

INDICE

INTRODUZIONE	1
CAPITOLO 1	2
IL DECRETO LEGISLATIVO 101/2020.....	2
1.1 LA NORMATIVA: CARATTERISTICHE E INNOVAZIONI SALIENTI.....	2
1.2 ARTICOLO 161 - COMMA 5 E 6	7
1.3 CONSIDERAZIONI	11
CAPITOLO 2	13
DOSE	13
2.1 LE RADIAZIONI: FONDO NATURALE E INDAGINI RADIOLOGICHE	13
2.2 INTERAZIONI RADIAZIONI – DNA	15
2.3 LINEAR ENERGY TRANSFER (LET)	16
2.3 UNITÀ DI MISURA ED EFFETTI BIOLOGICI DELLE RADIAZIONI IONIZZANTI	18
2.4.1 <i>Effetti delle Radiazioni Ionizzanti: Effetti Deterministici e Stocastici</i>	23
2.4.1.a <i>Effetti Deterministici</i>	24
2.4.1.b <i>Effetti Stocastici</i>	26
CAPITOLO 3	28
LDR	28
3.1 LDR RADIOGRAFIA E FLUOROSCOPIA DIAGNOSTICA	30
3.2 LDR TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA	32
CAPITOLO 4	35
DESCRITTORI DI DOSE	35
4.1 GRANDEZZE PER LA DOSIMETRIA IN RADIODIAGNOSTICA	37
4.1.1 <i>Kerma Incidente</i>	38
4.1.2 <i>Kerma alla Superficie di Ingresso</i>	39
4.1.3 <i>Prodotto Kerma-Area</i>	39
4.2 DESCRITTORI DI DOSE NELLE PROCEDURE RADIOGRAFICHE E FLUOROSCOPICHE.....	41
4.2.1 <i>Average Glandular Dose (AGD): il descrittore di dose per la mammografia</i>	43
4.4 DESCRITTORI DI DOSE IN TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA.....	47
4.4.1 <i>Multiple Scan Average Dose (MSAD): un descrittore di dose storico</i>	48
4.4.2 <i>Computed Tomography Dose Index (CTDI)</i>	49
4.4.3 <i>Dose Length Product (DLP)</i>	52

CAPITOLO 5	54
MATERIALI E METODI	54
5.1 APPARECCHIATURE	54
5.2 SOFTWARE DI TRACKING DOSIMETRICO: PHYSICO®	55
5.3 METODO DI ANALISI	56
5.3.1 Campione di Studio	56
5.3.2 Parametri Analizzati	65
CAPITOLO 6	69
RISULTATI	69
6.1 TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA: CALCOLO DEL DLP SECONDO I PARAMETRI STATISTICI	69
6.2 MAMMOGRAFIA: CALCOLO DELLA DMG SECONDO I PARAMETRI STATISTICI	78
6.3 DOSE EFFICACE E DETERMINAZIONE DELLA CLASSE DI DOSE	81
6.3.1 Tomografia Computerizzata	81
6.3.2 Mammografia	90
CONCLUSIONI	97
BIBLIOGRAFIA	99

INTRODUZIONE

L'emanazione del D.Lgs. 101/20 e nello specifico l'art. 161, che 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 comunque 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'ASUR Marche AV 3 (Camerino, Civitanova Marche, Macerata, Recanati, San Severino e Tolentino), che possiede un sistema di Dose Tracking di recente installazione e ancora in fase di completa implementazione di 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 geograficamente con un parco macchine variegato e con le caratteristiche di una struttura delocalizzata. 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

Il Decreto Legislativo 101/2020

Con il Decreto Legislativo n.101 del 31 luglio 2020 (D.Lgs. 101/2020) (“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.”) (Tab. 1), pubblicato nella Gazzetta Ufficiale del 12 agosto 2020, in vigore dal 27 agosto 2020, il Governo italiano ha recepito la Direttiva Europea 59/2013 (del 5 dicembre 2013).

È noto il ritardo di oltre 2 anni del recepimento, rispetto al termine previsto del 6 febbraio 2018. La D.E. 59/2013 è stata trasformata nel decreto legislativo per mezzo di più gruppi di lavoro, composti da rappresentanti di vari ministeri, regioni e enti pubblici del nostro Paese, al seguito di un’ampia discussione anche con i soggetti professionali interessati in audizioni parlamentari.

1.1 La Normativa: Caratteristiche e Innovazioni Salienti

Il D.Lgs. 101/2020 consta di 245 articoli in 337 pagine (la D.E. 59/2013 è composta di 109 articoli) e raggruppa in un unico provvedimento, quanto era contenuto in più norme legislative, come riguarda anche norme di radioprotezione relative all’ambiente, dei lavoratori e a scopo medico. Nei primi articoli del D.Lgs 101/2020 si indicano quali sono i principi fondamentali su cui si basa la radioprotezione: la giustificazione, l’ottimizzazione e la limitazione delle dosi, apportando alcune novità. Nel merito, la Commissione Internazionale di Radioprotezione nelle nuove Raccomandazioni ICRP sulla protezione dell’uomo e dell’ambiente dalle radiazioni ionizzanti (ICRP 103), approvate nel Marzo 2007 e pubblicate

successivamente nel Dicembre 2007, ha enunciato i principi di protezione per le pratiche, separatamente dalle situazioni di intervento, considerandoli ancora come i principi fondamentali per il sistema di protezione. I primi 2 sono relativi alla sorgente e si applicano in tutte le situazioni di esposizione, mentre il terzo è un principio riferito all'individuo che si applica alle situazioni di esposizione programmata.

1. Il principio di giustificazione: qualsiasi decisione che modifichi la situazione di esposizione alle radiazioni ionizzanti, dovrebbe dare come risultato più beneficio che danno. La seguente definizione indica che, introducendo una nuova sorgente di radiazione, riducendo l'esposizione esistente, o riducendo il rischio di potenziale esposizione, si dovrebbe ottenere un beneficio individuale o sociale sufficiente a controbilanciare il detrimento causato. Le raccomandazioni della Commissione nel ICRP 103 sono quelle per cui il cambiamento atteso nel detrimento da radiazione, sia esplicitamente incluso nel processo decisionale, quando vengano prese in considerazione attività che comprendono o un aumento o diminuito livello di esposizione alle radiazioni, o un rischio di esposizione potenziale. Le conseguenze da prendere in considerazione non sono limitate a quelle connesse con la radiazione, ma comprendono altri rischi ed i costi e i benefici dell'attività. Per tal motivo la giustificazione va molto oltre il campo di applicazione della protezione radiologica. Queste sono difatti le ragioni per cui la Commissione raccomanda essenzialmente che la giustificazione richieda un beneficio netto positivo.

