GE, le variazioni sono per lo più dovute alla diversa impostazione del protocollo che ha come conseguenza un diverso valore di CTDI<sub>vol</sub> per lo più legato al diverso range dei mA utilizzato.

Per poter confrontare i diversi vendor GE e Siemens, dobbiamo tener presente come il sistema di riduzione della dose usato sia diverso tra essi.

GE acquisisce a kV fissi (generalmente nei protocolli viene settato sempre a 120 kV) mentre a variare sono solo i mA. Negli scanner Siemens entrambi i parametri, kV e mA, variano in modo più o meno appropriato in base al paziente. Per un minimo di confronto dei dati valutiamo tutte le acquisizioni a 120KV nei diversi tipi di apparecchiature: notiamo subito come in tutte le fasi della TC Siemens Flash il CTDI<sub>vol</sub> risulta basso rispetto alle altre apparecchiature, mentre nella Siemens Edge risulta in alcuni casi addirittura peggiore a tutte le apparecchiature GE, e la prima causa va ricercata nel diverso range dei mA utilizzato. Bisogna comunque far presente che queste differenze possono essere imputabili al campione di pazienti preso in esame, il quale inevitabilmente presenta dimensioni, pesi e specificità diverse da paziente a paziente.

Al fine di condurre un'indagine più approfondita e togliere quella che risulta essere la variabile dimensione del paziente, si è pensato di acquisire nei vari scanner uno stesso fantoccio dato che i sistemi di riduzione della dose agiscono in modo diverso in base al paziente sottoposto all'esame. Abbiamo dunque svolto diverse acquisizioni con il fantoccio il Catphan 500, una per ogni serie del protocollo dell'addome trifasico (diretta, arteriosa, venosa e tardiva), in tutte le apparecchiature TC prese in considerazione. Si sono poi riportati nelle tabelle sottostanti (dalla tabella 11 alla tabella 18) i parametri di acquisizione di kV e mA, che ogni apparecchiatura ha utilizzato per scansionare il fantoccio in una determinata fase del protocollo, compreso il dato dosimetrico CTDI<sub>vol</sub> e DLP. Non solo, abbiamo anche valutato l'immagine risultante dall'acquisizione del fantoccio, studiando nel dettaglio il modulo del



basso contrasto (CTP515) per poter confrontare le diverse apparecchiature anche dal punto di vista della qualità dell'immagine.

**Fase Diretta:**

**Tabella 11**

Parametri di acquisizione

	kV	mA	FOV (mm)	Slice (mm)	Mode	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
Siemens Flash	100	64	250	1.5	Helical	2.4	50.5
Siemens Edge	100	150	250	1.5	Helical	4.15	86.3
GE Optima	120	79	250	5	Helical	4.75	97.94
GE Revo EVO 1	120	119	360	1.25	Helical	8.11	181
GE Revo EVO 2	120	79	360	2.5	Helical	4.25	95.78

**Tabella 12**

% di contrasto

Dim. Dettaglio (mm)	3	4	5	6	7	8	9	10
Siemens Flash	1.6	1.2	0.96	0.8	0.69	0.6	0.53	0.48
Siemens Edge	1.03	0.77	0.62	0.51	0.44	0.38	0.34	0.31
GE Optima	0.83	0.62	0.5	0.41	0.36	0.31	0.28	0.25
GE Revo EVO 1	1.4	1.05	0.84	0.7	0.6	0.52	0.47	0.42
GE Revo EVO 2	2.13	1.6	1.28	1.06	0.91	0.8	0.71	0.64

Nella fase Diretta i dati più significativi riguardano la Siemens Edge, la quale utilizza nell'acquisizione diretta mA doppi rispetto alla Flash, riportando di conseguenza una migliore risoluzione di contrasto. La TC GE Optima e la TC GE Revolution EVO 2, pur utilizzando gli stessi mA e avendo un CTDI<sub>vol</sub> sovrapponibile con quello della TC Edge, presentano una risoluzione di contrasto nettamente migliore, in questo caso perché l'immagine risulta meno rumorosa essendo acquisita a 5 mm e 2.5 mm anziché a 1.5 mm. La GE Revolution EVO 1 rispetto alla GE

