

## **Indice**

<b>INTRODUZIONE.....</b>	<b>1</b>
<b>CAPITOLO 1: DECRETO LEGISLATIVO 31 luglio 2020, n. 101 .....</b>	<b>2</b>
1.1 Innovazioni nel d.Lgs 101/20.....	2
1.2 Art. 161.....	3
1.3 Indicazioni pratiche .....	6
1.4 Classi di dose.....	8
<b>CAPITOLO 2: LA DOSE .....</b>	<b>14</b>
2.1 Radiazioni ionizzanti.....	14
2.2 Raggi X.....	16
2.3 Effetti biologici .....	18
2.4 Le grandezze dosimetriche .....	25
2.5 Applicazione della dose efficace.....	28
<b>CAPITOLO 3: DESCRITTORI DI DOSE .....</b>	<b>32</b>
3.1 Radiologia convenzionale .....	32
3.2 Mammografia .....	33
3.3 Tomografia Computerizzata .....	38
<b>CAPITOLO 4: LDR .....</b>	<b>45</b>
4.1 Esposizioni mediche .....	45
4.2 Principi della radioprotezione.....	47
4.2.1 Principio di Giustificazione .....	47
4.2.2 Principio di Ottimizzazione.....	49
4.3 Livelli diagnostici di riferimento.....	50
4.4 Valori di LDR da indagini nazionali ed europee.....	53
4.4.1 Valori di LDR per la radiografia e fluoroscopia diagnostica.....	54
4.4.2 Valori di LDR per la tomografia computerizzata .....	58
<b>CAPITOLO 5: MATERIALI E METODI.....</b>	<b>61</b>

5.1 Apparecchiature di Tomografia Computerizzata e Mammografia .....	61
5.2 Software di tracking dosimetrico: DoseWatch.....	62
5.3 Metodo di analisi .....	64
5.3.1 Pulizia dei dati .....	64
5.3.2 Campione di studio .....	65
5.3.3 Parametri di analisi.....	66
<b>CAPITOLO 6: RISULTATI.....</b>	<b>73</b>
6.1 TC – Calcolo di DLP secondo parametri statistici.....	73
6.2 Mammografia - Calcolo di AGD secondo parametri statistici.....	114
6.3 Conversione in dose efficace e determinazione della classe di dose.....	115
6.3.1 TC .....	115
6.3.2 Mammografia .....	147
<b>CONCLUSIONI E DISCUSSIONI .....</b>	<b>149</b>

## **INTRODUZIONE**

L’emanazione del DLgs. 101/20 e nello specifico dell’art. 161, il quale prevede l’indicazione del dato dosimetrico nei referti delle prestazioni radiodiagnostiche, ha sicuramente evidenziato due aspetti: uno, l’arretratezza della digitalizzazione dei sistemi radiologici italiani (compensata con la soluzione dell’indicazione della classe di dose), l’altro, la difficoltà nel fornire un dato ipoteticamente omogeneo, ma che forse non lo è.

In questo lavoro di tesi è stata valutata l’implementazione dell’art. 161 nella realtà dell’A.O.U. Ospedali Riuniti di Ancona, che possiede un sistema di Dosetracking dal 2013, anche se non aggiornato e che non integra tutte le apparecchiature. Sono stati analizzati i dati provenienti da esami TC e mammografici ed è stata effettuata una valutazione di accuratezza dello strumento “Classe di dose” in relazione all’attività di una radiologia molto ampia, con un importante e variegato parco macchine, per un ospedale regionale con DEA di II livello. Il lavoro si è focalizzato soprattutto su quanto l’informazione dosimetrica fornita nel referto sia effettivamente rappresentativa della dose erogata per l’esame specifico e anche di quali possono essere le limitazioni e implicazioni nell’implementazione di questa soluzione.

## **CAPITOLO 1**

### **DECRETO LEGISLATIVO 31 luglio 2020, n. 101**

“Attuazione della direttiva 2013/59/Euratom, che stabilisce norme fondamentali di sicurezza relative alla protezione contro i pericoli derivanti dall'esposizione alle radiazioni ionizzanti, e che abroga le direttive 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom e 2003/122/Euratom e riordino della normativa di settore in attuazione dell'articolo 20, comma 1, lettera a), della legge 4 ottobre 2019, n. 117.”

(20G00121) (GU Serie Generale n.201 del 12-08-2020 - Suppl. Ordinario n. 29)

Il D.Lgs.101/20, abrogando e sostituendo sia il D.Lgs 230/95 e s.m.i., sia il D.Lgs 187/00, fa confluire in un unico documento legislativo tutte le norme fondamentali di sicurezza contro i pericoli derivanti dalle esposizioni a radiazioni ionizzanti. Esso, infatti, disciplina sia le esposizioni mediche che le esposizioni professionali e della popolazione.

#### **1.1 Innovazioni nel d.Lgs 101/20**

Le disposizioni specifiche sulle esposizioni mediche contenute nella direttiva 2013/59/Euratom sono del tutto coerenti nella struttura e nel contenuto con le previgenti disposizioni della direttiva 97/43/Euratom (la quale era oggetto della stessa materia e fu recepita in Italia tramite il decreto legislativo n. 187 del 26 maggio 2000). Tuttavia, sono presenti alcune principali innovazioni, al fine di porre maggiore attenzione sui seguenti aspetti:

- la giustificazione nei programmi di screening;
- l'informazione preventiva al paziente sui rischi e benefici dell'esposizione;
- le responsabilità riguardo l'ottimizzazione;

- la definizione di ruoli e responsabilità delle figure professionali, in particolare lo specialista in fisica medica;
- la qualità e sicurezza delle attrezzature;
- il sistema di registrazione delle dosi;
- *l'obbligo di inserire le informazioni relativamente all'esposizione radiologica e medico nucleare all'interno del referto;*
- la regolamentazione della esposizione di persone nell'ambito di procedure a scopo non medico condotte con attrezzature medico-radiologiche.
- obbligo, per le nuove apparecchiature per radiologia interventistica e TC, impiantate dalla data di entrata in vigore della normativa, di essere munite di sistemi di ottimizzazione della dose e di dispositivi utili alla valutazione della dose.

## **1.2 Art. 161**

“Procedure (direttiva n. 59/2013/EURATOM, articoli 18, commi 1, 3 e 4, 56, comma 2, 58, lettere a), b), c), f); decreto legislativo 26 maggio 2000, n. 187, articolo 6, commi 1, 2, 5, articolo 7, commi 1, 2, 8, 10).

Commi 5, 6:

5. L'esercente e il responsabile dell'impianto radiologico, per quanto di competenza, garantiscono che il referto relativo alle procedure medico-radiologiche sia comprensivo dell'informazione relativa all'esposizione connessa alla prestazione, in conformità alle linee guida in materia emanate dal Ministero della salute, d'intesa con la Conferenza Permanente per i rapporti tra lo Stato, le Regioni e le Province autonome di Trento e Bolzano e con il concorso delle istituzioni e società scientifiche.

6. Nelle more dell'emanazione di dette linee guida, l'informazione relativa all'esposizione, da riportarsi sul referto, è costituita dall'indicazione della classe di dose (da I a IV) riconducibile all'esame in questione, di cui all'allegato sub B dell'Accordo, ai sensi dell'articolo 4 del decreto legislativo

28 agosto 1997, n. 281, tra il Ministro della salute e le Regioni e Province autonome di Trento e di Bolzano sul documento relativo alle «Linee guida per la diagnostica per immagini» -Atto rep. n.2113 del 28 ottobre 2004, pubblicato nella Gazzetta Ufficiale n.100 del 2 maggio 2005, S.O.. La classe di dose dovrà essere individuata sulla base della tipologia e delle modalità di effettuazione degli esami radiologici e di medicina nucleare e delle indicazioni fornite dallo specialista in fisica medica. Per la diagnostica medico-nucleare devono inoltre essere indicati il radiofarmaco e l'attività somministrata espressa in MBq.”

I commi 5 e 6 dell'art. 161 (d.Lgs 101/20) rappresentano una delle novità più importanti del Titolo XIII (esposizioni mediche) e riguardano l'informazione relativa all'esposizione all'interno del referto, in attuazione dell'Art. 58 lettera b) della Direttiva 59/13, il quale recita che “Gli Stati membri provvedono affinché:

[...]

b) l'informazione relativa all'esposizione del paziente faccia parte del referto della procedura medico- radiologica;”

Verranno trattati in particolare i sopracitati commi 5, 6 dell'articolo 161 d.lgs. 101/20, i quali si occupano, appunto, dell'inserimento della classe di dose nel referto della procedura medico diagnostica, di competenza del medico specialista in radiodiagnostica e in medicina nucleare in relazione all'esposizione.

Tuttavia, per garantire il raggiungimento degli obiettivi del D.Lgs. 101/20 in tema di radioprotezione della popolazione, dovrà essere implementato anche per l'impiego complementare delle radiazioni ionizzanti da parte di altri medici specialisti che allo stesso modo dovranno obbligatoriamente e inderogabilmente riportare nella relazione clinica o nel verbale operatorio la

classe di dose e sono obbligati alla registrazione su supporto informatico dei principali parametri tecnici dell'esposizione.

L'informazione relativa all'esposizione è un aspetto che può avere alcune difficoltà nell'attuazione pratica. Nella Direttiva Europea 2013/59/Euratom, viene fatta una netta distinzione fra il dato relativo all'esposizione, che deve essere riportato nel referto radiologico e i parametri pertinenti per la valutazione della dose al paziente (vedi art.60 comma 3 lettera d) che invece devono essere registrati ed archiviati con specifica unità di misura. Le due diverse tipologie di dati devono pertanto essere considerate distinte e separate sia per modalità di comunicazione, che di archiviazione.

Infatti, un ulteriore obbligo previsto dal D.Lgs, 101/2020 art 168 e Allegato XXIX, è quello della registrazione dei dati per tutte le esposizioni con le radiazioni ionizzanti: "radiodiagnostica specialistica", tomografia computerizzata, radiologia interventistica, medicina nucleare, mammografia e attività complementari.

La registrazione dei dati di cui al comma 1 dell'articolo 168, relativa agli esami di diagnostica per immagini, alle procedure speciali e a quelle di medicina nucleare, dovrà comprendere almeno i seguenti elementi:

- a) esami TC: valore del Dose Length Product (DLP) associato all'intero esame; il valore dosimetrico dovrà essere espresso in mGy x cm;
- b) mammografia: valore della dose ghiandolare media rilevata nell'ambito della verifica periodica dei LDR e calcolata secondo i protocolli di riferimento o le linee guida europee. Il valore dosimetrico dovrà essere espresso in mGy;
- c) altri esami di radiodiagnostica specialistica: valore del prodotto dose x area associato all'intero esame. Il valore dosimetrico dovrà essere espresso in Gy x cm<sup>2</sup>;

- d) esami di medicina nucleare: indicazione del radiofarmaco somministrato e valore dell'attività somministrata. Tutti i valori di radioattività riportati dovranno essere espressi in MBq;
- e) procedure interventistiche: indicazione del prodotto *dose x area* (DAP) relativo all'intera procedura o la durata dell'esposizione, espressi rispettivamente in  $Gy \times cm^2$  e minuti e secondi;
- f) altre attività radiologiche complementari all'esercizio clinico: indicazione del prodotto dose x area relativo all'intera procedura o la durata dell'esposizione, espressi rispettivamente in  $Gy \times cm^2$  e minuti e secondi.

### **1.3 Indicazioni pratiche**

A differenza dei sopracitati parametri pertinenti per la valutazione della dose, da registrare obbligatoriamente, l'informazione relativa all'esposizione di tutti gli esami effettuati per mezzo delle radiazioni ionizzanti dovrà fare parte del referto radiologico e, in attività complementare, della relazione clinica obbligatoria o del verbale operatorio. Le grandezze di esposizione associate possono essere correlabili al rischio generico per esposizioni alle radiazioni ionizzanti.

L'informazione relativa all'esposizione della procedura medico radiologica deve essere registrata secondo la metrica utilizzata per descrivere l'esposizione del paziente in relazione alla tecnica e all'apparecchiatura radiologica utilizzata (vedi Tabella 1 allegata alla fine del capitolo 1 e quanto previsto nel Documento intersocietario del 22 aprile 2017 "Documento di consenso intersocietario. Registrazione e informazione dei dati di esposizione radiologica alla luce della Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013").

Il dato da riportare nel referto dovrà tenere conto anche di quanto indicato nelle linee guida delle Società scientifiche di Area radiologica (Direttiva 59/2013 art.58 comma 3). Il dato dovrà essere accompagnato da un intervallo di variabilità correlato alla richiesta clinica, che dovrà essere dedotto dai



valori riportati nelle linee guida dove sono riportate tabelle di variabilità delle metriche in funzione della modalità e delle indicazioni cliniche più frequenti. Gli specialisti in fisica medica identificheranno, in collaborazione con la componente medica dell'Area Radiologica, gli intervalli di variabilità correlati con le relative e specifiche unità di misura.

Nel referto radiologico e, in attività complementare, nella relazione clinica obbligatoria o nel verbale operatorio, dovrà essere specificato che il dato di esposizione dell'esame è conservato nell'archivio aziendale e potrà essere richiesto solo per le attività diagnostico terapeutiche ad alta dose (ad esempio TC, attività interventistica, tecnologie ibride) e per le procedure in ambito pediatrico.

Il dato di esposizione della prestazione medica eseguita diventa elemento fondamentale della documentazione e come tale deve essere conservato e gestito al pari dell'iconografia e del referto. Ciò è anche motivato dal fatto che uno degli obiettivi della Direttiva 59/2013 è la stima della dose alla popolazione, dunque è obbligatorio che, anche nelle attività complementari, tale dato sia registrato e non solo riportato.

Sarà necessario che sia riconosciuto e valorizzato come attività lavorativa del medico specialista e dello specialista in fisica medica il tempo necessario a valutare e rendere disponibili le informazioni dosimetriche e di rischio almeno per le metodiche ad alta dose.

Per le pratiche radiologiche per le quali non si deve rilasciare un referto specifico (screening mammografico, impiego di RX nelle pratiche radiologiche complementari, quali l'emodinamica, l'odontoiatria, etc), il medico specialista, in collaborazione con lo specialista in fisica medica e con il Responsabile dell'impianto radiologico, ha la responsabilità e il compito di definire e documentare l'esposizione a cui è sottoposto il paziente e registrarla.

Il dato di esposizione correlato all'imaging impiegato, per le attività complementari, deve essere contenuto nella relazione clinica obbligatoria o

nel verbale operatorio e conservato prioritariamente nei sistemi RIS PACS aziendali che garantiscono la corretta tenuta del dato. Qualora ciò non sia possibile, andranno realizzati o acquisiti sistemi di archiviazione delle esposizioni preferibilmente informatizzati.

Il principale obiettivo di quanto contenuto nei commi 5, 6, dell'art 161 è quello di uniformare la gestione della comunicazione del dato dosimetrico su tutto il territorio nazionale ai fini dell'informazione da dare al medico prescrivente.

#### **1.4 Classi di dose**

Secondo la normativa, nelle more dell'emanazione delle linee guida (art. 161 c.5), l'informazione relativa all'esposizione, da riportarsi sul referto, è costituita dall'indicazione della classe di dose (da I a IV) secondo le indicazioni contenute nel documento "Linee guida per la diagnostica per immagini" -Atto rep. n.2113 del 28 ottobre 2004.

Ove tale associazione non sia possibile, il gruppo di lavoro (GdL) ha indicato delle proposte operative in linea con lo stato dell'arte e le pubblicazioni scientifiche e facendo riferimento a quanto elaborato dalle associazioni scientifiche internazionali (ACR, ECR, AAPM, EFOMP, EANM...). Il GdL ha, inoltre, tenuto conto, ove possibile, dell'evoluzione tecnologica del settore dell'area radiologica.

Si riporta sotto la tabella estratta dalla GU 2/5/2005 dell'Accordo Stato Regioni n.281 del 28 ottobre 2004 "Linee guida per la diagnostica per immagini", dove vengono indicati i principali esami diagnostici e le rispettive classi di dose. Viene inoltre indicato un intervallo più ampio per la radiologia interventistica.

Classe	Dose Efficace (mSv)	Esempi
0	0	US, RM
I	<1	RX torace, RX arti, RX bacino, Colonna cervicale
II	1-5	RX addome, Urografia, RX Colonna lombare TAC (capo e collo) MN (es. scintigrafia scheletrica)
III	5-10	TAC (torace ed addome) MN (es. cardiaca)
IV	>10	Alcuni studi MN
II-IV		Radiologia interventistica

Nelle linee guida la classe è espressa in termini di *dose efficace*, misurata in mSv, in base alla tipologia di esame e al quesito clinico; ad esempio, lo stesso tipo di indagine può avere diverse modalità di esecuzione e diversi parametri tecnici di esposizione, a seconda del quesito clinico, che quindi si traducono in diverse classi di dose. Ciò comporta che alla definizione di classe come indicata dal D.Lgs 101/20, sia associata un'elevata incertezza intrinseca in quanto il calcolo della dose efficace dipende dalla modalità e dal tipo di calcolo, che può essere eseguito impiegando diversi software dedicati. Deve essere coinvolto lo specialista in fisica medica per la corretta assegnazione della classe di dose che dovrebbe essere il più possibile individuale e personalizzata.

Le criticità tecniche, tecnologiche e procedurali legate a questa scelta sono svariate e in particolare sono legate all'eterogeneità dei sistemi informativi di radiologia (Radiological Information Systems (RIS) e Picture Archive and Communication Systems (PACS) e all'eventuale presenza di sistemi di Registrazione Della Dose (RDS). Attualmente, questi ultimi risultano lo strumento di elezione per una più accurata definizione della classe di dose.

Per la classificazione degli esami di diagnostica per immagini è stato utilizzato il nomenclatore della specialistica ambulatoriale allegato ai LEA

del 2017 (G.U. 65 del 18-3-2017 Suppl. Ordinario n.15) (Allegato 1). Tale decisione è stata motivata dal fatto che il D.Lgs. 101/20 indica nell'allegato XXIX di "utilizzare il nomenclatore della specialistica ambulatoriale per la registrazione delle dosi di esposizione (Allegato 1).

Tale classificazione è stata integrata con quella delle procedure di radiologia interventistica (body e neuro). In quest'ultimo caso, le classi di dose, data la variabilità della complessità delle procedure, prevedono, ove necessario, una o più classi che andranno localmente adattate per inserirle nei sistemi RIS-PACS.

Le soluzioni proposte nel documento intersocietario per la comunicazione della classe di dose (DLgs.101-art.161 c.5-6) sono:

1) Definizione della classe di dose in funzione dell'esame diagnostico e/o della procedura di radiologia interventistica.

La corrispondenza con la classe di dose può avvenire attraverso i sistemi informativi di radiologia (RIS/PACS) al momento della selezione dell'esame radiologico realmente eseguito e della modalità con cui è stato realizzato.

In particolare:

- nel sistema informativo (RIS-PACS) va prevista l'associazione ad ogni esame radiologico e procedura di radiologia interventistica, secondo quanto previsto dall'art. 161 comma 6 del D.Lgs. 101/2020. Tale associazione della classe di dose corrispondente dovrebbe essere prevista, nelle prossime linee guida, anche per le esposizioni in attività complementare;
- l'associazione dovrà avvenire al momento della refertazione dell'esame
- dovrà essere lasciata la possibilità di modificare l'attribuzione automatica della classe di dose in relazione a una diversa modalità di esecuzione dell'esame secondo le indicazioni previste nella norma.

2) Definizione della classe di dose utilizzando software di monitoraggio della dose.

In questo secondo scenario, la corrispondenza con la classe di dose avviene tenendo conto dei parametri espositivi e delle modalità di esecuzione dell'esame connessi alla prestazione, anche secondo le modalità previste dall'allegato XXIX del D.Lgs. 101/20 e dalla tabella 1 del Documento Intersocietario "Indicazioni e applicazioni pratiche in relazione al contenuto della Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013 e al suo recepimento" del 3 novembre 2018.

A questo scopo è necessaria l'integrazione dei sistemi RIS – PACS con un sistema RDS che abbia la possibilità di stimare la dose efficace per il singolo paziente, da cui ricavare la relativa classe di dose.

La stima dell'accuratezza del valore di dose efficace fornita dall'RDS è responsabilità dello specialista in fisica medica.

MODALITA'	INDICATORI DI ESPOSIZIONE
Tomografia computerizzata	Computed tomography dose index - CTDIvol [mGy] e Dose-Length Product -DLP [mGy cm]
Radiologia interventistica e Fluoroscopia	Air Kerma- Area product KAP [Gy cm <sup>2</sup> ] e Reference Air Kerma[mGy]
Radiologia convenzionale	Air Kerma-Area product KAP [mGy cm <sup>2</sup> ] o DAP[mGy cm <sup>2</sup> ], e Entrance Surface Air Kerma- ESAK [mGy]
CBCT	Air Kerma-Area product KAP [mGy cm <sup>2</sup> ] o DAP [mGy cm <sup>2</sup> ],
Mammografia	Entrance Surface Air Kerma – ESAK [mGy],
Medicina nucleare	Attività somministrata [MBq]
Radioterapia con fasci esterni e sorgenti sigillate	Gy al target ed agli organi critici

**Tabella 1.** Indicatori di esposizione comunemente impiegati per le diverse modalità da utilizzare per la registrazione dell'esposizione del paziente. Per gli indicatori delle tecniche di radiodiagnostica devono essere adeguatamente documentati i livelli di incertezza associati, che come esplicitato nelle attuali norme tecniche di riferimento, possono variare dal +/- 20% al +/- 50% rispetto al valore vero.

L'impiego degli indicatori di Tabella 1 da inserire nel referto dell'esame ha, come elemento di forza, quello di riportare in modo sintetico informazioni relative alla tecnica utilizzata per lo specifico paziente. Elemento di

debolezza è, invece, quello di rendere la soluzione operativa strettamente correlata allo stato di aggiornamento delle apparecchiature utilizzate e applicabile con gradualità vista l'eterogenea composizione del parco tecnologico radiologico italiano.

Quando gli indicatori di esposizione non sono disponibili è auspicabile far riferimento ad un opportuno e documentato intervallo di variabilità della metrica specifica (Tab. 1).

Come già citato, il dato di esposizione che viene fornito dalle apparecchiature radiologiche è un valore misurato o il più delle volte stimato ed è importante che il suo controllo periodico sia parte integrante delle verifiche di qualità delle apparecchiature. Per tale dato deve essere adeguatamente documentato il livello di incertezza associato che può variare dal  $\pm 20\%$  al  $\pm 50\%$  rispetto al valore vero.

Qualora si utilizzino sistemi dedicati alla gestione integrata dei dati di esposizione delle apparecchiature, essi devono essere sottoposti a prove di accettazione e controlli di qualità e devono essere integrati con i sistemi informativi aziendali garantendo i requisiti di sicurezza e privacy.

Infine, si ritiene fondamentale che si utilizzino fonti autorevoli di informazione sul complesso tema delle esposizioni mediche.

Per le pratiche radiologiche per le quali non si deve rilasciare un referto specifico (screening mammografico, impiego di RX o scopia nelle pratiche radiologiche complementari, quali l'emodinamica, l'odontoiatria, etc.), è responsabilità del medico specialista, in collaborazione con lo specialista in fisica medica, definire e documentare l'esposizione a cui è sottoposto il paziente.

Per tali pratiche si considera fondamentale l'obbligo di registrazione e di archiviazione dei dati di output e degli indicatori di dose dell'apparecchiatura (Tab.1) preferibilmente su sistemi RIS PACS (ove possibile) o nella relazione clinica obbligatoria. Tale obbligatorietà riguarda procedure ove si impiegano radiazioni ionizzanti ai fini complementari. Le registrazioni e le

archiviazioni devono essere conservate nei tempi e nei modi previsti per i referti e l'iconografia radiologica.

## CAPITOLO 2

### LA DOSE

#### 2.1 Radiazioni ionizzanti

In natura, l'energia emessa da una qualsiasi fonte è definita radiazione. Sono radiazioni il calore sprigionato dalla resistenza di un tradizionale forno, le onde di un forno a microonde, la luce visibile, le onde radio, ma anche i raggi X impiegati per le indagini radiologiche, o i raggi gamma impiegati in esami diagnostici di medicina nucleare, prodotti dal decadimento radioattivo dei nuclei atomici.

Le radiazioni si diffondono sotto forma di onde elettromagnetiche o di particelle subatomiche, quest'ultimo è il caso delle particelle alfa e beta emesse dal decadimento radioattivo di alcuni particolari tipi di radionuclidi. A distinguere i diversi tipi di radiazioni sono le caratteristiche dell'onda attraverso cui si propagano, in particolare la lunghezza d'onda e la frequenza: le onde a maggiore lunghezza e minore frequenza trasportano meno energia; viceversa, quelle corte e a maggiore frequenza trasportano più energia.

Le radiazioni ionizzanti rappresentano una piccola parte di questo ampio spettro di radiazioni e sono quelle a maggiore energia. In particolare, sono una forma di energia avente le seguenti caratteristiche:

- è emessa da una sorgente (naturale o artificiale),
- si propaga nello spazio (con o senza materia),
- ha la capacità di produrre ionizzazione nel mezzo in cui si propaga a seguito di processi in cui sono liberati elettroni dagli atomi con cui la radiazione ha interagito.

Le radiazioni ionizzanti possono essere costituite da particelle cariche come elettroni, protoni ecc., o neutre come i fotoni e i neutroni. La ionizzazione in un mezzo esposto a radiazioni ionizzanti è prodotta essenzialmente dalle particelle cariche che si propagano in esso.



Per illustrare i diversi modi d'interagire della radiazione con la materia, è utile partire da una classificazione delle radiazioni ionizzanti, suddividendole in direttamente ionizzanti e indirettamente ionizzanti.

Sono “direttamente ionizzanti” le radiazioni costituite da particelle cariche (elettroni, protoni, particelle alfa ecc.). Esse ionizzano in modo diretto gli atomi di un mezzo, mediante la serie di interazioni che ciascuna particella ha lungo tutto il proprio percorso in quel mezzo.

Sono “indirettamente ionizzanti” le radiazioni costituite da particelle non cariche, quali ad esempio i fotoni e i neutroni. Esse causano in modo indiretto le ionizzazioni nel mezzo attraversato, tramite particelle cariche cosiddette “secondarie” che esse liberano a seguito delle loro interazioni (ionizzazioni o reazioni nucleari) con quel mezzo. L'energia minima affinché le particelle neutre possano indurre i processi iniziali cui consegue la ionizzazione, dipende dal mezzo e dal tipo di radiazione.

Quando le radiazioni ionizzanti incidono su un mezzo, possono trasferire ad esso energia in misura e con modalità che dipendono anche in questo caso dalle caratteristiche delle radiazioni e del mezzo considerati.

La ionizzazione in un mezzo irradiato da radiazione indirettamente ionizzante è dovuta essenzialmente alle particelle cariche secondarie, che sono generalmente i radicali liberi, formati prevalentemente per radiolisi dell'acqua.

Il numero di particelle cariche liberate dalla radiazione primaria è infatti trascurabile rispetto a quello derivante dalle ionizzazioni che queste stesse particelle secondarie causano lungo il loro percorso nel mezzo.

Fanno parte delle radiazioni ionizzanti i raggi X, quelli gamma, i neutroni, le particelle alfa e le particelle beta. Anche una limitata porzione di raggi ultravioletti (quelli più vicini per lunghezza d'onda ai raggi X, provenienti dal sole o da altre fonti) ha proprietà ionizzanti.

Le radiazioni ionizzanti non sono qualcosa di estraneo alle nostre vite. Siamo quotidianamente esposti a una dose di radiazioni definita “fondo naturale di

radiazione” proveniente dall’ambiente che ci circonda (radiazione cosmica e del suolo). Altre fonti di esposizione possibili sono le radiazioni prodotte dall’uomo per scopi non medici e quelle per scopi medici.

## 2.2 Raggi X

La radiologia sfrutta l'interazione del corpo umano con fasci di particolari onde elettromagnetiche, dette raggi X, la cui lunghezza d'onda è assai più corta di quella delle onde radio e della luce e appartiene alla banda compresa fra 0,001 e 1 nm. Di conseguenza, vista la proporzionalità inversa tra lunghezza d'onda e frequenza, i raggi X possono anche essere definiti come onde elettromagnetiche ad alta frequenza.

Sotto, è riportata una importante legge fisica che esprime la relazione che lega la frequenza ( $\nu$ ) e l'energia ( $E$ ) dell'onda:

$$E = h\nu$$

dove  $h$  è la costante di Planck.

$$h = 6,626\,070\,15 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$$

Ne deriva che, essendo i raggi X onde elettromagnetiche ad alta frequenza, ad essi è associata un’energia molto elevata.

Per questo motivo i raggi X, che nella loro interazione con la materia cedono una notevole quantità di energia, sono in grado di determinare la ionizzazione degli atomi, quindi la formazione di coppie di ioni e di radicali liberi, con conseguenze anche gravi sulla struttura dei costituenti biochimici della cellula e sulla salute del vivente. Questi effetti biologici delle radiazioni ionizzanti sono più marcati sulle cellule ad alta attività proliferativa e ciò spiega sia il loro impiego per la radioterapia delle neoplasie, sia la spiccata sensibilità al danno radiante delle cellule in fase di rapida crescita come il midollo osseo emopoietico, la mucosa intestinale e le gonadi.

L' energia che i fotoni X rilasciano all' interno del corpo nel momento dell’interazione viene espressa dalla dose, e in particolare dalla *dose*

*assorbita D*. Questa si misura in Gray (dove 1 Gy rappresenta 1 J di radiazione assorbita da 1 kg di massa) ed è definita come "il quoziente tra l'energia media ceduta dalle radiazioni ionizzanti alla materia in un certo elemento di volume e la massa di materia contenuta in tale elemento" (DIRETTIVA 2013/59/EURATOM) ed in particolare come:

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

Le dosi impartite dalla maggior parte degli esami radiologici eseguiti più frequentemente (ossa, torace, mammografia, apparato digerente, etc.) sono comprese fra 1 e 10 mGy. Esami di grande impegno come la TC di distretti estesi (torace, addome) o l'arteriografia impartiscono dosi alcune volte maggiori. È bene ricordare che le dosi radianti minime per le quali sia stato dimostrato un effetto lesivo sulle cellule sono superiori di molte decine di volte rispetto a quelle impiegate in radiodiagnostica.

La presenza di importanti effetti fisici e biologici determinati dalle interazioni della materia vivente con raggi X e con gli altri tipi di radiazioni ionizzanti giustifica le limitazioni e i meccanismi di controllo che regolano il loro impiego.

Come suddetto, l'effetto ultimo dei raggi X sulla materia è la ionizzazione degli atomi con formazione di radicali liberi.

In pratica, questa interazione avviene secondo due fenomeni differenti:

- a basse energie del fotone x, questo viene arrestato completamente dall'atomo colpito, che si ionizza (effetto fotoelettrico)
- a energie maggiori, il fotone x interagisce con l'atomo bersaglio determinandone la ionizzazione e perdendo parte della sua energia, ma prosegue comunque il suo cammino con energia ridotta e con direzione casuale (effetto Compton).

In entrambi i casi, il risultato finale di questi fenomeni è la ionizzazione della materia. Tuttavia, nell'interazione per effetto Compton la formazione di un

fotone x secondario ("radiazione diffusa") dà origine a gravi problemi per la creazione delle immagini e anche per la radioprotezione.

Nelle immagini radiografiche la radiazione diffusa causa, infatti, un effetto di disturbo perché impressiona la pellicola in modo casuale e uniforme determinandone velatura e perdita di contrasto. Per ridurre questa conseguenza, è necessario impiegare particolari accorgimenti tecnici, come griglie antidiffusione fisse e mobili, che riescono a diminuirla drasticamente, ma non ad eliminarla del tutto.

La presenza della radiazione diffusa complica anche molto seriamente la radioprotezione, poiché non è sufficiente proteggersi dal fascio di raggi X che esce dal tubo radiologico, definito come "fascio primario", ma è necessario schermarsi anche dalle radiazioni emesse da tutti i corpi colpiti dai raggi X, le quali vengono emesse in ogni direzione dello spazio.

### **2.3 Effetti biologici**

Spesso, i Raggi X (così come i raggi gamma) possono attraversare il corpo senza subire alcuna interazione: essi, pertanto, in questi casi, non produrranno alcun effetto biologico. Di contro, la radiazione che viene assorbita, può produrre degli effetti. Le dosi di radiazione assorbite possono essere misurate e/o calcolate e costituiscono la base per la valutazione della probabilità degli effetti indotti dalle radiazioni.

Gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti sono maggiori al crescere della dose a cui si è esposti, e quindi proporzionali all'energia che si deposita nei tessuti. Le cellule e i tessuti esposti a radiazioni ionizzanti subiscono lesioni che possono essere temporanee o permanenti a seconda della dose, della via di esposizione (che sia irraggiamento esterno, o interno, come inalazione, ingestione), della radiazione assorbita, e della sensibilità del tessuto irradiato. L'esposizione a dosi di radiazioni insufficienti a causare la distruzione immediata delle cellule può comunque portare lesioni rilevabili dopo alcuni anni.

Come suddetto, non tutti i tessuti hanno la stessa sensibilità alle radiazioni: quelli più sensibili sono quelli ad elevato ricambio cellulare. Tuttavia, i danni più gravi derivano dall'interazione delle radiazioni ionizzanti con i componenti del DNA. Il DNA contiene le istruzioni per il corretto funzionamento dell'organismo ed è fondamentale che le informazioni in esso contenute vengano trasferite senza errori dalla cellula madre alla cellula figlia. Per questo l'integrità della sua struttura è salvaguardata da sofisticati meccanismi di riparazione.

Il DNA è, però, molto sensibile agli effetti esercitati dalle radiazioni ionizzanti; esse sono infatti in grado di rompere i filamenti di DNA o indurre cambiamenti nella sua struttura, modificando l'informazione in esso contenuta. Inoltre, possono alterare l'ambiente cellulare, ad esempio l'acqua contenuta dentro o fuori le cellule, e dare vita a radicali liberi, composti altamente reattivi che possono a loro volta dare origine a processi dannosi per le cellule.

In questo caso può succedere che la cellula:

- muoia;
- ripari efficacemente sé stessa;
- subisca alterazioni che non vengono riparate correttamente e da cui originano delle mutazioni.

Le neoplasie possono essere la conseguenza di quest'ultimo tipo di danni.

A parità di dose di radiazioni ionizzanti, l'esposizione protratta è meglio tollerata dai tessuti rispetto alla stessa dose assorbita in tempi brevi. Alcuni danni, infatti, possono essere riparati mentre l'esposizione è ancora in corso, tuttavia se la dose di radiazioni assorbita è sufficiente a provocare gravi lesioni, i meccanismi di riparazione diventano insufficienti.

Alla luce di quanto detto, gli effetti biologici che possono essere osservati nelle persone irradiate vengono divisi in due categorie: gli effetti

deterministici (reazioni tissutali) e gli effetti stocastici (cancro ed effetti ereditari).

Sotto una breve descrizione:

- Effetti deterministici (reazioni tissutali)

Se l'effetto si verifica solamente quando una grande percentuale di cellule in un organo o in un tessuto sono uccise, l'effetto sarà clinicamente osservabile soltanto se la dose di radiazione è al di sopra di una certa soglia. Il valore di questa soglia dipenderà dal rateo di dose (cioè dose per unità di tempo) e dal trasferimento lineare di energia della radiazione (LET, Linear Energy Transfer), dall'organo o tessuto irradiati, dal volume della parte irradiata dell'organo o del tessuto, e dall'effetto clinico d'interesse. Dunque, la dose soglia non è un numero universale ma varia di poco da individuo a individuo. Con l'aumentare della dose al di sopra della soglia, la probabilità dell'effetto aumenterà rapidamente al 100% (quindi ogni persona esposta mostrerà l'effetto), e la gravità dell'effetto aumenterà proporzionalmente alla dose.