Nel D.Lgs. 101/2020, per codesto principio, viene indicato di porre particolare attenzione alle nuove pratiche medico-radiologiche e ai programmi di screening (Art. 157 comma 10 "*Le strutture sanitarie competenti, con il concorso delle istituzioni e società scientifiche, predispongono una giustificazione specifica per le procedure medico-radiologiche da svolgere nell'ambito dei programmi di screening sanitario*"), ribadendo che tutte le esposizioni mediche devono essere giustificate preliminarmente, nel contesto dell'attività e del ruolo professionale medico-specialistico, come anche la

revisione delle “*pratiche*” radiologiche (Art. 157 comma 21.c). Vengono inoltre inserite dal D.Lgs 101/2020 le novità che il processo di giustificazione deve considerare, vedi i “*risultati della ricerca scientifica e delle linee guida riconosciute nell’ambito del Sistema Nazionale di cui alla legge 8 marzo 2017 n.24*” (c.d. Bianco Gelli) sulla sicurezza delle cure, buone pratiche e di responsabilità professionale.

2. Il principio di ottimizzazione della protezione: la probabilità di incorrere in esposizioni, il numero di persone esposte e l’entità delle loro dosi individuali dovrebbero essere tenute tanto basse quanto ragionevolmente ottenibile, in considerazione dei fattori economici e sociali. Questo sta a significare che, in relazione alle circostanze considerate, il livello di protezione dovrebbe essere il massimo conseguibile, ampliando completamente il margine del beneficio rispetto al danno. Al fine di ovviare gravi disequità perseguendo questo procedimento di ottimizzazione, dovrebbero esistere delle restrizioni sulle dosi o sui rischi per gli individui da una specifica sorgente (vincoli di dose o di rischio e livelli di riferimento LDR). Questo processo è da applicarsi di concerto con quelle situazioni che sono da considerare come giustificate. L’ottimizzazione della protezione, con la restrizione sull’entità della dose o del rischio del singolo individuo, è un principio cardine nel sistema di protezione che si attua per tutte e tre le situazioni di esposizione: situazioni di esposizione programmata, situazioni di esposizione di emergenza e situazioni esistenti di esposizione. Il processo di ottimizzazione è sempre volto al raggiungimento del più alto livello di protezione nelle condizioni esistenti, attraverso un andamento continuo e iterativo conciliante diverse fasi: valutazione della situazione di esposizione, ivi compresa qualsiasi esposizione potenziale (inquadramento del processo); scelta di un valore adatto per il vincolo (limite superiore richiesto) o il livello di riferimento (LDR); identificazione delle eventuali opzioni di protezione; scelta dell’opzione migliore nelle condizioni esistenti; esecuzione dell’opzione scelta. È difatti un processo iterativo che si volge al futuro, al fine di ridurre o prevenire

le esposizioni, tenendo conto degli sviluppi tecnici quanto di quelli socio-economici e richiede giudizi qualitativi e quantitativi. In evidenza è bene porre che l'ottimizzazione non è la minimizzazione della dose, poiché la protezione ottimizzata è il risultato di una valutazione che equilibra accuratamente il detrimento con l'esposizione e le risorse disponibili per la tutela degli individui. Pertanto, ne consegue che l'opzione migliore non necessariamente è quella che implica la dose più bassa.

A tal fine nel D.Lgs. 101/2020 è conferito maggior valore ai vincoli di dose e ai livelli diagnostici di riferimento (LDR), dove questi ultimi, non essendo inseriti direttamente nel decreto legislativo, vengono predisposti dal Ministero della Salute d'accordo con l'Istituto Superiore di Sanità (ISS) e le "*rilevanti società scientifiche*", al fine di avere LDR costantemente aggiornati (art. 158 comma 4), secondo quanto previsto dall'Allegato XXVI del D.Lgs. 101/2020.

3. Il principio di applicazione dei limiti di dose: la dose totale ad ogni individuo da sorgenti regolamentate in situazioni di esposizione programmata, all'infuori dell'esposizione medica di pazienti, non dovrebbe superare gli appropriati limiti raccomandati dalla Commissione Internazionale di Radioprotezione (ICRP 103). I concetti di livello di riferimento e di vincolo di dose sono utilizzati nell'ambito dell'ottimizzazione della protezione allo scopo di limitare le dosi individuali, le quali come un vincolo di dose o un livello di riferimento devono essere sempre definiti. Il disegno iniziale sarebbe quello di non superare, o di rimanere entro questi livelli, con il fine di ridurre tutte le dosi a livelli che siano i più bassi quanto ragionevolmente ottenibile, tenendo conto di fattori economici e sociali. Gli LDR sono già utilizzati nella diagnosi medica (nelle situazioni di esposizioni programmate) per indicare se i livelli di dose al paziente, in condizioni abituali, siano insolitamente alti o bassi per quel tipo di procedura. Il valore che si predispone per un vincolo o un livello di riferimento dipende dalle circostanze di esposizione dell'oggetto in considerazione. Occorre affermare fermamente che, né i vincoli di dose e di rischio né i livelli di riferimento, rappresentano