Revolution EVO 2 presenta una maggiore corrente al tubo, che porta ad un CTDI<sub>vol</sub> doppio ed addirittura quadruplo se confrontato con la Siemens Flash, ciò è dovuto anche all'uso di diversi spessori di fetta (1.25 mm anziché 2.5 mm).

Riassumendo, il miglior contrasto è stato rilevato nella GE Optima con un CTDI<sub>vol</sub> sovrapponibile a tutte le altre TC, ad eccezione della Siemens Flash dove tale parametro risulta dimezzato. Mentre dal punto di vista dosimetrico la TC GE Revolution EVO 1 risulta la peggiore, mantenendo un valore del basso contrasto nella media.

### Fase Arteriosa:

**Tabella 13**

Parametri di acquisizione

	kV	mA	FOV (mm)	Slice (mm)	Mode	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
Siemens Flash	100	66	250	1.5	Helical	1.96	41.1
Siemens Edge	70	255	250	1.5	Helical	2.01	41.9
GE Optima	120	199	250	5	Helical	11.91	245.46
GE Revo EVO 1	120	129	360	1.25	Helical	8.78	196.09
GE Revo EVO 2	120	88	360	2.5	Helical	5.31	119.72

**Tabella 14**

% di contrasto

Dim. Dettaglio (mm)	3	4	5	6	7	8	9	10
Siemens Flash	1.44	1.08	0.86	0.72	0.62	0.54	0.48	0.43
Siemens Edge	1.51	1.13	0.91	0.75	0.65	0.57	0.5	0.45
GE Optima	0.55	0.41	0.33	0.27	0.24	0.21	0.18	0.16
GE Revo EVO 1	1.56	1.17	0.93	0.78	0.67	0.58	0.52	0.47
GE Revo EVO 2	1.75	1.31	1.05	0.87	0.75	0.65	0.58	0.52

Nella Fase Arteriosa TC Siemens Edge compensa la riduzione dei kV con un aumento dei mA, ne risulta quindi un valore di  $CTDI_{vol}$  ed un contrasto simile alla Siemens Flash. Netta è invece la differenza sul piano dosimetrico tra le macchine dei due diversi vendor: il  $CTDI_{vol}$  delle GE Revolution EVO 1, Revolution EVO 2 e Optima risulta molto superiore se paragonato alle due Siemens. Nonostante le GE sottoperforino da punto di vista dosimetrico le Siemens, c'è da dire che dal punto di vista dell'imaging la TC GE Optima risulta migliore rispetto alle controparti, ma a fronte dell'utilizzo di uno spessore di fetta abbastanza elevato di 5 mm.

### Fase Venosa:

**Tabella 15**

Parametri di acquisizione

	kV	mA	FOV (mm)	Slice (mm)	Mode	$CTDI_{vol}$	DLP
Siemens Flash	100	66	250	1.5	Helical	2.2	46.1
Siemens Edge	70	300	250	1.5	Helical	2.39	50.4
GE Optima	120	199	250	5	Helical	11.9	245.11
GE Revo EVO 1	120	129	360	1.25	Helical	8.78	196.09
GE Revo EVO 2	120	99	360	2.5	Helical	5.31	119.72

**Tabella 16**

% di contrasto

Dim. Dettaglio (mm)	3	4	5	6	7	8	9	10
Siemens Flash	1.68	1.26	1.01	0.84	0.72	0.63	0.56	0.5
Siemens Edge	1.5	1.12	0.9	0.75	0.64	0.56	0.5	0.45
GE Optima	0.65	0.49	0.39	0.33	0.28	0.25	0.22	0.2
GE Revo EVO 1	1.48	1.11	0.89	0.64	0.64	0.56	0.49	0.45
GE Revo EVO 2	1.67	1.18	0.94	0.78	0.67	0.59	0.52	0.47

I diversi scanner nella fase venosa si comportano in modo sovrapponibile a come già visto nella fase arteriosa, senza particolari differenze sia dal punto di vista dosimetrico che del basso contrasto.