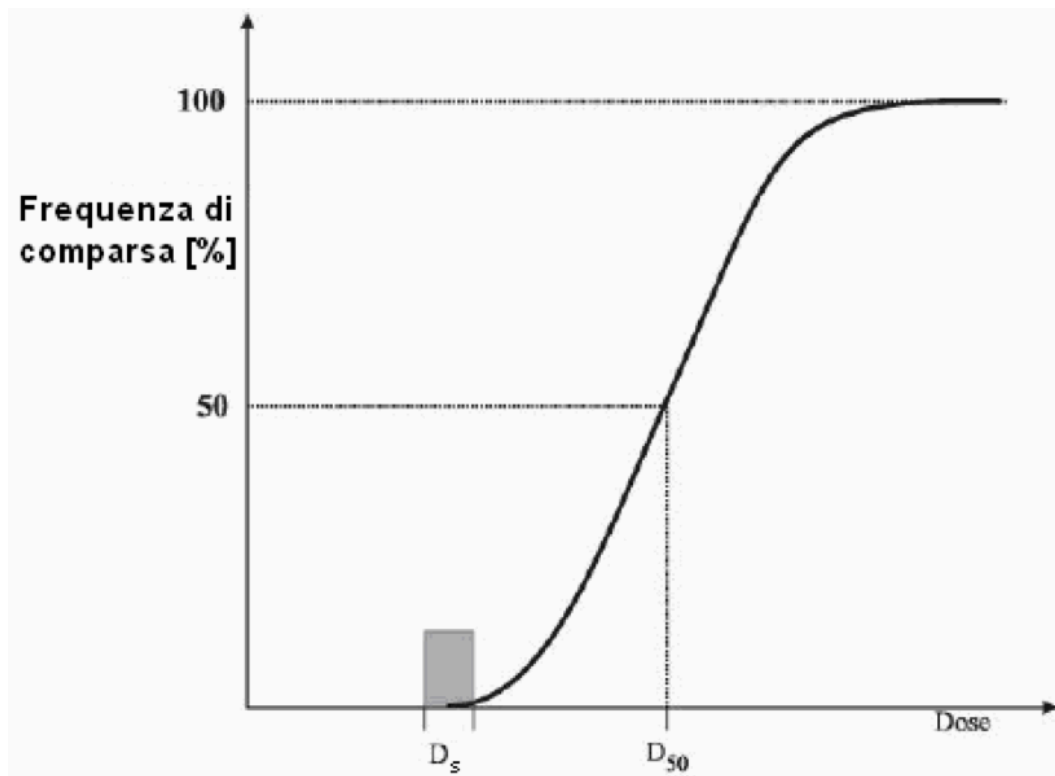
Alcuni possibili effetti deterministici dell'esposizione a radiazioni ionizzanti sono: eritemi, necrosi cutanea, perdita dei capelli e dei peli, cataratta, sterilità, fino ad arrivare anche alla morte. L'esposizione di gran parte dell'organismo a dosaggi particolarmente elevati provoca la sindrome acuta da radiazioni, con danni al midollo osseo, alle mucose intestinali e al sistema nervoso centrale. Le dosi richieste per produrre gli effetti deterministici sono nella maggior parte dei casi elevate (di solito al di sopra di 1-2 Gy). Una parte di questi si presenta in piccola percentuale nei pazienti come effetti secondari della radioterapia. Si possono anche osservare dopo complesse indagini interventistiche (come lo "stenting" vascolare) che richiedono lunghi tempi di fluoroscopia o l'acquisizione di numerose immagini.

Nella Tabella 2 sono riportati alcuni effetti deterministici e le relative dosi soglia.

Organo/tessuto	Effetto	Soglie di dose assorbita (Gy)	
		Esposizione a breve termine (dose singola)	Esposizione a lungo termine (annuale - ripetute per molti anni)
Testicoli	Sterilità temporanea	0,15	0,4
	Sterilità permanente	3,5 - 6,0	2,0
Ovaio;	Sterilità	2,5 - 6,0	> 0,2
Cristallino	Opacità rilevabili	0,5 - 2,0	> 0,1
	Difficoltà visive (cataratta)	5,0	> 0,15
Midollo osseo	Difficoltà dell'emopoiesi	0,5	> 0,4
Pelle	1. Eritema (desquamazione secca)	2	-
	2. Desquamazione umida	18	-
	3. Necrosi dell'epidermide e della cute profonda	25	-
	4. Atrofia cutanea con complicazioni e teleangiectasie	10-12	1,0
Corpo intero	Malattia acuta da raggi (lieve)	1,0	-

**Tabella 2.** Effetti deterministici conseguenti a irradiazione X e gamma a tutto il corpo e localizzata; soglie di dose assorbita per esposizioni singole (a breve termine) e frazionato o a basso rateo di dose (a lungo termine). Pubblicazioni ICRP n° 41, 58 e 85.

La relazione tra la frequenza di un dato effetto deterministico e la dose assorbita ha la forma generale presentata nella Figura 1. Si può vedere che la caratteristica fondamentale di questa relazione dose-risposta è la presenza di una dose soglia. Al di sotto di questa dose nessun effetto può essere diagnosticato, ma con il crescere della dose la gravità del danno indotto aumenta nettamente, in alcune situazioni, in modo drammatico.



**Figura 1.** Relazione dose-risposta per gli effetti deterministici (uccisione delle cellule).  $D_s$ — dose soglia.

- Effetti stocastici (cancro ed effetti ereditari)

Dalla biologia cellulare e molecolare derivano prove concrete che il danno da radiazione al DNA in una singola cellula può dar luogo a una cellula trasformata che è ancora capace di riprodursi. Nonostante le difese dell'organismo, che sono normalmente molto efficaci, c'è una piccola probabilità che questo tipo di danno, promosso dall'influenza di altri agenti non necessariamente connessi con la radiazione, possa condurre a una condizione di malignità (effetto somatico). Poiché la probabilità è bassa, questa si presenterà soltanto in pochi esposti. Gli effetti ereditari si possono verificare se il danno iniziale riguarda le cellule germinali delle gonadi.

La probabilità di un effetto stocastico attribuibile alla radiazione aumenta con la dose e, a basse dosi, è probabilmente proporzionale alla dose. A dosi e a ratei di dose più elevati, la probabilità spesso aumenta con la dose in modo

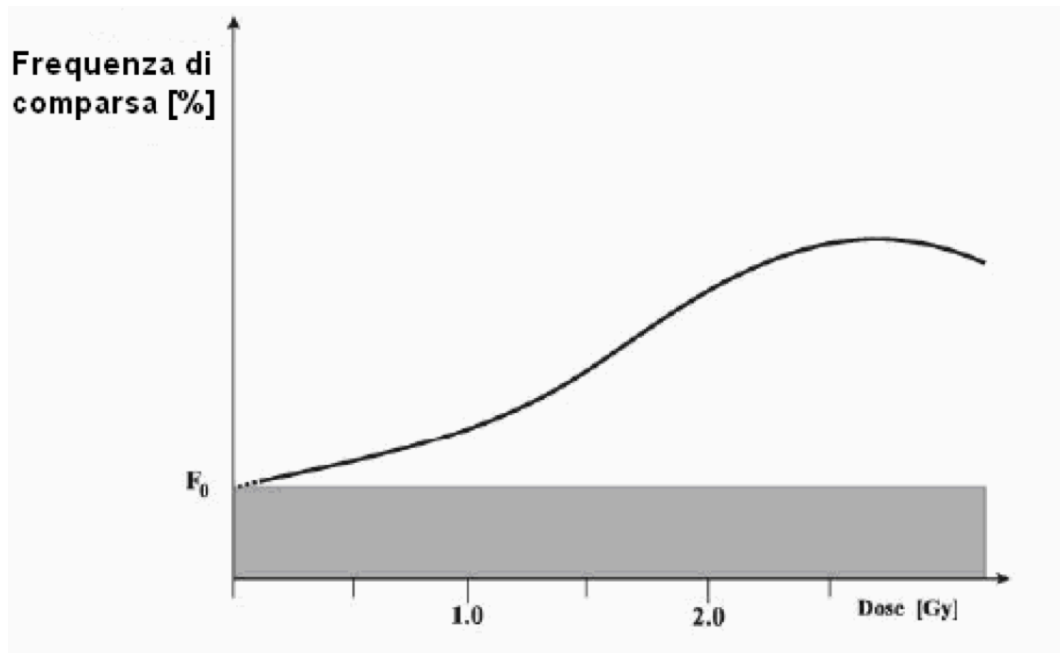


più marcato rispetto a una proporzionalità semplice. Inoltre, a dosi ancora più elevate, vicine alle soglie degli effetti deterministici (reazioni tissutali), la probabilità aumenta più lentamente, e può cominciare a diminuire, a causa dell'effetto concorrente rappresentato dall'uccisione delle cellule. Questi effetti, sia somatici che ereditari, sono chiamati 'stocastici'. La probabilità di tali effetti aumenta quando le radiazioni ionizzanti sono impiegate nelle procedure mediche.

Anche se un solo esame radiologico dà luogo a un piccolo aumento della probabilità d'induzione del cancro in un paziente, nei paesi industrializzati ogni membro della popolazione subisce, in media, un tale esame ogni anno; dunque, il rischio cumulativo aumenta di conseguenza. Calcoli eseguiti sull'ipotesi di azione delle radiazioni, basata su un modello lineare senza soglia, portano a stimare che la proporzione di morti di cancro che potrebbe essere attribuita all'esposizione dovuta alle procedure radiologiche in una popolazione generale può raggiungere un valore che va da una frazione dell'uno per cento a pochi per cento di quella della mortalità per cancro (*NAS/Nrc, 2006*). Inoltre, il rischio non è uniformemente distribuito in una popolazione. Alcuni gruppi di pazienti sono esaminati molto più frequentemente a causa del loro stato di salute. Inoltre, alcuni gruppi mostrano una sensibilità più alta della media per l'induzione del cancro: per esempio l'embrione/feto, i neonati, i bambini o gli individui con predisposizione genetica. Inoltre, cancri che si verificano presto nel corso della vita comportano una maggiore riduzione della durata della vita rispetto a cancri che si manifestano tardivamente nella vita. Tutte queste circostanze indicano che un'appropriata giustificazione dell'utilizzo delle radiazioni e l'ottimizzazione della radioprotezione in medicina sono principi indispensabili di protezione radiologica.

Dall'accurata analisi degli studi sperimentali e delle indagini epidemiologiche trasversali si può concludere che le relazioni dose-risposta per queste due categorie di effetti stocastici hanno una forma del tutto diversa

da quella che caratterizza gli effetti deterministici. Una relazione generale dose-risposta per il cancro è presentata nella Figura 2.



**Figura 2.** Relazione generale dose-risposta per gli effetti stocastici radioindotti (qui incidenza di cancro a seguito di irradiazione gamma). Area ombreggiata – incidenza di controllo  $F_0$  in una popolazione non irradiata. Linea tratteggiata – estrapolazione alle dosi più basse alle quali non c'è evidenza diretta

Le caratteristiche principali della relazione possono essere riassunte come segue:

- a. L'induzione di cancro da raggi X o gamma dà luogo ad un effetto a frequenza crescente con la dose fino ad un massimo, al di sopra del quale la curva si appiattisce, con possibile andamento decrescente a dosi ancora più elevate.
- b. All'estremità inferiore della curva, sotto  $\sim 100-200$  mGy, non può essere misurato facilmente nessun potenziale effetto a causa degli errori statistici delle osservazioni dovuti al notevole numero di tumori spontanei e all'impatto di fattori di confondimento. Questo fatto non dovrebbe essere interpretato come la presenza di una soglia di dose. Si suppone che alle basse dosi ( $< 0,2$  Gy), la probabilità (frequenza) dell'effetto molto verosimilmente aumenti in modo proporzionale con la dose.

- c. C'è sempre una frequenza spontanea dell'effetto (mutazioni, cancro) nelle popolazioni non irradiate ( $F_0$  in Fig 2), che non può essere differenziata qualitativamente da quella indotta dalle radiazioni. In effetti, le mutazioni o i cancri indotti dall'irradiazione hanno le stesse caratteristiche morfologiche, biochimiche, e cliniche ecc. dei casi che si verificano negli individui non irradiati.

## 2.4 Le grandezze dosimetriche

Sono state sviluppate delle *grandezze dosimetriche* speciali per la valutazione delle dosi da esposizioni a radiazioni. Le grandezze radioprotezionistiche fondamentali adottate dall'ICRP (Commissione Internazionale sulla Protezione Radiologica) sono basate sulle misure dell'energia depositata negli organi e nei tessuti del corpo umano, dunque sulla *dose assorbita*. Per correlare la dose di radiazione al rischio collegato alla radiazione, definito come 'detrimento', è anche necessario considerare le variazioni dell'efficacia biologica di radiazioni di diversa qualità come anche la diversa sensibilità di organi e tessuti alla radiazione ionizzante.

Nella *Pubblicazione 26* (ICRP, 1977) furono introdotte le grandezze radioprotezionistiche *equivalente di dose*, per gli organi ed i tessuti del corpo umano, ed *equivalente di dose efficace*. La definizione e il metodo di calcolo di queste grandezze sono stati modificati nella *Pubblicazione 60* (ICRP, 1991b) e hanno portato alle grandezze *dose equivalente* e *dose efficace*, che ancora oggi conservano la loro validità. Lo sviluppo di tali grandezze ha apportato un contributo significativo alla protezione radiologica, poiché ha permesso di sommare le dosi da esposizione totale e parziale del corpo dovute a diversi generi di irradiazione esterna e da introduzione nel corpo di radionuclidi.

La dose equivalente e la dose efficace non possono essere direttamente misurate nei tessuti del corpo. Il sistema di protezione comprende perciò

*grandezze operative* che possono essere misurate e dalle quali si possono ricavare la dose equivalente e la dose efficace.

La grandezza fisica di base utilizzata in radioprotezione per gli effetti stocastici è la già citata **dose assorbita media** in un organo o in un tessuto, definita come l'energia depositata nell'organo divisa per la massa di quell'organo o di quel tessuto. Per gli effetti deterministici (reazioni tissutali), la dose assorbita è mediata sulla porzione del tessuto maggiormente irradiata, come il volume di pelle irradiata nel fascio diretto di radiazione. Come abbiamo già detto in precedenza, l'unità di misura SI della dose assorbita è joule su chilogrammo ( $J/Kg$ ) e il suo nome speciale è “gray” (Gy).

Durante le procedure mediche di imaging che utilizzano i raggi X, non è normalmente possibile misurare direttamente le dosi assorbite negli organi o nei tessuti del paziente sottoposto al trattamento diagnostico o interventistico. Pertanto, sono utilizzate delle grandezze misurabili che caratterizzano il campo di radiazione esterno, le quali fungono da guida per la valutazione della dose al paziente. Ciò comprende grandezze semplici, come la dose assorbita in un materiale tessuto- equivalente sulla superficie di un corpo o in un fantoccio, ma anche varie altre grandezze di diversa complessità, che dipendono dal tipo di apparecchiatura a raggi X utilizzata. Negli ultimi anni è stato compiuto un significativo miglioramento nella possibilità di impiego dei metodi per derivare le dosi assorbite in tessuti e organi da una serie di misure pratiche; è disponibile una considerevole mole di dati, in particolare quelli reperibili nella pubblicazione *ICRU Report 74, “Patient dosimetry for x rays used in medical imaging” (ICRU, 2005)*.

Alcune radiazioni sono più efficaci di altre nel provocare gli effetti stocastici. Per tener conto di questo, è stata introdotta la grandezza **dose equivalente**, ovvero la dose assorbita media in un organo o in un tessuto moltiplicata per un fattore adimensionale di ponderazione “di pericolosità” della radiazione. Per tutti i principali tipi di radiazioni utilizzati in medicina (fotoni ed

elettroni), si assegna un fattore di ponderazione della radiazione pari a 1, così che la dose assorbita e la dose equivalente risultano numericamente uguali. Per i protoni il fattore di ponderazione è 2, per le particelle alfa e gli ioni pesanti, il fattore di ponderazione della radiazione è 20, mentre per i neutroni il fattore di ponderazione della radiazione è una funzione continua dell'energia del neutrone incidente sul corpo. Il nome speciale dell'unità di misura della dose equivalente è il *sievert (Sv)*.

L'esposizione alle radiazioni dei diversi organi e tessuti dell'organismo determina differenti probabilità di danno e diversi livelli di gravità. L'ICRP indica con il termine "detrimento" la combinazione della probabilità e della gravità del danno, intendendo in tal senso un detrimento sanitario. Per esprimere il detrimento combinato derivante dagli effetti stocastici dovuto alle dosi equivalenti in tutti gli organi e i tessuti del corpo, la dose equivalente in ogni organo e tessuto è moltiplicata per un fattore di ponderazione tissutale, che tiene conto della diversa radiosensibilità dei tessuti e i risultati sono sommati sull'intero corpo, per fornire la **dose efficace**. Il nome speciale per l'unità di misura della dose efficace è ancora il sievert (Sv). Poiché la dose corrispondente a un sievert è un valore molto grande, le dosi sono solitamente espresse in millisievert (mSv) o microsievert ( $\mu$ Sv).

L'ICRP intende la dose efficace come una grandezza principale di protezione per la definizione degli indirizzi di radioprotezione. Non dovrebbe essere utilizzata né per valutare retrospettivamente i rischi di effetti stocastici per esposizioni su singoli individui, né nelle valutazioni epidemiologiche delle esposizioni sull'uomo, poiché l'ICRP ha utilizzato giudizi soggettivi sulla gravità relativa dei vari fattori considerati nella stima del rischio da radiazione per la quantificazione del "detrimento", con lo scopo di definire i fattori di ponderazione tissutali. Tali rischi di effetti stocastici dipendono dall'età e dal sesso. Le distribuzioni per età e per sesso nei lavoratori e nella popolazione in generale (per i quali è derivata la dose efficace) possono essere abbastanza diversi dalla distribuzione complessiva di età e sesso nella

popolazione sottoposta a procedure mediche con utilizzo di radiazioni ionizzanti, e differirà anche fra un tipo di procedura medica e un'altra, in funzione della prevalenza degli individui valutati per una data patologia. Per queste ragioni, la valutazione del rischio nelle procedure sanitarie che utilizzano radiazioni ionizzanti è effettuata al meglio utilizzando gli appropriati valori di rischio per i singoli tessuti, e considerando la distribuzione per età e per sesso degli individui sottoposti a tali procedure.

La dose efficace può essere utile in pratica per comparare le dosi in relazione agli effetti stocastici derivanti da:

- diversi esami diagnostici e procedure interventistiche;
- utilizzo di tecnologie e procedure simili in differenti ospedali e in differenti paesi;
- utilizzo di diverse tecnologie per la stessa tipologia di esame medico;

purché i pazienti rappresentativi o le popolazioni di pazienti dai quali le dosi efficaci sono derivate siano simili per quanto riguarda l'età e il sesso. Tuttavia, i confronti di dosi efficaci derivate come illustrato nella sezione 4.3.5 delle Raccomandazioni 2007 della Commissione (ICRP, 2007d), sono inadeguati laddove esistano diversità significative tra le ripartizioni demografiche di età e sesso dei pazienti rappresentativi o delle popolazioni di pazienti che vengono paragonate (per esempio, bambini, tutte femmine, pazienti anziani) e la distribuzione di riferimento dell'ICRP per entrambi i sessi e per tutte le età. Tale aspetto è conseguenza del fatto che l'entità del rischio per gli effetti stocastici dipende appunto anche dall'età e dal sesso.

## **2.5 Applicazione della dose efficace**

La grandezza significativa per pianificare l'esposizione dei pazienti ed effettuare le valutazioni rischio-beneficio è la dose equivalente o la dose assorbita dai tessuti irradiati. L'utilizzo della dose efficace per valutare l'esposizione dei pazienti ha alcune severe limitazioni che devono essere

considerate nel quantificare l'esposizione medica. La dose efficace può essere utile per confrontare dosi da differenti procedure diagnostiche e per confrontare l'uso di tecnologie e procedure simili in ospedali e paesi diversi, così come l'uso di tecnologie diverse per lo stesso esame medico. Comunque, per pianificare l'esposizione dei pazienti e per le valutazioni rischio-beneficio è la dose equivalente, o la dose assorbita al tessuto irradiato, la grandezza rilevante da prendere in considerazione.

La valutazione e l'interpretazione della dose efficace derivante da esposizione medica di pazienti è molto problematica soprattutto quando gli organi e i tessuti sono soggetti solo ad un'esposizione parziale o ad un'esposizione molto eterogenea, cosa che accade molto frequentemente. Infatti, le procedure con utilizzo di raggi X comprendono spesso una serie di esposizioni parziali del corpo, che producono un pattern molto complesso di deposito di energia.

Gli usi principali e primari della dose efficace nella protezione da radiazioni, sia per i lavoratori esposti per motivi lavorativi che per il pubblico in generale, sono:

- la valutazione in prospettiva di dose per la pianificazione e l'ottimizzazione della protezione;
- la valutazione retrospettiva di dose per verificare la conformità con i limiti di dose o per il confronto con i vincoli di dose o i livelli di riferimento.

In questo senso, la dose efficace è utilizzata in tutti i paesi del mondo per finalità normative, come anche è stata applicata in Italia nell' art. 161 commi 5, 6. del D.lgs 101/ 2020, in quanto la classe di dose da indicare nel referto radiologico è espressa proprio in termini di dose efficace.

Nelle applicazioni pratiche di radioprotezione, la dose efficace è usata per la gestione dei rischi da effetti stocastici nei lavoratori e nella popolazione. Il calcolo della dose efficace o dei corrispondenti coefficienti di conversione

per l'esposizione esterna, così come dei coefficienti di dose per l'esposizione interna, si basa sulla dose assorbita, su fattori di ponderazione per la tipologia di radiazione e per i tessuti ( $w_r$  e  $w_t$ ), e su valori di riferimento per il corpo umano e i suoi organi e tessuti. La dose efficace non è basata su dati dei singoli individui, infatti, nella sua applicazione generale, la dose efficace non fornisce la dose per un individuo specifico, ma piuttosto per una Persona di Riferimento in una determinata situazione di esposizione.

Ci possono essere alcune circostanze in cui i valori dei parametri possono essere modificati rispetto ai valori di riferimento nel calcolo della dose efficace. È perciò importante distinguere tra quei valori dei parametri di riferimento che potrebbero essere modificati in particolari circostanze di esposizione, e quei valori che, per la definizione di dose efficace, non possono essere modificati, come ad esempio i fattori di ponderazione. Così nella valutazione della dose efficace nelle situazioni di esposizione lavorativa, possono essere fatte modifiche che, per esempio, si riferiscono alle caratteristiche del campo di radiazione esterno (es. la direzione di esposizione) o alle caratteristiche fisiche e chimiche dei radionuclidi inalati o ingeriti. In questi casi, è necessario stabilire chiaramente le differenze rispetto ai valori di riferimento.

Nelle valutazioni retrospettive di dose a soggetti specifici che possono superare in modo sostanziale i limiti di dose, la dose efficace può provvedere una prima misura approssimata del detrimento complessivo. Se la dose di radiazione e il rischio richiedono di essere valutati in un modo più accurato, sono necessarie ulteriori stime specifiche di dosi agli organi o ai tessuti, in particolare se si rendono necessarie valutazioni di rischio organo-specifiche per i singoli individui.

La dose efficace è intesa per essere usata come grandezza radioprotezionistica sulla base di valori di riferimento e perciò non ne è raccomandato l'uso per valutazioni epidemiologiche, né dovrebbe essere utilizzata per dettagliate investigazioni retrospettive specifiche di esposizioni



e rischi individuali. In questi casi, la dose assorbita dovrebbe essere utilizzata con i dati più appropriati di efficacia biologica biocinetica e con gli adeguati fattori di rischio. Per valutare la probabilità di induzione di tumore negli individui esposti sono richieste le dosi agli organi e ai tessuti, e non la dose efficace. L'uso della dose efficace è inoltre inappropriato per la valutazione delle reazioni tissutali. In queste situazioni, è necessario stimare la dose assorbita e tenere conto dell'appropriato RBE (Efficacia Biologica Relativa) come base per ogni valutazione degli effetti della radiazione.

## CAPITOLO 3

### DESCRITTORI DI DOSE

Durante l'esecuzione di qualsiasi procedura radiologica, viene esposta al fascio diretto di raggi X una regione del corpo del paziente che può essere più o meno estesa, a seconda della procedura e del quesito clinico. Tale regione assorbe quindi una dose di radiazioni molto più elevata di quella assorbita dal resto del corpo, che è esposto soltanto alla radiazione diffusa e a quella di fuga dal "complesso tubo-guaina" (il tubo radiogeno è inserito in una guaina, o cuffia, di protezione).

Al fine di stimare il rischio di danni immediati e di possibili effetti tardivi, è necessario approfondire il concetto di "dose". Per questo scopo sono stati definiti, e vengono applicati alle singole procedure, alcuni *descrittori della dose*, intesi come parametri fisico-dosimetrici misurabili, in grado di valutare le dosi ai singoli pazienti e che permettono di confrontare dal punto di vista dosimetrico procedure radiologiche diverse.

#### 3.1 Radiologia convenzionale

Nell'ambito delle procedure radiografiche e fluoroscopiche il descrittore fondamentale è l'ESAK (Entrace Surface Air Kerma), definito come il kerma in aria (dose misurata in aria) nel punto di intersezione fra l'asse del fascio e la superficie di ingresso del fascio stesso nel paziente.

Il suo valore dipende:

- dal valore dell'alta tensione (kV) applicata al tubo e dalla filtrazione del fascio;
- dal valore del prodotto della corrente anodica (mA) per la durata dell'esposizione (s), espresso in mAs;
- dalla distanza  $d$  fra il fuoco del tubo e la superficie di ingresso del fascio nel paziente:

$$\text{ESAK} = f(\text{kV, filtrazione, mA s, } 1/d^2).$$

La dose in corrispondenza della superficie di ingresso del fascio nel paziente, ESD (Entrance Surface Dose), è data dal prodotto del valore dell'ESAK per un fattore di retrodiffusione BSF (backscatter factor), il cui valore dipende dall'ampiezza della sezione del fascio, dallo spessore della regione corporea irradiata e dall'energia media del fascio (con un massimo intorno ai 60 keV):

$$\text{ESD} = \text{ESAK} \times \text{BSF}.$$

Per la misura dell'ESAK e dell'ESD è consigliabile utilizzare camere a ionizzazione, cilindriche o piatte, opportunamente calibrate.

Per la valutazione della dose nelle procedure fluoroscopiche il descrittore più appropriato è il DAP (Dose Area Product, con unità di misura Gy x cm<sup>2</sup>), definito come il prodotto –il cui valore è costante su tutto il percorso del fascio– dell'area della sezione del fascio a una qualsiasi distanza dal fuoco del tubo per la dose in aria sull'asse del fascio, alla stessa distanza. Sul complesso tubo-guaina di tutte le apparecchiature radiologiche per fluoroscopia è installato un DAP-meter che, durante l'emissione di radiazione X, integra con continuità il valore del prodotto dose × area. È dunque sufficiente dividere il valore misurato dal DAP-meter per l'area della sezione del fascio all'ingresso nel paziente per conoscere immediatamente il valore dell'ESAK.

### **3.2 Mammografia**

Per l'esecuzione di mammografie si utilizzano apparecchiature dedicate, nelle quali la sorgente radiogena è costituita da un tubo con finestra di berillio e anodo, nella maggior parte dei casi, di molibdeno o tungsteno, fatto funzionare a una tensione di 28–35 kV. Il fascio prodotto viene filtrato con

una sottile lamina di molibdeno (o altri materiali come Rodio, Alluminio o Argento) di 0,03 mm, in modo da ottenere un fascio praticamente monocromatico che interagisca con il tessuto mammario prevalentemente per effetto fotoelettrico, così da generare immagini ad alto contrasto.

Le immagini possono essere acquisite sia con tecnica “tradizionale” (due o più proiezioni) sia con la tecnica più recente e innovativa della *tomosintesi*. Tale tecnica comporta l’esecuzione di più proiezioni della mammella, sulla base delle quali un software dedicato ricostruisce le immagini di sezioni molto sottili (1 mm) dell’organo, con un aumento cospicuo del potere risolutivo. Per entrambe le tecniche il descrittore più appropriato è la *dose ghiandolare media* (AGD: Average Glandular Dose), il cui valore può essere calcolato tramite la seguente relazione:

$$AGD = ESAK \cdot g \cdot c \cdot s$$

dove

- $g$  è un fattore di conversione kerma in aria – dose ghiandolare, il cui valore dipende dallo spessore della mammella compressa, composta per il 50% da tessuto ghiandolare e per il resto da grasso, e dallo spessore emi-valente (HVL: Half Value Layer) del fascio di raggi X impiegato in un materiale di riferimento (generalmente Al);
- $c$  è un parametro correlato alla percentuale effettiva di tessuto ghiandolare;
- $s$  è un parametro correlato al materiale anodico (Mo/W/Rh) e alla filtrazione del fascio.

PMMA thickness (mm)	Equivalent breast thickness (mm)	Glandularity of equivalent breast (%)	g-factor (mGy/mGy)											
			HVL (mm Al)											
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80	
20	21	97	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585	0.609	0.631	0.650	0.669	
30	32	67	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448	0.473	0.495	0.516	0.536	
40	45	41	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339	0.366	0.387	0.406	0.425	
45	53	29	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295	0.317	0.336	0.354	0.372	
50	60	20	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261	0.282	0.300	0.317	0.333	
60	75	9	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210	0.228	0.243	0.257	0.272	
70	90	4	0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172	0.188	0.202	0.214	0.227	
80	103	3	0.074	0.085	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149	0.163	0.176	0.187	0.199	

*Tabella 3. Fattori g per mammelle simulate con PMMA.*

PMMA thickness (mm)	Equivalent breast thickness (mm)	Glandularity of equivalent breast (%)	c-factor*											
			HVL (mm Al)											
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80	
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921	0.924	0.928	0.933	0.937	
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953	0.956	0.959	0.961	0.964	
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034	1.032	1.030	1.028	1.026	
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088	1.082	1.078	1.073	1.068	
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134	1.124	1.117	1.111	1.103	
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207	1.196	1.186	1.175	1.164	
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249	1.236	1.225	1.213	1.200	
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262	1.249	1.238	1.226	1.213	

\* for typical breasts for women in the age group 50–64

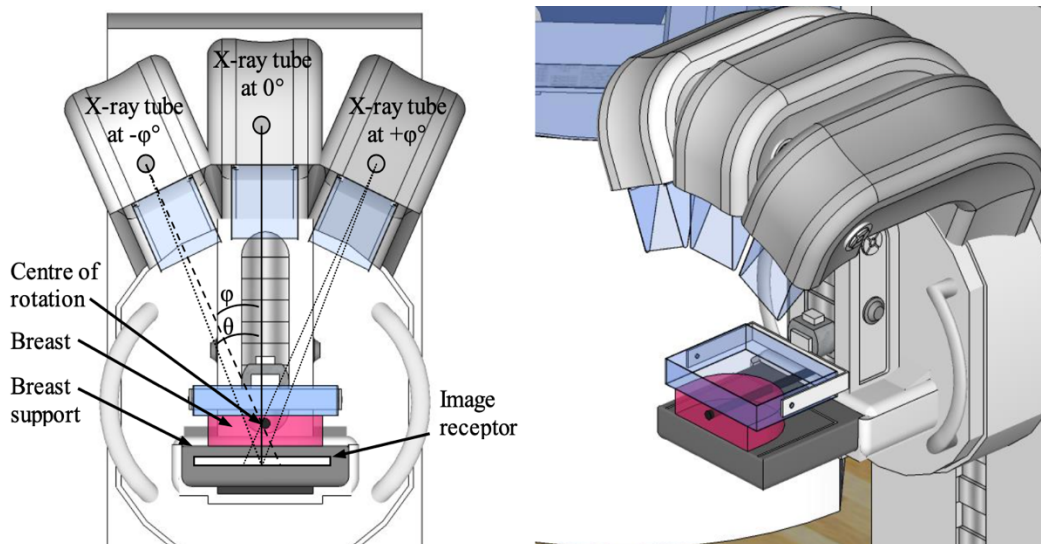
*Tabella 4. Fattori c per mammelle simulate con PMMA*

Target material	Filter material	Filter thickness (µm)	s-factor
Mo	Mo	30	1.000
Mo	Rh	25	1.017
Rh	Rh	25	1.061
W	Rh	50–60	1.042
W	Ag	50–75	1.042

*Tabella 5. Fattori s per spettri usati nella pratica clinica (Dance et al., 2000)*

Nelle indagini mammografiche, oltre alle proiezioni standard bidimensionali, possono essere talvolta richieste delle proiezioni aggiuntive tridimensionali, ottenute mediante la tecnica di *tomosintesi*.

I sistemi di tomosintesi eseguono una scansione del seno, acquisendolo da angoli prestabiliti, in modalità continua o in modalità step and shoot, e in seguito ricostruiscono una serie di immagini della mammella per diverse altezze rispetto al rivelatore. Queste immagini rappresentano il tessuto mammario all'altezza dei corrispondenti piani focali, nonché una porzione rimanente del tessuto sovrastante. Questa modalità di imaging è distinta dalla tomografia computerizzata (TC) in cui un'immagine tridimensionale viene ricostruita utilizzando i dati di trasmissione dei raggi X da una rotazione di almeno  $180^\circ$  attorno al volume di esame.



**Figura 3.** Tipica geometria utilizzata per un sistema di Tomosintesi mammaria con un rivelatore a pieno campo, che mostra tre posizioni del tubo radiogeno, l'angolo di rotazione del tubo  $\varphi$  e l'angolo di proiezione  $\theta$  per una data rotazione.

Le procedure per la stima della dose ghiandolare media fornite per i sistemi di tomosintesi sono un'estensione di quelle che vengono eseguite nella mammografia 2D.

I fattori di conversione per la determinazione della dose ghiandolare media (AGD) sono stati calcolati per una mammella compressa in proiezione CC, modellata come un cilindro di sezione semicircolare fissa ma di altezza

variabile. Il raggio del seno era di 80 mm e comprendeva una regione centrale che era una miscela uniforme di tessuto adiposo e ghiandolare circondata su tutti i lati tranne la parete toracica da una "regione scudo" di tessuto adiposo spesso 5 mm (Dance et al. 2011).

La ghiandolarità mammaria è stata definita come la frazione in peso di tessuto ghiandolare nella regione centrale del seno.

Nella tomosintesi mammaria, la dose ghiandolare media (AGD) è la somma delle dosi ricevute da proiezioni individuali. Per ogni angolo di proiezione  $\theta$  l'equazione può essere utilizzata per stimare la dose ghiandolare media  $D(\theta)$

$$D(\theta) = K g c s t(\theta)$$

In questa espressione  $K$  è il kerma in aria incidente sulla superficie superiore del seno (senza retrodiffusione dal seno), determinato per la posizione del tubo a zero gradi (perpendicolare al piano del detettore) utilizzando il prodotto corrente-tempo (mAs) per l'angolo  $\theta$ .

Le quantità  $g$ ,  $c$ ,  $s$  e  $t(\theta)$  sono fattori di conversione. Il fattore  $g$  fornisce l'AGD per un seno con ghiandolarità del 50% ed è tabulato per lo spessore del seno e l'HVL. Il fattore  $c$  considera seni di diversa ghiandolarità ed è tabulato per l'HVL e lo spessore del seno per composizioni tipiche della mammella. Il fattore  $s$  considera l'utilizzo di diversi spettri di energia dei raggi X. Quindi, le prime quattro quantità a destra dell'equazione corrispondono al formalismo utilizzato per la dosimetria della mammografia convenzionale (2D) introdotto da Dance et al (2000) che viene utilizzato nel protocollo europeo. L'ultimo fattore dell'equazione,  $t(\theta)$ , è il fattore tomo per l'angolo di proiezione  $\theta$ . I dati sono forniti in funzione dello spessore del seno e dello spessore di PMMA (da utilizzare quando il seno viene simulato con il PMMA).

Per una completa indagine con tomosintesi, la dose alla mammella  $D_T$  può essere ricavata da:

$$D_T = K_T gcs T$$

con:

$$T = \sum_i \alpha_i t(\theta_i)$$

la sommatoria comprende tutte le proiezioni fuori dalla serie di tomosintesi e gli  $\alpha_i$  danno la partizione del prodotto totale corrente-tempo (mAs) tra le diverse proiezioni. Il kerma in aria incidente  $K_T$  è misurato nella posizione a zero gradi, ma è per il prodotto corrente-tempo totale della serie di tomosintesi.