una delimitazione tra “sicuro” e “pericoloso” o riflettono una demarcazione netta nel rischio associato per la salute degli individui. Per le esposizioni mediche, il D.Lgs 101/2020 riporta nozioni del tutto coerenti con la precedente normativa. Nei vari articoli del Titolo XIII (Esposizioni Mediche), ci sono diverse novità. Il D.Lgs 101/2020 all’art. 159 comma 3, riporta aspetti pratici delle procedure medico-radiologiche presenti nella precedente normativa, denotando che questi *“sono in capo al medico specialista o al tecnico sanitario di radiologia medica, oppure all’infermiere o all’infermiere pediatrico, ciascuno nell’ambito delle rispettive competenze professionali”*. Inoltre, rispetto alla precedente normativa, all’art. 161 comma 5 si sottolinea la necessità da parte dell’esercente di garantire la graduale partecipazione dei professionisti sanitari coinvolti alle procedure medico-radiologiche *“secondo il livello di formazione e le cognizioni acquisite”*. Una seconda importante novità riguarda il referto medico-radiologico, per cui la D.E 59/13 prevedeva che *“l’informazione relativa all’esposizione faccia parte del referto della procedura medico-radiologica”*. In particolare, il D.Lgs 101/2020 puntualizza la necessità da parte dell’esercente e del responsabile dell’impianto radiologico (RIR) di garantire che *“il referto relativo alle procedure medico-radiologiche sia comprensivo dell’informazione relativa all’esposizione connessa alla prestazione in conformità alle linee guida emanate dal Ministero della salute”* (Art. 161 comma 5). Inoltre, il comma successivo (Art.161 comma 6) indica che, nelle more di realizzazione di suddette 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 [...] allegato sub B [...] Linee guida per la diagnostica per immagini “Gazzetta Ufficiale n.100 del 2 maggio 2005”*. Una terza novità importante da riportare, per quel che concerne le Esposizioni Mediche del D.Lgs 101/2020, riguarda le apparecchiature per radiologia interventistica e tomografia computerizzata installate dopo l’entrata in vigore nel 27 agosto 2020 del suddetto decreto legislativo. Queste secondo la normativa *“devono essere munite di un dispositivo che informi il medico specialista, al termine della procedura, sui parametri utili alla valutazione della dose al paziente”* (Art. 163 comma 16), *“di sistemi di ottimizzazione della dose”*

(Art.163 comma 17), ivi comprese le apparecchiature radiologiche utilizzate per la *“radiodiagnostica specialistica dovranno essere in grado di trasferire le informazioni di cui ai commi 15 (quantità di radiazioni durante la procedura) e 16 nella registrazione dell’esame”* (Art.163 comma 18). All’articolo 168 comma 1, il D.Lgs.101/2020 affida, nell’ambito delle proprie competenze, all’esercente, il responsabile dell’impianto radiologico (RIR), il tecnico sanitario di radiologia medica e lo specialista in fisica medica, il compito di provvedere *“affinché le indagini, i trattamenti con radiazioni ionizzanti e i principali parametri tecnici a essi relativi siano registrati singolarmente su supporto informatico, anche ai fini [...] del confronto rispetto ai livelli diagnostici di riferimento (LDR) ove applicabili”*.

1.2 Articolo 161 - Comma 5 e 6

Il Titolo XIII del D.Lgs. 101/2020 del 31 luglio 2020, approvato il 27 agosto 2020, concerne nello specifico le Esposizioni Mediche, definite all’ articolo 7 comma 47 del Titolo II del suddetto decreto, come *“l’esposizione di pazienti o individui asintomatici quale parte integrante di procedure mediche diagnostiche o terapeutiche a loro stessi rivolte, e intesa a produrre un beneficio alla loro salute, oltre che l’esposizione di assistenti e accompagnatori, nonché di volontari nel contesto di attività di ricerca medica o biomedica”*. Nel merito la presente normativa riporta dettami del tutto coerenti con la precedente, apportando tuttavia diverse novità. In particolare, si ponga l’attenzione al comma 5 e 6 dell’articolo 161 del D.Lgs.101/2020, concernenti l’inserimento della classe di dose nel referto della procedura medico diagnostica, di competenza del medico specialista in radiodiagnostica e in medicina nucleare relativamente all’esposizione. Nondimeno in tema di radioprotezione della popolazione, per garantire gli obiettivi specifici del D.Lgs 101/2020, dovrà essere implementato anche per l’impiego complementare delle radiazioni ionizzanti da parte di altri medici specialisti, che in egual modo dovranno riportare nella relazione clinica o nel verbale operatorio la classe di dose e sono per giunta obbligati, fin da ora, alla registrazione su supporto informatico dei principali parametri tecnici di esposizione (Art.168 comma 1).

Art.161 del D.Lgs 101/2020:

[...] omissis

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 relative, 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.

La seguente normativa (art.161 c.6 D.Lgs 101/20), nelle more dell'emanazione delle linee guida (art. 161 c.5), l'informazione relativa all'esposizione, da rendere sul referto, è composta dall'indicazione della classe di dose (da I a IV) secondo quelle che sono le indicazioni contenute nel documento "Linee guida per la diagnostica per immagini" – Atto rep. n2113 del 28 ottobre 2004. Queste linee guida, elaborate dal gruppo di lavoro istituito presso l'ASSR (Agenzia per i Servizi Sanitari Regionali) e costituito da rappresentanti delle Società Scientifiche interessate, della FISM (Federazione Italiana Società Medico-Scientifiche), dell'Istituto Superiore di Sanità (ISS) e del Ministero della Salute, dopo le necessarie

verifiche con i tecnici nominati dalle Regioni, sono state approvate dalla Conferenza Stato-Regioni il 28 ottobre 2004. Il GdL è stato costituito dall’Agenzia per i Servizi Sanitari Regionali (ASSR) sulla base degli indirizzi espressi dalla Conferenza Unificata, il quale ha elaborato le seguenti linee guida attendendo come primario obiettivo quello di una riduzione di esami radiologici inappropriatamente richiesti ed eseguiti, comportando questi difatti uno spreco delle risorse, allungamento dei tempi di attesa e quando eseguiti con radiazioni ionizzanti, un aumento della dose collettiva alla popolazione. Pertanto, le indicazioni presenti nel documento “Linee guida per la diagnostica per immagini” sono la traccia per l’indicazione della classe di dose nel referto, al fine di riportare l’informazione relativa all’esposizione come previsto dall’articolo 161 del D.Lgs 101/2020. Ove non sia possibile tale associazione, 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...), tenendo conto, qualora possibile, dell’evoluzione tecnologica del settore dell’area radiologica.