### Fase Tardiva:

**Tabella 17**

Parametri di acquisizione

	kV	mA	FOV (mm)	Slice (mm)	Mode	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
Siemens Flash	100	66	250	1.5	Helical	2.2	46.1
Siemens Edge	100	150	250	1.5	Helical	4.15	87.3
GE Optima	120	199	250	5	Helical	11.89	245.1
GE Revo EVO 1	120	129	360	1.25	Helical	8.78	196.09
GE Revo EVO 2	120	99	360	2.5	Helical	5.31	119.72

**Tabella 18**

% di contrasto

Dim. Dettaglio (mm)	3	4	5	6	7	8	9	10
Siemens Flash	2.19	1.64	1.13	1.09	0.94	0.82	0.73	0.66
Siemens Edge	1.17	0.88	0.7	0.58	0.5	0.44	0.39	0.35
GE Optima	0.78	0.59	0.47	0.39	0.33	0.29	0.26	0.23
GE Revo EVO 1	1.5	1.12	0.9	0.75	0.64	0.56	0.5	0.45
GE Revo EVO 2	1.51	1.13	0.9	0.75	0.65	0.57	0.5	0.45

Nella fase tardiva le TC Siemens Flash ed Edge acquisiscono entrambe a 100 kV e con lo stesso spessore di 1,5 mm, ma la Edge utilizza più del doppio dei mA della Flash; questo comporta da un lato un CTDI<sub>vol</sub> doppio nella Edge rispetto alla Flash ma con il relativo basso contrasto nettamente migliore. Le GE Optima e Revolution EVO 1 invece, nella fase tardiva, utilizzano gli

stessi kV e mA delle fasi arteriose e venose; la GE Revolution EVO 2 utilizza gli stessi mA della fase venosa, ma leggermente più elevati se paragonati alla fase arteriosa.

Possiamo quindi affermare che il valore del basso contrasto delle immagini acquisite con la TC GE Optima risulta di gran lunga migliore rispetto a quello delle immagini acquisite con altre macchine, anche se questo è dovuto all'acquisizione a strato più spesso oltre che all'utilizzo di kV e mA più alti, che comportano di conseguenza ad un aumento del  $CTDI_{vol}$ .



## 5. Risultati

### 5.1 Confronto dosimetrico

Partendo dall'analisi dosimetrica, grazie al calcolo dei LDR ricavato da un pool di pazienti presi in considerazione nel periodo di riferimento, si è visto come alcuni studi come l'addome trifasico, uro-TC e torace con mezzo di contrasto presentano valori di LDR maggiori ai livelli diagnostici di riferimento descritti dagli organismi nazionali ed internazionali. Dall'analisi di uno di questi protocolli, l'addome trifasico, abbiamo potuto notare come le due TC Siemens, presentano valori di dose più bassi rispetto alle concorrenti GE; ciò è implicabile alla loro caratteristica di fornire dei parametri più personalizzati in base alle dimensioni del paziente, potendo variare non solo il range dei mA ma anche i kV; le TC GE invece presentano una tensione al tubo costante, che in tutti i casi è stata fissata a 120 kV, mentre l'unico parametro variabile durante l'acquisizione risulta essere il range dei mA. Tutto questo ha contribuito ad un  $CTDI_{vol}$  e un DLP maggiore durante tutte le fasi dell'acquisizione. Analizzando tutti i dati estrapolati, si evince come le due apparecchiature Siemens presentino una dose inferiore, erogata in modo ottimizzato rispetto alle controparti GE. In particolare, analizzando i dati il  $CTDI_{vol}$  della TC GE Optima (11,91) risulta essere di oltre cinque volte superiore alla TC Siemens Flash (1,96) nella fase arteriosa, ma anche guardando alle altre fasi le proporzioni rimangono simili.