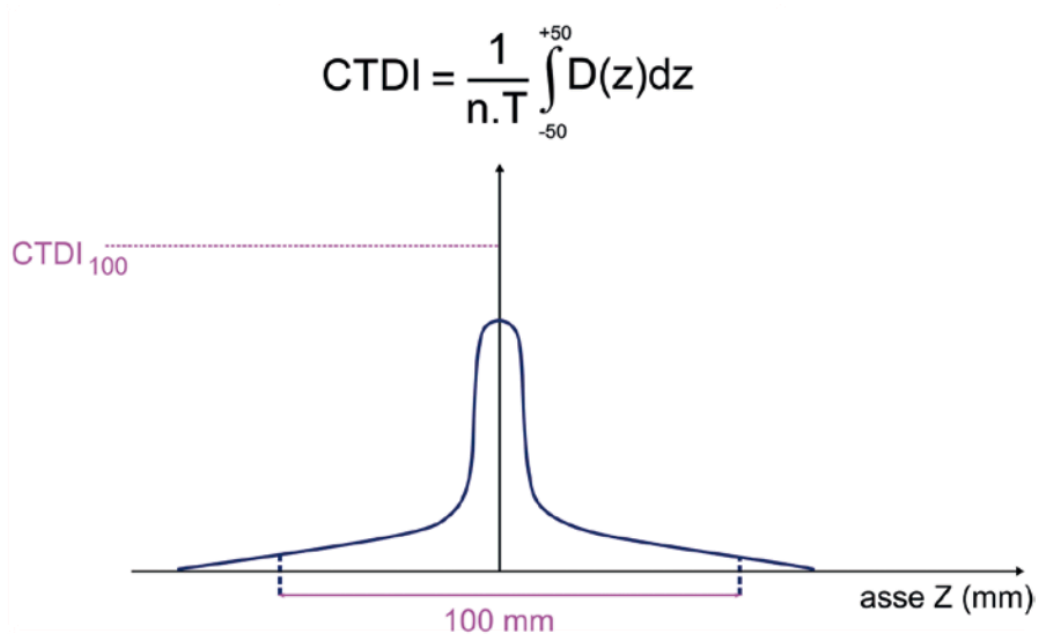
### 3.3 Tomografia Computerizzata

Nelle prime apparecchiature per tomografia computerizzata (TC seriale) le immagini delle sezioni assiali del corpo venivano acquisite in successione, tramite l'esplorazione delle sezioni stesse con un sottile fascio a ventaglio (*fan beam*) che, ruotando attorno al paziente solidalmente con un "banco di rivelatori" contrapposto al tubo radiogeno fatto funzionare a una tensione di 120–140 kV, generava una serie di "profili di attenuazione", grazie ai segnali prodotti dai rivelatori. L'immagine di ogni singola sezione (slice) veniva poi ricostruita tramite tecniche matematiche di retroproiezione filtrata (filtered back-projection) oppure tramite tecniche numeriche di tipo iterativo, queste ultime vengono maggiormente utilizzate oggi per via dei numerosi vantaggi che riescono ad apportare sia in termini di riduzione della dose, che di qualità dell'immagine.

Al fine di "quantificare" la dose in aria nella scansione di n strati con uno spessore T ciascuno, venne introdotto (EUR 16262 EN, IEC 60601-2-44) il



descrittore di base  $CTDI_{100}$  (Computed Tomography Dose Index: Indice 100 di dose in TC).



**Figura 4.** Indice di dose di tomografia computerizzata (CTDI) e profilo della dose.

- $D(z)$  è il profilo della dose assorbita in aria lungo una linea  $z$  perpendicolare al piano tomografico;
- $n$  è il numero di strati tomografici acquisiti simultaneamente ( $n = 1$  per i tomografi a singolo strato,  $n = 4$  per tomografi a 4 strati e così via);
- $T$  è lo spessore nominale dello strato tomografico o, nel caso di TC multistrato, l'ampiezza del banco di detettori. Il significato fisico di  $D(z)$  è illustrato nella Fig. 4: a causa della divergenza del fascio viene assorbita dose non soltanto in ogni singolo strato esplorato ma anche, seppure in misura molto minore, negli strati adiacenti.

Per la misura del  $CTDI_{100}$  in aria veniva, e viene tuttora, utilizzata una camera a ionizzazione lunga 10 cm e sottile, chiamata pencil camera, collocata in aria sull'asse di rotazione del fascio.

Il passaggio dalla dose in aria alla dose al paziente è reso possibile dalla misura del  $CTDI_{100}$  in appositi fantocci cilindrici di PMMA aventi diametro di 16 cm (head phantom) oppure di 32 cm (body phantom), provvisti di inserti

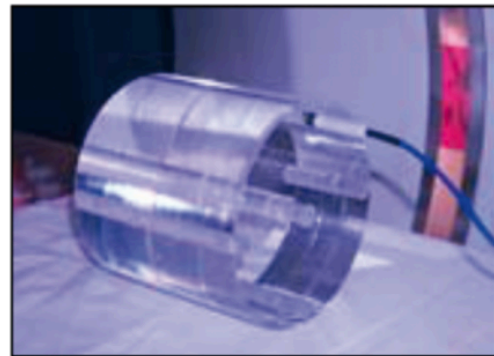
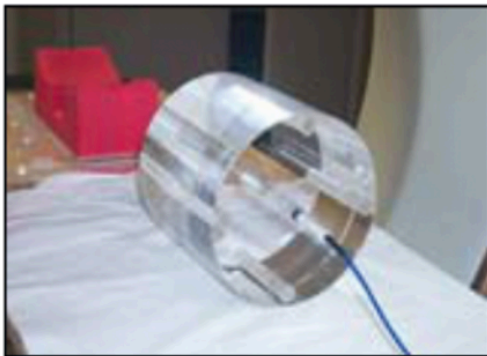
removibili, paralleli all'asse, per consentire l'inserimento della pencil camera al centro del fantoccio e a 1 cm dalla sua superficie esterna, nei quattro punti cardinali (vedi Fig. 5).

### $CTDI_w$ PESATO (weighted)

$$CTDI_w = (1/3 CTDI_{100,c} + 2/3 CTDI_{100,p}) \text{ mGy}$$

$CTDI_{100,c}$  = CTDI nel centro del fantoccio

$CTDI_{100,p}$  = CTDI alla periferia del fantoccio



### $nCTDI_w$ NORMALIZZATO E PESATO

$$nCTDI_w \text{ (mGy/mAs)} = CTDI_w / \text{mAs}$$

**Figura 5.** Fantoccio cilindrico in PMMA per misure di dose in TC.

Detti:

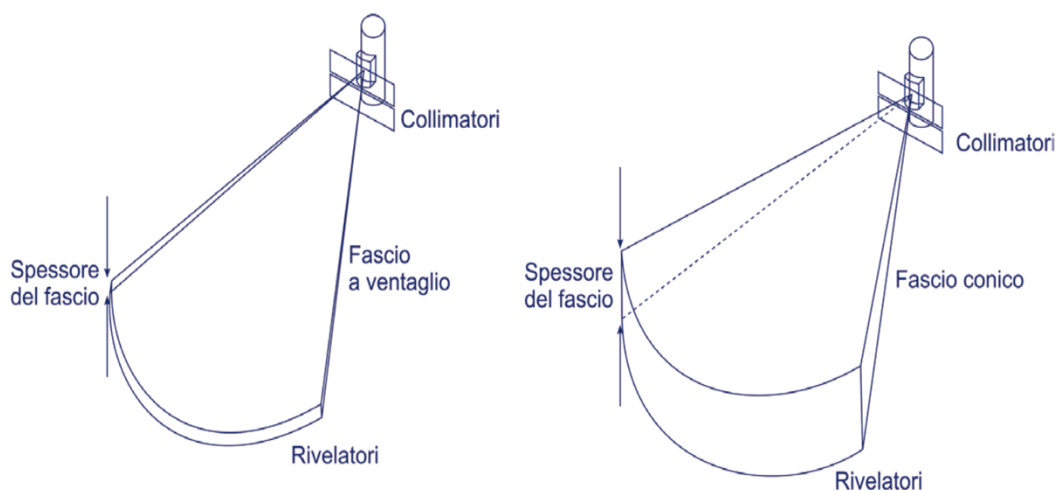
- $CTDI_{100,c}$  il valore misurato, per una singola scansione, nel centro del fantoccio,
- $CTDI_{100,p}$  la media dei valori misurati per una singola scansione alla periferia del fantoccio, si definiscono come  $CTDI_w$  (“weighted”, pesato – IEC 60601-2-44) la somma  $CTDI_w = (\frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p})$  mGy e come  $nCTDI_w$  (CTDI normalizzato e pesato) la grandezza  $nCTDI_w \text{ (mGy/mAs)} = CTDI_w / \text{mAs}$ ,

dove mAs (milliampère x secondo) è l'esposizione tomografica  $E$ , cioè il valore del prodotto della corrente anodica (mA) per la durata (espressa in secondi) di una rotazione completa del tubo attorno al paziente.

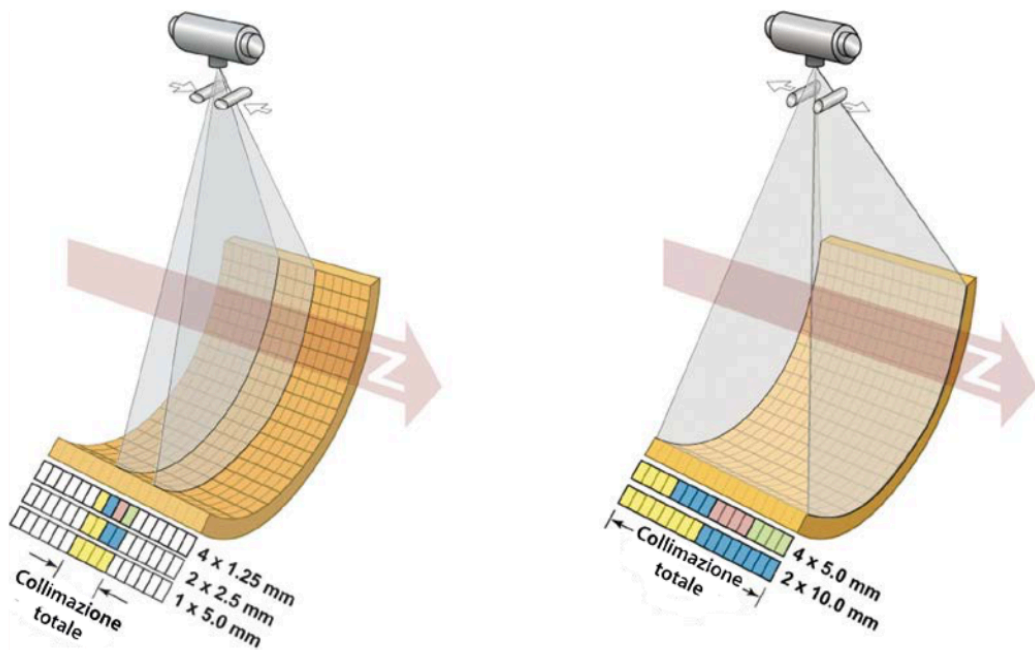
In un esame completo di TC seriale nel quale siano stati esplorati  $N$  strati aventi ciascuno uno spessore  $T$ , con un'esposizione tomografica  $E$  (mAs), la "dose globale" ricevuta dal paziente viene allora espressa tramite il descrittore DLP (Dose Length Product), definito come:

$$DLP = \sum_i n CTDI_w \cdot T \cdot N \cdot E \text{ (mGy} \cdot \text{cm)}.$$

L'evoluzione tecnologica ha portato, ormai da una ventina d'anni, a una realizzazione importante: la TC elicoidale multistrato. Le nuove apparecchiature consentono di acquisire in tempi brevissimi (sino a 1 s) l'immagine di volumi anche molto estesi del corpo. Il fascio a ventaglio (fan beam) è sostituito da un fascio quasi conico (cone beam) (vedi Fig. 6) e il singolo banco di rivelatori da una serie di rivelatori accostati l'uno all'altro, 64 nelle apparecchiature più diffuse, sino a 320 in quelle più sofisticate (vedi Fig. 7).



**Figura 6.** Geometria del fascio nella TC a singolo strato e nella TC multistrato.



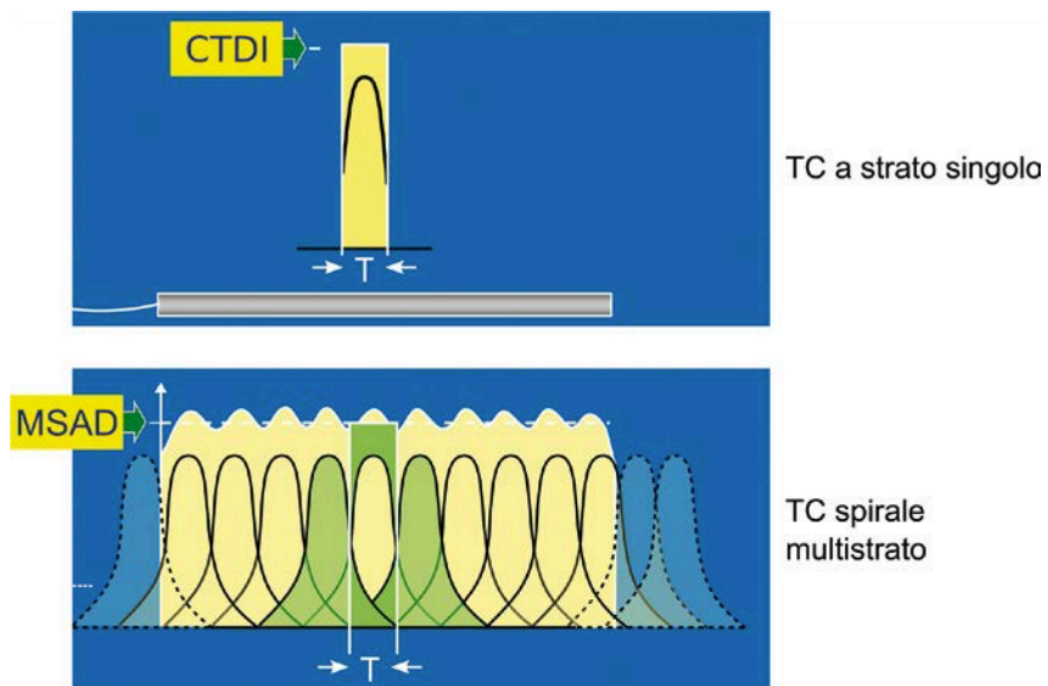
**Figura 7.** Banco di rivelatori nella TC multistrato (AAPM WGCTNP Dose Education Slides).

Per tali apparecchiature la dose media lungo l'asse z di rotazione dell'insieme tubo-rivelatori, nello strato centrale di una serie di N strati quando si è impostato un incremento costante tra strati successivi, è nota come MSAD (Multiple Scan Average Dose) (vedi la Fig. 8) e il DLP è definito come:

$$DLP = \sum_{i=1}^N CTDI_w \cdot T \cdot A \cdot t,$$

essendo ancora

- $T$  lo spessore di ogni singolo strato,
- $A$  la corrente anodica (mA),
- $t$  il tempo totale di acquisizione,
- ${}_nCTDI_w$  il valore determinato per un singolo strato, come nella TC seriale.



**Figura 8.** Profilo della dose lungo l'asse Z nella TC a singolo strato e nella TC multistrato.

Il  $CTDI_{vol}$  (CTDI volumetrico) descrive la dose media nel volume totale esplorato, per le condizioni di funzionamento TC selezionate:

- nelle scansioni assiali (TC-seriale),  $CTDI_{vol} = CTDI_w$ ,
  - nelle scansioni elicoidali (TC elicoidale multistrato),  $CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$ ,
- essendo il “pitch” definito come il rapporto  $\Delta D / T$  fra l'avanzamento  $\Delta D$  (espresso in mm) del tavolo porta paziente durante una rotazione completa del tubo radiogeno e lo spessore T del singolo strato.

Si deve peraltro rilevare che la dose assorbita da un paziente sottoposto a un'indagine TC dipende non solo dai parametri fisici, sui quali si basa il valore del  $CTDI_{vol}$ , relativi al protocollo utilizzato e misurati su fantocci cilindrici con diametri di 16/32 cm, ma anche dalle dimensioni dei singoli pazienti. Per questo motivo l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) ha introdotto un fattore adimensionato SSDE (Size-Specific Dose Estimate) con il quale correggere i valori del  $CTDI_{vol}$  in funzione delle dimensioni effettive dei pazienti. Tale fattore correttivo è compreso fra 0,271

e 2,79 per i valori del  $CTDI_{vol}$  misurati su un fantoccio con diametro di 32 cm e fra 0,22 e 1,5 per quelli misurati su un fantoccio con diametro di 16 cm.

A partire dal valore del DLP è invece possibile determinare la dose efficace per un particolare protocollo di esecuzione dell'esame, utilizzando valori normalizzati di dose agli organi, calcolati mediante l'utilizzo di tecniche Montecarlo oppure di fantocci antropomorfi. Secondo EUR 16262 EN un metodo molto semplice per la stima della dose efficace E negli esami TC consiste nell'uso della relazione:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP,$$

dove  $E_{DLP}$  ( $mSv \times mGy^{-1} \times cm^{-1}$ ) è la dose efficace normalizzata.

## **CAPITOLO 4**

### **LDR**

#### **4.1 Esposizioni mediche**

Le esposizioni alle radiazioni ionizzanti possono essere suddivise in tre categorie: le esposizioni lavorative, della popolazione e mediche.

Tratteremo le esposizioni mediche, che riguardano soprattutto i pazienti sottoposti ad esami diagnostici, procedure interventistiche, o radioterapia. Sono inoltre esposti alle radiazioni anche altri individui che assistono e confortano persone sottoposte a esposizioni mediche. Questi individui comprendono ad esempio i genitori o altri soggetti, di solito membri della famiglia, che assistono i bambini durante le procedure diagnostiche o possono venire a contatto con pazienti dopo la somministrazione di radiofarmaci o a seguito di procedure di brachiterapia. Anche l'esposizione di membri della popolazione a seguito della dimissione di pazienti portatori di radioattività va presa in considerazione, ma questa possibilità di esposizione è quasi sempre molto piccola.

L'esposizione medica si riferisce a tutti questi tipi di esposizioni, e, in particolare, in questo capitolo verrà trattata l'esposizione di individui per scopi diagnostici, interventistici, e terapeutici.

L'esposizione a scopo medico richiede un approccio a sé rispetto a quello impiegato nella protezione dalle radiazioni nelle altre situazioni di esposizione programmata. In questo caso, infatti, l'esposizione è intenzionale e lo scopo è quello di un beneficio diretto del paziente. In radioterapia, gli effetti delle alte dosi (per esempio, la morte cellulare) sono utilizzati a beneficio diretto del paziente per la cura delle neoplasie e di alcune altre patologie. Nelle procedure diagnostiche ed interventistiche, 'radioprotezione' significa prettamente evitare esposizioni inutili, mentre in radioterapia è intesa come la somministrazione della dose prescritta al

volumi bersaglio evitando esposizioni non necessarie ai tessuti sani circostanti.

Come già detto in precedenza, in questo caso l'esposizione dei pazienti è intenzionale. Eccezione fatta per la radioterapia, lo scopo dell'esposizione medica non è somministrare dose al paziente, ma piuttosto utilizzare le radiazioni per ottenere importanti informazioni diagnostiche o consentire una procedura interventistica. Pertanto, la dose è somministrata deliberatamente e non può essere ridotta indefinitamente senza pregiudicare il risultato. Le esposizioni mediche sono inoltre, per natura, volontarie, in quanto il paziente, o il suo tutore legale, approvano o danno il consenso ad una procedura medica che impiega radiazioni ionizzanti. Questa decisione è presa con diversi livelli di un consenso informato che comprende non solo il beneficio previsto ma anche i rischi potenziali della procedura, compresi quelli derivanti dall'esposizione alle radiazioni. La quantità di informazioni fornite per ottenere il consenso informato varia a seconda del livello d'esposizione, ad esempio, se l'esposizione è di tipo diagnostico, interventistico, o terapeutico, e delle eventuali conseguenze che possono essere attribuite all'esposizione alle radiazioni.

I medici e gli altri professionisti sanitari coinvolti in situazioni che prevedono l'esposizione medica dovrebbero sempre essere formati sui principi della radioprotezione, ma anche sui principi fondamentali di fisica e di biologia. La responsabilità finale dell'esposizione dei pazienti è del medico che dunque dovrebbe essere del tutto consapevole dei rischi e dei vantaggi delle procedure impiegate.

Nelle esposizioni mediche l'irradiazione esterna generalmente interessa parti limitate del corpo, ed è importante che il personale sanitario sia ben consapevole delle dosi somministrate al tessuto sano. Deve essere prestata attenzione affinché in tali situazioni non si verifichi alcuna reazione indesiderata nel tessuto sano.



## **4.2 Principi della radioprotezione**

L'esposizione a radiazioni ionizzanti in ambito di procedure mediche o esami diagnostici dovrebbe sempre avere come risultato che il beneficio ottenuto sia superiore al danno causato, e allo stesso modo che il danno sia il minore possibile. A questo scopo le norme sulla radioprotezione prevedono due principi fondamentali: il principio di giustificazione e il principio di ottimizzazione.

### **4.2.1 Principio di Giustificazione**

L'applicazione del principio di giustificazione all'esposizione medica richiede anche in questo caso un approccio diverso rispetto agli altri tipi di esposizione. L'impiego medico delle radiazioni dovrebbe essere giustificato, come in qualsiasi altra situazione di esposizione programmata, sebbene tale giustificazione sia correlata alla professione medica piuttosto che ad atti normativi o un sistema regolatorio. Lo scopo principale dell'esposizione medica è quello di fornire un beneficio netto al paziente, tenendo in considerazione il detrimento sanitario del paziente stesso, del personale sanitario e di altri individui. La responsabilità dell'applicazione del principio di giustificazione dell'esposizione medica ricade sul pertinente professionista medico. La giustificazione dell'esposizione medica, dunque, costituisce un elemento rilevante delle Raccomandazioni della Commissione.

Nell'impiego delle radiazioni in medicina il principio di giustificazione si applica a tre livelli:

- Un primo livello prevede che l'impiego delle radiazioni in medicina sia accettato in quanto in grado di produrre un beneficio netto per il paziente.
- Un secondo livello prevede che una particolare procedura sia definita e giustificata con uno specifico obiettivo (per esempio, la radiografia del torace per pazienti con specifica sintomatologia, o per un gruppo di individui a rischio per particolari condizioni che possono essere

diagnosticate e trattate). Lo scopo del secondo livello di giustificazione è di valutare se la procedura radiologica migliorerà la diagnosi o il trattamento o fornirà le informazioni necessarie riguardo gli individui esposti.

- Un terzo livello prevede che sia giustificata la procedura radiologica per il singolo paziente (cioè, si dovrebbe giudicare che una particolare procedura produce un beneficio netto per il singolo paziente). Quindi tutte le singole esposizioni sanitarie dovrebbero essere giustificate in anticipo, considerando gli obiettivi specifici dell'esposizione e le caratteristiche della persona in esame.

Di seguito sono discussi il secondo e terzo livello di giustificazione, in quanto il primo livello può essere dato per scontato e non è discusso ulteriormente.

- Giustificazione di una particolare procedura radiologica (livello 2)

La giustificazione di una procedura radiologica è competenza delle organizzazioni professionali nazionali e internazionali, con il concorso delle autorità sanitarie e radioprotezionistiche nazionali e delle corrispondenti organizzazioni internazionali. Deve essere presa in considerazione anche la possibilità di esposizioni accidentali o indesiderate. La decisione in merito alla giustificazione di una particolare procedura radiologica dovrebbe essere oggetto di una periodica rivalutazione, alla luce delle nuove conoscenze sui rischi e sull'efficacia della procedura in esame, in confronto a nuove procedure.

- Giustificazione di una procedura per un singolo paziente (livello 3)

La giustificazione di singole esposizioni dovrebbe comprendere la verifica che le informazioni richieste non sono già disponibili e che l'esame proposto sia il metodo più adatto per fornire le informazioni cliniche di cui si ha bisogno. Per esami ad alta dose, come le procedure diagnostiche ed interventistiche complesse, la giustificazione individuale è particolarmente importante e dovrebbe tenere conto di tutte le informazioni disponibili. Ciò

comporta la conoscenza dettagliata della procedura proposta e di possibili alternative, le caratteristiche del singolo paziente, la dose prevista, e la disponibilità di informazioni su esami o trattamenti precedenti o previsti. Spesso sarà possibile accelerare il processo di giustificazione definendo anticipatamente percorsi diagnostici o categorie di pazienti.

#### **4.2.2 Principio di Ottimizzazione**

L'ottimizzazione della radioprotezione dei pazienti sottoposti a esposizioni mediche è di solito applicata a due livelli: (1) la progettazione, la scelta adeguata, e la costruzione di apparecchiature e di installazioni; e (2) le procedure e i metodi quotidiani di lavoro. L'obiettivo fondamentale di questa ottimizzazione è di regolare le misure di protezione per una sorgente di radiazione in modo tale che il beneficio netto sia massimo.

I concetti coinvolti possono essere espressi in termini semplici, ma la loro applicazione pratica può implicare dal semplice buonsenso fino a processi quantitativi complessi. Nella scelta delle disposizioni per la protezione, in relazione a una sorgente, c'è sempre una scelta di opzioni. La scelta dell'opzione di protezione cambia direttamente il livello di esposizione del paziente, del personale e a volte anche del pubblico. Tuttavia, la scelta cambia anche l'entità delle risorse dedicate alla protezione. Queste risorse possono essere espresse direttamente in costi economici, ma possono anche comprendere costi sociali meno facilmente quantificabili, quali altri rischi per la salute del personale sanitario.

Ottimizzazione della radioprotezione significa tenere le dosi "basse quanto ragionevolmente ottenibile, in considerazione dei fattori economici e sociali" facendo riferimento al principio ALARA "*As Low As Reasonably Achievable*" ed è meglio descritta come una gestione della dose al paziente che sia perfettamente commisurata allo scopo medico. L'obiettivo dell'ottimizzazione della protezione, nel caso di procedure diagnostiche o interventistiche, è perseguito attraverso la definizione di un livello

diagnostico di riferimento e non attraverso la definizione di vincoli di dose individuali. Tale metodo costituisce un meccanismo per gestire la dose al paziente in modo proporzionato all'obiettivo sanitario da perseguire.

### **4.3 Livelli diagnostici di riferimento**

I livelli diagnostici di riferimento si applicano all'esposizione di pazienti sottoposti a procedure eseguite per scopo diagnostico o terapeutico (come nel caso della radiologia interventistica), ma non si applicano alla radioterapia.

L'obiettivo di un livello diagnostico di riferimento è quello di aiutare ad evitare che il paziente venga esposto a una dose di radiazioni eccessiva, la quale non contribuisce allo scopo clinico di una procedura di formazione dell'immagine. Questo obiettivo è realizzato attraverso il confronto tra il valore numerico del livello diagnostico di riferimento (derivato da dati pertinenti a livello regionale, nazionale, o locale) e il valore medio, o altro valore appropriato, che è osservato in pratica per un gruppo di riferimento adeguato di pazienti o per un fantoccio di riferimento adeguato. Un gruppo di riferimento di pazienti è di solito definito all'interno di un certo intervallo di parametri fisici (per esempio altezza, peso). Se un campione non selezionato di pazienti fosse utilizzato come gruppo di riferimento sarebbe poco chiaro se il valore osservato per il campione è appropriato per il confronto con il livello diagnostico di riferimento, in quanto la dose dipende in maniera importante anche dai parametri fisici. I valori degli LDR dovrebbero essere scelti dalle organizzazioni professionali, con il concorso delle autorità sanitarie e di radioprotezione nazionali, e dovrebbero essere oggetto di riesame con periodicità che rappresenti un compromesso tra la necessaria esigenza di stabilità ed i cambiamenti a lungo termine nelle distribuzioni delle dosi osservate. I valori scelti potrebbero essere specifici di un dato paese o regione.

Nelle esposizioni mediche, i livelli diagnostici di riferimento sono quindi utilizzati per indicare se, in condizioni di routine, le dosi ai pazienti, o l'attività di radiofarmaco somministrata (nel caso di esami diagnostici di medicina nucleare) per una specifica procedura diagnostica, sono anormalmente elevate o basse. In tali casi, dovrebbe essere attuato un riesame locale, per determinare se il livello di protezione è adeguatamente ottimizzato o se sia richiesta un'azione correttiva (ICRP, 1996a).

Si ritiene che questi livelli non dovrebbero essere superati per procedimenti standard, in condizioni di applicazione corrette e normali riguardo all'intervento diagnostico e tecnico.

Un livello diagnostico di riferimento è utilizzato generalmente per un dato obiettivo o protocollo di imaging medico, e non si applica ai singoli pazienti.

Un livello diagnostico di riferimento può essere utilizzato:

- per migliorare la distribuzione regionale, nazionale, o locale di risultati osservati per un obiettivo generale di formazione dell'immagine, riducendo la frequenza di valori alti o bassi immotivati e anormali;
- per promuovere il raggiungimento di un intervallo più ristretto di valori che rappresentano la buona pratica nell'ambito di un obiettivo più specifico di imaging medico;
- per promuovere il raggiungimento di un intervallo ottimale di valori nell'ambito di un determinato protocollo di imaging medico.

Questi utilizzi si differenziano per il grado di specificità delle condizioni cliniche e tecniche scelte ai fini della formazione dell'immagine.

Quando il valore osservato in pratica è sistematicamente al di fuori dal livello superiore o inferiore scelto, viene avviata un'analisi adeguata a livello locale e intrapresa un'azione correttiva. Questo processo contribuisce a evitare che i pazienti ricevano dosi non necessarie ai tessuti in generale e, pertanto, contribuisce a ridurre il rischio di eventuali effetti stocastici.

I livelli diagnostici di riferimento dovrebbero essere utilizzati per contribuire a gestire la dose da radiazione ai pazienti di modo che la dose sia esattamente

proporzionata allo scopo clinico. Il concetto di livello diagnostico di riferimento permette flessibilità nella scelta di grandezze, valori numerici, e specifiche tecniche o cliniche al fine di raggiungere gli obiettivi adeguati alle circostanze locali.

I principi guida per fissare un livello diagnostico di riferimento sono:

- l'obiettivo regionale, nazionale, o locale è chiaramente definito, compreso il grado di specificazione di condizioni cliniche e tecniche ai fini della formazione dell'immagine;
- il valore scelto del livello diagnostico di riferimento è basato sui dati regionali, nazionali, o locali pertinenti;
- la grandezza utilizzata per il livello diagnostico di riferimento può essere ottenuta in un modo pratico;
- la grandezza utilizzata per il livello diagnostico di riferimento è una misura adeguata della variazione relativa delle dosi ai tessuti dei pazienti e, pertanto, della variazione relativa del rischio per il paziente in riferimento ad un dato obiettivo di formazione dell'immagine;
- il modo nel quale il livello diagnostico di riferimento deve essere applicato in pratica deve essere chiaramente illustrato.

Gli organismi sanitari professionali (con il concorso delle autorità sanitarie nazionali e delle autorità di radioprotezione) sono incoraggiati a fissare i livelli diagnostici di riferimento che meglio soddisfano le loro esigenze specifiche e che sono coerenti per l'area regionale, nazionale, o locale nella quale si applicano.

I programmi di *screening*, come la mammografia per le donne asintomatiche, possono richiedere livelli diagnostici di riferimento diversi da quelli impiegati nell'impiego clinico degli stessi metodi. Ulteriori indicazioni sono fornite nella *Pubblicazione 105* (ICRP, 2007b) e nella pubblicazione *Supporting Guidance 2* (ICRP, 2001b).

In linea di principio, potrebbe essere possibile scegliere come livello diagnostico di riferimento il valore dosimetrico più basso al di sotto del quale

non sia possibile ottenere un'adeguata qualità dell'immagine. Tuttavia, un livello diagnostico di riferimento così definito è difficile da ottenere, perché ci sono altri fattori, oltre la dose, che influenzano la qualità dell'immagine. In questo caso, se le dosi osservate o le attività somministrate sono significativamente al di sotto del livello diagnostico di riferimento, dovrebbe essere attuato un riesame locale della qualità delle immagini ottenute. Si deve anche affermare con chiarezza che i livelli diagnostici di riferimento non rappresentano una delimitazione tra 'sicuro' e 'pericoloso' o riflettono una variazione a gradino nel rischio associato per la salute degli individui.

#### **4.4 Valori di LDR da indagini nazionali ed europee**

Alcuni studi promossi e condotti da Associazioni scientifiche e professionali e da Istituzioni nazionali, a partire dal 2004, forniscono una base di informazione utile allo scopo di individuare un insieme di valori di LDR per la pratica radiologica italiana. Gli studi nazionali più importanti, che hanno coinvolto numeri significativi di centri e di procedure radiologiche e che vengono presi in considerazione nella presente pubblicazione, sono:

- Indagine AIFM-SIRM (Associazione Italiana di Fisica Medica – Società Italiana Radiologia Medica) per la radiologia diagnostica;
- Indagine AIFM-SIRM per la radiologia diagnostica con Tomografia Computerizzata (TC) nell'adulto e in pediatria;
- Indagine INAIL-Ospedale S. Orsola di Bologna per le procedure interventistiche cardiologiche;
- Indagine ISS-Ospedale Santa Maria della Misericordia di Udine per le procedure interventistiche di radiologia, neuroradiologia, cardiologia emodinamica ed elettrofisiologia;

Per ogni tipologia di esame, il valore di LDR viene assunto pari a:

– il valore di LDR derivante da un'indagine italiana (in presenza di più indagini si assume in via prudenziale il valore maggiore o il valore derivante da indagini più recenti); il valore assunto è opportunamente confrontato e valutato con quelli derivanti da indagini in altri Paesi europei.

In assenza di valori derivanti da indagini italiane, si assume come valore di LDR, in ordine di priorità:

– il valore contenuto in linee guida europee;

– il valore massimo dei valori di LDR derivati da indagini nazionali condotte in altri Paesi europei con un sistema sanitario simile a quello italiano, in particolare Austria (AT), Belgio (BE), Danimarca (DK), Finlandia (FI), Francia (FR), Germania (DE), Irlanda (IE), Paesi Bassi (NL), Regno Unito (UK) e Svizzera (CH). In presenza di ampie differenze, si escludono i valori estremi, minimo e massimo.

I valori di LDR così derivati vengono opportunamente arrotondati.

#### **4.4.1 Valori di LDR per la radiografia e fluoroscopia diagnostica**

Per quanto riguarda la radiografia e fluoroscopia diagnostica, le grandezze dosimetriche utili al monitoraggio dell'esposizione del paziente e alla definizione degli LDR sono:

– Kerma in aria in ingresso ( $K_{a,e}$  o ESAK, Entrance Surface Air Kerma)  
Espresso in mGy, comprende la radiazione retrodiffusa dal paziente.

– Kerma in aria incidente ( $K_{a,i}$ , Incident Air Kerma)

Espresso in mGy, esclusa la radiazione retrodiffusa dal paziente.

– Prodotto Kerma in Aria-Area (PKA o KAP)

Espresso in  $Gycm^2$ ,  $mGycm^2$ ,  $cGycm^2$  o  $\mu Gy m^2$ , indicato come KAP (Kerma Area Product) o, in passato, come DAP (Dose Area Product), è un importante indicatore di dose al paziente in quanto correlato con gli effetti stocastici della radiazione e, per le recenti apparecchiature radiografiche, viene fornito direttamente dall'apparecchiatura radiologica.

– Dose Ghiandolare Media (DGM) o Average Glandular Dose (AGD)



Relativa alla sola mammografia ed espressa in mGy, è la dose assorbita media al tessuto ghiandolare derivata dal kerma in aria incidente ( $K_{a,i}$ ) applicando i fattori di conversione e i fattori di correzione relativi allo spessore della mammella, alla componente ghiandolare e alla combinazione anodo-filtro utilizzata.

Tutte le tabelle sotto allegate sono state estrapolate dai rapporti ISTISAN 20/22.

Le Tabelle 6 e 7, riportano i valori di LDR rispettivamente per la radiografia e fluoroscopia diagnostica dell'adulto, desunti dalla letteratura, comprendenti sia valori di LDR italiani, ottenuti in indagini nazionali che hanno coinvolto un numero significativo di centri radiologici, sia valori di LDR adottati in alcuni Paesi europei e comunque derivanti da indagini nazionali.

Nelle tabelle di questo capitolo, in grassetto viene indicato il valore di LDR individuato come LDR nazionale.

Regione anatomica	Proiezione	Valori LDR indagini italiane		Valori LDR indagini in altri Paesi	
		K <sub>a,e</sub> in mGy	KAP in Gy <sub>cm</sub> <sup>2</sup>	K <sub>a,e</sub> in mGy	KAP in Gy <sub>cm</sub> <sup>2</sup>
Cranio	AP o PA	<b>3,5</b> (3)	-	1,8 (16)*	<b>1,0</b> (15 AT) 0,6 (15 BE) 0,65 (15 CH)
	LAT	<b>2,5</b> (3)	-	1,1 (6)*	<b>1,0</b> (15 AT) 0,6(15 BE) 0,5 (15 CH)
Torace	PA	<b>0,4</b> (3)	-	0,15 (16)* 0,15 (15 CH) 0,2 (15 FI) 0,3 (57)	0,15 (15 CH) 0,16 (15 DE) 0,28 (15 AT) <b>0,25</b> (57)
	LAT	<b>1,2</b> (3)	-	0,5 (16) 0,15 (15 CH) 0,8 (15 FI) 1,2 (57)	<b>1,0</b> (15 AT) 0,55 (15 DE) 0,90 (57) 0,60 (15 CH)
Addome	AP o PA	<b>6,0</b> (3)	-	2,5 (16) 2,3 (17) 4(16)* 4,5 (15 BE) 5 (15 FI) 8 (57)	3,3 (15 BE) <b>3</b> (15 AT) 3 (15 FI) 3 (15 DE) 3 (15 NL) 6 (57)
				5,7 (16)* 6,5 (15 BE) 7 (15 CH) 7 (15 DK) 5 (15 FI) 10 (57)	<b>1,5</b> (16) 1,62 (17) 4,5 (57) 2,3 (15 DE) 2,35 (15 CH)
Rachide lombare	AP	<b>7,0</b> (3)	-	10 (16) 16 (15 BE) 10 (15 CH) 25 (57)	2,5 (16) 2,68 (16) <b>4</b> (15) 5 (15 BE) 8 (57) 4,2 (15 DE) 4,15 (15 CH)
	LAT	<b>18</b> (3)	-	4 (16)* 4,5 (15 BE) 5 (15 FI) 9 (57)	2,2 (16) 2,6 (16) 3 (15 AT) 4,5 (15 BE) <b>3</b> (15 FI) 7 (56) 3 (15) 2,5 (15 CH)
Pelvi	AP	<b>6,0</b> (3)	-		

**Tabella 6.** Valori di LDR per radiografia proiettiva dell'adulto e riferimenti bibliografici (Rif.) con sigle identificative dei Paesi, ove presenti.