Si riporta, per generica indicazione e facilità di consultazione, la tabella estrapolata dalla GU 2/5/2005 dell’Accordo Stato Regioni n.281 del 28 ottobre 2004 “Linee Guida per la diagnostica per immagini” (Fig.1)

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

Fig.1 – Tabella con la classe di dose e dose efficace (mSv) della Gazzetta Ufficiale 2/5/2015

In particolare l’allegato A dell’accordo si presenta suddiviso in 6 colonne, dove nella prima viene riportato il numeratore dei problemi clinici, nella seconda è indicato il problema clinico per il quale si richiede l’esame, nella

terza sono elencate le possibili tecniche di imaging, nella quarta è riportata la raccomandazione (con il grado di evidenza) circa l'appropriatezza o meno dell'indagine, nella quinta sono resi sintetici commenti esplicativi ed infine nella sesta è riportata l'eventuale dose di esposizione alle radiazioni. Laddove la dose di esposizione non risulta indicata, è indice del fatto che non sono presenti dati sufficientemente disponibili per fornire un'indicazione, vista anche la grande variabilità nei tempi e nei modi di esecuzione. In relazione alla richiesta della normativa circa la segnalazione al paziente delle esposizioni mediche alle radiazioni ionizzanti, è ritenuto opportuno riportarne i valori. Nelle linee guida la classe di dose viene espressa in termini di dose efficace (mSv), per tipologia di esame e per quesito clinico; ad esempio allo stesso tipo di indagine possono essere associate diverse modalità di esecuzione (differenti parametri di esposizione) a seconda del quesito clinico, che quindi si traducono in diverse classi di dose. Questo comporta che alla definizione di classe come indicata dal D.Lgs.101/2020 sia associata un'elevata incertezza intrinseca, in quanto il calcolo della dose efficace dipende dalla modalità e dal tipo di calcolo e può essere eseguito impiegando software dedicati. Tale scelta conduce a svariate criticità tecniche, tecnologiche e procedurali, in particolare legate all'eterogeneità dei sistemi informativi di radiologia *Radiological Information Systems (RIS)* e *Picture Archive and Communication Systems (PACS)*, come anche all'eventuale presenza di sistemi di Registrazione della Dose (RDS). Conseguentemente, tale disposizione entrata in vigore il 27 agosto 2020 con il D.Lgs.101/2020, non sia immediatamente applicabile e necessita almeno dell'individuazione di parametri e di una regolamentazione che possa essere diffusa a livello nazionale. Lo stesso comma 6 dell'art. 161 indica che *"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"*. La SIRM insieme alle altre società scientifiche del settore ha emanato due documenti di consenso intersocietario nel 2017 *"Registrazione e informazione dei dati di esposizione radiologica alla luce della Direttiva 2013/59/EURATOM del 5 dicembre 2013"* e 2018 *"Indicazioni e applicazioni pratiche in relazione al*

contenuto della Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013 e al suo recepimento" che, pur non conoscendo cosa avrebbe indicato il legislatore nella norma di recepimento, hanno affrontato il problema alla luce di quanto prevedeva la D.E. 59/13. Nei documenti intersocietari vengono chiaramente indicati i parametri da considerare e che esistono livelli di incertezza nel rilevamento del dato, che possono variare in percentuali dal 20 al 50 % in più o in meno. Inoltre, bisogna considerare come comportarsi in assenza di sistemi automatici di trasferimento del dato. È stato istituito un GdL intersocietario per la individuazione di criteri e modalità operative da inviare ai propri iscritti per la uniforme e corretta gestione del dato da inserire nel referto.

1.3 Considerazioni

La decisione in merito all'utilizzo del nomenclatore della specialistica ambulatoriale allegato ai LEA del 2017 (G.U.: 65 del 18-3-2017 Suppl. Ordinario n.15) (Allegato1) per la classificazione degli esami di diagnostica per immagini, è stata motivata dall'allegato XXIX del D.Lgs.101/2020 dove riporta che *"la trasmissione dei dati di cui al comma 3 dell'articolo 168 alla regione o alla provincia autonoma dovrà prevedere per ciascun esame contemplato dal nomenclatore nazionale [...]"*. Tale classificazione è stata integrata con quella delle procedure di radiologia interventistica (body e neuro), dove in questo ambito sono stati adoperati gli elenchi del Quaderno del Ministero della Salute n.12 del 2011 e della Sezione di Radiologia Interventistica della SIRM (Allegato 2). Le classi di dose, vista la notevole variabilità delle procedure, prevedono, dove necessario, una o più classi che andranno adattate localmente nei sistemi RIS-PACS.

Per ogni procedura, dovrà essere garantita la registrazione su supporto informatico dei parametri espositivi dell'esame effettivamente eseguito, come indica il D.Lgs.101/2020 all'art 168 comma 3 *"L'esercente, il responsabile dell'impianto radiologico, il medico specialista, il tecnico sanitario di radiologia medica e lo specialista in fisica medica, per quanto di competenza, provvedono affinché le indagini, i trattamenti con radiazioni ionizzanti e i principali parametri tecnici a essi relativi siano registrati singolarmente su supporto informatico"*. Inoltre, come denota la suddetta

normativa all'articolo 161 comma 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, come i sistemi RDS, laddove disponibili, risultano lo strumento di elezione per una più accurata definizione della classe di dose, la quale dovrà essere individuata sulla base della tipologia e delle modalità di effettuazione degli esami radiologici e di medicina nucleare (fornite dal Responsabile dell'impianto radiologico) e delle indicazioni fornite dallo specialista in fisica medica per la corretta associazione fra esame e classe di dose (art. 161 D.Lgs.101 comma 6).

CAPITOLO 2

Dose

L'esposizione medica a radiazioni riguarda gli individui che vengono sottoposti a indagini diagnostiche, come a procedure interventistiche che richiedono la visualizzazione in tempo reale di una regione corporea, a radioterapia, a somministrazione di farmaci marcati con sostanze radioattive. Questa contribuisce per oltre il 95% all'esposizione a radiazioni "artificiali" e la dose che, in media, ogni individuo riceve è superata solamente da quella dovuta al fondo naturale. Il maggior contributo a tale dose è quello causato dalla radiodiagnostica e alle procedure interventistiche, attività che possono comportare effetti di tipo stocastico e, in rari casi, anche di tipo deterministico. Conseguenza che la conoscenza delle dosi associate a ogni procedura è essenziale per la prevenzione degli effetti deterministici e per la riduzione al livello più basso possibile (ALARA: As Low As Reasonably Achievable) delle probabilità di accadimento di effetti stocastici.