Abbiamo poi analizzato anche il DLP e quindi l'area irradiata lungo l'asse z; grazie al rapporto tra  $CTDI_{vol}$  e DLP si è potuto ricavare la lunghezza della scansione. Non sono state notate differenze maggiori di 2,5 cm nelle diverse realtà prese in considerazione, con un valore minimo di circa 20,5 cm e un massimo 23 cm; quindi, il lavoro di riduzione della dose al paziente su questo ambito risulta minimo e attribuibile al modo di lavorare dei diversi distretti ospedalieri.

## 5.2 Confronto imaging

Il passo successivo è stato quello di eseguire lo studio del protocollo addominale trifasico nelle varie fasi togliendo la variabile del paziente, andando quindi ad utilizzare su tutte le apparecchiature il fantoccio Catphan 500. Questo ci ha permesso di valutare sia la parte dosimetrica del protocollo che la qualità dell'immagine nel parametro del basso contrasto.

Le due Siemens confermano quanto visto in precedenza, ovvero come la fase diretta e la fase tardiva della TC Siemens Flash presentano un minore  $CTDI_{vol}$  rispetto alla TC Siemens Edge, dovuto da un diverso range di mA utilizzato; dal punto di vista dell'imaging ciò dimostra come valori di corrente al tubo maggiori comportano ad una diminuzione del rumore, che si traduce in un minore valore del parametro % di contrasto, inteso come la capacità del sistema di distinguere oggetti di piccole dimensioni in un contesto di basso contrasto, quantitativamente di pochi numeri TC.

Per le apparecchiature GE si evidenzia come la migliore qualità nell'immagine acquisita col fantoccio riguardi la GE Optima, nella quale però si utilizzano dei mA molto elevati rispetto alle altre apparecchiature TC e di conseguenza un  $CTDI_{vol}$  più elevato: il doppio se confrontato con la GE Revolution 2 (ad esclusione della fase diretta) e quasi sei volte il  $CTDI_{vol}$  della TC Siemens Flash rilevato acquisendo il fantoccio. Allo stesso tempo però, questa qualità superiore dell'immagine può essere attribuita anche alle slice larghe 5 mm con le quali vengono acquisite le immagini. Questo permette quindi di avere un buon basso contrasto che potrebbe compensare la dose molto elevata che il paziente riceve.

Si è anche svolto un confronto più approfondito tra le apparecchiature dello stesso vendor ma installate in realtà diverse, in modo da poter confrontare tra le varie sedi le differenze nei protocolli di acquisizione. Si può facilmente notare come la qualità dell'immagine è fortemente dipendente, oltre che dalla dose erogata, dallo spessore di fetta in acquisizione: infatti le realtà che usano uno spessore di fetta di almeno 2,5 mm hanno una qualità d'immagine sovrapponibile ad altre realtà che nella pratica quotidiana usano uno spessore di 1,5 mm, perché quest'ultime compensano la maggiore rumorosità dell'immagine con un aumento della corrente al tubo e di conseguenza della dose. Questo fattore deve essere preso in considerazione quando si vanno ad implementare ed ottimizzare i protocolli, dato che



spesso basterebbe aumentare lo spessore di fetta (e retro ricostruire con uno spessore inferiore) per diminuire la dose, andando così a risparmiare dose al paziente senza inficiare la qualità diagnostica dell'immagine. Ovviamente l'acquisizione a spessori di fetta più ampi va valutato con cura, insieme al pitch che si vuole utilizzare, questo perché spessori di fetta troppo grandi possono diminuire le informazioni che vengono acquisite per ogni scansione.