Regione anatomica	Proiezione	Valori LDR indagini italiane		Valori LDR indagini in altri Paesi	
		$K_{a,e}$ in mGy	KAP in Gy $cm^2$	$K_{a,e}$ in mGy	KAP in Gy $cm^2$
Intra-orale	Molare della mandibola	-	-	$K_{a,i}^{***}$ : 1,2 (16) 1,2 (17 D)	
Ortopantomografia					<b>0,081(16)</b>
Mammografia digitale (riferita a 45 mm PMMA)**	CC	-	-	DGM***: 3,5 (15 UK) 2,5 (15 AT) 2,5 (15 DE) 1,8 (15 FR)	

- \* estratti valori del 75° percentile relativi al campione più numeroso di procedure eseguite con sistemi film-schermo;  
 \*\* a questi si aggiungono i valori di Tabella 3.3 espressi in funzione dello spessore equivalente della mammella  
 \*\*\* per la radiologia intra-orale i valori di esposizione sono espressi in termini di kerma in aria incidente, per la mammografia in termini di dose ghiandolare media.

Procedura	Valori LDR indagini italiane		Valori LDR indagini in altri Paesi (sigla Paese)	
	KAP Gy $cm^2$	tempo fluoroscopia min	KAP Gy $cm^2$	tempo fluoroscopia min
Tubo digerente	-	-	<b>12 (16)</b>	<b>2,6 (16)</b>
Isterosalpingografia	-	-	<b>2 (16)</b>	<b>0,7 (16)</b>

**Tabella 7.** Valori di LDR per fluoroscopia diagnostica dell'adulto e riferimenti bibliografici (Rif.).

La Tabella 8 riporta i valori di Dose Ghiandolare Media (DGM) per la mammografia digitale come proposti dalla linea guida europea per spessori diversi del fantoccio dosimetrico in PMMA (polimetilmetacrilato). I valori di “livello raggiungibile” sono intesi come valori di dose ottimizzata, mentre i valori di “livello accettabile” rappresentano un livello di guardia e vanno interpretati, in questo documento, come valori di LDR.

Spessore di PMMA cm	Spessore equivalente della mammella cm	DGM in mGy	
		livello accettabile	livello raggiungibile
2,0	2,1	≤1,0	≤ 0,6
3,0	3,2	≤1,5	≤1,0
4,0	4,5	≤2,0	≤1,6
4,5	5,3	≤2,5	≤2,0
5,0	6,0	≤3,0	≤2,4
6,0	7,5	≤4,5	≤3,6
7,0	9,0	≤6,5	≤5,1

**Tabella 8.** Valori di dose ghiandolaire media (DGM) accettabili e raggiungibili come raccomandati dalla linea guida per lo screening mammografico digitale.

#### 4.4.2 Valori di LDR per la tomografia computerizzata

Nelle procedure di tomografia computerizzata, le grandezze dosimetriche utili al monitoraggio dell'esposizione del paziente e alla definizione degli LDR sono:

–  $CTDI_{vol}$  o  $C_{vol}$  (Computed Tomography Dose Index volumetrico)

È il  $CTDI_w$  (CTDI weighted) corretto per il valore di pitch utilizzato, espresso in mGy, per il fantoccio dosimetrico di 16 e 32 cm di diametro, rispettivamente per le procedure della testa e del tronco. Esso approssima il kerma in aria medio in uno strato (per il fantoccio dosimetrico e non del paziente).

– DLP o PKL (Dose Length Product) di una singola scansione

È dato dal prodotto del  $CTDI_{vol}$  per la lunghezza della scansione, espresso in mGycm. Rappresenta l'integrale di  $CTDI_{vol}$  per la lunghezza della scansione ed è relativo ad una singola scansione.

–  $DLP_{tot}$  (DLP totale)

È dato dalla somma dei DLP relativi a tutte le scansioni di una procedura TC, espresso in mGycm.

Nel solo caso della procedura "TC Cone Beam singola arcata dentaria" la grandezza utilizzata per la definizione del LDR è il "Prodotto kerma in aria-Area" definito precedentemente. La Tabella 9 riporta i valori di LDR per la

tomografia computerizzata dell'adulto, desunti dalla letteratura, comprendenti sia quelli italiani ottenuti in 3 indagini nazionali che includono un numero significativo di centri radiologici sia quelli adottati in alcuni Paesi europei e comunque derivanti da indagini nazionali.

Regione anatomica	Valori LDR indagini italiane			Valori LDR indagini in altri Paesi		
	CTDivol mGy	DLP mGycm	DLPotot mGycm	CTDivol mGy	DLP mGycm	DLPotot mGycm
Cranio	<b>69 (11)</b> 66 (58)	<b>1312 (11)</b>	<b>1382 (11)</b> 1300 (58) 1050 (59)	66 (57 EI) 65 (15 RP) 180 FI) 65 (57) 65 (57 CH) 65 (57DE) 46 (60)	908 (routine) (17) 970 (ictus acuto) (17) 935 (18) 1050 (57) 1000 (15 FI) 950 (57 DE) 1000 (57 CH) 850 (60)	970 (16)
Torace	<b>15 (11)</b> 11 (58)	<b>569 (10)</b>	<b>754 (11)</b> 550 (58) 650 (59)	12 (16) 15 (57) 12 (57 DE) 15(57 CH) 10 (60)	390 (57 EI) 346 (18) 310 (17) 400 (57 DE) 450 (57 CH) 350 (60)	610 (16)
Addome*	<b>18 (11)</b> 18 (58)	<b>555 (11)</b>	<b>800 (59)</b>	14 (16)	-	910 (16)

Regione anatomica	Valori LDR indagini italiane			Valori LDR indagini in altri Paesi		
	CTDivol mGy	DLP mGycm	DLPotot mGycm	CTDivol mGy	DLP mGycm	DLPotot mGycm
Addome e pelvi*	<b>18 (11)</b>	<b>920 (11)</b>		15 (16) 17 (57) 15 (57 CH) 13 (60) 15 (61 r)	556 (17) 800 (57) 650 (57 CH) 650 (60) 700 (61)	745 (16)
Torace, addome, pelvi*	<b>17 (11)</b>	<b>1200 (11)</b>	<b>2115 (11)</b>	20 (57) 15 (57 CH) 12 (60)	770 (17) 1000 (57) 1000 (57 CH) 800 (60)	1000 (16)
Colo-TC (virtuale)				<b>11 (16)</b>		<b>950 (16)</b>
Uro-TC						<b>924 (62)</b>
Coronaro-TC	<b>61 (11)</b>	<b>1208 (11)</b>		44 (63)		870 (63)

CTDivol: riferito per la testa al fantoccio dosimetrico di 16 cm Ø, per il tronco al fantoccio dosimetrico di 32 cm Ø.  
\* con mezzo di contrasto organo-iodato e.v.

**Tabella 9.** Valori di LDR per Tomografia Computerizzata dell'adulto e riferimenti bibliografici (Rif.), con sigle identificative dei Paesi, ove presenti.

Nella Tabella 10 sono riportati i valori LDR per TC *Cone Beam* singola arcata dentaria dell'adulto.

Regione anatomica	Valori LDR - indagini italiane	Valori LDR - indagini altri Paesi
	KAP mGycm <sup>2</sup>	KAP mGycm <sup>2</sup>
TC <i>Cone Beam</i> singola arcata dentaria	–	250 (21) 265 (16)

**Tabella 10.** Valori di LDR per TC *Cone Beam* singola arcata dentaria dell'adulto e riferimenti bibliografici (Rif.)

L'introduzione di algoritmi iterativi di ricostruzione delle immagini consente di ridurre in modo significativo la dose al paziente rispetto alla tecnica di retroproiezione filtrata. I valori di dose qui riportati e risalenti ad indagini di alcuni anni fa risentono probabilmente in minima misura dei vantaggi degli algoritmi iterativi.

Relativamente agli esami delle coronarie con TC, la metodica ha avuto sviluppi tecnologici importanti che hanno significativamente modificato i livelli medi di dose al paziente non sempre rappresentati dai dati qui riportati. A titolo di esempio si riportano per le coronario-TC i valori di LDR, in termini di DLP, adottati in Irlanda dalla Health Information and Quality Authority in un documento del 2020:

- prospettica, senza finestra temporale predefinita\*: 170 mGycm; –
- prospettica, con finestra temporale predefinita\*: 280 mGycm;
- retrospettica con gating: 380 mGycm.

\* Finestra temporale predefinita si riferisce all'area di scansione predefinita di ogni intervallo R-R.

Conseguentemente ogni centro potrà adottare LDR locali o valori tipici tenendo conto della tecnologia disponibile.

## CAPITOLO 5

### MATERIALI E METODI

In questo studio sono stati valutati i dati dosimetrici di un campione di 16411 pazienti che si sono sottoposti a esami diagnostici di Tomografia Computerizzata e di 11039 pazienti che si sono sottoposti ad esami di Mammografia durante l'anno 2019. In particolare, sono stati analizzati i dati di *DLP (Dose Length Product)* dei pazienti che hanno eseguito indagini TC e quelli di *AGD (Average Glandular Dose)* di coloro che hanno eseguito mammografie. I dati sono stati estrapolati dalle apparecchiature installate presso l'Azienda Ospedaliera Universitaria Ospedali Riuniti di Ancona; tali apparecchiature comprendono sei TC e un mammografo.

A partire da queste prime valutazioni dosimetriche è stata ricavata, utilizzando gli opportuni coefficienti di conversione, la *dose efficace* e dalla dose efficace è stata poi ottenuta la corrispondente *classe di dose*.

#### 5.1 Apparecchiature di Tomografia Computerizzata e Mammografia

I dati dosimetrici con cui sono stati eseguiti i suddetti calcoli statistici sono stati estrapolati dalle apparecchiature installate presso l'Azienda Ospedaliera Universitaria Ospedali Riuniti di Ancona, la quale si articola in tre presidi ospedalieri: Umberto I, G. M. Lancisi e G. Salesi.

Queste apparecchiature comprendono sei TC e un mammografo.

Per quanto riguarda le TC, una di queste è una **CT GE LightSpeed Slice 16** installata presso l'ospedale G. Salesi di Ancona, la quale viene utilizzata sia per l'esecuzione di esami radiologici di routine, sia per l'attività di pronto soccorso. Questo scanner è dotato di algoritmi di ricostruzione iterativi.

Le altre cinque TC sono invece installate presso l'Ospedale Umberto I di Torrette.

Tra queste, la **GE Revolution CT**, installata presso il pronto soccorso dell'ospedale: questa apparecchiatura riveste un ruolo fondamentale in quanto l'A.O.U. Ospedali Riuniti di Ancona è sede del DEA di II livello e di conseguenza le risorse investite in questa attività sono ingenti. Tale scanner è dotato di algoritmi di ricostruzione iterativi e viene utilizzato principalmente per esami in urgenza ed esami cardiologici.

Nel reparto di radiologia sono installate: una **GE Lightspeed VCT 64**, che viene utilizzata prevalentemente per l'esecuzione di esami body, una **TC GE Optima 660**, che viene invece utilizzata per attività prettamente neuroradiologica e una **Philips Brilliance CT16**. Le prime due apparecchiature sono dotate di algoritmi di ricostruzione iterativi, mentre la terza non ne dispone.

Infine, il Tomografo Computerizzato **Siemens SOMATOM Force**, è una TC di ultima generazione con 384 slices (2x192), due tubi radiogeni e due array di detettori, in grado di fare una rotazione intorno al paziente in 0,25sec e con un FOV pari a 78cm. Lo scanner è dotato di algoritmi di ricostruzione iterativi e fasci filtrati con stagno (150 e 110 kV). Viene impiegato comunemente per esami cardiovascolari e pediatrici, in funzione delle sue prestazioni di rapidità e bassa dose.

Per quanto concerne la Mammografia, tutti i dati sono stati estratti dal mammografo **Hologic Selenia Dimensions**, il quale permette, oltre all'esecuzione di indagini convenzionali in 2D, anche quelle tridimensionali con la tecnica di tomosintesi.

## **5.2 Software di tracking dosimetrico: DoseWatch**

Il software utilizzato per l'estrazione dei dati dosimetrici dalle diverse apparecchiature è DoseWatch (GE Healthcare, Chicago, Illinois).

Questa soluzione ha un sistema integrato di gestione della dose di radiazioni e di mezzo di contrasto su tutti i dispositivi medici che emettono radiazioni.



DoseWatch raccoglie informazioni relative alla dose da più fonti, inclusi DICOM® Radiation Dose Structured Reports (RDSR), intestazioni di immagini, DICOM Modality Performed Procedure Steps (MPPS), OCR su immagini di report di dose e altro ancora. Questa configurazione flessibile consente agli utenti un'ampia visibilità per analizzare i dati attraverso i vari sistemi di imaging, anche per apparecchiature meno recenti e non compatibili con RDSR.

Per mezzo di questo software sono stati ottenuti, dalle TC e dal mammografo i dati analizzati per questo studio.

In particolare, per quanto riguarda la Tomografia Computerizzata i dati estrapolati sono:

- Study date (anno, mese e giorno di esecuzione)
- Study time (ora)
- Study ID
- Accession number
- Local study description
- Institution
- Device
- Manufacturer
- Model
- Study protocol name
- Internal Key
- Patient ID
- Patient name and last name
- Patient birthday and age
- Patient sex
- Patient weight (kg), size (cm) and BMI
- Total DLP (mGyxcm)
- Total number of irradiation events

E altri parametri che non sono stati presi in considerazione nello studio.

I dati ottenuti per quanto riguarda la mammografia sono del tutto simili, fatta eccezione per quelli dosimetrici. Come sostituto del DLP è presente l'AGD espressa in mGy per quanto riguarda l'intero esame, ma anche l'AGD diviso per Left e Right breast.

Sono inoltre presenti i seguenti elementi:

- Entrance exposure at RP (mGy)
- Total number of exposures
- Entrance dose left breast (mGy)
- Entrance dose right breast (mGy)
- Total number of exposures left breast
- Total number of exposures right breast
- Protocol name
- Acquisition time
- Irradiation event type (stationary or rotational)
- Series type (2D or 3D)
- Target region
- Laterality (Right, Left)
- View position (CC, MLO)

E altri parametri che non sono stati presi in considerazione nello studio.

## **5.3 Metodo di analisi**

### **5.3.1 Pulizia dei dati**

Successivamente all'estrapolazione dei dati identificativi del paziente, dell'esame diagnostico e di quelli dosimetrici relativi all'esposizione, è stata fatta una pulizia di tali dati.

Durante la pulizia, sono stati analizzati i dati, paziente per paziente, con lo scopo di rilevare tutti quelli anomali: ad esempio livelli di dose assorbita

anormalmente bassi, anche prossimi allo zero, come nel caso di pazienti che erano stati inseriti nel sistema RIS, ma che poi non si erano effettivamente sottoposti all'indagine. In questi casi, in particolare per la TC, il valore di esposizione indicato corrispondeva verosimilmente alla sola esecuzione di uno scanogramma e non all'esame diagnostico completo. Inoltre, per entrambe le metodiche, sono stati rimossi tutti quei pazienti a cui era attribuito un Accession Number o un Patient ID anomalo, o tutte quelle esposizioni eseguite su oggetti test, che sono stati rilevati proprio grazie alla grande quantità di informazioni fornita da DoseWatch.

Questo processo è stato attuato sia per i dati relativi alle sei TC, sia per quelli relativi al mammografo.

### 5.3.2 Campione di studio

Una volta completata la pulizia dei dati, è stato ottenuto l'effettivo campione di studio su cui eseguire le operazioni.

Per quanto riguarda la TC, sono stati analizzati i dati relativi ai pazienti che hanno eseguito indagini di Tomografia Computerizzata dal mese di luglio al mese di dicembre, nell'anno 2019. Tale intervallo temporale corrisponde ad un totale di **16411** esami analizzati, e in particolare, dividendoli per le sei diverse apparecchiature:

1065	GE LightSpeed Slice 16
2671	GE Optima 660
2132	GE Lightspeed VCT 64
6962	GE Revolution CT
2735	Siemens SOMATOM Force
828	Philips Brilliance CT16

In questo campione di studio sono compresi esami di tutti i distretti corporei, senza e con utilizzo del mezzo di contrasto, eseguiti con diversi protocolli di acquisizione.

Tra tutte le indagini diagnostiche di TC, nello studio sono state prese in considerazione quelle che erano presenti in numero superiore a 5, sulle quali sono stati effettuati i calcoli statistici. Tutti i restanti, presenti in numero uguale o inferiore a 5, non sono stati ritenuti significativi per il perseguimento degli obiettivi dello studio.

Per quanto riguarda invece la mammografia, sono stati presi in considerazione gli esami diagnostici effettuati in tutto l'anno 2019, da gennaio fino a dicembre. Dopo la pulizia dei dati, è stato ottenuto un campione di studio pari a **11039** pazienti totali.

All'interno di tale campione di studio sono presenti sia mammografie diagnostiche bilaterali, sia quelle monolaterali, con e senza proiezioni aggiuntive 3D di tomosintesi. Tali esami sono stati opportunamente divisi per eseguire i calcoli statistici e sono state così ottenute:

442	Mammografie monolaterali senza tomosintesi
9968	Mammografie bilaterali senza tomosintesi
39	Mammografie monolaterali con tomosintesi
590	Mammografie bilaterali con tomosintesi

### 5.3.3 Parametri di analisi

Per l'analisi dei dati è stato utilizzato Microsoft Excel, il software di foglio di calcolo su cui erano presenti tutti i dati relativi ai diversi pazienti e alle diverse apparecchiature. Come suddetto, questi dati comprendono: l'anagrafica del paziente e i relativi codici numerici identificativi, i dati identificativi dell'esame diagnostico, il device con cui esso è stato eseguito,

i dati dosimetrici per ogni paziente e ulteriori informazioni sulla tipologia di esposizione.

Per mezzo di Excel, il quale fornisce una panoramica ben organizzata di tutte queste informazioni, è stato possibile fare la pulizia dei dati e, in secondo luogo, dividerli opportunamente ed eseguire tutte le operazioni.

Per quanto riguarda la TC, i calcoli sono stati fatti sul valore di DLP di tutti i pazienti che si sono sottoposti a delle determinate indagini radiologiche.

I parametri che sono stati analizzati sono:

- Massimo
- Minimo
- Media
- Mediana
- 75° percentile

Per gestire una così ingente mole di dati sono state utilizzate Tabelle Pivot.

La Tabella Pivot è in grado di fornire, per ogni Local Study Description, ovvero il nomenclatore da RIS per ogni esame diagnostico (come ad esempio: Angio TC aorta addominale, o TC addome completo senza e con contrasto, ecc.), il conteggio, il massimo, il minimo e la media dei DLP relativi a tutti i pazienti che si sono sottoposti a quella determinata indagine. Avendo i dati già divisi, sono stati calcolati manualmente anche la mediana e il 75° percentile, che la tabella Pivot non fornisce automaticamente. Dunque, per ogni distretto anatomico e per ogni diversa tipologia di indagine, sono stati ottenuti: conteggio, massimo, minimo, media, mediana e 75° percentile dei DLP, prendendo in considerazione tutti i DLP di tutti i pazienti che si erano sottoposti a quella specifica indagine radiologica.

Successivamente, utilizzando una nuova tabella Pivot, i dati sono stati organizzati sia per Local Study description, sia dividendoli per apparecchiature. Ciò vale a dire che, oltre ad essere già divisi per tipologia di esame diagnostico in base al loro nomenclatore, i diversi esami sono stati a loro volta suddivisi per ogni TC con cui sono stati eseguiti. Per ogni esame

con ogni singola apparecchiatura, sono stati nuovamente calcolati: conteggio, minimo, massimo, media, mediana e 75° percentuale.

Infine, sempre utilizzando una Tabella Pivot, è stata fatta un'ulteriore distinzione per protocollo, in quanto ogni esame di ogni distretto, che ha un suo specifico nomenclatore da RIS (come ad es. Angio TC aorta toracica), può essere eseguito con protocolli diversi, che hanno delle differenze più o meno significative tra loro in ogni apparecchiatura, e che variano anche da apparecchiatura ad apparecchiatura (ad esempio per l'angio TC dell'aorta toracica troviamo: Cuore\_Flash o Politrauma Body, o DE\_Angio\_Aorta e molti altri).

Nuovamente, per ogni protocollo sono stati calcolati: conteggio, massimo, minimo, media, mediana e 75° percentile.

Per quanto riguarda la mammografia, una volta fatta la pulizia dei dati, questi sono stati divisi manualmente in modo da avere quattro diverse tipologie di esame, distinte in base alla regione target e al tipo di proiezioni (2D o 3D). In questo modo, sono stati ottenuti quattro compartimenti:

- mammografie monolaterali dx o sn senza proiezioni aggiuntive 3D di tomosintesi,
- mammografie bilaterali senza tomosintesi,
- mammografie monolaterali con tomosintesi,
- mammografie bilaterali con tomosintesi.

Questa divisione è stata fatta nonostante nelle linee guida la mammografia venga inserita all'interno della I classe di dose (con dose efficace <1), senza fare distinzioni.

Per quanto riguarda questa tecnica di imaging, tutti i calcoli sono stati eseguiti sul valore di AGD.

Dopo aver diviso le quattro sezioni, per ognuna, per mezzo delle operazioni Excel, sono stati manualmente calcolati: conteggio, minimo, massimo,

media, mediana e 75° percentile dei valori di AGD. In questo caso non sono state utilizzate Tabelle Pivot.

Una volta ottenuti i diversi parametri statistici sia dei valori di DLP, sia di quelli di AGD, per tutte le divisioni sopracitate, questi sono stati convertiti in dose efficace (espressa in mSv).

Per quanto riguarda la Tomografia Computerizzata, la conversione in dose efficace è stata effettuata moltiplicando i vari parametri statistici dei valori di DLP, ottenuti dalle suddette operazioni, per gli opportuni coefficienti di conversione, che variano per le differenti tipologie di esame, in quanto la dose efficace tiene conto della diversa radiosensibilità degli organi e dei tessuti irradiati.

Sono state create delle tabelle in cui vengono mostrati, per ogni tipologia di indagine radiologica, o per ogni apparecchiatura, o ancora per ogni protocollo, il massimo, il minimo, la media, la mediana e il 75° percentile dei valori di DLP e di seguito il valore di dose efficace e la corrispondente classe di dose, ricavata in base alle linee guida della tabella estratta dalla GU 2/5/2005 dell'Accordo Stato Regioni n.281 del 28 ottobre 2004 "Linee guida per la diagnostica per immagini".

Per quanto riguarda la divisione in apparecchiature e quella in protocolli, tutti i dati sono stati analizzati, ma la conversione in dose efficace e in classe di dose è stata fatta solamente per gli esami e i protocolli più popolosi, che sono poi stati riportati nelle suddette tabelle.

Di seguito (Tab. 11) sono riportati tutti i coefficienti, per ogni tipologia di esame, che sono stati utilizzati per la conversione del DLP in dose efficace:

<b>Local study description</b>	<b>Coefficiente 2003</b>	<b>Coefficiente 2011</b>
Angio-TC aorta addominale	0,015	0,02
Angio-TC aorta addominale e arterie renali	0,015	0,02
Angio-TC aorta toracica	0,014	0,027

Angio-TC aorta toraco addominale	0,015	0,02
Angio-TC circolo intracranico	0,0021	0,002
Angio-TC degli arti inferiori	0,004	0,004
Angio-TC di aorta addominale e arti inferiori	0,015	0,02
Angio-TC degli arti superiori	0,004	0,004
Angio-TC delle arterie renali	0,015	0,02
Angio-TC polmonare	0,014	0,027
Angio-TC vasi epiaortici	0,014	0,027
Coronarografia TC	0,015	0,02
Entero TC dell'intestino tenue	0,014	0,027
TC addome completo (senza contrasto)	0,015	0,02
TC addome completo (senza e con contrasto)	0,015	0,02
TC addome inferiore (senza contrasto)	0,015	0,02
TC addome inferiore (senza e con contrasto)	0,015	0,02
TC addome superiore (senza contrasto)	0,015	0,02
TC addome superiore (senza e con contrasto)	0,015	0,02
TC anca (senza contrasto)	0,015	0,02
TC arto inferiore (senza contrasto)	0,004	0,004
TC arto inferiore (senza e con contrasto)	0,004	0,004
TC arto superiore (senza contrasto)	0,004	0,004
TC arto superiore (senza e con contrasto)	0,004	0,004
TC avambraccio (senza contrasto)	0,004	0,004
TC bacino (senza contrasto)	0,015	0,02
TC bacino (senza e con contrasto)	0,015	0,02
TC caviglia (senza contrasto)	0,004	0,004
TC caviglia (senza e con contrasto)	0,004	0,004
TC cerebrale (senza contrasto)	0,0021	0,002
TC cerebrale (senza e con contrasto)	0,0021	0,002
TC collo (senza contrasto)	0,0059	0,0057
TC collo (senza e con contrasto)	0,0059	0,0057
TC colonna cervicale (senza contrasto)	0,0059	0,0057



TC colonna cervicale (senza e con contrasto)	0,0059	0,0057
TC colonna dorsale (senza contrasto)	0,014	0,027
TC colonna dorsale (senza e con contrasto)	0,014	0,027
TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto)	0,015	0,02
TC colonna lombo-sacrale (senza e con contrasto)	0,015	0,02
TC cuore (senza contrasto)	0,014	0,027
TC cuore (senza e con contrasto)	0,014	0,027
TC femore (senza contrasto)	0,015	0,02
TC gamba (senza contrasto)	0,004	0,004
TC ghiandole salivari (senza e con contrasto)	0,0021	0,002
TC ginocchio (senza contrasto)	0,004	0,004
TC gomito (senza contrasto)	0,004	0,004
TC mano (senza contrasto)	0,004	0,004
TC massiccio facciale (senza contrasto)	0,0021	0,002
TC massiccio facciale (senza e con contrasto)	0,0021	0,002
TC orecchio (senza e con contrasto)	0,0021	0,002
TC piede (senza contrasto)	0,004	0,004
TC piede (senza e con contrasto)	0,004	0,004
TC polso (senza contrasto)	0,004	0,004
TC polso (senza e con contrasto)	0,004	0,004
TC seni paranasali (senza contrasto)	0,0021	0,002
TC seni paranasali (senza e con contrasto)	0,0021	0,002
TC spalla (senza contrasto)	0,015	0,02
TC spalla (senza e con contrasto)	0,015	0,02
TC torace (senza contrasto)	0,014	0,027
TC torace (senza e con contrasto)	0,014	0,027
TC torace ad alta risoluzione	0,014	0,027
Uro-TC	0,015	0,02

**Tabella 11.** Coefficienti di conversione in dose efficace relativi all'anno 2003 e 2011.

Per quanto riguarda la mammografia invece, la dose efficace è stata ottenuta moltiplicando i valori di AGD per l'opportuno coefficiente di conversione, in particolare: **0,12** (Tab. 12). Infatti, il coefficiente non varia per i quattro diversi tipi di esame mammografico che sono stati valutati.

Tissue	$w_T$	$\sum w_T$
Bone marrow, colon, lung, stomach, <b>breast</b> , remainder tissues*	<b>0.12</b>	0.72
Gonads	0.08	0.08
Bladder, oesophagus, liver, thyroid	0.04	0.16
Bone surface, brain, salivary glands, skin	0.01	0.04

\*Remainder tissues: mean of doses to adrenals, extrathoracic region, gallbladder, heart, kidneys, lymphatic nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate, small intestine, spleen, thymus, and uterus/cervix.

**Tabella 12.** Pubblicazione 103 (ICRP, 2007a) fattori di ponderazione per i tessuti.

In base al valore di dose efficace ottenuto, è stata assegnata ad ogni tipologia di esposizione l'opportuna classe di dose, sul fondamento delle stesse linee guida utilizzate per la TC.

Nella mammografia, viene esaminato un solo organo, il quale è anche considerato come l'organo a rischio per quella stessa indagine radiologica, poiché è molto sensibile alle radiazioni ionizzanti.

In questo caso, la dose efficace non risulta essere la quantità dosimetrica più appropriata e rappresentativa, ma sarebbe più opportuno utilizzare quantità di dose misurabili registrate dall'apparecchiatura (come l'AGD) al fine di semplificare il processo di registrazione ed evitare l'uso di approssimazioni e fattori di aggiustamento non necessari.

In quei casi in cui l'imaging radiologico è limitato principalmente a un'area anatomica, come appunto nella mammografia, devono essere utilizzate stime della dose per organi o tessuti invece della dose efficace, insieme a stime dei rischi specifici per organo/tessuto. Dunque, la valutazione dell'AGD risulta essere più rappresentativa rispetto alla conversione in dose efficace.

## **CAPITOLO 6**

### **RISULTATI**

In questo capitolo sono mostrati i risultati ottenuti dalle operazioni eseguite sui valori di DLP per quanto riguarda la Tomografia Computerizzata e di AGD per quanto concerne la mammografia. Saranno mostrati, in primo luogo, i parametri statistici (massimo, minimo, media, mediana e 75° percentile) ottenuti per i valori di DLP e AGD e, in secondo luogo, le tabelle di conversione di tali parametri statistici in dose efficace e in classe di dose con le relative osservazioni.

#### **6.1 TC – Calcolo di DLP secondo parametri statistici**

Nella tabella sottostante (Tab. 13), sono mostrati i risultati dei calcoli effettuati sui valori di DLP al fine di ottenere i diversi parametri statistici.

Sono rappresentati tutti gli esami che erano presenti in numero superiore a 5, per un totale di 50 tipologie di indagine.

Gli esami più frequenti sono:

- Angio-TC aorta toracica,
- Angio-TC polmonare,
- Coronarografia TC,
- TC addome completo (senza contrasto),
- TC addome completo (senza e con contrasto),
- TC cerebrale (senza contrasto),
- TC cerebrale (senza e con contrasto),
- TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto),
- TC torace (senza contrasto),
- TC torace (senza e con contrasto).

Come si può osservare nella Tabella 13 (sotto), l'intervallo tra i valori minimi e massimi è ampio in quasi tutte le indagini, ad eccezione della TC orecchio (senza contrasto), in cui è di 84,2 mGycm.

La media e la mediana non corrispondono, in quanto la media risulta quasi sempre superiore alla mediana, tranne in tre casi: TC orecchio, TC piede dx e URO-TC. In alcune indagini, però, i due valori si avvicinano molto, ad esempio nella TC collo (senza contrasto), nella TC mano dx, nella TC orecchio, nella TC spalla dx, nella TC piede dx e sn.

Il 75° percentile risulta quasi sempre superiore alla media, tranne nel caso della TC bacino (senza e con contrasto), nella TC caviglia dx, nella TC collo (senza e con contrasto), nella TC cuore (senza contrasto) e nella TC polso sx.

<b>Local study description</b>	<b>Cont. DLP</b>	<b>Max. DLP</b>	<b>Min. DLP</b>	<b>Media DLP</b>	<b>Mediana DLP</b>	<b>75° Percentile DLP</b>
Angio-TC aorta addominale	137	4388,5	16,1	968,3	735,9	1227,6
Angio-TC aorta toracica	197	5214,9	37,2	798,8	473,9	1193,3
Angio-TC aorta toraco addominale	135	5912,9	90,8	834,3	360,6	1173,1
Angio-TC circolo intracranico	101	5049,1	135,5	1823,8	1596,2	2236,5
Angio-TC degli arti inferiori	48	6056,7	94,4	1009,2	667,3	1372,2
Angio-TC di aorta addominale e arti inferiori	25	5548,3	207,2	1484,8	818,7	2494,1
Angio-TC polmonare	210	5071,8	29,9	875	640,6	941
Angio-TC vasi epiaortici	50	7625,1	165,6	1902,5	1477,7	1958,6
Coronarografia TC	258	3402,1	21,3	435,4	336	580,7

Entero TC dell'intestino tenue	13	2486,6	235,1	784,2	558,1	971,6
TC addome completo (senza contrasto)	377	5965,7	179,1	863,1	607,3	982,3
TC addome completo (senza e con contrasto)	1643	11830,3	2,6	2032	1780,9	2588,3
TC addome inferiore (senza e con contrasto)	19	4555,8	196,2	1676,3	1525,9	2256,5
TC addome superiore (senza e con contrasto)	39	9089,5	301,6	2222	1634,2	2721,6
TC anca dx (senza contrasto)	8	1350	314,7	757,8	658	936,9
TC anca sx (senza contrasto)	10	1065	340	638,2	573,8	830,8
TC arto inferiore sx (senza contrasto)	9	1719,7	107,1	506,2	268,9	559,9
TC bacino (senza contrasto)	156	3759,0	40,9	694,1	565	768,8
TC bacino (senza e con contrasto)	15	8191,3	345	1700,5	1524,6	1680,1
TC caviglia dx (senza contrasto)	10	933,9	54,6	321,5	201,6	315,9
TC caviglia sx (senza e con contrasto)	8	1040,6	198,7	498,6	346,9	724,1
TC cerebrale (senza contrasto)	4875	10908,7	1,7	1143	971,2	1342,5

TC cerebrale (senza e con contrasto)	561	6563,5	203,1	1533,6	1160,5	1961,4
TC collo (senza contrasto)	13	1584,2	271	656,7	608	733,3
TC collo (senza e con contrasto)	189	7405,6	198,3	1939,5	1583,7	1654,3
TC colonna cervicale (senza contrasto)	144	4669,3	87,4	849,3	574	1218,8
TC colonna dorsale (senza contrasto)	97	2605,7	146,8	1025,9	948,6	1431,4
TC colonna lombo- sacrale (senza contrasto)	270	4436,4	103,5	888,6	782,2	1164,7
TC cuore (senza contrasto)	19	702,1	22,7	75,6	34,2	45,7
TC cuore (senza e con contrasto)	155	5524,2	7	464,3	265,6	600,2
TC gamba dx (senza contrasto)	10	1423,8	39,5	674,8	559,9	1187,9
TC ginocchio dx (senza contrasto)	64	2261	55,5	562,3	348,3	712
TC ginocchio sx (senza contrasto)	42	1483,9	64,8	525,4	460	709,7
TC gomito dx (senza contrasto)	14	1360,5	71,6	426,8	357,6	447,5
TC gomito sx (senza contrasto)	21	1360,5	71,6	413,8	357,6	467,1

TC mano dx (senza contrasto)	7	250,9	92,3	168,3	145,8	221,8
TC massiccio facciale (senza contrasto)	173	3429,7	23,8	755,7	498,8	1217,3
TC massiccio facciale (senza e con contrasto)	20	3552,6	151,7	1303,5	844,3	1904,2
TC orecchio (senza contrasto)	14	184,3	100,1	138,7	142,5	156,5
TC piede dx (senza contrasto)	17	794,1	124,5	341	347,1	396,1
TC piede sx (senza contrasto)	15	859,2	84,4	284,6	247	318
TC polso dx (senza contrasto)	9	586,9	42,9	285,2	143,7	496,4
TC polso sx (senza contrasto)	15	3893,2	48,4	596	226,7	559,9
TC seni paranasali (senza contrasto)	104	1145,4	36,2	202,8	158,1	234,8
TC spalla dx (senza contrasto)	44	2269,4	97,9	643,3	581,5	670,1
TC spalla sx (senza contrasto)	27	1333,3	152,6	553,8	529,9	658,7
TC torace (senza contrasto)	817	4824,9	2,6	616,1	428,4	729,8
TC torace (senza e con contrasto)	3622	8691,1	13	2027,8	1803,1	2876,9
TC torace ad alta risoluzione	155	4128,2	36,6	645,7	457,4	1047,4

Uro-TC	8	2697,1	656,3	1502,9	1647,9	1787,2
--------	---	--------	-------	--------	--------	--------

**Tabella 13.** Parametri statistici (conteggio, massimo, minimo, media, mediana, 75° percentile) dei valori di DLP per i diversi esami diagnostici, calcolati per ogni local study description.

Andando a distinguere per apparecchiatura (Tab. 14), si nota che, in molti casi, anche per gli esami più frequenti, alcune apparecchiature vengono usate in modo molto sporadico e spesso i valori si discostano dalla media, mediana e 75° percentile del totale.

L'intervallo tra i massimi e i minimi è ampio, e all'interno di questi due parametri si nota una certa variabilità. Nella maggior parte dei casi, lo scostamento tra la media e la mediana risulta del tutto simile a quello tra la media e il 75° percentile.