2.1 Le Radiazioni: Fondo Naturale e Indagini Radiologiche

L'intera popolazione del pianeta è esposta alla radiazione dovuta al "fondo naturale", la quale si vede comporre da una parte di radiazione cosmica (costituita da una componente primaria di protoni e, in misura ridotta di particelle α e nuclei di elementi leggeri e pesanti, e da una componente secondaria di fotoni, elettroni, neutroni, mesoni μ e π) e dall'altra di radionuclidi cosmogenici (^3H , ^{14}C e molti altri), come anche in parte da radiazioni di origine terrestre prodotte da nuclei radioattivi contenuti nella crosta terrestre e appartenenti alle famiglie del ^{232}Th e del ^{238}U (dove il gas radon ^{222}Rn è quello che concorre maggiormente). La dose efficace media per ogni individuo della popolazione mondiale è pari a 2.4 mSv/anno, posta come dose efficace (E) *"la somma delle dosi equivalenti (H_T) pesate in tutti i tessuti e organi del corpo causate da esposizione interna ed esterna"*

(Titolo II del D.Lgs.101/2020, art.7 comma 32) pesate per i fattori di ponderazione W_T caratteristici per ciascuno di essi; definita dalla seguente espressione:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T$$

D'altra parte, è bene rilevare che la dose determinata dalla radiazione di origine cosmica è minima (circa 0,3 mSv/anno) al livello del mare come stretta conseguenza dell'effetto schermante prodotto dall'atmosfera terrestre, mentre raddoppia approssimativamente ogni 2000 metri di quota; di contro, la dose dovuta a radiazioni di origine terrestre è molto più variabile da zona in zona, essendo in stretta dipendenza della composizione del suolo e delle rocce. Vengono riassunti nella figura 2 i livelli della dose relativi al fondo naturale con i rispettivi intervalli.

Sorgente e/o modalità	Valore medio	Intervallo
Radon (inalazione)	1,26	0,2-10
Radiazione terrestre per esposizione esterna	0,48	0,3-18
Ingestione	0,29	0,2-1
Radiazione cosmica	0,39	0,3-1
Totale	2,4	1-20

Fig. 2 - Dosi (mSv/anno) dovute al fondo naturale

La produzione di “immagini radiologiche” ottenute sfruttando la differenza fra i coefficienti di attenuazione nei vari tipi di tessuti con i raggi X prodotti a tensioni comprese fra i 20 e 150 kV, costituisce a partire dalla scoperta dei raggi X, (Röntgen, 1895) uno strumento fondamentale della medicina moderna. Le procedure radiodiagnostiche in sanità hanno assunto un ruolo indispensabile nell'inquadramento diagnostico dei pazienti, anche grazie al loro sempre più regolare utilizzo. La frequenza delle indagini radiologiche varia in misura considerevole nei vari paesi del pianeta. Facendo riferimento a una vecchia statistica è possibile constatare che, nei paesi sviluppati, fra i quali naturalmente l'Italia, nel periodo 1997 – 2007, la frequenza annua delle procedure radiologiche generali sia stata pari a 1332/1000 abitanti. A tali frequenze si associa una dose pro capite di 1,92 mSv/anno, molto vicina alla dose del fondo naturale.

Resta plausibile che nell'ultimo decennio, frequenza e dose efficace pro capite e collettiva siano ulteriormente aumentate, come stretta conseguenza dell'ingente ricorso in particolar modo agli esami di tomografia computerizzata (TC), la quale eroga da sola oltre il 65% della dose radiante prodotta da attività mediche. Difatti tra tutti i metodi di imaging radiologico (radiologia, ecografia, risonanza magnetica, medicina nucleare) sono quelle basate su energie ionizzanti, e che pertanto sono potenzialmente dannose per il paziente, che hanno visto il maggior incremento di uso.

2.2 Interazioni Radiazioni – DNA

Le radiazioni interagiscono con gli esseri viventi a livello atomico tramite eccitazioni e ionizzazioni. L'effetto delle radiazioni sugli organismi, sia esso di tipo somatico (riguardante l'individuo irradiato) o genetico (riguardante la sua progenie), è determinato fondamentalmente dai risultati sulle cellule che li costituiscono, cosicché gli effetti somatici e quelli genetici sono da attribuirsi ai danni rispettivamente sulle cellule somatiche e su quelle germinali. Gli effetti, radiobiologicamente significativi sulle cellule somatiche, consistono nell'inattivazione e nella trasformazione in cellule maligne; per quel che concerne le cellule germinali è rilevante, ai fini degli effetti ereditari, l'alterazione del loro patrimonio genetico attraverso mutazioni geniche o aberrazioni cromosomiche. In tutti questi casi, innumerevoli fatti sperimentali indicano nel DNA il principale bersaglio delle radiazioni ionizzanti nelle cellule, ovvero il danno biologico appare collegato alle lesioni prodotte sul DNA che non sono riparate, o sono mal riparate, dai sistemi di riparazione cellulare. Conseguenza che, il bersaglio principale del loro effetto è il DNA, tuttavia possono anche essere colpiti altri componenti subcellulari come mitocondri, proteine, membrane.

Nel caso dell'eccitazione, la radiazione che impatta l'atomo trasporta un pacchetto discreto di energia pari a quella richiesta dall'elettrone che staziona nel suo stato fondamentale, comportando il salto quantico dell'elettrone verso il livello energetico superiore; l'atomo in queste condizioni di alta energia, è instabile. Pertanto, come in tutti i sistemi in natura, anche questo non permane nello stato eccitato per lungo tempo, quindi deve rilasciare l'energia in eccesso. Si verifica l'emissione di energia

quantica sotto forma di onda elettromagnetica in quantità pari alla differenza energetica fra gli stati coinvolti, per ritornare allo stato fondamentale di equilibrio a energia più bassa, nonché energeticamente più favorevole. Questo ritorno si chiama decadimento, il fenomeno inverso dell'eccitazione. Con ionizzazione, invece, si intende quel processo per cui l'energia della radiazione è tale da fare espellere uno o più elettroni dagli orbitali atomici, determinando così la ionizzazione dell'atomo.



Fig.3 – Rappresentazione schematica delle due modalità di interazione della radiazione con la materia: eccitazione e ionizzazione

2.3 Linear Energy Transfer (LET)

Le radiazioni ionizzanti si possono caratterizzare in base alla loro capacità di ionizzare la materia. I raggi X e i raggi γ sono molto penetranti, ma dotati di bassa densità di ionizzazione, mentre le radiazioni corpuscolari, (α , β , protoni e neutroni) a parità di energia sono meno penetranti, tuttavia sono da considerarsi ad alta densità di ionizzazione. La grandezza fisica che esprime l'energia ceduta dalla radiazione per unità di percorso nel mezzo assorbitore, è detta trasferimento lineare di energia (LET acronimo di “*Linear Energy Transfer*” o anche “potere frenante lineare ristretto per collisioni”) e si esprime generalmente in keV/ μ m.

$$LET_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dx}$$

Dove:

- dE è la quantità discreta di energia trasferita dalla radiazione;
- dx è l'intervallo di percorso nella materia;
- Δ è il parametro con cui viene fissata la dimensione del sito di interazione, detto *cut-off*.