## 6. Conclusioni

Alla luce di queste evidenze, potrebbe risultare utile svolgere, insieme alle equipe radiologiche, un lavoro di ottimizzazione dei protocolli nelle diverse realtà ospedaliere prese in considerazione. In particolare, le apparecchiature GE sono risultate quelle con maggiori criticità, un primo lavoro di ottimizzazione sarebbe la riduzione dei kV su quelle fasi che non necessitano di un contrasto particolarmente elevato oppure che presentano dosi troppo elevate e una qualità dell'immagine più che ottima. Ovviamente il primo modo per ridurre la dose resta sempre quello di prescrivere esami appropriati e non acquisire tutte le fasi senza un fondato motivo medico.

In tutti questi lavori di ottimizzazione della dose è fondamentale la presenza di tutto il personale radiologico, al fine di far comprendere le varie tecniche utilizzate e trovare dei compromessi che non vadano ad inficiare la qualità diagnostica dell'esame. Quindi anche aumentare lo spessore di fetta in acquisizione può essere fatto solo dopo accurati test, in modo da essere sicuri che non si vadano a perdere troppe informazioni durante l'acquisizione e allo stesso tempo non si acquisisca con uno spessore troppo sottile che renda necessario aumentare la dose per migliorare il contrasto nell'immagine finale.

Nel futuro si deve mirare alla creazione di protocolli specifici per un determinato quesito clinico, ad esempio nel protocollo per lo studio del tumore del colon le fasi di maggiore importanza e che possono dare maggiori informazioni diagnostiche risultano essere la fase venosa e la fase tardiva, quindi si potrebbe pensare di andare a ridurre la dose nella fase arteriosa e diretta, nel caso non sia stato trattato chirurgicamente prima di questo controllo perché in quel caso la fase diretta è utile per andare a vedere eventuali sanguinamenti post intervento. Questo andrebbe a fornire comunque una certa sicurezza nella diagnosi andando allo stesso tempo a diminuire la dose che il paziente riceve, cosa molto importante soprattutto nel caso di pazienti trattati con alte dosi radianti e che si devono sottoporre con frequenza ad esami diagnostici ad alte dosi. Questa parte di creazione di nuovi protocolli specifici per la lesione e non per il distretto anatomico di interesse è il futuro della buona pratica radiologica, in quanto diversi enti internazionali hanno già iniziato ad elencare i vari LDR in base alla patologia e non al distretto.



## 7. Bibliografia

1. Health information and quality authority: diagnostic Reference Levels Guidance on the establishment, use and review of diagnostic reference levels for medical exposure to ionizing radiation; Febbraio 2020
2. Decreto legislativo del 31 luglio 2021, n. 101
3. Radiological Protection Institute of Ireland. Radiation Doses Received by the Irish Population. Dublin: Radiological Protection Institute of Ireland; 2014 June
4. Council Directive 2013/59/EURATOM
5. Vano E, Miller DL, Martin CJ, Rehani MM, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Ann ICRP. 2017
6. European Union (Basic Safety Standards for Protection Against Dangers Arising from Medical Exposure to Ionizing Radiation) Regulations 2018
7. European Commission Radiation Protection No. 180 Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries
8. Medical Exposure Radiation Unit. Patient Radiation Protection Manual 2017
9. Public Health England. National Diagnostic Reference Levels (NDRLs) from 19 August 2019
10. Strange glow: the story of radiation; T. J. Jorgensen
11. ISTISAN 20/22 “livelli diagnostici di riferimento per la radiologia diagnostica e interventistica”
12. AAMP report nr.96
13. SOMATOM definition Edge, user guide
14. SOMATOM definition Flash, user guide
15. Auto QA lite software guide
16. Report AIFM 2007
17. Catphan 500 user manual
18. GE Optima CT660 product description
19. GE Revolution EVO CT user manual
20. GE Revolution EVO digital brochure