Local study description + Device	Cont. DLP	Max. DLP	Min. DLP	Media DLP	Mediana DLP	75° Percentile DLP
Angio-TC aorta addominale	137	4388,5	16,1	968,3	735,9	1227,6
-CVCT64	1	4388,5	4388,5	4388,5	4388,5	4388,5
-Revolution CT	22	3874,2	772,3	2330,8	2225,3	2824,9
-Siemens Force	114	2000,3	16,12	675,3	615,1	917,2
Angio-TC aorta toracica	197	5214,9	37,2	798,8	473,9	1193,3
-CVCT64	2	1864,2	571	1217,6	1217,6	1540,9
-Revolution CT	28	5214,9	371	1690,7	1397,2	2381,1
-Siemens Force	165	3829,6	37,2	625,5	367,3	1033,6
-Philips16	2	2594,8	1775,6	2185,2	2185,2	2390
Angio-TC aorta toraco-addominale	135	5912,9	90,8	834,3	360,6	1173,1
-Revolution CT	18	5912,9	1538,7	2750,4	2460,9	3203,4
-Siemens Force	117	2836,8	90,8	539,5	272,1	710,2
Angio-TC circolo intracranico	101	5049,1	135,5	1823,7	1596,2	2236,5
-GE660	31	3659,4	135,5	1345,2	1418,4	1634,0
-Revolution CT	58	5049,1	243,6	2175,2	1993	3236
-Siemens Force	12	4261	162,6	1361,6	1166,8	1591,3



Angio-TC degli arti inferiori	48	6056,7	94,4	1009,2	667,3	1372,2
-GE CT16	1	318,7	318,7	318,7	318,7	318,7
-CVCT64	1	2891,9	2891,9	2891,9	2891,9	2891,9
-Revolution CT	15	6056,7	675,2	2067	1707,3	2260,2
-Siemens Force	31	1116,8	94,4	458,9	400,1	703,1
Angio TC di aorta addominale e arti inferiori	25	5548,1	207,2	1484,8	818,7	2494,1
-CVCT64	2	3775,2	2609,7	3129,4	3192,4	3483,8
-Revolution CT	6	5548,3	1708,7	3365,2	3266,6	3851
-Siemens Force	17	1456,9	207,2	620,2	468,1	818,7
Angio-TC polmonare	210	5071,8	29,9	875	640,6	941
-CVCT64	1	454,1	454,1	454,1	454,1	454,1
-Revolution CT	196	5071,8	166,2	900	652	956,2
-Siemens Force	11	786,6	29,9	298,9	308,2	381
-Philips16	2	2277,9	1346,3	1812,1	1812,1	2045
Angio-TC vasi epiaortici	50	7625,1	165,6	1902,5	1477,7	1958,6
-GE660	25	4244,9	448,4	1420	1408,8	1682,8
-Revolution CT	18	7625,1	667,6	2673,4	1942,6	3425,8
-Siemens Force	7	3728,9	165,6	1643,4	1398,1	1777,7
Coronarografia TC	258	3402,1	21,3	435,4	336	580,7
-Revolution CT	4	234,5	163,2	197,3	195,7	226,4
-Siemens Force	254	3402,1	21,3	439,1	343	586,1
Entero TC dell'intestino tenue	13	2486,6	235,1	784,2	558,1	971,6
-CVCT64	7	1231,7	235,1	533,9	535,5	569,1
-Siemens Force	5	1398,4	379,8	794,1	770	971,6
-Philips16	1	2486,6	2486,6	2486,6	2486,6	2486,6
TC addome completo (senza contrasto)	377	5965,7	179,1	863,1	607,3	982,3
-GE CT16	19	3333,1	806,7	1642,2	1259,6	2351
-CVCT64	55	2747,6	250,3	865,1	662,5	1013,9
-Revolution CT	253	5965,7	179,1	840,9	583,9	907,9
-Siemens Force	37	2016,4	190,6	570,6	377,3	597,3
-Philips 16	13	2670,9	564,5	981,5	726,9	1118,2

TC addome completo (senza e con contrasto)	1643	11830,3	2,6	2032	1780,9	2588,3
-GE CT16	267	5021,9	597,9	2527,2	2501,83	3039,7
-CVCT64	366	7553,3	220,4	2258	2001,5	2860,8
-Revolution CT	692	11830,3	2,6	2034,6	1695,1	2458,5
-Siemens Force	254	6622,6	42	1174,9	1123,92	1432,4
-Philips 16	64	4233,4	413,4	2047,1	2071,4	2496,9
TC addome inferiore (senza e con contrasto)	19	4555,8	196,2	1676,3	1525,9	2256,5
-GE CT16	3	1981,4	1317,8	1714	1842,7	1912
-CVCT64	3	3425,1	1105,7	2205,2	2084,6	2754,9
-Revolution CT	10	4555,8	196,2	1621,2	1424,4	2247,9
-Siemens Force	1	840,4	840,4	840,4	840,4	840,4
-Philips16	2	2428,4	611,3	1519,8	1519,8	1974,1
TC addome superiore (senza e con contrasto)	39	9089,5	301,6	2222	1634,2	2721,6
-GE CT16	1	339,43	339,4	339,4	339,4	339,4
-CVCT64	20	9089,5	301,6	2710,3	2338,4	3368,5
-Revolution CT	10	4454,3	1282,2	2256,5	1665	2837,7
-Siemens Force	4	1300,1	411,2	832,7	809,7	1002,5
-Philips16	4	1929,1	937,2	1554,1	1675	1828,7
TC anca dx (senza contrasto)	8	1350	314,7	757,8	658	936,9
-CVCT64	5	1350	314,7	698,5	590,1	831,1
-Revolution CT	3	1254,2	596,1	856,7	719,9	987,1
TC anca sx (senza contrasto)	10	1065	340	638,2	573,8	830,8
-GE660	2	1065	657,8	861,4	861,415	963,2
-CVCT64	4	832,9	340	502,7	418,95	575,6
-Revolution CT	3	992,11	435,9	750,8	824,46	908,3
-Siemens Force	1	395,5	395,5	395,5	395,5	395,5
TC arto inferiore sx (senza contrasto)	9	1719,7	107,1	506,2	268,9	559,9
-GE660	2	680,9	669,7	675,3	675,3	678,1

-GE CT16	1	153,6	153,6	153,6	153,6	153,6
-CVCT64	1	729	729	729	729	729
-Revolution CT	4	1719,7	107,1	567,4	221,4	631,6
-Siemens Force	1	390,8	390,8	390,8	390,8	390,8
TC bacino (senza contrasto)	156	3759	40,9	694,1	565	768,8
-GE660	23	3221,8	224,6	812,9	641,4	974,7
-GE CT16	12	1877,4	248,8	1343,8	1353,4	1705
-CVCT64	19	3759	247,9	817,3	625,2	899,3
-Revolution CT	75	2184,6	253,2	651,5	571,2	721
-Siemens Force	21	667,9	40,9	284,1	255,1	318
-Philips16	6	704,2	320	516,4	520,2	590,8
TC bacino (senza e con contrasto)	15	8191,3	345	1700,6	1524,6	1680,1
-CVCT64	6	1645,3	606,5	918	809,6	873,8
-Revolution CT	4	8191,3	1524,6	3459,3	2061,34	3853,6
-Siemens Force	2	1890,3	345	1117,7	1117,7	1504
TC caviglia dx (senza contrasto)	10	933,9	54,6	321,5	201,6	315,9
-GE660	2	183,4	160,2	171,8	171,8	177,6
-GE CT16	2	933,9	733,1	833,5	833,5	883,7
-CVCT64	1	322,2	322,2	322,2	322,2	322,2
-Revolution CT	4	296,9	54,6	180,9	186	239
-Siemens Force	1	158,8	158,8	158,8	158,8	158,8
TC caviglia sx (senza contrasto)	8	1040,6	198,7	498,6	346,9	724,1
-GE660	1	370,1	370,1	370,1	370,1	370,1
-GE CT16	1	712,6	712,6	712,6	712,6	712,6
-CVCT64	2	314,8	270,1	292,5	292,5	303,6
-Revolution CT	4	1040,6	198,7	580,4	541,1	829
TC cerebrale (senza contrasto)	4875	10908, 7	1,7	1143	971,2	1342,5
-GE660	917	3574,4	436,8	1059,7	976,3	1069,9
-GE CT16	60	2009,8	214,1	607	579,7	740,3
-CVCT64	17	3773,6	366,3	1171,8	958,7	1099,3
-Revolution CT	3456	10908, 7	1,7	1199	973,3	1507,6
-Siemens Force	344	3786,7	361,8	850,5	796,29	916,7
-Philips16	81	2240,7	432,9	1330,9	1151	1491,8

TC cerebrale (senza e con contrasto)	561	6563,5	203,1	1533,6	1160,5	1961,4
-GE660	158	6563,5	561	1934,1	1799,2	2218,1
-GE CT16	17	964,4	472,6	730,4	720,8	799,32
-CVCT64	60	1703,9	203,1	831,4	831,4	949,1
-Revolution CT	153	6390,8	241,2	1792,5	1498,5	2387,5
-Siemens Force	76	6309,3	352,8	1363,2	1214	1601
-Philips16	97	3442,2	902,5	1181,7	1113	1177
TC collo (senza contrasto)	13	1584,2	271	656,7	608	733,3
-GE660	2	1196,5	596,4	896,5	896,5	1046,5
-CVCT64	3	608	271	390,5	292,5	450,2
-Revolution CT	5	1584,2	357,7	772,9	733,3	762,4
-Siemens Force	1	341,1	341,1	341,1	341,1	341,1
-Philips16	2	702,8	664	683,4	683,4	693,1
TC collo (senza e con contrasto)	189	7405,6	198,3	1939,5	1583,7	1654,3
-GE660	44	6825,5	301	2512,1	2348,2	333,9
-GE CT16	36	4339,5	198,3	2140,6	2236,8	2818,4
-CVCT64	57	7405,6	392,2	1986,1	1500,7	2755,3
-Revolution CT	11	5184,7	816,5	1969,5	1291	1633,8
-Siemens Force	28	2290,9	203,9	922,2	915	1269,5
-Philips16	13	2806,8	393	1636,7	1578,9	2207,5
TC colonna cervicale (senza contrasto)	144	4669,3	87,4	849,3	574	1218,8
-GE660	78	2974,6	87,4	629,2	421,4	589,2
-GE CT16	2	579,7	429,3	504,5	504,5	542,1
-CVCT64	1	2275,8	2275,8	2275,8	2275,8	2275,8
-Revolution CT	40	4669,3	431,9	1326,8	1248,9	1576,4
-Siemens Force	22	1684,4	258,1	680,9	541,7	913,7
-Philips16	1	1877,3	1877,3	1877,3	1877,3	1877,3
TC colonna dorsale (senza contrasto)	97	2605,7	146,8	1025,9	948,6	1431,4
-GE660	57	2363,2	146,8	1111,8	963,2	1599,6
-CVCT64	1	1431,4	1431,4	1431,4	1431,4	1431,4
-Revolution CT	16	2605,7	209,1	1111,1	844	1844
-Siemens Force	22	1769,3	159,8	741,2	605,5	983
-Philips16	1	626,4	626,4	626,4	626,4	626,4
TC colonna lombo-sacrale	270	4436,4	103,5	888,6	782,2	1164,7

(senza contrasto)						
-GE660	166	3876,1	183,3	1028,8	1023,1	1280,5
-GE CT16	2	818,5	573	695,74	695,7	757,1
-CVCT64	4	1126,8	566,3	755,8	665	851,4
-Revolution CT	31	1646,4	103,5	613,3	547,4	779,5
-Siemens Force	66	4436,4	168,5	686	502,1	847,9
-Philips16	1	435,4	435,4	435,4	435,4	435,4
TC cuore (senza contrasto)	19	702,1	22,7	75,7	34,2	45,7
-Siemens Force	19	702,1	22,7	75,7	34,2	45,7
TC cuore (senza e con contrasto)	155	5524,2	7	464,3	265,6	600,2
-Revolution CT	2	261,5	152,7	207,1	27,1	234,3
-Siemens Force	153	5524,2	7	467,7	268,4	600,4
TC gamba dx (senza contrasto)	10	1423,8	39,5	674,8	559,9	1187,9
-GE660	4	1423,8	188,3	935,6	1065,1	1341,9
-CVCT64	4	1312	232,7	623,7	475,1	814,6
-Revolution CT	2	471,1	39,5	255,3	255,3	363,2
TC ginocchio dx (senza contrasto)	64	2261	55,5	562,3	348,3	712
-GE660	8	2261	55,5	742,3	612,5	825
-GE CT16	10	1840,3	68,6	888,8	1047,8	1258,8
-CVCT64	20	1990	280,5	769,3	600,3	913,5
-Revolution CT	22	415,6	113,2	222,2	189,4	277,8
-Siemens Force	3	302,5	98,1	176,5	128,7	215,6
-Philips16	1	360,1	360,1	360,1	360,1	360,1
TC ginocchio sx (senza contrasto)	42	1483,9	64,8	525,4	460	709,7
-GE660	4	730,3	659,9	694,9	694,7	715,1
-GE CT16	7	1483,9	64,8	1089,8	1240,3	1358,2
-CVCT64	16	908,1	241,7	503,8	472,26	697,4
-Revolution CT	13	581,9	136,6	224,7	204,4	221,4
-Siemens Force	1	519,5	519,5	519,5	519,5	519,5
-Philips16	1	155,1	155,1	155,1	155,1	155,1
TC gomito dx (senza contrasto)	14	1360,5	71,6	426,8	357,6	447,5
-CVCT64	4	361,2	141,7	250,3	249,2	301,7

-Revolution CT	9	1360,5	71,6	543,5	441,4	526,1
-Philips16	1	83,5	83,5	83,5	83,5	83,5
TC gomito sx (senza contrasto)	21	1360,5	71,6	413,8	357,6	467,1
-GE660	2	520	124,4	322,2	322,2	421,1
-GE CT16	3	912,4	87,1	460,1	380,8	646,6
-CVCT64	8	2108,3	119,8	876,1	727,6	1242,6
-Revolution CT	8	713,8	168,5	336,8	282,1	384,2
TC mano dx (senza contrasto)	7	250,9	92,3	168,3	145,8	221,8
-GE660	1	83,4	83,4	83,4	83,4	83,4
-GE CT16	1	238	238	238	238	238
-CVCT64	2	250,9	92,3	171,6	171,6	211,2
-Revolution CT	3	145,8	110,2	130,4	135,1	140,5
-Siemens Force	1	205,6	205,6	205,6	205,6	205,6
TC massiccio facciale (senza contrasto)	173	3429,7	23,8	755,7	498,8	1217,3
-GE CT16	7	805,4	278,6	513,9	521	571,8
-CVCT64	2	1072,1	183,1	627,6	627,6	849,8
-Revolution CT	81	3429,7	118	1246,7	1243,632	1613,3
-Siemens Force	79	1233,8	23,8	267,1	12,27	281,3
-Philips16	4	1771	422,5	950,3	457,1	1303,8
TC massiccio facciale (senza e con contrasto)	20	3552,6	151,7	1303,5	844,3	1904,2
-GE CT16	2	866,3	154,6	510,4	510,4	688,4
-Revolution CT	5	3552,6	1093,6	2681,4	2864,9	3369,2
-Siemens Force	13	2244,9	151,71	895,6	696,2	1093,4
TC orecchio (senza contrasto)	14	184,3	100,1	138,7	142,5	156,5
-GE660	12	166,3	101	138,1	142,5	155,9
-Siemens Force	2	184,3	100,1	142,2	142,2	162,3
TC piede dx (senza contrasto)	17	794,1	124,5	341	347,1	396,1
-GE660	3	406,7	230,34	340,7	385,2	396
-GE CT16	2	794,1	347,1	570,6	570,6	682,3
-CVCT64	5	435,7	198,6	348,8	364,1	396,1
-Revolution CT	6	689	124,5	294	194,9	350,8
-Siemens Force	1	125,2	125,2	125,2	125,2	125,2

TC piede sx (senza contrasto)	15	859,2	84,4	284,6	247	318
-GE660	3	355,4	216,9	277,9	261,4	308,4
-GE CT16	3	859,2	84,4	385	211,6	535,4
-CVCT64	3	384,3	209,5	320,4	367,8	376,1
-Revolution CT	6	280,5	158,4	219,8	217,8	258,5
TC polso dx (senza contrasto)	9	586,9	42,9	285,3	143,7	496,4
-GE660	2	496,4	450,9	473,7	473,7	485
-CVCT64	3	586,9	42,9	252,6	128,1	357,5
-Revolution CT	2	537,4	72,6	305	305	421,2
-Siemens Force	2	143,7	108,3	126	126	134,8
TC polso sx (senza contrasto)	15	3893,2	48,4	596	226,7	559,9
-GE660	5	3893,2	466,7	1416,8	1074,2	1089,6
-CVCT64	7	340,2	72,6	158,5	111,6	193,6
-Revolution CT	1	138,5	138,5	138,5	138,5	138,5
-Siemens Force	2	559,5	48,4	304	304	431,7
TC seni paranasali (senza contrasto)	104	1145,4	36,2	202,8	158,1	234,8
-GE660	82	1145,4	94,5	203,4	127,7	235,9
-Siemens Force	22	499,6	36,2	200,5	189,7	219,2
TC spalla dx (senza contrasto)	44	2269,4	97,9	643,3	581,5	670,1
-GE660	4	1606,3	318,8	718,9	475,2	810,6
-GE CT16	13	833,7	97,9	553,2	580,1	639,6
-CVCT64	15	2269,4	334,5	767,7	573,2	916,4
-Revolution CT	11	883,9	209,3	554,7	607,5	640,4
-Philips16	1	620,4	620,4	620,4	620,4	620,4
TC spalla sx (senza contrasto)	27	1333,3	152,6	553,8	529,9	658,7
-GE660	2	783,9	351,2	567,5	567,5	675,7
-GE CT16	5	692,4	367,7	518,6	495,1	59
-CVCT64	6	697,2	460,2	586,2	587	656,9
-Revolution CT	14	1333,3	152,6	550,5	512,1	648,2
TC torace (senza contrasto)	817	4824,9	2,6	616,1	428,4	729,8

-GE660	66	1582,3	188	647	479,1	992,7
-GE CT16	94	1361,4	85,7	606,4	592,2	690,5
-CVCT64	245	3664,1	93,8	715,8	549,6	989,4
-Revolution CT	222	4824,9	99,4	779,1	421,4	716,5
-Siemens Force	113	3504,5	2,6	183,8	88,7	151,8
-Philips16	77	2169,1	255,9	448,9	408,6	474,9
TC torace (senza e con contrasto)	3622	8691,1	13	2027,8	1803,1	2876,9
-GE660	221	7807,8	180,6	2326,3	1991,9	3189,9
-GE CT16	382	4800,4	85,9	2028,1	2082,2	2610,5
-CVCT64	878	8516,5	145,6	2019,9	1698,8	2802,2
-Revolution CT	1267	8691,1	159,7	2500,9	2529,3	3635,8
-Siemens Force	496	6259,7	13,03	895,4	719,1	1310,2
-Philips16	378	6680,2	188,6	1771,8	1748	2345,4
TC torace ad alta risoluzione	155	4128,2	36,6	645,7	457,4	1047,4
-GE660	20	4128,2	189,6	774	406,2	793,9
-GE CT16	9	1290,6	707	948,1	876,7	1146,5
-CVCT64	64	1754,7	101,7	846,6	970,6	1223,6
-Revolution CT	10	583,4	192,9	329,8	297,6	373,5
-Siemens Force	26	1584,9	36,6	250,1	134,6	290,2
-Philips16	26	1230	195,4	464,9	433,5	501,7
Uro-TC	8	2697,1	656,3	1502,9	1647,9	1787,2
-CVCT64	4	2697,1	1618,2	1988,5	1819,34	2087
-Revolution CT	2	1677,6	702,2	1189,9	1189,89	1433,7
-Siemens Force	2	1033,4	656,3	844,9	844,86	939,1

**Tabella 14.** Parametri statistici (conteggio, massimo, minimo, media, mediana, 75° percentile) dei valori di DLP per i diversi esami diagnostici in base al loro local study description, calcolati anche per ogni apparecchiatura con cui essi sono stati eseguiti.

Legenda per la tabella sovrastante:

- in nero sono riportati i valori di DLP senza fare una distinzione per apparecchiatura,
- in **arancione** sono riportati i valori di DLP per gli esami eseguiti con CT GE Optima 660,
- in **celeste** sono riportati i valori di DLP per gli esami eseguiti con CT GE LightSpeed Slice16,



- in **blu** sono riportati i valori di DLP per gli esami eseguiti con GE Lightspeed VCT 64,
- in **verde** sono riportati i valori di DLP per gli esami eseguiti con GE Revolution CT,
- in **viola** sono riportati i valori di DLP per gli esami eseguiti con la TC Siemens SOMATOM Force,
- in **rosso** sono riportati i valori di DLP per gli esami eseguiti con la Philips Brilliance CT16.

Nella tabella sottostante (Tab. 15) sono riportati i parametri statistici dei valori di DLP calcolati per ogni Local Study Description e anche singolarmente per ogni protocollo di acquisizione di quel dato esame. Sono riportati in tabella quelli relativi agli esami più popolosi.

Si osserva un numero elevato di protocolli per ogni indagine, alcuni anche corrispondenti a zone anatomiche diverse rispetto a quella esaminata. Si nota inoltre come un gran numero di protocolli abbia un campione di un solo paziente: in questi casi, i valori dei parametri statistici di DLP si discostano maggiormente dai valori totali per quella data indagine.

I protocolli più popolosi sono, invece, più coerenti con i valori totali e questi sono stati analizzati nel dettaglio mediante la conversione in dose in efficace e l'attribuzione della classe di dose.

Local study description + protocolli	Cont. DLP	Max. DLP	Min. DLP	Media. DLP	Mediana. DLP	75° percentile DLP
Angio-TC aorta toracica	197	5214,9	37,2	798,8	473,9	1193,3
POLITRAUMA BODY	2	3599,4	2781,6	3190,5	3190,5	3395
ANGIO TORACO ADDOMINALE GATED+HELICAL (TAVI)	3	1165,3	505,7	759,8	608,2	886,8

AORTA TORACO ADDOMINALE + VENOSA ASiR	1	1864,2	1864,2	1864,2	1864,2	1864,2
AORTA TORACICA 1.25 ASiR	1	571	571	571	571	571
CARDIO PZ ARITMICO	1	614,5	614,5	614,5	614,5	614,5
EMBOLIA POLMONARE + TOR/ADD MULTIFASICO	1	1952,3	1952,3	1952,3	1952,3	1952,3
EMBOLIA POLMONARE	2	862,3	371	616,7	616,7	739,5
TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE	1	2750,6	2750,6	2750,6	2750,6	2750,6
ANGIO TORACO ADDOMINALE FAST HELICAL NO GATING	17	5214,9	438,7	1794,2	1528,2	2355,5
ANGIO ARTI INFERIORI	1	1626,4	1626,4	1626,4	1626,4	1626,4
Angio_Arti_ Inferiori	1	974,1	974,1	974,1	974,1	974,1
Angio_Dinamica_ XL	1	1918,7	1918,7	1918,7	1918,7	1918,7
ANGIO/AORTA_ TORACIC_Bas. +2Fasi	1	1775,6	1775,6	1775,6	1775,6	1775,6
Cuore_Flash	2	294,6	137,8	216,2	216,2	255,4
Cuore_ Retrospettico	3	1350	450,9	836,6	708,8	1029,4
DE_Angio_Aorta	2	1067,6	821,9	944,7	944,7	1006,1
DE_Angio_Willis _e Perfusioni	1	2679	2679	2679	2679	2679
DE_Flash_ Embolia	3	275,7	70,3	191,3	277,9	251,8
DE_TorAdd_ BolusTest	1	1477,8	1477,8	1477,8	1477,8	1477,8
Flash_Angio_ Aorta	24	1886,9	37,2	671,3	576,7	1105,7
Flash_Angio_ Aorta_ECG_ Dissezione	49	3829,6	116,6	932	808,8	1309,5

Diastole						
Flash_Angio_Aorta_Toracica_ECG_Diastole	36	1138,6	49	292,4	191,6	323,3
Flash_Caudo_Craniale	1	1838,3	1838,3	1838,3	1838,3	1838,3
POLITRAUMI/TOR-ADD-PLVI_Bas+2Fasi	1	2594,8	2594,8	2594,8	2594,8	2594,8
TAVI_Flash_Sistole	39	1985,3	110	373,1	232,3	425
Tor_Add_Multifasico_TestBolus_TF	1	455,1	455,1	455,1	455,1	455,1
Triple_Rule_Out	1	1606,3	1606,3	1606,3	1606,3	1606,3
<b>Angio TC polmonare</b>	<b>210</b>	<b>5071,8</b>	<b>29,9</b>	<b>875</b>	<b>640,6</b>	<b>941</b>
TORACE STD	1	1284,2	1284,2	1284,2	1284,2	1284,2
EMBOLIA POLMONARE – ANGIO ENCEFALO	1	4087,9	4087,9	4087,9	4087,9	4087,9
EMBOLIA POLMONARE VD	8	302	207,2	247,8	248	264,9
EMBOLIA POLMONARE + TOR/ADD Multifasico	14	5071,8	720,3	2840,8	2804,9	3045,7
EMBOLIA POLMONARE	171	3382,4	166,3	738,3	639,9	860,5
TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE	1	3023,9	3023,9	3023,9	3023,9	3023,9
EMBOLIA POLMONARE 1.25/1.25 ASiR	1	454,1	454,1	454,1	454,1	454,1
DE_Flash_Embolia	8	381,1	29,9	242,0	287,1	336,9
Flash_Angio_Aorta	2	786,6	409,2	597,9	597,9	692,2
Torace_DE_Clinica	1	156,4	156,4	156,4	156,4	156,4
TORACE/	2	2277,9	1346,3	1812,1	1812,1	2045

EMBOLIA_POLM. +TORACE_BT						
<b>Coronarografia TC</b>	<b>258</b>	<b>3402,1</b>	<b>21,3</b>	<b>435,4</b>	<b>336</b>	<b>580,7</b>
CARDIO HiRes 100 kV BMI<28	3	234,5	163,2	188,5	167,8	201,2
TRO (DOLORE TORACICO) GATING CARDIACO	1	223,7	223,7	223,7	223,7	223,7
Cuore_Flash	112	1230,2	25,2	162,7	63	109,4
Cuore_ Prospettico	3	888,9	109,6	408	225,5	557,2
Cuore_ Retrospettico	125	3402,1	21,3	687,4	494,8	772,8
Cuore_ Retrospettico_ Aritmico	3	698,1	343,1	464,9	353,5	535,8
DE_Cuore_ Retrospettico	2	449,6	397,9	423,7	423,7	436,7
DE_FC_Torace	1	294,8	294,8	294,8	294,8	294,8
Flash_Angio_ Aorta_ECG_ Dissezione_ Diastole	1	275,5	275,5	275,5	275,5	275,5
Flash_Angio_ Aorta_Toracica _ECG_Diastole	1	219,2	219,2	219,2	219,2	219,2
TAVI_Flash_ Sistole	3	963,1	309,2	581,6	472,6	717,8
TAVI_ Retrospettico	1	443,7	443,7	443,7	443,7	443,7
Torace_sMdC	1	175,9	175,9	175,9	175,9	175,9
Triple_Rule_Out	1	763,7	763,7	763,7	763,7	763,7
<b>TC addome completo (senza contrasto)</b>	<b>377</b>	<b>5965,7</b>	<b>179,1</b>	<b>863,1</b>	<b>607,3</b>	<b>982,3</b>
SCHELETRO IN TOTO PER MIELOMA	2	2162,2	1470,4	1816,3	1816,3	1989,2
ANGIO ARTI INFERIORI ASiR	4	2964	500,5	2173,9	2165,6	2786,2
TORACE STD	1	1075,2	1075,2	1075,2	1075,2	1075,2

EMBOLIA POLMONARE + TOR/ADD MULTIFASICO	1	1305,3	1305,3	1305,3	1305,3	1305,3
SCELETRO IN TOTO PER MIELOMA 2016 ASiR	2	861	854,1	857,6	857,6	859,3
TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE	2	1552,7	280	716,3	716,3	934,5
ADDOME ONCOLOGICO STANDARD	9	1966,6	806,7	1128,1	959,8	1085,5
ADDOME COLICA RENALE	116	2485,8	179,1	603,6	555,5	720,5
FEGATO TRIFASICO (ARTERIOSA- PORTALE- TARDIVA) ASiR	18	2747,6	250,3	799,9	664,5	1046
TORACE ADDOME ONCOLOGICO STANDARD PROTOCOLLO	8	3333,1	1235,3	2357,5	2533,8	2869,1
ENTEROCLISMA TC ASiR	1	377,8	377,8	377,8	377,8	377,8
COLONSCOPIA VIRTUALE 0.625- 0.625 ASiR	2	2270,7	648,6	1459,7	1459,7	1865,2
ADDOME BASALE	89	5965,7	232,9	855,9	571,5	843,2
ADDOME SENZA MDC ASiR	23	2604	283,2	817,9	650,7	873,3
COLLO-TORACE- ADDOME	1	1259,6	1259,6	1259,6	1259,6	1259,6
UROTC con RIC> 3D addome + compress ureteri ASiR	1	592,5	592,5	592,5	592,5	592,5
ADDOME MULTIFASICO	40	3852,4	299,6	1380,4	1131,1	2044,7
ADDOME PELVI	1	929	929	929	929	929

DIRETTA PER CALCOLI RENALI ASiR	5	1001,2	361,7	622,2	484,2	848,9
BACINO	1	851,8	851,8	851,8	851,8	851,8
Addome	4	377,3	325	347,2	343,2	362,1
ADDOME/ ADDOME_NO_ MDC	4	1482,1	593	971,9	906,2	1209,2
ADDOME/ ADDOME_PER_ LITIASI	6	1380	564,5	791,9	693,2	820,3
ADDOME/ ADDOME_ TRIFASICO	2	2670,9	781,9	1726,4	1726,4	2198,6
DE_Addome	20	1419,8	190,6	441,3	348,3	484,5
DE_Addome_ Multifasico	4	2016,4	245,1	1093,2	1055,7	1541,3
DE_Addome_ Multifasico_ TestBolus	1	1827,9	1827,9	1827,9	1827,9	1827,9
DE_TA_TestB_61 _75KG	2	1186,5	254,6	720,5	720,5	953,5
DE_TA_TestB_ Mag75kg	1	564,3	564,3	564,3	564,3	564,3
DE_TorAdd_ BolusTest	1	268	268	268	268	268
Flash_Angio_ Aorta_ECG_ Dissecazione_ Diastole	1	572,4	572,4	572,4	572,4	572,4
Tor_Add_ Multifasico_ TestBolus_TF	1	969,8	969,8	969,8	969,8	969,8
Torace_Addome _ Oncologico	2	511,2	368,2	439,7	439,7	475,4
TORACE/TORACE _ADDOME_MDC	1	668,4	668,4	668,4	668,4	668,4
<b>TC addome completo (senza e con contrasto)</b>	<b>1643</b>	<b>11830, 3</b>	<b>2,6</b>	<b>2032</b>	<b>1780,9</b>	<b>2588,3</b>
ENCEFALO STD ASSIALE (RIC OSSO)	2	2806,8	958,7	1882,8	1882,8	2344,8

POLITRAUMA NEURO	2	4575,2	3382,5	3978,8	3978,8	4277
POLITRAUMA BODY	39	4966	620,3	2994,6	3195,4	3634
Addome per trauma 10aa	1	639,4	639,4	639,4	639,4	639,4
ADDOME PEDIATRICO NEURO	2	1816,2	774,4	1295,3	1295,3	1555,7
ADDOME 45KG	1	1074,6	1074,6	1074,6	1074,6	1074,6
COLLO-TORACE-ADDOME con pre e art.	2	3034,2	2378,2	2706,2	2706,2	2870,2
TORACE 2.5 ASiR	1	532,5	532,5	532,5	532,5	532,5
TORACE ONCOLOGICO STANDARD PROTOCOLLO	2	1731,9	612	1171,9	1171,9	1451,9
TORACE STD	2	660,4	464,1	562,3	562,3	611,4
AORTA torace + addome ASiR	1	1953,2	1953,2	1953,2	1953,2	1953,2
Add.Arterioso+ Torace+Add. Venoso	1	1569,3	1569,3	1569,3	1569,3	1569,3
EMBOLIA POLMONARE+ TOR/ADD Multifasico	3	3961,8	2206,6	3010	2861,6	3411,7
EMBOLIA POLMONARE	2	3647,8	201,2	1924,5	1924,5	2786,1
TORACE-ADDOME-PELVI (CON ARTERIOSA FEGATO) 2.5/2.5 ASiR	35	6413,2	636,2	2593,5	2210	3129,7
COLLO-TORACE-ADDOME SOLO VENOSA ASiR	1	1264,4	1264,4	1264,4	1264,4	1264,4
TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE	26	8355,9	1073,2	2680,5	2519,3	3342,6
ANGIO TORACO ADDOMINALE FAST HELICAL NO GATING	6	4205,3	1320,3	2656,6	2581,8	3137,9

ADDOME ONCOLOGICO STANDARD	118	5021,9	598,7	2593,8	2498,1	3112,7
ADDOME COLICA RENALE	6	2621,3	257,3	943,4	793	893,6
FEGATO TRIFASICO (ARTERIOSA-PORTALE-TARDIVA) ASiR	291	7553,3	233,9	2309,5	2079,4	2882,3
ADDOME PELVI DE VIVO	14	3759,2	697,5	2634,9	2854,9	3091,6
COLLO-TORACE-ADDOME	5	3088,9	1204	1937	1537,9	2637,6
TORACE ADDOME ONCOLOGICO STANDARD PRTOCOLLO	111	4618	597,9	2590,3	2584	3048
ENTEROCLISMA TC ASiR	6	824,2	220,4	471,1	447,4	611,9
TORACE ADDOME PER EMBOLIA	1	654	654	654	654	654
FEGATO QUADRIFASICO (ART PRECOCE-ART-PORTALE-TARDIVA) ASiR	1	939,6	939,6	939,6	939,6	939,6
FEGATO TRIFASICO	2	2118,2	1849,1	1983,6	1983,6	2050,9
ADDOME BASALE	15	2859,7	326,3	1368	1433,8	1809,4
ADDOME SENZA MDC ASiR	16	7340,1	354,4	1440,9	685,7	1727,8
ANGIO AORTA ADDOMINALE	18	3728,9	470	1780,4	1585,7	2301,5
UROTC con RIC> 3D TORACE/ ADDOME + compress ureteri ASiR	12	6428,7	1084,8	2425	2186,4	2638,8
AORTA ADDOMINALE + ARTI INFERIORI	1	676,6	676,6	676,6	676,6	676,6



ADDOME MULTIFASICO	564	11830,3	2,56	1951	1640	2267,1
ADDOME PELVI	7	3364,5	1723,4	2461,6	2583,1	2871,6
ANGIO ARTI INFERIORI	5	4396,3	2568,7	3465,2	3299,6	4041,1
AORTA ADDOMINALE Endoleak ASiR (Angio-Endoleak-Tardiva)	1	1765,8	1765,8	1765,8	1765,8	1765,8
CAVIGLIA-PIEDE	1	2305,3	2305,3	2305,3	2305,3	2305,3
Addome	3	850,4	279,3	591	643,2	746,8
Addome_Multifasico	21	2995	270,9	1307,2	1093,1	1641,6
Addome_Multifasico_TestBolus_TF	19	1770,8	537,4	1003,9	913,5	1185,4
ADDOME/ADDOME_NO_MDC	12	3072,5	413,4	1842,6	2179,6	2763
ADDOME/ADDOME_PER_LITIASI	1	685	685	685	685	685
ADDOME/ADDOME_QUADRIFASICO	1	2327,7	2327,7	2327,7	2327,7	2327,7
ADDOME/ADDOME_TRIFASICO	39	4233,4	511,2	2145,7	2078,5	2438,2
Angio_Arti_Inferiori	1	1129,1	1129,1	1129,1	1129,1	1129,1
DE_Add_BolusTest_40_60kg	1	1871,2	1871,2	1871,2	1871,2	1871,2
DE_Addome	16	1978,3	251,6	801,8	512,2	1272,1
DE_Addome_Multifasico	71	4629,5	196,5	1192,4	1173,5	1466,6
DE_Addome_Multifasico_TestBolus	4	1904,4	557,4	1263,2	1295,5	1857,3
DE_Entero_Multifasico	2	973,3	755,2	864,3	864,3	918,8
DE_TA_BolusT_40_60kg	1	847,3	847,3	847,3	847,3	847,3