Il LET quindi è la grandezza fisica che misura la densità di ionizzazione lungo la traccia di una particella ionizzante e permette di comparare l'energia rilasciata da diversi tipi di radiazione. Al crescere del *Linear Energy Transfer* gli eventi di deposizione dell'energia saranno sempre più numerosi e ravvicinati. Per mezzo di questa grandezza è possibile suddividere in due classi le radiazioni:

- quelle a basso LET (o a ionizzazione sparsa) sono i raggi X, γ , gli elettroni veloci (LET tra 0,3 e 2,5 keV/ μm) e danno luogo a ionizzazioni spazialmente ben separate tra loro, non comportando di conseguenza danni significativi;
- quelle ad alto LET (o densamente ionizzanti) sono particelle α , protoni, neutroni, ioni pesanti e danno atto a una densa colonna di ionizzazioni (LET superiore a 50-100 keV/ μm).

Di conseguenza una radiazione ad alto LET cede notevoli quantità di energia in un breve range di percorso, presentando un maggior effetto radiobiologico ed una minima capacità di penetrare i tessuti (dato dal fatto che cede tutta la sua energia in brevi distanze). Da questo erge l'importanza del LET, per cui radiazioni densamente ionizzanti possono facilmente comportare due lesioni vicine nella stessa cellula, criterio necessario per la formazione di aberrazioni cromosomiche complesse.

La densità di ionizzazione insieme al numero delle stesse, definisce l'efficacia biologica di una determinata radiazione, quindi ad esempio 1Gy di neutroni ha un effetto biologico molto maggiore rispetto a 1 Gy di raggi X.

2.3 Unità di Misura ed Effetti Biologici delle Radiazioni Ionizzanti

I medici radiologi, i fisici e i tecnici sanitari di radiologia devono avere ben chiari i descrittori della dose, poiché sono legati agli effetti biologici che le radiazioni ionizzanti producono. Tuttavia, prima di introdurre questi indicatori di dose, è bene discutere le unità di misura e il significato delle diverse espressioni: esposizione, dose assorbita, dose equivalente e dose efficace.

Il termine *esposizione* è definito anche nel Titolo II articolo 7 del D.Lgs.101/2020 come “*l’atto di esporre o la condizione di essere esposti a radiazioni ionizzanti emesse da una sorgente al di fuori dell’organismo (esposizione esterna) o all’interno dell’organismo (esposizione interna)*”. Allo stesso tempo, per l’*International Commission on Radiological Units and Measurements* (ICRU), l’esposizione è data dal valore assoluto (dQ) della quantità totale di carica degli ioni prodotta in aria quando tutti gli elettroni liberati dai fotoni in un volume d’aria di massa dm sono completamente fermati in aria

$$E = \frac{dQ}{dm}$$

con Q che rappresenta il valore assoluto della carica totale degli ioni dello stesso segno prodotta in aria, e m la massa d’aria. Ad oggi suddetta grandezza detiene solo un valore storico, in quanto non è più utilizzata, ed è stata sostituita dal *kerma* (acronimo di *Kinetic Energy Released in the Medium*), definita come la quantità di energia cinetica trasferita dai fotoni agli elettroni in un elemento di volume di massa dm ; viene espressa in Joule/kg

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

La *dose assorbita* come definita al Titolo II articolo 7, comma 31 del D.Lgs.101/2020 è l’ “*energia assorbita per unità di massa e cioè il quoziente di dE diviso per dm , in cui dE è l’energia media nell’elemento volumetrico di massa dm ; ai fini del presente decreto, la dose assorbita indica la dose*

media in un tessuto o in un organo. L'unità di misura di dose assorbita è il gray". Pertanto, rappresenta la quantità di energia assorbita per unità di massa di materiale. Matematicamente tale relazione può essere resa dalla seguente equazione

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

dove E rappresenta il valore dell'energia media e m la massa del corpo. L'esposizione equivale alla misura della quantità di ionizzazione prodotta in una massa specifica di aria dai raggi X ed è correlata alla "quantità di radiazione" alla quale un paziente viene esposto. Ad esempio, dai dati dell'esposizione è possibile calcolare la dose a livello della superficie del paziente, dato di considerevole importanza ai fini di effetti deterministici come l'eritema cutaneo. Essendo ogni rischio associato all'esposizione alle radiazioni correlato sempre alla quantità di energia assorbita in ogni porzione di tessuto biologico, quest'ultima grandezza descritta è di particolare rilevanza nel contesto della protezione radiologica. La precedente unità di misura della dose assorbita era il rad (r), ad oggi abitualmente sostituita con il gray (Gy), che si esprime in joule su kilogrammo (1 Gy equivale a 100 rad). Nonostante ciò, non tenendo in considerazione delle differenze di sensibilità alle radiazioni dei vari organi, la dose assorbita non può essere indice di alcun rischio relativo all'esposizione.

Per questo motivo, un mezzo per esprimere in linguaggio comune la diversità degli effetti biologici prodotti da radiazioni di qualità diversa, è l'*equivalente di dose*, nonché "la dose assorbita, nel tessuto o organo T , pesata in base al tipo e alla qualità della radiazione R ". L'unità di dose equivalente è il sievert (Sv) ed è indicata dalla formula che segue:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