DE_TA_BolusT_61_75kg	2	1484,1	1199,8	1341,9	1341,9	1413
DE_TA_BolusT_Mag75kg	1	1179,3	1179,3	1179,3	1179,3	1179,3
DE_TA_TestB_40_60kg	7	1405,8	962	1196	1262,9	1314
DE_TA_TestB_61_75kg	11	1442,6	967,5	1200,6	1214,6	1323
DE_TA_TestB_Mag75kg	25	6622,6	407,2	1734,8	1453,1	1632,9
DE_Torace_Addome_Salesi	2	90,7	42	66,4	66,4	78,5
DE_TorAdd_BolusTest	22	3096,2	617,2	1410,8	1199,1	1575
DE_TorAdd_Multifasico	1	502,3	502,3	502,3	502,3	502,3
Flash_Angio_Aorta	11	2241,1	543	938,8	799,7	930,2
Flash_Angio_Aorta_ECG_Dissezione_Diastole	4	1194,4	221,3	860,2	1012,5	1144
TAVI_Flash_Sistole	2	231,1	172,21	201,6	201,6	216,4
Tor_Add_Multifasico_TestBolus_TF	8	1632,8	514,4	978	987,2	1056,9
Torace_Addome_Multifasico	1	1526	1526	1526	1526	1526
Torace_Addome_Oncologico	2	510,2	71,9	291	291	400,6
Torace_Addome_Oncologico_Una_Fase	1	129	129	129	129	129
TORACE/TORACE_ADDOME_COLLO_MDC	3	1689,1	1239,5	1439,2	1388,9	1539
TORACE/TORACE_ADDOME_MDC	8	3162	1311	2235,8	2128,9	2861,9
TorAdd_Multifasico_DE_Clinica	15	2213,3 3	339	1153,4	907,7	1689,4
<b>TC cerebrale (senza contrasto)</b>	<b>4875</b>	<b>10908,7</b>	<b>1,7</b>	<b>1143</b>	<b>971,2</b>	<b>1342,5</b>

ENCEFALO ASSIALE 1.25 mm	587	3303	476,2	1042,2	987,2	1066,7
ENCEFALO ASSIALE 5mm/2.5mm	67	2481,6	535,1	1091,7	1015,6	1221,9
CRANIO SPINALE NON COLLABORANTE	36	2622,7	562,8	1368,5	1361,5	1798,7
ENCEFALO ASSIALE 0.625mm PROT.NCH	31	1822,2	737,5	927,9	893,2	990,3
ENCEFALO ASSIALE 5mm	165	1951,6	436,8	927,3	917,6	990,5
CRANIO SPINALE	9	2108,1	786,3	1350	1245,1	1611,1
CRANIO-CERVICALE SPIRALE	8	3063,3	933,2	2398	2445,9	2799,5
ENCEFALO – MASSICCIO FACCIALE	2	1360,1	1144,4	1252,3	1252,3	1306,2
POLIGONO WILLIS	2	2165,9	1184,8	1675,3	1675,3	1920,6
ORECCHIO SPIRALE	1	993,3	993,3	993,3	993,3	993,3
CAROTIDI + WILLIS	2	3574,4	1271,5	2422,9	2422,9	2998,6
CAROTIDI+WILLIS (ENCEFALO 5mm)	2	1741,3	1346,1	1543,7	1543,7	1642,5
CERVICALE	3	1582,5	1044,1	1250,6	1125,4	1353,9
TORACE BASALE	1	2545,5	2545,5	2545,5	2545,5	2545,5
LOMBARE SPIRALE	1	3371	3371	3371	3371	3371
ENCEFALO ADULTO axial 5mm stadiazione	6	922,1	712,7	777,1	740,9	814,5
ENCEFALO AX 5/5 ASIR	10	1386,6	366,3	917,2	929,2	1058,8
ENCEFALO STD ASSIALE (RIC OSSO)	2294	4582,1	1,72	935,4	892,4	973,4

MORTE CEREBRALE	1	3188,2	3188,2	3188,2	3188,2	3188,2
ENCEFALO CRANIOSTENOSI SPIRALE 0.625 ASiR	2	1026,1	955,7	990,9	990,9	1008,5
ENCEFALO AX 5/5 POLITRAUMA ASiR	2	1730,1	940	1335	1335	1532,6
ENCEFALO ELICOIDALE (ANCHE PER MASSICCIO E CERVICALE)	70	3500,9	670,5	1592,9	1537,5	1787,2
CRANIO PER MIELOMA 2016 ASiR	1	1382,1	1382,1	1382,1	1382,1	1382,1
ANGIO WILLIS	4	2425	1246	1789,3	1743,1	1915,1
POLITRAUMA (ENC-CERV) PROTOCOLLO TIPO PS ASiR	1	3773,6	3773,6	3773,6	3773,6	3773,6
STROKE	41	4039	801,5	1960,7	1917,7	2582,4
POLITRAUMA SCOUT UNICA	3	7369,8	6363,4	6750,6	6518,5	6944,2
POLITRAUMA NEURO	1022	10908,7	394,2	1685,8	1677	1874,1
POLITRAUMA BODY	3	2083,3	1446,6	1784,4	1823,4	1953,4
ENCEFALO ELICOIDALE (ANCHE PER MASSICCIO)	2	1879,7	1258,1	1568,9	1568,9	1724,3
NEURO BODY MISTO	3	7316	2291,2	4702	4498,9	5907,4
ENCEFALO SPIRALE + CERVICALE SPIRALE E PACCH. su spinale	2	2009,8	1053,4	1531,6	1531,6	1770,7
ENCEFALO PEDIATRICO	3	1029,9	726,5	903,5	954,1	992

ASSIALE dopo 12 anni						
ENCEFALO PEDIATRICO SPIRALE	1	476,7	476,7	476,7	476,7	476,7
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 0 a 6 mesi	6	326,8	214,1	269,2	261,4	286,9
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 6 mesi a 3 anni	7	479,4	271,8	372,3	330,8	463,1
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 4 a 6 anni	3	586,6	431,7	511	514,8	550,7
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 7 a 9 anni	7	836,4	542,1	688,7	693,2	807,7
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 9 a 12 anni	6	808	507,5	624,6	602,2	642,8
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 6 mesi a 4 anni	5	472,9	234,9	365,5	336,3	448,1
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 4 a 9 anni	1	583,9	583,9	583,9	583,9	583,9
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 9 a 12 anni	8	882,5	453,8	639,6	629,4	761,7
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE + CERVICALE SPIRALE TRAUMA	1	637	637	637	637	637

ENCEFALO SPIRALE + CERVICALE SPIRALE TRAUMA	3	1285,4	700,5	943,3	844,3	1064,7
MASSICCIO + COLLO VOLUMETRICO 2.5/1.25 ASiR	1	941,3	941,3	941,3	941,3	941,3
RACHIDE CERVICALE	4	2963,1	1484,3	2057,7	1891,8	2261,9
TORACE ADDOME PELVI + ENCEFALO	1	6261	6261	6261	6261	6261
ORECCHIO SPIRALE pediatrico	1	266,8	266,8	266,8	266,8	266,8
RACHIDE LOMBOSACRALE	1	1781,6	1781,6	1781,6	1781,6	1781,6
RACHIDE DORSO LOMBOSACRALE	6	3130,6	1311,8	2232,3	2195,8	2605,5
GINOCCHIO	1	173,3	173,3	173,3	173,3	173,3
Angio_Willis_e_ Perfusione	1	1145,6	1145,6	1145,6	1145,6	1145,6
DE_Encefalo	6	1166,3	465,3	791,9	764,9	844,4
DE_Encefalo_ Massiccio_Collo	1	2593,4	2593,4	2593,4	2593,4	2593,4
DE_Massiccio_ Collo	1	2005	2005	2005	2005	2005
Dorsale	1	1453,6	1453,6	1453,6	1453,6	1453,6
Encefalo	214	2745,2	361,8	771,3	729,9	902,4
Encefalo_Assiale	109	3786,7	686,9	956,5	870,8	936,4
Encefalo_ Bambino	1	743,9	743,9	743,9	743,9	743,9
Encefalo_MdC	5	1472,9	458,2	896,2	631,7	1423,2
Encefalo_NoN_ Collaborante	2	872,2	641,1	756,6	756,6	814,4
Massiccio_Collo	1	444,2	444,2	444,2	444,2	444,2
NEURORAD/ENC. _2/1.8_LOW_ DOSE	48	2240,7	432,9	1151,4	1115,8	1171,8
NEURORAD/ENC. _4.5mm_ASS._ LOW_DOSE	1	1189	1189	1189	1189	1189

NEURORAD/ENC +CERV.UNICA_ ACQUISIZ.	17	2229,2	1224,7	1921,6	1951,6	2071,9
NEURORAD/ TRAUMA_2/1.8_ LOW_DOSE	15	2136,9	989,3	1245	1118	1171,5
Rocche_Petrose	1	661,7	661,7	661,7	661,7	661,7
Torace_Addome _Multifascio	1	3452,1	3452,1	3452,1	3452,1	3452,1
<b>TC cerebrale (senza e con contrasto)</b>	<b>561</b>	<b>6563,5</b>	<b>203,1</b>	<b>1533,6</b>	<b>1160,5</b>	<b>1961,4</b>
ENCEFALO ASSIALE 1.25mm	118	6217,1	561	1836,8	1799,2	2093,5
ENCEFALO ASSIALE 5mm/ 2.5mm	6	6563,5	1465	2684,6	2079,2	2373,9
CRANIO SPINALE NON COLLABORANTE	4	2599,8	672,6	1635,2	1634,3	2546,5
ENCEFALO ASSIALE 0.625 mm PROT.NCH	2	1850,2	834,9	1342,5	1342,5	1596,3
ENCEFALO ASSIALE 5mm	18	4507,3	644,1	1648,7	1209,8	2034
CRANIO SPINALE	1	3952,4	3952,4	3952,4	3952,4	3952,4
ENCEFALO – MASSICCIO SPIRALE	1	1451,6	1451,6	1451,6	1451,6	1451,6
MASSICCIO COLLO TORACE ADDOME	4	5693,5	3479,8	4914,5	5242,4	5409,3
CAROTIDI+WILLIS (ENCEFALO 5mm)	2	1913,1	1310,9	1612	1612	1762,6
CERVICALE	1	2420,3	2420,3	2420,3	2420,3	2420,3
LOMBARE SPIRALE	1	3126,3	3126,3	3126,3	3126,3	3126,3
ENCEFALO ADULTO axial 5mm stadiazione	12	964,4	712,8	801,1	771,7	864,2
ENCEFALO AX 5/5 ASiR	58	1703,9	203,1	843,4	836,6	950,3

ENCEFALO STD ASSIALE (RIC OSSO)	72	3446,9	592,9	1250,7	973,3	1551,7
MORTE CEREBRALE	2	3382,4	2797,3	3089,9	3089,9	3236,1
ENCEFALO ELICOIDALE (ANCHE PER MASSICCIO E CERVICALE)	3	3240	1903	2400,1	2057,2	2648,6
ANGIO WILLIS	1	2457	2457	2457	2457	2457
STROKE	60	5520,3	241,2	2211,5	2182,6	3198,3
POLITRAUMA SCOUT UNICA	1	6390,8	6390,8	6390,8	6390,8	6390,8
POLITRAUMA NEURO	11	1969,4	785,1	1405,6	1344,8	1693,3
NEURO BODY Misto	2	4138,2	3869	4003,6	4003,6	4070,9
ENCEFALO PEDIATRICO SPIRALE	1	644,7	644,7	644,7	644,7	644,7
ENCEFALO PEDIATRICO assiale 5mm da 6 mesi a 3 anni	1	486,2	486,2	486,2	486,2	486,2
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 7 a 9 anni	1	472,6	472,6	472,6	472,6	472,6
ENCEFALO PEDIATRICO ASSIALE 5mm da 4 a 9 anni	1	483,3	483,3	483,3	483,3	483,3
MASSICCIO + COLLO VOLUMETRICO 2.5/1.25 ASiR	2	524,5	442,7	483,6	483,6	504,1
EMBOLIA POLMONARE + VASI EPIAORTICI	1	5810,8	5810,8	5810,8	5810,8	5810,8
ENCEFALO ADULTO AXIAL 5mm stadiazione	1	716,6	716,6	716,6	716,6	716,6
Angio_Willis_e_Perfusione	1	2580,2	2580,2	2580,2	2580,2	2580,2



Cervicale	1	1573,6	1573,6	1573,6	1573,6	1573,6
DE_Encefalo_Massiccio_Collo	1	5599,2	5599,2	5599,2	5599,2	5599,2
DE_Encefalo_MdC	1	1422,9	1422,9	1422,9	1422,9	1422,9
Encefalo	16	3160	352,8	874,1	572,4	826,3
Encefalo_Assiale	18	2742,5	362,5	1361,4	942,9	1983,6
Encefalo_MdC	35	1637,7	457,7	1234,8	1281,4	1484,8
Encefalo_NoN_Collaborante_MdC	2	2779,4	1629,9	2204,7	2204,7	2492,1
NEURORAD/ENC._2/1.8_LOW_DOSE	75	3442,2	947,7	1190,4	1120,3	1186,4
NEURORAD/TRAUMA_2/1.8_LOW_DOSE	22	2265,6	902,5	1152	1091,2	1133,4
Rachide_in_Toto	1	6309,3	6309,3	6309,3	6309,3	6309,3
<b>TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto)</b>	<b>270</b>	<b>4436,4</b>	<b>103,5</b>	<b>888,6</b>	<b>782,2</b>	<b>1164,7</b>
LOMBARE SPIRALE	157	3382,8	183,3	995,5	1021,2	1258
COLONNA IN TOTO	3	510,5	350,8	434,2	441,5	476
CERVICALE	4	2283,5	1290,5	1766,7	1746,4	2182,7
ENCEFALO ASSIALE 1.25mm	1	2228,5	2228,5	2228,5	2228,5	2228,5
TORACE-ADDOME-PELVI BIFASICO	1	3876,1	3876,1	3876,1	3876,1	3876,1
TORACE ONCOLOGICO STANDARD PROTOCOLLO	1	573	573	573	573	573
RACHIDE L/S PER DISCHI 0.625/0.625 SPIRALE ASiR	2	1126,8	570,4	848,6	848,6	987,7
RACHIDE LOMBOSACRALE	26	1646,4	103,5	606,8	516,9	789,9
RACHIDE LOMBARE SPIRALE	1	818,5	818,5	818,5	818,5	818,5

RACHIDE DORSO LOMBOSACRALE	5	1127	326,3	647,1	580,8	756,3
RACHIDE L/S PER DISCHI 0.625/0.625 NRX ASiR	1	759,6	759,6	759,6	759,6	759,6
BACINO 0.625/0.625 ASiR	1	566,3	566,3	566,3	566,3	566,3
DE_Lombare_Metallo	9	844,7	411,6	509,1	480,8	517,5
DE_Rachide_Edema	2	864,6	593	728,8	728,8	796,7
DE_Rachide_in_Toto_Metallo	1	1208,1	1208,1	1208,1	1208,1	1208,1
Lombare	47	1821,2	168,5	606,1	481,8	729,5
NEURORAD/ LOMB.SACR. SPIRALE	1	435,4	435,4	435,4	435,4	435,4
Rachide_in_Toto	7	4436,4	187,1	1362,9	1096	1273,3
<b>TC torace (senza contrasto)</b>	<b>817</b>	<b>4824,9</b>	<b>2,6</b>	<b>616,1</b>	<b>428,4</b>	<b>729,8</b>
TORACE BASALE	59	1305,9	188	623,4	466,8	991,2
TORACE CON MDC	4	924,6	283,4	567,6	531,1	716,1
TORACE ADDOME PELVI BIFASICO	2	1582,3	593,7	1088	1088	1335,2
HRCT AX 1.25/10	1	1471,4	1471,4	1471,4	1471,4	1471,4
ENCEFALO STD ASSIALE (RIC OSSO)	2	969,4	643,9	806,6	806,6	888
SCHELETRO IN TOTO PER MIELOMA	2	2214,3	989,4	1601,8	1601,8	1908,1
POLITRAUMA SCOUT UNICA	1	4133,8	4133,8	4133,8	4133,8	4133,8
POLITRAUMA BODY	34	4824,9	425,6	1977,1	1087,1	3285,8
TORACE PEDIATRICO OSSO	1	85,8	85,8	85,8	85,8	85,8
TORACE PEDIATRICO BIANCO	1	95,2	95,2	95,2	95,2	95,2

TORACE PEDIATRICO AZZURRO	1	85,7	85,7	85,7	85,7	85,7
TORACE PEDIATRICO VERDE	1	93,1	93,1	93,1	93,1	93,1
SPALLA 0.625/0.625 ASiR	1	3664,1	3664,1	3664,1	3664,1	3664,1
TORACE 2.5 ASiR	219	1555	93,8	639,7	508,4	929,8
TORACE ONCOLOGICO STANDARD PROTOCOLLO	72	893,9	336	588,2	575	663,5
TORACE STD	155	2375,7	99,4	420,9	347,1	470,7
EMBOLIA POLMONARE – ANGIO ENCEFALO	1	400,1	400,1	400,1	400,1	400,1
TORACE ADDOME PELVI + ENCEFALO	1	419,9	419,9	419,9	419,9	419,9
TORACE PROTOCOLLO	1	392,2	392,2	392,2	392,2	392,2
Add.Aterioso + Torace + Add.Venoso	1	3628,9	3628,9	3628,9	3628,9	3628,9
TOR ADD PEL MULTIFASE PZ NON COLLABORANTE	1	1788	1788	1788	1788	1788
HRCT AX 1.25/10 ASiR	4	1460,3	553	1167,7	1328,8	1375,8
HRCT protocollo standard	1	880,2	880,2	880,2	880,2	880,2
TORACE BASSA DOSE	2	365,8	236,3	301,1	301,1	333,4
EMBOLIA POLMONARE + TOR/ADD Multifasico	1	3126,7	3126,7	3126,7	3126,7	3126,7
SCHELETRO IN TOTO PER MIELOMA 2016 ASiR	4	1690,1	1114,2	1425,2	1448,3	1677,4

EMBOLIA POLMONARE	6	1203,8	203,1	556,8	534,8	626,9
TORACE- ADDOME-PELVI (CON ART. FEGATO) 2.5/2.5 ASiR	12	2785,2	377,7	1260,9	943,8	1952,9
COLLO-TORACE- ADDOME SOLO VENOSA ASiR	2	1887,4	370,9	1129,1	1129,1	1508,3
TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE	13	2788,7	239,5	1280,5	716,5	2458,7
ANGIO TORACO ADDOMINALE FAST HELICAL NO GATING	2	2788,7	422,1	1605,4	1605,4	2197
TORACE ADDOME ONCOLOGICO STANDARD	14	1317,3	433,3	802,7	680,1	1010,1
TORACE ADDOME PELVI DE VIVO	1	1361,4	1361,4	1361,4	1361,4	1361,4
ADDOME ONCOLOGICO STANDARD	1	416,7	416,7	416,7	416,7	416,7
ADDOME BASALE	1	525,8	525,8	525,8	525,8	525,8
BACINO	1	1075,3	1075,3	1075,3	1075,3	1075,3
BACINO 0.625/0.625 ASiR	1	659,7	659,7	659,7	659,7	659,7
DE_Addome_ Thorax_Child	1	162,6	162,6	162,6	162,6	162,6
DE_FC_Torace	4	199,9	8,6	79,1	54	114,6
DE_TA_TestB_ 40_60kg	1	491,3	491,3	491,3	491,3	491,3
DE_TA_TestB_ Mag75kg	1	3504,5	3504,5	3504,5	3504,5	3504,5
DE_Torace	1	93,7	93,7	93,7	93,7	93,7
DE_TorAdd_ BolusTest	1	2109,8	2109,8	2109,8	2109,8	2109,8
FC_Torace	1	58,5	58,5	58,5	58,5	58,5
Flash_Angio_ Aorta	3	352,8	222,8	274	246,5	299,7

Flash_Angio_Aorta_ECG_Dissezione_Diastole	1	547,3	547,3	547,3	547,3	547,3
Flash_Aorta_noMDC_ECG	1	185,8	185,8	185,8	185,8	185,8
Flash_CaScore	2	99,1	78,2	88,7	88,7	93,9
Tor_Add_Multifascio_TestBolus_TF	1	468,9	468,9	468,9	468,9	468,9
Torace_Addome_Oncologico	1	3051,8	3051,8	3051,8	3051,8	3051,8
Torace_DE_Clinica	29	473,4	40,5	147	121,4	167
Torace_Fibrosi_Cistica	37	205,5	2,6	27,8	24,5	31,7
Torace_MdC	2	144,2	121,5	132,9	132,9	138,5
Torace_NO_MdC	1	61,4	61,4	61,4	61,4	61,4
Torace_NO_MdC_LD	1	20,7	20,7	20,7	20,7	20,7
Torace_sMdC	23	379,9	20	114,2	102,4	135,9
TORACE/EMBOZIA_POLM.+TORACE_BT	10	685	306,8	422,7	399,1	420,2
TORACE/HRCT_AX+_VOL_MEDIASTINO	1	446,2	446,2	446,2	446,2	446,2
TORACE/TOR_MDC+_REC_POLMONE	1	929,4	929,4	929,4	929,4	929,4
TORACE/TOR_NO_MDC+_REC_POLMONE	61	690	255,9	406,4	406,5	464,9
TORACE/TORACE_ADDOME_MDC	4	2169,1	368,2	1044	819,3	1249
TorAdd_Multifascio_DE_Clinica	1	517,4	517,4	517,4	517,4	517,4
<b>TC torace (senza e con contrasto)</b>	<b>3622</b>	<b>8691,1</b>	<b>13</b>	<b>2027,8</b>	<b>1803,1</b>	<b>2876,9</b>
TORACE CON MDC	24	2671	249,6	1149,3	1119,4	1323,1

TORACE- ADDOME-PELVI BIFASICO	116	5560,4	434,4	2245,5	1992,9	3193
HRCT AX 1.25/10	1	1471,1	1471,1	1471,1	1471,1	1471,1
ADDOME-PELVI BIFASICO	5	7282,7	936,6	2579,6	1546,3	1715
ENCEFALO ASSIALE 1.25mm	7	7807,8	2648,3	3859,9	3009,4	3897,1
ENCEFALO ASSIALE 5mm/2.5mm	1	4201	4201	4201	4201	4201
MASSICCIO COLLO TORACE ADDOME	57	6844,9	854,4	2985,6	2833,6	3937
MASSICCIO- COLLO	2	2979,7	738,3	1859	1859	2419,3
TORACE BASALE	8	1124,1	180,6	818,9	994,6	1027,4
ENCEFALO AX 5/5 ASiR	3	2703,2	903,4	2081,3	2637,3	2670,2
ENCEFALO STD ASSIALE	2	1599,5	957,8	1278,6	1278,6	1439,1
POLITRAUMA (ENC-CERV) PROTOCOLLO TIPO PS ASiR	1	8516,5	8516,5	8516,5	8516,5	8516,5
POLITRAUMA SCOUT UNICA	3	7476,3	4629,2	6179,6	6433,4	6954,8
POLITRAUMA NEURO	3	3398,5	2754,1	3108,7	3173,5	3286
POLITRAUMA BODY	662	8154,8	300,4	3480,8	3470,9	4181,5
NEURO BODY misto	1	2935	2935	2935	2935	2935
TORACE PEDIATRICO BIANCO	1	114,7	114,7	114,7	114,7	114,7
TORACE ADDOME PACCHETTO UNICO PED	1	219,8	219,8	219,8	219,8	219,8
ADDOME PEDIATRICO AZZURRO	1	419,9	419,9	419,9	419,9	419,9

ADDOME PEDIATRICO ARANCIO	1	181,2	181,2	181,2	181,2	181,2
COLLO-TORACE- ADDOME	24	3266,5	748	2151	1934,5	2675,3
COLLO-TORACE- ADDOME con pre e art.	1	3180	784	2141,9	2210,5	2599,1
TORACE 2.5 ASiR	197	4710,5	145,6	848,6	851,2	1151,7
Exam#	77	3892,2	85,9	2142,4	2175,6	2614,4
TORACE ONCOLOGICO STANDARD PROTOCOLLO	50	1735,9	197,9	854,6	711,1	1216,2
TORACE STD	66	2537,6	180,3	685,4	569,3	784,5
ANGIO TORACO ADDOMINALE GATED+HELICAL (TAVI)	2	1752,6	1740,6	1746,6	1746,6	1749,6
TORACE ADDOME PELVI + ENCEFALO	1	1940,7	1940,7	1940,7	1940,7	1940,7
EMBOLIA POLMONARE VD	4	1031,3	228,4	537,1	444,3	688,3
COLLO TORACE	1	472,2	472,2	472,2	472,2	472,2
Add.Arterioso+ Torace+ Add.Venoso	5	2295,6	1433,5	1716,9	1610,1	1636,2
TOR ADD PEL MULTIFASE PZ NON COLLABORANTE	1	1739,8	1739,8	1739,8	1739,8	1739,8
HRCT AX 1.25/10 ASiR	2	1337,9	311,3	824,6	824,6	1081,3
HRCT protocollo standard	4	1014,3	960,5	989,4	991,4	1013,6
EMBOLIA POLMONARE + TOR/ADD Multifasico	35	4878,9	587,6	2351,2	2301,4	3081,8
EMBOLIA POLMONARE	279	4018,8	159,7	821,9	723,1	958
TORACE- ADDOME-PELVI (CON ARTERIOSA	597	8283,5	330,2	2444,7	2196,2	3206,5

FEGATO) 2.5/2.5 ASiR						
COLLO-TORACE- ADDOME SOLO VENOSA ASiR	30	3148	590,8	1494,2	1521,2	1730,1
EMBOLIA POLMONARE m	3	2021,9	950,7	1490,6	1499,2	1760,5
TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE	160	6907	307,5	2280,2	2111,2	2791
CARDIO HiRes 100kV BMI<28	1	1063,5	1063,5	1063,5	1063,5	1063,5
EMBOLIA POLMONARE 1.25/1.25 (CON VENOSA addome 2.5mm) ASiR	11	3258,3	304,8	1498,3	1178,4	2403,1
TRO 8DOLORE TORACICO) GATING CARDIACO	3	1409,9	370	971,5	1134,7	1272,3
ANGIO TORACO ADDOMINALE FAST HELICAL NO GATING	35	3554,2	645,2	2068	2233,8	2675,8
EMBOLIA POLMONARE 1.25/1.25	20	2558,8	180,2	1128	1145,1	1390,2
FEGATO TRIFASICO (ARTERIOSA- PORTALE- TARDIVA) ASiR	6	4616,1	1152,7	2841,6	3024,4	3693,7
TORACE ADDOME PELVI DE VIVO	50	4204,5	1463,2	2385,2	2355,8	2746,1
TORACE ADDOME ONCOLOGICO STANDARD PROTOCOLLO	144	4800,4	855,1	2367,1	2326	2786,6
TORACE ADDOME PELVI	20	3281,1	1168,3	2067,5	1882,9	2620,8



ADDOME ONCOLOGICO STANDARD	3	722,4	296,3	549,5	629,8	676,1
FEGATO QUADRIFASICO (ART PRECOCE-ART-PORTALE-TARDIVA) ASiR	1	2487,4	2487,4	2487,4	2487,4	2487,4
ADDOME SENZA MDC ASiR	4	7303,3	1033,7	2949,4	1730,2	3260,5
UROTC con RIC>3D TORACE/ ADDOME + compress ureteri ASiR	4	4163,3	1680,1	2924	2926,3	3263,9
UROTC con RIC>3D ADDOME + compress ureteri ASiR	2	1919,3	1535,6	1727,4	1727,4	1823,3
ADDOME PELVI	1	958,1	958,1	958,1	958,1	958,1
ANGIO ARTI INFERIORI	1	4360,7	4360,7	4360,7	4360,7	4360,7
RACHIDE DORSO LOMBARE	1	8691,1	8691,1	8691,1	8691,1	8691,1
BACINO	1	1498,9	1498,9	1498,9	1498,9	1498,9
CAVIGLIA PIEDE	1	484,4	484,4	484,4	484,4	484,4
ADDOME/ ADDOME NO MDC	3	1962,1	453,4	1012,5	622	1292
ADDOME/ ADDOME TRIFASICO	1	2434	2434	2434	2434	2434
ADDOME/ANGIO _AORTA_ADD_PZ _LARGE	1	2414	2414	2414	2414	2414
Cuore_Flash	2	73,8	13	43,4	43,4	58,6
Cuore_ Retrospettico	1	285,6	285,6	285,6	285,6	285,6
DE_Addome_ Multifasico	2	1568,1	991,6	1279,8	1279,8	1424
DE_Addome_ Thorax_Child	3	416,6	43,5	187,3	101,8	259,2
DE_Angio_Aorta	1	1187,5	1187,5	1187,5	1187,5	1187,5
DE_FI_Angio_ EndoLeak	1	1288,8	1288,8	1288,8	1288,8	1288,8

DE_Flash_Embolia	10	3909,7	14,6	674,8	313,8	500,4
DE_Flash_Angio_Embolia_Pediatrico	1	43,5	43,5	43,5	43,5	43,5
DE_Massiccio_Collo	1	109,5	109,5	109,5	109,5	109,5
DE_TA_BolusT_40_60kg	1	906,2	906,2	906,2	906,2	906,2
DE_TA_TestB_40_60kg	5	1453,8	1064,5	1240,9	1254,3	1293,3
DE_TA_TestB_61_75kg	17	2545,6	1038,4	1693,6	1659,3	1844,7
DE_TA_TestB_Mag75kg	27	4936,9	1070,3	2024,7	1770,4	2370,9
DE_Torace	8	413,9	73,9	193,7	183,3	227,8
DE_Torace_Addome_Salesi	15	417,6	43,1	187,6	171,1	252,7
DE_TorAdd_BolusTest	28	3689,2	622,3	1401,5	1192,1	1380,7
DE_TorAdd_Multifascio	10	3000,2	1093,3	1635,2	1474,2	1740
DEArt_TorAdd_Multifascio	5	3696	870,7	1691,8	1105,5	1693
DEArtTard_TorAdd_Multifascio	3	1199,6	1009	1133,7	1192,5	1196,1
Encefalo_Torace_Addome_Oncologico	3	4133,5	2546	3093,7	2601,5	3367,5
Flash_Angio_Aorta	10	1346,6	13,3	539,1	431,1	863,8
Flash_Angio_Aorta_ECG_Dissezione_Diastole	16	1328,8	152,1	738,8	812,7	1109,5
Flash_Angio_Aorta_Toracica_ECG_Diastole	19	755,8	38,6	298,1	200,2	400,1
POLITRAUMI/TOR.ADD.PLVI__Bas.+2Fasi	12	4643,5	439,4	1999,3	1757,9	1841,8
POLITRAUMI/TOR.ADD.PLVI__Basale+MDC	7	6680,2	796,8	3312,2	2475,3	4363,3

POLITRAUMI/ TORACE_ ADDOME_PELVI	7	2778,5	1031,1	1939,9	1968,5	2138,8
Sp_liv_per	1	2536,7	2536,7	2536,7	2536,7	2536,7
TAVI_Flash_ Sistole	22	1513,7	75,4	351,5	294,4	436,8
Tor_Add_ Multifasico_ TestBolus_TF	21	6259,7	726,7	1392,7	1085,9	1290,4
Torace_Addome _MF_Collo_ Oncologico	1	1174,8	1174,8	1174,8	1174,8	1174,8
Torace_Addome _Multifasico	4	1552,5	936,1	1249,5	1254,6	1435,1
Torace_Addome _Oncologico	26	1532,2	419,5	954,8	870,5	1218,6
Torace_DE_ Clinica	127	3022	62,8	348	289,4	395,8
Torace_HR	1	95,5	95,5	95,5	95,5	95,5
Torace_MdC	7	279,3	69,6	141,2	97,7	186,7
Torace_NO_MdC	1	49	49	49	49	49
Torace_sMdC	12	684	20,5	180	116,4	191,2
TORACE/ANGIO_ AORTA_ TOR/ADD	1	1981,8	1981,8	1981,8	1981,8	1981,8
TORACE/ EMBOLIA_POLM. +TORACE_BT	12	3715,5	374,5	1454,4	1055,1	1767,6
TORACE/HRCT_ AX+_VOL_ MEDIASTINO	1	517,2	517,2	517,2	517,2	517,2
TORACE/TOR+_ REC_POLMONE	1	395,9	395,9	395,9	395,9	395,9
TORACE/TOR_ MDC+_REC_ POLMONE	43	2770,6	315,3	967,7	786,9	1070,7
TORACE/TOR_NO _MDC+_REC_ POLMONE	32	3220,8	188,6	870,5	599	1038,9
TORACE/TORACE _ADDOME_ COLLO_MDC	34	3893,4	772,9	1919,7	1899,8	2241,8
TORACE/TORACE _ADDOME_MDC	220	4360,3	418,9	2012,2	1923,6	2440

TORACE/TORACE _MDC_PZ._ LARGE	3	2534,8	211,7	1108,9	580,1	1557,4
TorAdd_ Multifasico_DE_ Clinica	84	3262,8	371,4	1413	1324,5	17112,2

*Tabella 15. Parametri statistici (conteggio, massimo, minimo, media, mediana, 75° percentile) dei valori di DLP per gli esami diagnostici più popolosi in base al loro local study description, calcolati anche per ogni protocollo di acquisizione con cui essi sono stati eseguiti.*

## 6.2 Mammografia - Calcolo di AGD secondo parametri statistici

Nella tabella sottostante (Tab.16) si osserva come l'intervallo tra i valori minimi e massimi sia piuttosto ampio. La media e la mediana si avvicinano molto, nonostante la seconda risulti sempre un po' inferiore. Il 75° percentile si discosta dalla media poco più di quanto la media si discosta dalla mediana.

Local study description	Cont. AGD	Max. AGD	Min. AGD	Media AGD	Mediana AGD	75° Percentile AGD
1) Mammografia monolaterale	442	12,34	0,69	2,25	2,03	2,695
2) Mammografia bilaterale	9968	19,37	1,05	5,29	5,09	6,16
3) Mammografia monolaterale con tomosintesi	39	7,24	1,16	3,05	2,81	3,435
4) Mammografia bilaterale con tomosintesi	590	22,50	2,07	8,42	7,97	9,9375

*Tabella 16. Parametri statistici (conteggio, massimo, minimo, media, mediana, 75° percentile) dei valori di AGD dei 4 compartimenti in cui gli esami mammografici sono stati suddivisi.*

### **6.3 Conversione in dose efficace e determinazione della classe di dose**

In tutte le tabelle sotto riportate, gli esami diagnostici con dose efficace  $<1$  sono stati inseriti nella I classe di dose, quelli con dose efficace compresa tra 1 e 5 sono stati inseriti in II classe, quelli con una dose efficace compresa tra 5 e 10 sono stati inseriti in III classe e quelli con dose efficace  $>10$  sono stati inseriti nella IV classe di dose.

#### **6.3.1 TC**

1. Dati dosimetrici per i diversi esami diagnostici in base al loro *Local study description*.

Nella Tabella 17 (sotto) si evidenziano alcune variazioni tra le classi di dose. Nell'esame Angio-TC aorta addominale, la media e il 75° percentile risultano all'interno della IV classe di dose, mentre la mediana risulta in III classe per entrambi i coefficienti di conversione.

Nell'Angio-TC dell'aorta toracica, tutti i parametri statistici rientrano nella IV classe di dose, ad eccezione della mediana ottenuta impiegando il coefficiente di conversione del 2003, la quale risulta all'interno della III classe di dose.

Nell'Angio-TC dell'aorta toraco-addominale, la media e il 75° percentile risultano in IV classe, mentre la mediana in III classe.

Nell'Angio-TC degli arti inferiori, media e mediana rientrano all'interno della II classe di dose, mentre il 75° percentile risulta in III classe per entrambi i coefficienti di conversione.

Per i restanti esami si osserva coerenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		Angio-TC aorta addominale		Angio-TC aorta toracica		Angio-TC aorta toraco-addominale		Angio-TC circolo intracranico		Angio-TC arti inferiori		Angio-TC aorta add. e arti inf.	
MASSIMO		4388,5		5214,9		5912,9		5049,1		6056,7		5548,3	
MINIMO		16,1		37,7		90,8		135,5		94,4		207,2	
MEDIA		968,3		798,8		834,3		1823,8		1009,2		1484,8	
MEDIANA		735,9		473,9		360,6		1596,2		667,3		818,7	
75°PERCENTILE		1227,6		1193,3		1173,1		2236,5		1372,2		2494,1	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	73,0	88,7	73,0	140,8	88,7	118,3	10,6	10,1	24,2	24,2	83,2	111,0
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	0,5	1,4	0,5	1,0	1,4	1,8	0,3	0,3	0,4	0,4	3,1	4,1
		I	II	I	II	II	II	I	I	I	I	II	II
	MEDIA	11,2	12,5	11,2	21,6	12,5	16,7	3,8	3,6	4,0	4,0	22,3	29,7
	IV	IV	IV	IV	IV	IV	II	II	II	II	IV	IV	
MEDIANA	6,6	5,4	6,6	12,8	5,4	7,2	3,3	3,2	2,7	2,7	12,3	16,4	
	III	III	III	IV	III	III	II	II	II	II	IV	IV	
75° PERCENTILE	16,7	17,6	16,7	32,2	17,6	23,5	4,7	4,5	5,5	5,5	37,4	49,9	
	IV	IV	IV	IV	IV	IV	II	II	III	III	IV	IV	

**Tabella 17.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Nella Tabella 18 si nota una differenza nella mediana sia nell'Angio-TC polmonare, sia nell'Entero-TC dell'intestino tenue, sia nella TC addome completo (senza contrasto). In tutti e 3 i casi, impiegando il coefficiente del 2003 la mediana risulta all'interno della III classe di dose, mentre con quello del 2011 risulta in IV classe. Gli altri due parametri risultano all'interno della IV classe di dose.

Si evidenzia anche una differenza nel 75° percentile della Coronarografia TC ottenuto utilizzando il coefficiente del 2011, infatti, questo risulta nella IV classe di dose, mentre tutti gli altri parametri statistici per lo stesso esame risultano all'interno della III classe.

Nelle altre due indagini diagnostiche si osserva coerenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		Angio-TC polmonare		Angio-TC vasi epiaortici		Coronarografia TC		Entero-TC dell'intestino tenue		TC addome completo (senza contrasto)		TC addome completo (senza e con contrasto)	
MASSIMO		5071,8		7625,1		3402,1		2486,6		5965,7		11830,3	
MINIMO		29,9		165,6		21,3		235,1		179,1		2,6	
MEDIA		875,0		1902,5		435,4		784,2		863,1		2032,0	
MEDIANA		640,6		1477,7		336,0		558,1		607,3		1780,9	
75°PERCENTILE		941,0		1958,6		580,7		971,6		982,3		2588,3	
<b>DOSE EFFICACE</b>  <b>CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	71,0 IV	136,9 IV	106,7 IV	205,9 IV	51,0 IV	68,0 IV	34,8 IV	67,1 IV	89,5 IV	119,3 IV	177,4 IV	236,6 IV
	MINIMO	0,4 I	0,8 I	2,3 II	4,5 II	0,3 I	0,4 I	3,3 II	6,3 III	2,7 II	3,6 II	0,04 I	0,05 I
	MEDIA	12,2 IV	23,6 IV	26,6 IV	51,4 IV	6,5 III	8,7 III	11,0 IV	21,2 IV	12,9 IV	17,3 IV	30,5 IV	40,6 IV
	MEDIANA	9,0 III	17,3 IV	20,7 IV	39,9 IV	5,0 III	6,7 III	7,8 III	15,1 IV	9,1 III	12,1 IV	26,7 IV	35,6 IV
	75°PERCENTILE	13,2 IV	25,4 IV	27,4 IV	52,9 IV	8,7 III	11,6 IV	13,6 IV	26,2 IV	14,7 IV	19,6 IV	38,8 IV	51,8 IV

**Tabella 18.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Nei due casi riportati in Tabella 19 (sotto) si evidenzia coerenza tra le classi, infatti, tutti e tre i parametri statistici rientrano nella IV classe di dose per entrambi gli esami diagnostici.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME			
		TC addome superiore (senza e con contrasto)		Uro-TC	
1) MAX		9089,5		2697,1	
2) MIN		301,6		656,3	
3) MEDIA		2222,0		1502,9	
4) MEDIANA		1634,2		1647,9	
5) 75°PERCENTILE		2721,6		1787,2	
<b>DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE</b>	1) MASSIMO	136,3 <b>IV</b>	181,8 <b>IV</b>	40,5 <b>IV</b>	53,9 <b>IV</b>
	2)MINIMO	4,5 <b>II</b>	6,0 <b>III</b>	9,8 <b>III</b>	13,1 <b>IV</b>
	3) MEDIA	33,3 <b>IV</b>	44,4 <b>IV</b>	22,5 <b>IV</b>	30,1 <b>IV</b>
	4) MEDIANA	24,5 <b>IV</b>	32,7 <b>IV</b>	24,7 <b>IV</b>	33,0 <b>IV</b>
	5)75°PERCENTILE	40,8 <b>IV</b>	54,4 <b>IV</b>	26,8 <b>IV</b>	35,7 <b>IV</b>

**Tabella 19.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Facendo riferimento alla Tabella 20, nella TC anca dx, si osserva una differenza nella mediana ottenuta impiegando il coefficiente del 2003, la quale risulta all'interno della III classe di dose, mentre tutti gli altri parametri statistici risultano in IV classe.

Nella TC anca sx, si evidenziano differenze sia nella media, che risulta in III classe con il coefficiente del 2003 e in IV con quello del 2011, sia nella mediana, che risulta in II classe con il coefficiente del 2003 e in III con quello del 2011, sia nel 75° percentile, che risulta in III classe con il primo coefficiente e in IV con il secondo.



Per quanto riguarda la TC bacino (senza contrasto), si nota una differenza nella mediana, la quale, utilizzando il coefficiente del 2003, viene inserita in III classe. In tutti gli altri casi, tale esame risulta in IV classe.

Nelle altre tre indagini diagnostiche, si osserva coerenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC addome inferiore (senza e con contrasto)		TC anca dx (senza contrasto)		TC anca sx (senza contrasto)		TC arto inferiore sx (senza contrasto)		TC bacino (senza contrasto)		TC bacino (senza e con contrasto)	
MASSIMO		4555,8		1350,0		1065,0		1719,7		3759,0		8191,3	
MINIMO		196,2		314,7		340,0		107,1		40,9		345,0	
MEDIA		1676,3		757,8		638,2		506,2		673,5		1798,5	
MEDIANA		1525,9		658,0		268,9		268,9		556,3		1208,9	
75°PERCENTILE		2256,5		936,9		559,9		559,9		737,0		1758,8	
<b>DOSE EFFICACE</b>  <b>CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	68,3	91,1	20,25	27,0	14,9	19,8	6,9	6,9	56,4	75,2	122,9	163,8
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	III	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	2,9	3,9	4,7	6,3	5,1	6,8	0,4	0,4	0,6	0,8	5,2	6,9
		II	II	II	III	III	III	I	I	I	I	III	III
	MEDIA	25,1	33,5	11,4	15,2	9,6	12,8	2,0	2,0	10,1	13,5	27,0	36,0
	IV	IV	IV	IV	III	IV	II	II	IV	IV	IV	IV	
MEDIANA	22,9	30,5	9,9	13,2	4,0	5,4	1,1	1,1	8,3	11,1	18,1	24,2	
	IV	IV	III	IV	II	III	II	II	III	IV	IV	IV	IV
75°PERCENTILE	33,8	45,1	14,0	18,7	8,4	11,2	2,2	2,2	11,0	14,7	26,4	35,2	
	IV	IV	IV	IV	III	IV	II	II	IV	IV	IV	IV	IV

**Tabella 20.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Nella Tabella 21, si notano alcune differenze.

Nella TC caviglia destra, la media e il 75° percentile risultano in II classe, mentre la mediana rientra all'interno della I classe di dose.

Nella TC collo (senza e con contrasto), la media risulta all'interno della IV classe di dose, mentre gli altri due parametri rientrano nella III.

Per quanto riguarda gli altri quattro esami diagnostici, si osserva coerenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC caviglia dx (senza contrasto)		TC caviglia sx (senza contrasto)		TC cerebrale (senza contrasto)		TC cerebrale (senza e con contrasto)		TC collo (senza contrasto)		TC collo (senza e con contrasto)	
MASSIMO		933,9		1040,6		10908,7		6563,5		1584,2		7405,6	
MINIMO		54,6		198,7		1,72		203,1		271,0		198,3	
MEDIA		321,5		498,6		1143,0		1533,6		656,7		1939,5	
MEDIANA		201,6		346,9		971,2		1160,5		608,0		1583,7	
75°PERCENTILE		315,9		724,1		1342,5		1961,4		733,3		1654,3	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	3,7	3,7	4,2	4,2	22,9	21,8	13,8	13,1	9,3	9,0	43,7	42,2
		II	II	II	II	IV	IV	IV	IV	III	III	IV	IV
	MINIMO	0,2	0,2	0,8	0,8	0,004	0,003	0,4	0,4	1,6	1,5	1,2	1,1
		I	I	I	I	I	I	I	I	II	II	II	II
	MEDIA	1,3	1,3	2,0	2,0	2,4	2,3	3,2	3,1	3,9	3,7	11,4	11,0
	II	II	II	II	II	II	II	II	II	II	IV	IV	
MEDIANA	0,8	0,8	1,4	1,4	2,0	1,9	2,4	2,3	3,6	3,5	9,3	9,0	
	I	I	II	II	II	II	II	II	II	II	III	III	
75°PERCENTILE	1,3	1,3	2,9	2,9	2,8	2,7	4,1	3,9	4,3	4,2	9,8	9,4	
	II	II	II	II	II	II	II	II	II	II	III	III	

**Tabella 21.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Facendo riferimento alla Tabella 22, nella TC colonna cervicale (senza contrasto), si osserva una prima differenza nella media, in quanto questa risulta appena in III classe con il coefficiente del 2003 e in II classe con quello del 2011. La mediana risulta in II classe e il 75° percentile in III classe per entrambi i coefficienti di conversione.

Nella TC cuore (senza contrasto) la media risulta all'interno della II classe di dose, la mediana rientra invece nella I classe; si nota una variazione nel 75° percentile, a cui viene attribuita la I classe utilizzando il coefficiente del 2003 e la II classe impiegando quello del 2011.

Anche nella TC cuore (senza e con contrasto) si evidenziano alcune differenze: con il coefficiente del 2003, la media e il 75° percentile risultano in III classe, mentre la mediana in II. Utilizzando invece il coefficiente del 2011, la media e il 75° percentile risultano in IV classe, mentre la mediana in III.

Nelle altre tre indagini, si osserva coerenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC colonna cervicale (senza contrasto)		TC colonna dorsale (senza contrasto)		TC colonna lombosacrale (senza contrasto)		TC cuore (senza contrasto)		TC cuore (senza e con contrasto)		TC gamba dx (senza contrasto)	
MASSIMO		4669,3		2605,7		4436,4		702,1		5524,2		1423,8	
MINIMO		87,4		146,8		103,5		22,7		7,0		39,5	
MEDIA		849,3		1025,9		888,6		75,6		464,3		674,8	
MEDIANA		574,0		948,6		782,2		34,2		265,6		559,9	
75°PERCENTILE		1218,8		1431,4		1164,7		45,7		600,2		1187,9	
CLASSE DI DOSE EFFICACE	MASSIMO	27,5 IV	26,6 IV	36,5 IV	79,3 IV	66,5 IV	88,7 IV	9,8 III	19,0 IV	77,3 IV	149,1 IV	5,7 III	5,7 III
	MINIMO	0,5 I	0,5 I	2,0 II	4,0 II	1,5 II	2,1 II	0,3 I	0,6 I	0,1 I	0,2 I	0,1 I	0,1 I
	MEDIA	5,0 III	4,8 II	14,4 IV	27,7 IV	13,3 IV	17,8 IV	1,1 II	2,0 II	6,5 III	12,5 IV	2,7 II	2,7 II
	MEDIANA	3,4 II	3,3 II	13,3 IV	25,6 IV	11,7 IV	15,6 IV	0,5 I	0,9 I	3,7 II	7,2 III	2,2 II	2,2 II
	75°PERCENTILE	7,2 III	6,9 III	20,0 IV	38,6 IV	17,5 IV	23,3 IV	0,6 I	1,2 II	8,4 III	16,2 IV	4,7 II	4,7 II

**Tabella 22.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Non si evidenzia alcuna variazione nella classe di dose per i diversi parametri statistici di questi esami diagnostici (Tab.23).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC ginocchio dx (senza contrasto)		TC ginocchio sx (senza contrasto)		TC gomito dx (senza contrasto)		TC gomito sx (senza contrasto)		TC mano dx (senza contrasto)		TC massiccio facciale (senza contrasto)	
MASSIMO		2261,0		1483,9		1360,5		1360,5		250,9		3429,7	
MINIMO		55,5		64,8		71,6		71,6		92,3		23,8	
MEDIA		562,3		525,4		426,8		413,8		168,3		755,7	
MEDIANA		348,3		460,0		357,6		357,6		145,8		498,8	
75°PERCENTILE		712,0		709,7		447,5		467,1		221,8		1217,3	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	9,0	9,0	5,9	5,9	5,4	5,4	5,4	5,4	1,0	1,0	7,2	6,9
		III	III	III	III	III	III	III	III	II	II	III	III
	MINIMO	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4	0,05	0,05
		I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
	MEDIA	2,2	2,2	2,1	2,1	1,7	1,7	1,6	1,6	0,7	0,7	1,6	1,5
		II	II	II	II	II	II	II	II	I	I	II	II
MEDIANA	1,4	1,4	1,8	1,8	1,4	1,4	1,4	1,4	0,6	0,6	1,0	1,0	
	II	II	II	II	II	II	II	II	I	I	II	II	
75°PERCENTILE	2,8	2,8	2,8	2,8	1,8	1,8	1,9	1,9	0,9	0,9	2,5	2,4	
	II	II	II	II	II	II	II	II	I	I	II	II	

**Tabella 23.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Nella Tabella 24, per quanto riguarda la TC piede sinistro, la TC polso destro e la TC polso sinistro, si evidenziano differenze nella mediana, rispetto agli altri parametri statistici. Infatti, la media e il 75° percentile rientrano nella II classe di dose per tutte e tre le indagini, mentre la mediana risulta in I classe. Per i restanti esami diagnostici, si osserva coerenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC massiccio facciale (senza e con contrasto)		TC orecchio (senza contrasto)		TC piede dx (senza contrasto)		TC piede sx (senza contrasto)		TC polso dx (senza contrasto)		TC polso sx (senza contrasto)	
MASSIMO		3552,6		184,3		794,1		859,2		586,9		3893,2	
MINIMO		151,7		100,1		124,5		84,4		42,9		48,4	
MEDIA		1303,5		138,7		341,0		284,6		285,2		596,0	
MEDIANA		844,3		142,5		347,1		247,0		143,7		226,7	
75°PERCENTILE		1904,2		156,5		396,1		318,0		496,4		559,9	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	7,5 III	7,1 III	0,4 I	0,4 I	3,2 II	3,2 II	3,4 II	3,4 II	2,3 II	2,3 II	15,6 IV	15,6 IV
	MINIMO	0,3 I	0,3 I	0,2 I	0,2 I	0,5 I	0,5 I	0,3 I	0,3 I	0,2 I	0,2 I	0,2 I	0,2 I
	MEDIA	2,7 II	2,6 II	0,3 I	0,3 I	1,4 II	1,4 II	1,1 II	1,1 II	1,1 II	1,1 II	2,4 II	2,4 II
	MEDIANA	1,8 II	1,7 II	0,3 I	0,3 I	1,4 II	1,4 II	0,98 I	0,98 I	0,6 I	0,6 I	0,9 I	0,9 I
	75°PERCENTILE	4,0 II	3,8 II	0,3 I	0,3 I	1,6 II	1,6 II	1,3 II	1,3 II	2,0 II	2,0 II	2,2 II	2,2 II

**Tabella 24.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

Nella Tabella 25, per quanto riguarda la TC spalla destra, si osservano variazioni nella media e nella mediana, le quali, utilizzando il coefficiente del 2003 risultano in III classe, mentre utilizzando quello del 2011 risultano all'interno della IV classe di dose. Il 75° percentile risulta in IV classe per entrambi i coefficienti.

Nella TC spalla sinistra si riscontrano le stesse variazioni che si sono osservate nella TC spalla destra, con l'aggiunta del 75° percentile, il quale risulta anch'esso in III classe con il coefficiente del 2003 e in IV con quello del 2011.

Per quanto riguarda la TC torace (senza contrasto) e la TC torace ad alta risoluzione si riscontrano le medesime incongruenze: la media e la mediana vengono inserite in III classe se si impiega il coefficiente del 2003 e in IV classe adoperando quello del 2011. Il 75° percentile risulta in IV classe per entrambe le indagini ed entrambi i coefficienti di conversione.

Nelle altre due indagini si osserva coerenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC seni paranasali (senza contrasto)		TC spalla dx (senza contrasto)		TC spalla sx (senza contrasto)		TC torace (senza contrasto)		TC torace (senza e con contrasto)		TC torace ad alta risoluzione	
MAX		1145,4		2269,4		1333,3		4824,9		8691,1		4128,2	
MIN		36,2		97,9		152,6		2,6		13,0		36,6	
MEDIA		202,8		643,3		553,8		616,1		2027,8		645,7	
MEDIANA		158,1		581,5		529,9		428,4		1803,1		457,4	
75°PERCENTILE		234,8		670,1		658,7		729,8		2876,9		1047,4	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	2,4	2,3	34,0	45,4	20,0	26,7	67,5	130,3	121,7	234,7	57,8	111,5
		II	II	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	0,1	0,1	1,5	2,0	2,3	3,0	0,04	0,07	0,2	0,3	0,5	1,0
		I	I	II	II	II	II	I	I	I	I	I	II
	MEDIA	0,4	0,4	9,6	12,9	8,3	11,1	8,6	16,6	28,4	54,7	9,0	17,4
	I	I	III	IV	III	IV	III	IV	IV	IV	III	IV	
MEDIANA	0,3	0,3	8,7	11,6	7,9	10,6	6,0	11,6	25,2	48,7	6,4	12,3	
	I	I	III	IV	III	IV	III	IV	IV	IV	III	IV	
75°PERCENTILE	0,5	0,5	10,0	13,4	9,9	13,2	10,2	19,7	40,3	77,7	14,7	28,3	
	I	I	IV	IV	III	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	

**Tabella 25.** Parametri statistici di DLP con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

2. Dati dosimetrici per i diversi esami diagnostici in base al loro local study description, calcolati per ogni *apparecchiatura TC* con cui sono stati eseguiti.

Nonostante tutti i dati siano stati analizzati dividendoli per apparecchiature, l'analisi dettagliata della dose efficace e della classe di dose è stata fatta per gli esami più popolosi, quali:

- Angio-TC aorta toracica,
- Angio-TC polmonare,
- Coronarografia TC,
- TC addome completo (senza contrasto),
- TC addome completo (senza e con contrasto),
- TC cerebrale (senza contrasto),
- TC cerebrale (senza e con contrasto),

- TC colonna lombo sacrale (senza contrasto),
- TC torace (senza contrasto),
- TC torace (senza e con contrasto).

Per questa indagine diagnostica (Tab. 26, sotto), si osserva una certa coerenza nella classe di dose in tutte le apparecchiature, ad eccezione della Siemens SOMATOM Force, in cui, sia la media, sia la mediana, ottenute impiegando il coefficiente del 2003, risultano in III classe. Per tutte le altre apparecchiature, tutti e tre i parametri statistici del DLP risultano nella IV classe di dose.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		Angio-TC aorta toracica							
		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		1864,2		5214,9		5214,9		2594,8	
MINIMO		571,0		371,0		37,2		1775,6	
MEDIA		1217,6		1690,7		625,5		2185,2	
MEDIANA		1217,6		1397,2		367,3		2185,2	
75°PERCENTILE		1540,9		2381,1		1033,6		2390,0	
<b>DOSE EFFICACE</b>  <b>CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	26,1 <b>IV</b>	50,3 <b>IV</b>	73,0 <b>IV</b>	140,8 <b>IV</b>	73,0 <b>IV</b>	140,8 <b>IV</b>	36,3 <b>IV</b>	70,0 <b>IV</b>
	MINIMO	8,0 <b>III</b>	15,4 <b>IV</b>	5,2 <b>III</b>	10,0 <b>IV</b>	0,5 <b>I</b>	1,00 <b>II</b>	24,8 <b>IV</b>	47,9 <b>IV</b>
	MEDIA	17,0 <b>IV</b>	32,9 <b>IV</b>	23,7 <b>IV</b>	45,6 <b>IV</b>	8,7 <b>III</b>	16,9 <b>IV</b>	30,6 <b>IV</b>	59,0 <b>IV</b>
	MEDIANA	17,0 <b>IV</b>	32,9 <b>IV</b>	19,6 <b>IV</b>	37,7 <b>IV</b>	5,1 <b>III</b>	9,9 <b>IV</b>	30,6 <b>IV</b>	59,0 <b>IV</b>
	75°PERCENTILE	21,6 <b>IV</b>	41,6 <b>IV</b>	33,3 <b>IV</b>	64,3 <b>IV</b>	14,5 <b>IV</b>	27,9 <b>IV</b>	33,5 <b>IV</b>	64,5 <b>IV</b>

**Tabella 26: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. Angio-TC aorta toracica.

Nella tabella sottostante (Tab. 27) si evidenziano alcune variazioni.

Nella GE VCT64 Lightspeed, l'esame risulta all'interno della III classe di dose per tutti i parametri statistici; ciò è dato dal fatto che, con questa apparecchiatura, l'indagine è stata eseguita in un solo paziente.

Nella GE Revolution CT, l'indagine risulta in IV classe per tutti i parametri statistici, ad eccezione della mediana ottenuta per mezzo del coefficiente del 2003, la quale risulta in III classe.

Nella Siemens SOMATOM Force, la media e la mediana ottenute impiegando il coefficiente del 2003, rientrano all'interno della II classe di dose, mentre utilizzando quello del 2011, risultano in III classe. Il 75° percentile risulta in III classe utilizzando il coefficiente del 2003 e in IV classe utilizzando quello del 2011.

Nella Philips Brilliance CT16, tutti i parametri risultano all'interno della IV classe di dose, con un campione di 2 pazienti per questo esame diagnostico.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		Angio-TC polmonare							
		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		454,1		5071,8		786,6		2277,9	
MINIMO		454,1		166,2		29,9		1346,3	
MEDIA		454,1		900,0		298,9		1812,1	
MEDIANA		454,1		652,0		308,2		1812,1	
75°PERCENTILE		454,1		956,2		381,0		2045,0	
<b>DOSE EFFICACE</b> <b>CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	6,3	12,3	71,0	136,9	11,0	21,2	31,9	61,5
		III	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	6,3	12,3	2,3	4,5	0,4	0,8	18,8	36,3
		III	IV	II	II	I	I	IV	IV
	MEDIA	6,3	12,3	12,6	24,3	4,2	8,1	25,4	48,9
	III	IV	IV	IV	II	III	IV	IV	
MEDIANA	6,3	12,3	9,1	17,6	4,3	8,3	25,4	48,9	
	III	IV	III	IV	II	III	IV	IV	
75°PERCENTILE	6,3	12,3	13,4	25,8	5,3	10,3	28,6	55,2	
	III	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	

**Tabella 27: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. Angio-TC polmonare.

Tale indagine (Tab. 28), è stata eseguita con due apparecchiature.

Nella GE REVOLUTION CT si osserva totale coerenza nella classe di dose, in quanto tutti i parametri statistici rientrano all'interno della II classe.



Nella Siemens SOMATOM Force, tutti i parametri di DLP rientrano nella III classe di dose, ad eccezione del 75° percentile ottenuto impiegando il coefficiente del 2011, il quale risulta in IV classe.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		Coronarografia TC			
		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force	
MASSIMO		234,5		3402,1	
MINIMO		163,2		21,3	
MEDIA		197,3		439,1	
MEDIANA		195,7		343,0	
75°PERCENTILE		226,4		586,1	
<b>DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	3,5 II	4,7 II	51,0 IV	68,0 IV
	MINIMO	2,4 II	3,3 II	0,3 I	0,4 I
	MEDIA	2,9 II	3,9 II	6,6 III	8,8 III
	MEDIANA	2,9 II	3,9 II	5,1 III	6,9 III
	75°PERCENTILE	3,4 II	4,5 II	8,8 III	11,7 IV

**Tabella 28: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. Coronarografia TC.

Tale esame diagnostico (Tab. 29) oscilla tra la III e la IV classe di dose. Si osserva come con la VCT 64 GE Lightspeed c'è una variazione nella mediana, infatti questa risulta in III classe con il coefficiente del 2003 e in IV con quello del 2011. La medesima variazione si riscontra anche nella mediana della GE Revolution CT. La media e il 75° percentile risultano all'interno della IV classe di dose per entrambe le apparecchiature e per entrambi i coefficienti di conversione.

Per quanto riguarda la Siemens SOMATOM Force, si evidenziano variazioni nella media e nel 75° percentile, che rientrano nella III classe con il coefficiente del 2003 e risultano invece in IV classe con il coefficiente del 2011. La mediana, invece, rientra in III classe per entrambi i coefficienti.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		TC addome completo (senza contrasto)									
		GE Lightspeed slice16		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		3333,1		2747,6		5965,7		2016,4		2670,9	
MINIMO		806,7		250,3		179,1		190,6		564,5	
MEDIA		1642,2		865,1		840,9		570,6		981,5	
MEDIANA		1259,6		662,5		583,9		377,3		726,9	
75°PERCENTILE		2351,0		1013,9		907,9		597,3		1118,2	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	50,0	66,7	41,2	54,9	89,5	119,3	30,2	40,3	40,1	53,4
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	12,1	16,1	3,7	5,0	2,7	3,6	2,9	3,8	8,5	11,3
		IV	IV	II	III	II	II	II	II	III	IV
	MEDIA	24,6	32,8	13,0	17,3	12,6	16,8	8,6	11,4	14,7	19,6
IV		IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	
MEDIANA	18,9	25,2	9,9	13,2	8,8	11,7	5,7	7,5	10,9	14,5	
	IV	IV	III	IV	III	IV	III	III	IV	IV	
75°PERCENTILE	35,3	47,0	15,2	20,3	13,6	18,2	9,0	11,9	16,8	22,4	
	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	

**Tabella 29: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC addome completo (senza contrasto).

Questa indagine diagnostica (Tab. 30, sotto) risulta sempre all'interno della IV classe di dose, senza variazioni tra le diverse apparecchiature.

Parametri Statistici per il DLP (mGym)		TC addome completo (senza e con contrasto)									
		GE Lightspeed slice16		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		5021,9		7553,3		11830,3		6622,6		4233,4	
MINIMO		597,9		220,4		2,6		42,0		413,4	
MEDIA		2527,2		2258,0		2034,6		1174,9		2047,1	
MEDIANA		2501,8		2001,5		1695,1		1123,9		2071,4	
75°PERCENTILE		3039,7		2860,8		2458,5		1432,4		2496,9	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	75,3	100,4	113,3	151,1	177,4	236,6	99,3	132,4	63,5	84,7
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	9,0	12,0	3,3	4,4	0,04	0,05	0,6	0,8	6,2	8,3
		III	IV	II	II	I	I	I	I	III	III
	MEDIA	37,9	50,5	33,9	45,2	30,5	40,7	17,6	23,5	30,7	40,9
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MEDIANA	37,5	50,0	30,0	40,0	25,4	33,9	16,9	22,5	31,1	41,4
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	75°PERCENTILE	45,6	60,8	42,9	57,2	36,9	49,2	21,5	28,6	37,4	49,9
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV

**Tabella 30: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC addome completo (senza e con contrasto).

Questa indagine diagnostica (Tab. 31) risulta sempre all'interno della II classe di dose, senza distinzioni tra le diverse apparecchiature.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC cerebrale (senza contrasto)											
		GE OPTIMA 660		GE Lightspeed slice16		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		3574,4		2009,8		3773,6		10908,7		3786,7		2240,7	
MINIMO		436,8		214,1		366,3		1,7		361,8		432,9	
MEDIA		1059,7		607,0		1171,8		1199,0		850,5		1330,9	
MEDIANA		976,3		579,7		958,7		973,3		796,3		1151	
75°PERCENTILE		1069,9		740,3		1099,3		1507,6		916,7		1491,8	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	7,5 III	7,1 III	4,2 II	4,0 II	7,9 III	7,5 III	22,9 IV	21,8 IV	7,9 III	7,6 III	4,7 II	4,5 II
	MINIMO	0,9 I	0,9 I	0,4 I	0,4 I	0,8 I	0,7 I	0,004 I	0,003 I	0,8 I	0,7 I	0,9 I	0,9 I
	MEDIA	2,2 II	2,1 II	1,3 II	1,2 II	2,5 II	2,3 II	2,5 II	2,4 II	1,8 II	1,7 II	2,8 II	2,7 II
	MEDIANA	2,0 II	1,9 II	1,2 II	1,2 II	2,0 II	1,9 II	2,0 II	1,9 II	1,7 II	1,6 II	2,4 II	2,3 II
	75°PERCENTILE	2,2 II	2,1 II	1,5 II	1,5 II	2,3 II	2,2 II	3,2 II	3,0 II	1,9 II	1,8 II	3,1 II	3,0 II

**Tabella 31: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC cerebrale (senza contrasto).

Nella Tabella 32 (sotto), si osserva una differenza nel 75° percentile dei valori ottenuti dalla GE Revolution CT, in quanto questo risulta appena in III classe utilizzando il coefficiente del 2003, e in II classe utilizzando quello del 2011.

In tutti i restanti casi, questo esame diagnostico rientra sempre all'interno della II classe di dose, senza distinzioni tra le diverse apparecchiature.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC cerebrale (senza e con contrasto)											
		GE OPTIMA 660		GE Lightspeed slice16		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		6563,5		964,4		1703,9		6390,8		6309,3		3442,2	
MINIMO		561,0		472,6		203,1		241,2		352,8		901,5	
MEDIA		1934,1		730,4		831,4		1792,5		1363,2		1181,7	
MEDIANA		1799,2		720,8		831,4		1498,5		1214,0		1113,0	
75°PERCENTILE		2218,1		799,3		949,1		2387,5		1601,0		1177,0	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	13,8 IV	12,5 IV	2,0 II	1,9 II	3,6 II	3,4 II	13,4 IV	12,8 IV	13,2 IV	12,6 IV	7,2 III	6,9 III
	MINIMO	1,2 II	1,1 II	1,0 II	0,9 I	0,4 I	0,4 I	0,5 I	0,5 I	0,7 I	0,7 I	1,9 II	1,8 II
	MEDIA	4,1 II	3,9 II	1,5 II	1,5 II	1,7 II	1,7 II	3,8 II	3,6 II	2,9 II	2,7 II	2,5 II	2,4 II
	MEDIANA	3,8 II	3,6 II	1,5 II	1,4 II	1,7 II	1,7 II	3,1 II	3,0 II	2,5 II	2,4 II	2,3 II	2,2 II
	75°PERCENTILE	4,6 II	4,4 II	1,7 II	1,6 II	2,0 II	1,9 II	5,0 III	4,8 II	3,4 II	3,2 II	2,5 II	2,3 II

**Tabella 32: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC cerebrale (senza e con contrasto).

Questa indagine (Tab. 33) oscilla tra la III e la IV classe di dose.

Nella GE REVOLUTION CT, si evidenziano delle variazioni nella media e nella mediana, in quanto queste risultano in III classe utilizzando il coefficiente del 2003 e in IV classe utilizzando quello del 2011.

Nella Siemens SOMATOM Force si nota una variazione nella mediana, la quale rientra nella III classe di dose impiegando il coefficiente del 2003 e nella IV se si utilizza quello del 2011. Il 75° percentile risulta in IV classe per entrambe le suddette apparecchiature.

Nella Philips Brilliance CT16, tutti i parametri statistici rientrano nella III classe di dose classe per entrambi i coefficienti, in quanto l'indagine è stata eseguita su un solo paziente.

Nelle restanti apparecchiature, tutti e tre i parametri risultano in IV classe.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto)											
		GE OPTIMA 660		GE Lightspeed slice16		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		3876,1		818,5		1126,8		1646,4		4436,4		435,4	
MINIMO		183,3		573,0		566,3		103,5		168,5		435,4	
MEDIA		1028,8		695,7		755,8		613,3		686,0		435,4	
MEDIANA		1023,1		695,7		665,0		547,4		502,1		435,4	
75°PERCENTILE		1280,5		757,1		851,4		779,5		847,9		435,4	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	58,1	77,5	12,3	16,4	16,9	22,5	24,7	32,9	66,5	88,7	6,5	8,7
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	III
	MINIMO	2,7	3,7	8,6	11,5	8,5	11,3	1,5	2,1	2,5	3,4	6,5	8,7
		II	II	III	IV	III	IV	II	II	II	II	III	III
	MEDIA	15,4	20,6	10,4	13,9	11,3	15,1	9,2	12,3	10,3	13,7	6,5	8,7
	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	III	III	
MEDIANA	15,3	20,5	10,4	13,9	10,0	13,3	8,2	10,9	7,5	10,0	6,5	8,7	
	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	III	IV	III	III	
75°PERCENTILE	19,2	25,6	11,3	15,1	12,8	17,0	11,7	15,6	12,7	16,9	6,5	8,7	
	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	III	

**Tabella 33: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto).

In questa indagine diagnostica (Tab. 34), si notano numerose differenze.

Per quanto riguarda la GE OPTIMA660 si osservano delle variazioni nella media e nella mediana, che risultano in III classe con il coefficiente del 2003 e in IV classe con quello del 2011, mentre il 75° percentile risulta sempre all'interno della IV classe.

Nei parametri ricavati dalla GE Lightspeed slice16 si evidenziano differenze in tutti e tre i parametri statistici, che risultano nella III classe di dose utilizzando il coefficiente del 2003 e nella IV classe utilizzando quello del 2011.

Per la GE VCT 64 Lightspeed e per la GE Revolution CT, le uniche differenze si riscontrano nella mediana, la quale, per entrambe le apparecchiature, rientra nella III classe con il coefficiente del 2003, mentre utilizzando quello del 2004, risulta in IV classe. La media e il 75° percentile risultano in entrambi i casi all'interno della IV classe di dose.

Per quanto riguarda la Siemens SOMATOM Force si notano dei valori di DLP abbondantemente più bassi rispetto alle altre apparecchiature, che si riflettono in una differenza anche nella dose efficace e nella classe di dose. Con questo scanner, infatti, tutti e tre i parametri statistici rientrano nella II classe di dose, ad eccezione della media, che, con il coefficiente del 2011, risulta in III classe, con un valore di dose efficace di appena 5 mSv. Nella Philips Brilliance CT16 tutti e tre i parametri rientrano in III classe utilizzando il coefficiente del 2003, mentre risultano in IV classe utilizzando quello del 2011.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC TORACE (senza contrasto)											
		GE OPTIMA 660		GE Lightspeed slice16		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		1582,3		1361,4		3664,1		4824,9		3504,5		2169,1	
MINIMO		188,0		85,7		93,8		99,4		2,6		255,9	
MEDIA		647,0		606,4		715,8		779,1		183,8		448,9	
MEDIANA		479,1		592,2		549,6		421,4		88,7		408,6	
75°PERCENTILE		992,7		690,5		989,4		716,5		151,8		474,9	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	22,1 IV	42,7 IV	19,1 IV	36,8 IV	51,3 IV	98,9 IV	67,5 IV	130,3 IV	49,1 IV	94,6 IV	30,4 IV	58,6 IV
	MINIMO	2,6 II	5,1 III	1,2 II	2,3 II	1,3 II	2,5 II	1,4 II	2,7 II	0,04 I	0,07 I	3,6 II	6,9 III
	MEDIA	9,0 III	17,5 IV	8,5 III	16,4 IV	10,0 IV	19,3 IV	10,9 IV	21,0 IV	2,6 II	5,0 III	6,3 III	12,1 IV
	MEDIANA	6,7 III	12,9 IV	8,3 III	16,0 IV	7,7 III	14,8 IV	5,9 III	11,4 IV	1,2 II	2,4 II	5,7 III	11,0 IV
	75°PERCENTILE	13,9 IV	26,8 IV	9,7 III	18,6 IV	13,8 IV	26,7 IV	10,0 IV	19,3 IV	2,1 II	4,1 II	6,6 III	12,8 IV

**Tabella 34: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC torace (senza contrasto).

Questo esame diagnostico (Tab. 35), risulta sempre all'interno della IV classe di dose, senza distinzione tra le diverse apparecchiature.

Si notano, però, valori di DLP e, conseguentemente, di dose efficace inferiori nella Siemens SOMATOM Force rispetto agli altri scanner TC. Nonostante ciò, in questo caso, tali valori non si riflettono in una differenza nella classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC TORACE (senza e con contrasto)											
		GE OPTIMA 660		GE Lightspeed slice16		VCT 64 GE Lightspeed		GE Revolution CT		Siemens SOMATOM Force		Philips Brilliance CT16	
MASSIMO		7807,8	4800,4	8516,5	8691,1	6259,7	6680,2						
MINIMO		180,6	85,9	145,6	159,7	13,0	188,6						
MEDIA		2326,3	2028,1	2019,9	2500,9	895,4	1771,8						
MEDIANA		1991,9	2082,2	1698,8	2529,3	719,1	1748,0						
75°PERCENTILE		3189,9	2610,5	2802,2	3635,8	1310,2	2345,4						
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	109,3 IV	210,8 IV	67,2 IV	129,6 IV	119,2 IV	229,9 IV	125,4 IV	234,7 IV	87,6 IV	169,0 IV	93,5 IV	180,4 IV
	MINIMO	2,5 II	4,9 II	1,2 II	2,3 II	2,0 II	3,9 II	2,2 II	4,3 II	0,2 I	0,3 I	2,6 II	5,1 III
	MEDIA	32,6 IV	62,8 IV	28,4 IV	54,8 IV	28,3 IV	54,5 IV	35,0 IV	67,5 IV	12,5 IV	24,2 IV	24,8 IV	47,8 IV
	MEDIANA	27,9 IV	53,8 IV	29,1 IV	56,2 IV	23,8 IV	45,9 IV	35,4 IV	68,3 IV	10,1 IV	19,4 IV	24,5 IV	47,2 IV
	75°PERCENTILE	44,6 IV	86,1 IV	36,5 IV	70,5 IV	39,2 IV	75,7 IV	50,9 IV	98,2 IV	18,3 IV	35,4 IV	32,8 IV	63,3 IV

**Tabella 35: apparecchiature.** Parametri statistici di DLP per ogni apparecchiatura TC, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC torace (senza e con contrasto).