dove $D_{T,R}$ è la dose assorbita media, nel tessuto o organo T dovuta alla radiazione R e w_R rappresenta il fattore di peso per la radiazione. Inoltre, quando il campo di radiazioni è formato di tipi ed energie con valori diversi di w_R , la dose equivalente totale, H_T , si esprime con:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Si riportano i valori del fattore di ponderazione delle radiazioni w_R presenti sia nel ICRP 103 del 2007 (Tab.2), sia nell'Allegato XXIV del D.Lgs.101/2020 (Tab.1). Occorre tener presente che, a parità di dose assorbita D , il danno biologico dipende dal tipo di radiazione: maggiore è la densità di ionizzazione (nonché il numero di ionizzazioni prodotte per unità di percorso), maggiore è il danno biologico. Come delineato espressamente nel documento ICRP 103, il fattore di ponderazione w_R è un *“fattore adimensionale per il quale viene moltiplicata la dose assorbita dall'organo o dal tessuto in modo da riflettere la maggiore efficacia biologica delle radiazioni ad alto LET rispetto alle radiazioni a basso LET. Utilizzato per calcolare la dose equivalente derivandola dalla dose assorbita mediata su un tessuto o organo”* e dipende dal tipo e dalla qualità del campo di radiazioni esterne, oppure dal tipo e dalla qualità delle radiazioni emesse da un radionuclide depositato all'interno dell'organismo. Pertanto, la ICRP ha introdotto questo *“peso della pericolosità”* delle radiazioni, un fattore di qualità tipico della natura e dell'energia della radiazione considerata, definito in funzione del *Linear Energy Transfer* (LET) in acqua nel punto considerato. Questi fattori di qualità sono stimati a partire da studi epidemiologici condotti su soggetti esposti ad elevati livelli di dose, sui quali gli effetti dannosi sono misurabili. Ad esempio, i raggi X hanno un fattore di qualità di 1, al contrario delle particelle α che lo possiedono di 20; ne consegue che, a parità di dose assorbita, la dose equivalente è più alta per le particelle α che per i raggi X, pertanto il danno biologico prodotto dalle particelle α è molto maggiore rispetto a quello determinato dai raggi X.

Fotoni	1
Elettroni e muoni	1
Protoni e pioni carichi	2
Particelle alfa, frammenti di fissione, nuclei pesanti	20
Neutroni	
$E_n < 1 \text{ MeV}$	$2,5 + 18,2 e^{-[\ln(E_n)]^{**2} / 6}$
$1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV}$	$5,0 + 17,0 e^{-[\ln(2 E_n)]^{**2} / 6}$
$E_n > 50 \text{ MeV}$	$2,5 + 3,25 e^{-[\ln(0,04 E_n)]^{**2} / 6}$

Tab.1 - D.Lgs.101/20, i valori del fattore di ponderazione delle radiazioni w_R

Tipo di radiazione	Fattore di ponderazione della radiazione, w_R
Fotoni	1
Elettroni e muoni	1
Protoni e pioni carichi	2
Particelle alfa, frammenti di fissione, ioni pesanti	20
Neutroni *vedi Fig...	(Funzione continua dell'energia del neutrone)
$E_n < 1 \text{ MeV}$	$2,5 + 18,2 e^{-[\ln(E_n)]^2 / 6}$
$1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV}$	$5,0 + 17,0 e^{-[\ln(2E_n)]^2 / 6}$
$E_n > 50 \text{ MeV}$	$2,5 + 3,25 e^{-[\ln(0,04 E_n)]^2 / 6}$

Tab.2 - IRCP 103/2007, fattori di ponderazione (w_R) per le radiazioni raccomandati

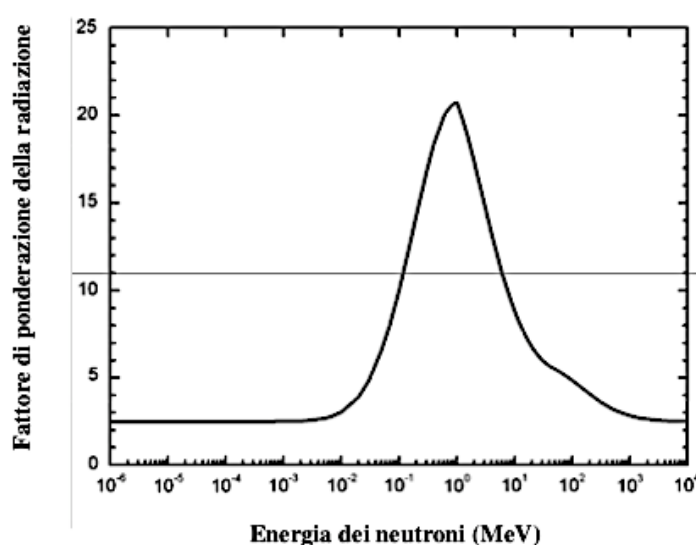


Fig.4 - Fattore di ponderazione della radiazione (w_R) per i neutroni in funzione della loro energia

Altra grandezza invece è la *dose efficace* (E) che permette di quantificare il danno ai tessuti prendendo in considerazione la loro diversa radiosensibilità. È definita come “*la somma delle dosi equivalenti pesate in tutti i tessuti e organi del corpo causate da esposizione interna ed esterna*” (Titolo II, art.7 comma 32 del D.Lgs.101/2020). L’unità di misura di tale grandezza è, come per la dose equivalente, il sievert (Sv).

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

dove $D_{T,R}$ è la dose assorbita media, nel tessuto o organo T, dovuta alla radiazione R, mentre w_R e w_T sono i fattori di peso rispettivamente per la radiazione il primo e per il tessuto o organo T il secondo (si riporta la tabella relativa al fattore di ponderazione w_T presente nell’allegato XXIV del D.Lgs.101/2020 (Tab.3) e la tabella sui fattori di ponderazione per i tessuti raccomandati del ICRP 103 del 2007 (Tab.4); per i valori del fattore w_R vedi le tabelle 1 e 2)

Gonadi	0,08
Midollo osseo (rosso)	0,12
Colon	0,12
Polmone (vie respiratorie toraciche)	0,12
Stomaco	0,12
Mammelle	0,12
Vescica	0,04
Fegato	0,04
Esofago	0,04
Tiroide	0,04
Pelle	0,01
Superficie ossea	0,01
Cervello	0,01
Ghiandole salivari	0,01
Rimanenti organi o tessuti	0,12

Tab.3 - D.Lgs.101/2020, i valori del fattore di ponderazione w_T per i diversi organi o tessuti

Tessuto	w_T	Σw_T
Midollo osseo (rosso), Colon, Polmone, Stomaco	0,12	0,72
Seno, Tessuti rimanenti*	0,08	0,08
Vescica, Esofago, Fegato, Tiroide	0,04	0,16
Superficie dell'osso, Cervello, Ghiandole salivari, Pelle	0,01	0,04
Totale		1,00
*Tessuti rimanenti: ghiandole surrenali, regione extra-toracica, cistifellea, cuore, reni, linfonodi, muscolo, mucosa orale, pancreas, prostata, intestino tenue, milza, timo, utero/cervice		