3. Dati dosimetrici per i diversi esami diagnostici in base al loro local study description, calcolati per i *protocolli di acquisizione* più popolosi con cui sono stati eseguiti.

L'analisi dettagliata della dose efficace e della classe di dose è stata fatta per i protocolli più popolosi, degli esami più numerosi, quali:

- Angio-TC aorta toracica,
- Angio-TC polmonare,
- Coronarografia TC,
- TC addome completo (senza contrasto),



- TC addome completo (senza e con contrasto),
- TC cerebrale (senza contrasto),
- TC cerebrale (senza e con contrasto),
- TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto),
- TC torace (senza contrasto),
- TC torace (senza e con contrasto).

In questa indagine diagnostica (Tab. 36, sotto) si evidenziano alcune variazioni tra i diversi protocolli.

Nel protocollo di acquisizione TAVI\_Flash\_Sistole, la media e il 75° percentile risultano in III classe utilizzando il coefficiente del 2003 e in IV utilizzando quello del 2011; la mediana risulta invece in II classe utilizzando il primo coefficiente e in III classe utilizzando il secondo.

Nel protocollo Flash\_Angio\_Aorta\_Toracica\_ECG\_Diastole, tutti e tre i parametri statistici risultano in II classe se si impiega il coefficiente del 2003 e in III classe adoperando quello del 2011.

Nel protocollo Flash\_Angio\_Aorta, la media e la mediana rientrano nella III classe di dose impiegando il coefficiente del 2003, mentre risultano in IV classe se si utilizza quello del 2011; il 75° percentile risulta invece in IV classe per entrambi i coefficienti.

Nei restanti protocolli, tutti e tre i parametri statistici risultano all'interno della IV classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		Angio-TC aorta toracica										
		Flash_Angio_Aorta _ECG_Dissezione_ Diastole		TAVI_Flash_ Sistole		Flash_Angio_Aorta _Toracica_ECG_ Diastole		Flash_Angio_Aorta		ANGIO TORACO ADDOMINALE FAST HELICAL NO GATING		
MASSIMO		3829,6	103,4	1985,3	53,6	15,9	30,7	1886,9	26,4	50,9	73,0	140,8
MINIMO		116,6	3,1	110,0	1,6	0,7	1,3	37,2	0,5	1,00	6,1	11,8
MEDIA		932,0	25,2	373,1	13,0	4,1	7,9	671,3	9,4	18,1	25,1	48,4
MEDIANA		808,8	21,8	232,3	11,3	2,7	5,2	576,7	8,1	15,6	21,4	41,3
75°PERCENTILE		1309,5	35,3	425,0	18,3	4,5	8,7	1105,7	15,5	29,8	33,0	63,6
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	II	II	II	II	I	II	I	II	III	IV	IV
	MEDIA	IV	IV	III	IV	II	III	III	IV	IV	IV	IV
	MEDIANA	IV	IV	II	III	II	III	III	IV	IV	IV	IV
	75°PERCENTILE	IV	IV	III	IV	II	III	IV	IV	IV	IV	IV

**Tabella 36: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. Angio-TC aorta toracica.

Nella Tabella 37, il protocollo EMBOLIA POLMONARE + TOR/ADD Multifasico risulta all'interno della IV classe per tutti i parametri statistici. Nei restanti protocolli si osservano delle variazioni.

Nel protocollo EMBOLIA POLMONARE, tutti e tre i parametri risultano nella IV classe, ad eccezione della mediana ottenuta mediante il coefficiente del 2003, la quale rientra nella III classe.

Nei protocolli EMBOLIA POLMONARE VD e DE\_Flash\_Embolia, tutti e tre i parametri statistici rientrano nella II classe di dose utilizzando il coefficiente del 2003, mentre risultano in III classe utilizzando quello del 2011.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		Angio-TC polmonare							
		EMBOLIA POLMONARE		EMBOLIA POLMONARE + TOR/ADD Multifasico		EMBOLIA POLMONARE VD		DE_Flash_Embolia	
MASSIMO		3382,4		5071,8		302,0		381,1	
MINIMO		166,2		720,3		207,2		29,9	
MEDIA		738,3		2840,8		247,8		242,0	
MEDIANA		639,9		2804,9		248,0		287,1	
75°PERCENTILE		860,5		3045,7		264,9		336,9	
<b>DOSE EFFICACE</b>  <b>CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	47,3 IV	91,3 IV	71,0 IV	136,9 IV	4,2 II	8,1 III	5,3 III	10,3 IV
	MINIMO	2,3 II	4,5 II	10,1 IV	19,4 IV	2,9 II	5,6 III	0,4 I	0,8 I
	MEDIA	10,3 IV	19,9 IV	39,8 IV	76,7 IV	3,5 II	6,7 III	3,4 II	6,5 III
	MEDIANA	8,9 III	17,3 IV	39,3 IV	75,7 IV	3,5 II	6,7 III	4,0 II	7,7 III
	75°PERCENTILE	12,0 IV	23,2 IV	42,6 IV	82,2 IV	3,7 II	7,1 III	4,7 II	9,1 III

**Tabella 37: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. Angio-TC polmonare.

Per questa indagine diagnostica (Tab. 38), i protocolli di acquisizione maggiormente utilizzati sono due.

Nel protocollo Cuore\_Retrospettico, la media e il 75° percentile risultano nella IV classe di dose, mentre la mediana risulta in III classe, per entrambi i coefficienti di conversione.

Nel protocollo Cuore\_Flash, la media e il 75° percentile rientrano all'interno della II classe di dose per entrambi i coefficienti, mentre la mediana risulta in I classe utilizzando il coefficiente del 2003 e in II classe utilizzando quello del 2011.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		Coronarografia TC			
		Cuore_Retrospettico		Cuore_Flash	
MASSIMO		3402,1		1230,2	
MINIMO		21,3		25,2	
MEDIA		687,4		162,7	
MEDIANA		494,8		63,0	
75°PERCENTILE		772,8		109,4	
<b>DOSE EFFICACE</b>  <b>CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	51,0 IV	68,0 IV	18,4 IV	24,6 IV
	MINIMO	0,3 I	0,4 I	0,4 I	0,5 I
	MEDIA	10,3 IV	13,7 IV	2,4 II	3,2 II
	MEDIANA	7,4 III	9,9 III	0,9 I	1,3 II
	75°PERCENTILE	11,6 IV	15,4 IV	1,6 II	2,2 II

**Tabella 38: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. Coronarografia TC.

Facendo riferimento alla Tabella 39, nel protocollo ADDOME COLICA RENALE si osservano alcune differenze nella media e nella mediana, in quanto entrambe rientrano nella III classe di dose con il coefficiente del 2003, mentre risultano nella IV classe utilizzando quello del 2011. Il 75° percentile rientra nella IV classe con entrambi i coefficienti.

Anche nei protocolli ADDOME BASALE e ADDOME SENZA MDC ASiR, la mediana risulta in III classe con il coefficiente del 2003 e in IV con quello del 2011. I restanti parametri risultano in IV classe.

Nel protocollo ADDOME MULTIFASICO, tutti e tre i parametri statistici rientrano in IV classe, mentre in quello DE\_Addome, tutti rientrano nella III classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC addome completo (senza contrasto)									
		ADDOME COLICA RENALE		ADDOME BASALE		ADDOME SENZA MDC ASIR		ADDOME MULTIFASICO		DE_Addome	
MASSIMO		2485,8		5965,7		2603,9		3852,4		1419,8	
MINIMO		179,1		232,9		283,2		299,6		190,6	
MEDIA		603,6		855,9		817,9		1380,4		441,3	
MEDIANA		555,5		571,5		650,7		1131,1		348,3	
75°PERCENTILE		720,5		843,2		873,3		2044,7		484,5	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	37,3	49,7	89,5	119,3	39,0	52,1	57,8	77,0	21,3	28,4
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	2,7	3,6	3,5	4,6	4,2	5,7	4,5	6,0	2,8	3,8
		II	II	II	II	II	III	II	III	II	II
	MEDIA	9,0	12,0	12,8	17,1	12,3	16,3	20,7	27,6	6,6	8,8
MEDIANA	8,3	11,1	8,6	11,4	9,8	13,0	17,0	22,6	5,2	7,0	
75°PERCENTILE	10,8	14,4	12,6	16,9	13,1	17,5	30,7	40,9	7,3	9,7	
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	III

**Tabella 39: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC addome completo (senza contrasto).

Nelle Tabelle 40 e 41 (sotto), relative ai protocolli di acquisizione più popolosi dell'esame TC addome (senza e con contrasto), si può osservare come tutti i parametri statistici rientrino nella IV classe di dose, senza distinzioni.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC addome completo (senza e con contrasto)									
		FEGATO TRIFASICO ASiR		TORACE ADDOME ONCOLOGICO STANDARD		ADDOME MULTIFASICO		DE_Addome_Multifascico		ADDOME ONCOLOGICO STANDARD	
MASSIMO		7553,3		4618,0		11830,3		4692,5		5021,9	
MINIMO		233,9		597,9		2,6		196,5		804,6	
MEDIA		2309,5		2590,3		1951,0		1192,4		2973,0	
MEDIANA		2079,4		2584,0		1640,0		1173,5		2966,8	
75°PERCENTILE		2882,3		3048,0		2267,1		1466,6		3511,5	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	113,3 IV	151,1 IV	69,3 IV	92,4 IV	177,4 IV	236,6 IV	70,4 IV	93,8 IV	75,3 IV	100,4 IV
	MINIMO	3,5 II	4,7 II	9,0 III	11,9 IV	0,04 I	0,05 I	2,9 II	3,9 II	12,1 IV	16,1 IV
	MEDIA	34,6 IV	46,2 IV	38,8 IV	51,8 IV	29,3 IV	39,0 IV	17,9 IV	23,8 IV	44,6 IV	59,5 IV
	MEDIANA	31,2 IV	41,6 IV	38,8 IV	51,7 IV	24,6 IV	32,8 IV	17,6 IV	23,5 IV	44,5 IV	59,3 IV
	75°PERCENTILE	43,2 IV	57,6 IV	45,7 IV	61,0 IV	34,0 IV	45,3 IV	22,0 IV	29,3 IV	52,7 IV	70,23 IV

**Tabella 40: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC addome completo (senza e con contrasto).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC addome completo (senza e con contrasto)									
		POITRAUMA BODY		TORACE-ADDOME-PELVI 2.5/2.5 ASiR		ADDOME/ADDOME TRIFASICO		TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE		DE_TA_TestB_Mag75kg	
MASSIMO		4966,0		6413,2		4233,4		8355,9		6622,6	
MINIMO		620,3		636,2		511,2		1073,2		407,2	
MEDIA		2994,6		2593,5		2145,7		2680,5		1734,8	
MEDIANA		3195,4		2210,0		2078,5		2519,3		1453,1	
75°PERCENTILE		3634,0		3129,7		2438,2		3342,6		1632,9	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	79,5 IV	99,3 IV	96,2 IV	128,3 IV	63,5 IV	84,7 IV	125,3 IV	167,1 IV	99,3 IV	132,4 IV
	MINIMO	9,3 III	12,4 IV	9,5 III	12,7 IV	7,7 III	10,2 IV	16,1 IV	21,5 IV	6,1 III	8,1 III
	MEDIA	44,9 IV	59,9 IV	38,9 IV	51,9 IV	32,2 IV	42,9 IV	40,2 IV	53,6 IV	26,0 IV	34,7 IV
	MEDIANA	47,9 IV	63,9 IV	33,1 IV	44,2 IV	31,2 IV	41,6 IV	37,8 IV	50,4 IV	21,8 IV	29,1 IV
	75°PERCENTILE	54,5 IV	72,7 IV	46,9 IV	62,6 IV	36,6 IV	48,8 IV	50,1 IV	66,8 IV	24,5 IV	32,6 IV

**Tabella 41: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC addome completo (senza e con contrasto)

Nelle Tabelle 42 e 43, relative ai protocolli di acquisizione più popolosi dell'esame TC cerebrale (senza contrasto), si osserva una totale coerenza nella classe di dose. Tutti i parametri statistici rientrano all'interno della II classe di dose.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC cerebrale (senza contrasto)									
		ENCEFALO STD ASSIALE (RIC OSSO)		POLITRAUMA NEURO		Encefalo		Encefalo_Assiale		ENCEFALO ELICOIDALE	
MASSIMO		4582,1		10908,7		2754,2		3786,7		3500,9	
MINIMO		1,72		394,2		361,8		686,9		670,5	
MEDIA		935,4		1685,8		771,3		956,5		1592,9	
MEDIANA		892,4		1677,0		729,9		870,8		1537,5	
75°PERCENTILE		973,4		1874,1		902,4		936,4		1787,2	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	9,6 III	9,2 III	22,9 IV	21,8 IV	5,8 III	5,5 III	7,9 III	7,6 III	7,3 III	7,0 III
	MINIMO	0,004 I	0,003 I	0,8 I	0,8 I	0,7 I	0,7 I	1,4 II	1,4 II	1,4 II	1,3 II
	MEDIA	2,0 II	1,9 II	3,5 II	3,4 II	1,6 II	1,5 II	2,0 II	1,9 II	3,3 II	3,2 II
	MEDIANA	1,9 II	1,8 II	3,5 II	3,3 II	1,5 II	1,4 II	1,8 II	1,7 II	3,2 II	3,1 II
	75°PERCENTILE	2,0 II	1,9 II	3,9 II	3,7 II	1,9 II	1,8 II	2,0 II	1,9 II	3,7 II	3,6 II

**Tabella 42: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC cerebrale (senza contrasto).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC cerebrale (senza contrasto)					
		ENCEFALO ASSIALE 1.25mm		ENCEFALO ASSIALE 5mm		ENCEFALO ASSIALE 5mm/2.5mm	
1) MAX		3303,0		1951,6		2481,6	
2) MIN		476,2		436,8		535,1	
3) MEDIA		1042,2		927,3		1091,7	
4) MEDIANA		987,2		917,6		1015,6	
5) 75°PERCENTILE		1066,7		990,5		1221,9	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	1) MASSIMO	6,9 III	6,6 III	4,1 II	3,9 II	5,2 III	4,96 II
	2)MINIMO	1,0 II	0,9 I	0,9 I	0,9 I	1,1 II	1,1 II
	3) MEDIA	2,2 II	2,1 II	1,9 II	1,8 II	2,3 II	2,2 II
	4) MEDIANA	2,1 II	2,0 II	1,9 II	1,8 II	2,1 II	2,0 II
	5)75°PERCENTILE	2,2 II	2,1 II	2,1 II	2,0 II	2,6 II	2,4 II

**Tabella 43: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC cerebrale (senza contrasto).

Nei diversi protocolli di acquisizione dell'esame TC cerebrale (senza e con contrasto) (Tab. 44), si riscontra una certa coerenza nella classe di dose. Quasi tutti i parametri statistici rientrano, infatti, nella II classe di dose, ad eccezione del 75° percentile del protocollo STROKE, il quale risulta in III classe per entrambi i coefficienti di conversione.



Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC cerebrale (senza e con contrasto)											
		ENCEFALO ASSIALE 1.25mm		NEURORAD/ENC. 2/1.8_LOW_DOSE		ENCEFALO STD ASSIALE		STROKE		ENCEFALO AX 5/5 ASiR		Enefalo_MdC	
MASSIMO		6217,1		3442,2		3446,9		5520,3		1703,9		1637,7	
MINIMO		561,0		947,7		592,9		241,2		203,1		457,7	
MEDIA		1836,8		1190,4		1250,7		2211,5		843,4		1234,8	
MEDIANA		1799,2		1120,3		973,3		2182,6		836,6		1281,4	
75°PERCENTILE		2093,5		1186,4		1551,7		3198,3		950,3		1484,8	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	13,0 IV	12,4 IV	7,2 III	6,9 III	7,2 III	6,9 III	11,6 IV	11,0 IV	3,6 II	3,4 II	3,4 II	3,3 II
	MINIMO	1,2 II	1,1 II	2,0 II	1,9 II	1,2 II	1,2 II	0,5 I	0,5 I	0,4 I	0,4 I	1,0 I	0,9 I
	MEDIA	3,8 II	3,7 II	2,5 II	2,4 II	2,6 II	2,5 II	4,6 II	4,4 II	1,8 II	1,7 II	2,6 II	2,5 II
	MEDIANA	3,8 II	3,6 II	2,3 II	2,2 II	2,0 II	1,9 II	4,6 II	4,4 II	1,7 II	1,7 II	2,7 II	2,6 II
	75°PERCENTILE	4,4 II	4,2 II	2,5 II	2,4 II	3,2 II	3,1 II	6,7 III	6,4 III	2,0 II	1,9 II	3,1 II	3,0 II

**Tabella 44: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC cerebrale (senza e contrasto).

Questa indagine (Tab. 45), analizzata per i diversi protocolli, oscilla tra la III e la IV classe di dose.

Nei protocolli LOMBARE SPIRALE e Rachide\_in\_Toto, tutti i parametri statistici del DLP risultano in IV classe.

Nel protocollo Lombare, la media risulta in III classe impiegando il coefficiente del 2003 e in IV classe utilizzando quello del 2011; la mediana risulta in III classe e il 75° percentile in IV classe per entrambi i coefficienti di conversione.

Nel protocollo RACHIDE LOMBOSACRALE, la media e la mediana rientrano nella III classe di dose se si adoperava il coefficiente del 2003, mentre risultano in IV classe utilizzando quello del 2011. Il 75° percentile risulta in IV classe per entrambi i coefficienti.

Nel protocollo DE\_Lombare\_Metallo, la media e il 75° percentile risultano in III classe adoperando il coefficiente del 2003 e in IV se si utilizza del 2011.

La mediana rientra, per entrambi i coefficienti, all'interno della III classe di dose.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto)									
		LOMBARE SPIRALE		Lombare		RACHIDE LOMBOSACRALE		DE_Lombare_Metallo		Rachide_in_Toto	
MASSIMO		3382,8		1821,2		1646,4		844,7		4436,4	
MINIMO		183,3		168,5		103,5		411,6		187,1	
MEDIA		995,5		606,1		606,8		509,1		1362,9	
MEDIANA		1021,2		481,8		516,9		480,8		1096,0	
75°PERCENTILE		1258,0		729,5		789,9		517,5		1237,3	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	50,7	67,6	27,3	36,4	24,7	32,9	12,7	16,9	66,5	88,7
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	2,7	3,7	2,5	3,4	1,5	2,1	6,2	8,2	2,8	3,7
		II	II	II	II	II	II	III	III	II	II
	MEDIA	14,9	19,9	9,1	12,1	9,1	12,1	7,6	10,2	20,4	27,2
IV		IV	III	IV	III	IV	III	IV	IV	IV	
MEDIANA	15,3	20,4	7,2	9,6	7,7	10,3	7,2	9,6	16,4	21,9	
	IV	IV	III	III	III	IV	III	III	IV	IV	
75°PERCENTILE	18,9	25,2	10,9	14,6	11,8	15,8	7,8	10,3	18,5	24,7	
	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	

**Tabella 45: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC colonna lombo-sacrale (senza contrasto).

In questo caso (Tab. 46), si osservano numerose variazioni.

Nel protocollo TORACE 2,5 ASiR, si evidenziano differenze nella media e nella mediana, le quali risultano in III classe di dose impiegando il coefficiente del 2003 e in IV classe impiegando quello del 2011. Il 75° percentile risulta, per entrambi i coefficienti, all'interno della IV classe di dose.

Nel protocollo TORACE STD, la media e il 75° percentile rientrano nella III classe di dose utilizzando il coefficiente del 2003 e nella IV utilizzando quello del 2011; la mediana invece rientra nella II classe con il primo coefficiente e nella III con il secondo.

Nei protocolli di acquisizione TORACE ONCOLOGICO STANDARD e TORACE/TOR\_NO\_MDC+\_REC\_POLMONE, tutti e tre i parametri

statistici risultano in III classe di dose se si utilizza il coefficiente del 2003 e in IV classe utilizzando quello del 2011.

Infine, nel protocollo Torace\_Fibrosi\_Cistica, si osservano valori di DLP sostanzialmente inferiori rispetto agli altri protocolli, che si traducono in una differenza importante anche nella dose efficace e nella classe di dose. Infatti, tutti e tre i parametri statistici rientrano nella I classe per entrambi i coefficienti di conversione.

Parametri statistici per il DLP (mGycm)		TC torace (senza contrasto)									
		TORACE 2,5 ASIR		TORACE STD		TORACE ONCOLOGICO STANDARD		TORACE/TOR_NO _MDC_+ _REC_ POLMONE		Torace_Fibrosi_Cistica	
MASSIMO		1555,0		2375,7		893,9		690,0		205,5	
MINIMO		93,8		99,4		336,0		255,9		2,6	
MEDIA		639,7		420,9		588,2		406,4		27,8	
MEDIANA		508,4		347,1		575,0		406,5		24,5	
75°PERCENTILE		929,8		470,7		663,5		464,9		31,7	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	21,8	42,0	33,2	64,1	12,5	24,1	9,7	18,6	2,9	5,5
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	II	III
	MINIMO	1,3	2,5	1,4	2,7	4,7	9,1	3,6	6,9	0,04	0,07
		II	II	II	II	II	III	II	III	I	I
	MEDIA	8,9	17,3	5,9	11,4	8,2	15,9	5,7	11,0	0,4	0,8
III	IV	III	IV	III	IV	III	IV	III	IV	I	I
MEDIANA	7,1	13,7	4,8	9,4	8,0	15,5	5,7	11,0	0,3	0,7	
	III	IV	II	III	III	IV	III	IV	I	I	
75°PERCENTILE	13,0	25,1	6,6	12,7	9,3	17,9	6,5	12,5	0,4	0,8	
	IV	IV	III	IV	III	IV	III	IV	I	I	

**Tabella 46: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC torace (senza contrasto).

Nei protocolli relativi alla Tabella 47 si osserva totale coerenza nella classe di dose: tutti i parametri statistici rientrano nella IV classe.

Nella Tabella 48, anch'essa riguardante i protocolli di acquisizione dell'esame TC torace (senza e con contrasto), si evidenziano alcune variazioni.

Nel protocollo Torace\_DE\_Clinica, la media e la mediana rientrano nella II classe di dose impiegando il coefficiente del 2003, mentre risultano nella III classe impiegando quello relativo al 2011. Il 75° percentile, invece, rientra nella III classe di dose con il primo coefficiente e nella IV con il secondo.

Nel protocollo TORACE STD, la media e la mediana risultano nella III classe di dose utilizzando il coefficiente del 2003, mentre risultano nella IV classe impiegando quello del 2011. Il 75° percentile risulta in IV classe per entrambi i coefficienti di conversione.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC torace (senza e con contrasto)									
		POLITRAUMA BODY		TORACE-ADDOME- PELVI 2.5/2.5 ASIR		EMBOLIA POLMONARE		TORACE 2.5 ASIR		TORACE ADDOME PELVI MULTIFASE	
MASSIMO		8154,8		8283,5		4018,8		4710,5		6907,0	
MINIMO		300,4		330,2		159,7		145,6		307,5	
MEDIA		3480,8		2444,7		821,9		848,6		2280,2	
MEDIANA		3470,9		2196,2		723,1		851,2		2111,2	
75°PERCENTILE		4181,5		3206,5		958,0		1151,7		2791,0	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	114,2 IV	220,2 IV	116,0 IV	223,6 IV	56,3 IV	108,5 IV	65,9 IV	127,2 IV	96,7 IV	186,5 IV
	MINIMO	4,2 II	8,1 III	4,6 II	8,9 III	2,2 II	4,3 II	2,0 II	3,9 II	4,3 II	8,3 III
	MEDIA	48,7 IV	94,0 IV	34,2 IV	66,0 IV	11,5 IV	22,2 IV	11,9 IV	22,9 IV	31,9 IV	61,6 IV
	MEDIANA	48,6 IV	93,7 IV	30,7 IV	59,3 IV	10,1 IV	19,5 IV	11,9 IV	23,0 IV	29,5 IV	57,0 IV
	75°PERCENTILE	58,5 IV	112,9 IV	44,9 IV	86,6 IV	13,4 IV	25,9 IV	16,1 IV	31,1 IV	39,1 IV	75,3 IV

**Tabella 47: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC torace (senza e con contrasto).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		TC torace (senza e con contrasto)									
		TORACE/TORACE_ ADDOME_MDC		TorAdd_Multifascio _DE_Clinica		Torace_DE_Clinica		TORACE ADDOME ONCOLOGICO STANDARD		TORACE STD	
MASSIMO		4360,3		3262,8		3022,0		4800,4		2537,6	
MINIMO		418,9		371,4		62,8		855,1		180,3	
MEDIA		2012,2		1413,0		348,0		2367,1		685,4	
MEDIANA		1923,6		1324,5		289,4		2326,0		596,3	
75°PERCENTILE		2440,0		1712,1		395,8		2786,6		784,5	
DOSE EFFICACE  CLASSE DI DOSE	MASSIMO	61,0	117,7	45,7	88,1	42,3	81,6	67,2	129,6	35,5	68,5
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	5,9	11,3	5,2	10,0	0,9	1,7	12,0	23,1	2,5	4,9
		III	IV	III	IV	I	II	IV	IV	II	II
	MEDIA	28,2	54,3	19,8	38,1	4,9	9,4	33,1	63,9	9,6	18,5
IV		IV	IV	IV	II	III	IV	IV	III	IV	
MEDIANA	26,9	51,9	18,5	35,8	4,0	7,8	32,6	62,8	8,3	16,1	
	IV	IV	IV	IV	II	III	IV	IV	III	IV	
75°PERCENTILE	34,2	65,9	24,0	46,2	5,5	10,7	39,0	75,2	11,0	21,2	
	IV	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	IV	IV	

**Tabella 48: protocolli.** Parametri statistici di DLP per i diversi protocolli di acquisizione, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose. TC torace (senza e con contrasto).

### 6.3.2 Mammografia

Nella Tabella sottostante (Tab. 49), si riportano i parametri statistici di AGD per ognuno dei 4 compartimenti in cui gli esami mammografici sono stati suddivisi, con conversione in dose efficace e rispettiva attribuzione della classe di dose.

Nelle linee guida, la mammografia viene inserita all'interno della I classe di dose, senza fare distinzioni.

Dividendo le 4 sezioni, calcolando per ognuna i parametri statistici di AGD e convertendoli in dose efficace, si è potuto osservare come quasi tutte rientrino effettivamente all'interno della I classe, ad eccezione della media e 75° percentile delle mammografie bilaterali con proiezioni aggiuntive 3D di tomosintesi. Queste ultime, infatti, rientrano nella II classe di dose.

L'attribuzione di una classe di dose differente dalla I deve essere materia di indagine, discussione con i Radiologi e successiva ottimizzazione dosimetrica.

PARAMETRI STATISTICI DI AGD (mGy)		MAMMOGRAFIA MONOLATERALE	MAMMOGRAFIA BILATERALE	MAMMOGRAFIA MONOLATERALE CON TOMOSINTESI	MAMMOGRAFIA BILATERALE CON TOMOSINTESI
MASSIMO		12,34	19,37	7,24	22,50
MINIMO		0,69	1,05	1,16	2,07
MEDIA		2,25	5,29	3,05	8,42
MEDIANA		2,03	5,09	2,81	7,97
75°PERCENTILE		2,69	6,16	3,43	9,94
<b>DOSE EFFICACE - CLASSE DI DOSE</b>	MASSIMO	1,48 - II	2,32 - II	0,87 - I	2,70 - II
	MINIMO	0,08 - I	0,13 - I	0,14 - I	0,25 - I
	MEDIA	0,27 - I	0,63 - I	0,37 - I	1,01 - II
	MEDIANA	0,24 - I	0,61 - I	0,34 - I	0,96 - I
	75°PERCENTILE	0,32 - I	0,74 - I	0,41 - I	1,19 - II

**Tabella 49:** Parametri statistici (massimo, minimo, media, mediana, 75° percentile) dei valori di AGD per le quattro tipologie di esame mammografico, con conversione in dose efficace e attribuzione della corrispondente classe di dose.

## CONCLUSIONI E DISCUSSIONI

Dall'analisi dei dati effettuata in questo lavoro, si evidenzia la complessità dell'adeguamento all'art. 161 del D.lgs. 101/20, sia da un punto di vista tecnico che tecnologico. Anche in una struttura clinicamente rilevante sul piano regionale come quella dell'A.O.U. Ospedali Riuniti di Ancona, la realtà tecnologica non è sempre allineata allo stato dell'arte e processi massivi come quello della comunicazione del dato dosimetrico al paziente per le procedure radiodiagnostiche, può risultare estremamente complesso e insidioso, sia in fase di implementazione che di messa a regime.

Nell'A.O.U. Ospedali Riuniti di Ancona, non è stato possibile adeguarsi all'art. 161 in modalità "paziente" per ragioni tecnologiche, si è quindi analizzata l'accuratezza dell'approccio a "esame" per la definizione delle classi di dose. Le prime difficoltà evidenziate sono state quelle legate alla consistenza dei dati, non sempre di facile verifica. L'impiego di un software di dosetracking risulta necessario, data la mole di prestazioni, tuttavia l'automatizzazione può nascondere alcune criticità; la consistenza dell'implementazione di questa attività sta anche nell'architettura e nella progettazione del sistema.

Dall'analisi dei dati effettuati, risulta evidente che lo strumento "classe di dose", indicato dal D.Lgs 101/20 allo scopo di facilitare le realtà non pienamente digitalizzate dal punto di vista tecnologico/dosimetrico, mostra evidenti limiti, soprattutto in contesti come quello analizzato, dove non è possibile attribuirle alla dose dell'esame specifico, ma alla tipologia di esame (attraverso indicatori statistici come media o mediana).

Lo studio ha evidenziato due contesti distinti per quanto riguarda gli esami TC: uno per esami specifici (es. esami cardio vascolari, coronaro-TC), effettuati da un ristretto gruppo di radiologi, su un limitato numero di apparecchiature con protocolli ben definiti, l'altro per esami più generici (torace o torace-addome) con ampia variabilità di quesiti clinici e apparecchiature su cui effettuare l'esame, nonché di protocolli specifici. Nel

primo caso, la popolazione di dati risulta poco distribuita e gli indicatori statistici convergono in un ristretto intervallo di valori, quindi qualunque scelta risulta accettabilmente accurata e l'informazione fornita al paziente rappresentativa. Nel caso degli esami più generici, lo scarto tra i differenti indicatori è estremamente elevato, è quindi difficile adottare una scelta che possa essere rappresentativa per la dose effettivamente rilasciata durante un esame specifico. In quest'ultimo caso, la dispersione riguarda sia la popolosità dei protocolli legata alla variabilità del quesito diagnostico e quindi motivata (ma non rappresentata), dal descrittore dell'esame, il quale è troppo generico, l'altra dalla variabilità tecnologica, ma anche in questo caso potrebbe essere giustificata, sempre da ragioni tecnologiche.

Per quanto riguarda gli esami mammografici le principali criticità riscontrate sono: l'utilizzo di un descrittore storicamente poco affine alla mammografia come la dose efficace, trattandosi di un esame ad un organo specifico, la mancanza di adeguatezza dei coefficienti di conversione per le nuove filtrazioni impiegate dalle ultime apparecchiature, specialmente per le applicazioni di tomosintesi, e infine la lateralità che potrebbe indurre ad una non corretta associazione della dose a una o a entrambe le mammelle.

Si può quindi concludere che l'applicazione dell'art. 161 del D.Lgs 101/20, anche con l'impiego delle classi di dose ha alcune criticità sia tecniche che di natura gestionale. L'obiettivo finale risulta quello di fornire la dose dell'esame specifico per il paziente, il che richiede comunque importanti sforzi di implementazione e verifica.

Fornendo un dato più realistico, non si risolve il problema della variabilità intra esame (clinicamente o tecnologicamente giustificata), ma lo si sposta a livello del paziente. Risulta quindi necessario accompagnare l'informazione di dose, così da evitare errate interpretazioni o confronti non corretti.



## BIBLIOGRAFIA:

1. AIFM-AIMN-AINR-AIRB-AIRO-SIRM: “D.Lgs. 101/20: novità e conferme in riferimento alle esposizioni mediche”. Documento intersocietario. 2020.
2. Alpen E. L. Radiation Biophysics, Prentice-Hall International.
3. Antonio Orlacchio: “DECRETO LEGISLATIVO 101/2020 - AGGIORNAMENTI PER IL RADIOLOGO”. Documento SIRM. 2020.
4. Bagni Oreste, Genovesi Domenico, Orlacchio Antonio et al.: “Registrazione e informazione dei dati di esposizione radiologica alla luce della Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013”. Documento di consenso intersocietario AIFM-AIMN-AINR-AIRB-AIRO-SIRM. 2017.
5. Bagni Oreste, Orlacchio Antonio, Pergolizzi Stefano et al.: “Indicazioni e applicazioni pratiche in relazione al contenuto della Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013 e al suo recepimento”. Documento intersocietario AIMN-SIRM-AIRO-AIFM-AINR-AIRB. 2018
6. Clarke R. H., Holm L. E., Valentin J. et al. ICRP Supporting Guidance 2 “Radiation and your patient: a guide for medical practitioners”. Published online 2001.
7. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. 2000;45(11):3225-3240.

8. Dance DR, Young KC, van Engen RE, Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. *Phys. Med. Biol.* 56 (2011) 453-471.
9. Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013 - GAZZETTA UFFICIALE DELL'UNIONE EUROPEA.
10. Supplemento ordinario n. 29/L alla GAZZETTA UFFICIALE Serie generale - n. 201. 12 agosto 2020.
11. GIAMPIERO TOSI. Dose al paziente nelle indagini radiologiche Conoscerla per limitarla. *IL NUOVO SAGGIATORE BOLLETTINO DELLA SOCIETÀ ITALIANA DI FISICA*. 2017; Nuova Serie Anno 33 • N. 5 settembre-ottobre 2017 • N. 6 novembre-dicembre 2017
12. Harrison J. D., Balonov M., Bochud F. et al. ICRP, 2021. Use of dose quantities in radiological protection. ICRP Publication 147. *Ann. ICRP* 50.
13. ICRP, 1977. Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. *Ann. ICRP* 1.
14. ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann. ICRP* 21 (1-3).
15. ICRP, 1996. Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73. *Ann. ICRP* 26.

16. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37.
17. ICRP, 2007. "Radiological Protection in Medicine". ICRP Publication 105. Ann. ICRP 37.
18. ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46. Published by SAGE.
19. ICRU Report 74, "Patient dosimetry for x rays used in medical imaging" (ICRU, 2005).
20. Laitano R. F.: "Fondamenti di dosimetria delle radiazioni ionizzanti". ENEA. 2019. 5a edizione.
21. Luisa Pierotti, Alberto Torresin, Maria Cristina Marzola et al. : "Raccomandazioni intersocietarie per la comunicazione della classe di dose (DLgs.101-art.161 c.5-6)". Documento intersocietario AIFM-AIMN-AINR-SIRM. 2020.
22. Padovani R, Compagnone G, D'Ercole L, Orlacchio A, Bernardi G, De Ponti E, Marzola MC, Grande S, Palma A, Campanella F, Rosi A. Livelli diagnostici di riferimento per la pratica nazionale di radiologia diagnostica e interventistica e di medicina nucleare diagnostica. Aggiornamento del Rapporto ISTISAN 17/33. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2020. (Rapporti ISTISAN 20/22).
23. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (2013). Executive summary. In: European guidelines for quality

assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition, Supplements. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, pp. XIV–XX.

24. Saltybaeva N., Jafari M. E., Hupfer M., Kalender W. A. “Estimates of Effective Dose for CT Scans of the Lower Extremities”. *Radiology*: Volume 273: Number 1. RSNA, 2014.
25. Shrimpton P. C., Jansen J. T. M., Harrison J. D. “Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review”, *Br J Radiol*. January 2016; 89(1057).
26. Turner, J.E., *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*, 3rd edition, Weinheim: Wiley-VCH, 2007.
27. *Unscar 2000, Sources and effects of ionizing radiation. Annex D. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Report to the General Assembly with scientific annexes. United Nations Publication, New York, USA.*
28. Van Engen R.E., Bosmans H., Bouwmanet R. W. et al.: *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis systems. Version 1.03. March 2018.*