Tab.4 - ICRP 103/2007, Fattori di ponderazione (w_T) per i tessuti raccomandati

Considerando che la dose equivalente viene calcolata tenendo conto della "qualità" della radiazione, la dose efficace offre una stima del detrimento da radiazione sulla base della radiosensibilità degli organi, quanto sul tipo di radiazione. La dose efficace può essere utile nel confronto tra le dosi risultanti da procedure diverse tra loro, nel confronto tra procedure e tecnologie simili condotte in strutture sanitarie diverse tra loro e situate in diversi paesi, nel confronto tra diverse tecnologie applicate alla stessa procedura a patto che le popolazioni di pazienti o i pazienti di riferimento siano simili tra loro per quanto riguarda l'età ed il sesso. La valutazione e l'interpretazione di questa grandezza fisica nell'esposizione medica, presenta criticità nel caso in cui gli organi ed i tessuti siano parzialmente irradiati o subiscano un'esposizione molto eterogenea, circostanze queste, tipiche delle procedure diagnostiche ed interventistiche.

2.4.1 Effetti delle Radiazioni Ionizzanti: Effetti Deterministici e Stocastici

Gli effetti delle radiazioni ionizzanti possono essere classificati in somatici e genetici. Gli *effetti somatici* producono un danno alle strutture cellulari ed extracellulari dell'individuo irradiato e possono essere o stocastici o deterministici; gli *effetti genetici* invece, provocano alterazioni dei geni dell'individuo esposto, pertanto sono trasmissibili alla progenie e di conseguenza necessariamente stocastici.

2.4.1.a Effetti Deterministici

Per effetti deterministici si intendono effetti somatici che si realizzano nell'individuo esposto, soltanto se la dose assorbita per "esposizione acuta" (ovvero intensa e di breve durata) è superiore a un valore soglia, tipico per l'effetto e la cui gravità è tanto maggiore quanto maggiore è la dose. In una nota all'Accademia di Francia, nel 1901, Pierre Curie ed Henry Becquerel scrivono, fra l'altro "*Les rayons du radium agissent énergiquement sur la peau: l'effet produit est analogue à celui qui résulte de l'action des rayons de Röntgen [...]. Les mains ont une tendance générale à la desquamation, les extrémités des doigts qui ont tenu les tubes ou capsules renfermant des produits très actifs deviennent dures et parfois très douloureuses; pour l'un de nous, l'inflammation des extrémités des doigts a duré une quinzaine de jours et s'est terminée par la chute de la peau, mais la sensibilité douloureuse n'a pas encore complètement disparu au bout de deux mois*". Si tratta della prima comunicazione scientifica di uno dei tanti possibili effetti deterministici prodotti sull'uomo dall'esposizione a radiazioni ionizzanti. Nelle figure 5 e 6 vengono riportati alcuni effetti deterministici conseguenti a esposizione acuta parziale/totale. Tali effetti non si osservano al di sotto della dose soglia, ma il superamento di quest'ultima comporta l'insorgenza dell'evento in tutti gli irradiati. La dose soglia è considerata abbastanza elevata, poiché può uccidere le cellule e comportare cambiamenti degenerativi nei tessuti che sono stati esposti alla radiazione. Tuttavia, per alcuni effetti deterministici può essere raggiunta solo se un paziente si sottopone a un numero elevato di esami. Nella *Pubblicazione 60* (ICRP, 1991b) la Commissione classificò gli effetti delle radiazioni che producono reazioni tissutali come effetti deterministici, mentre utilizzò il termine effetti stocastici per le neoplasie indotte da radiazioni e le malattie ereditarie. Furono invece chiamati non stocastici nella *Pubblicazione 41* (ICRP, 1984) gli effetti comportati da danni in popolazioni cellulari, e tale denominazione fu sostituita nella *Pubblicazione 60* (ICRP, 1991b) dal termine deterministico, intendendo "un danno casualmente determinato da eventi precedenti".

Per i qui presenti motivi, gli effetti deterministici sono associati a reazioni tissutali avverse, dove l'induzione delle stesse è caratterizzata da una dose

soglia. La ragione dell'esistenza di un valore soglia sta nel fatto che il danneggiamento (morte o disfunzione grave) di una popolazione critica di cellule in un dato tessuto causato dalle radiazioni, deve essere sostanziale prima che una lesione si esprima in forma clinicamente rilevante. Superato il valore della dose soglia, la gravità della lesione, inclusa la stessa diminuzione della capacità di recupero del tessuto, aumenta con la dose. Le revisioni dei dati biologici e clinici hanno condotto ad un ulteriore sviluppo delle valutazioni della Commissione sui meccanismi cellulari e dei tessuti che sono alla base delle reazioni tissutali e delle soglie di dose che si applicano ai principali organi e tessuti. Tuttavia, per valori di dose assorbita fino a circa 100mGy (basso LET o alto LET) si ritiene che nessun tessuto esprima danni funzionali clinicamente rilevanti; valutazione che si attua sia a singole irradiazioni acute sia a tutte quelle situazioni dove le basse dosi sono assorbite nel corso del tempo, come esposizioni annuali ripetute.

Effetti deterministici per esposizione acuta parziale			
Organo/tessuto	Effetto	Dose soglia (Gy)	Tempo di latenza
Cute	Eritema semplice	3-3,5	Qualche ora
	Eritema bolloso	6-10	2-4 giorni
	Eritema ulceroso	>12	2-4 giorni
Capelli	Caduta temporanea	2	15-20 giorni
	Caduta definitiva	13	20-30 giorni
Midollo osseo emopoietico	Depressione	0,5	Qualche giorno
	Aplasia	>15	Qualche giorno
Cristallino	Congiuntivite	1-2	Qualche giorno
	Cataratta	4	Qualche anno

Fig.5 - Effetti deterministici per esposizione acuta parziale

Effetti deterministici per esposizione acuta totale	
Dose soglia (Gy)	Effetto
0,25	Assenza di sintomi soggettivi. Diminuzione temporanea del numero di linfociti
0,50	Possibile nausea, lieve malessere, riduzione degli eritrociti: seconda–terza settimana
1	Forte nausea con vomito e astenia. Dalla seconda alla quarta settimana: prima leucopenia, poi anemia. Riduzione delle capacità di difesa
2	Sindrome acuta, proporzionale all'entità della dose, con esito talvolta letale. Stadio iniziale: lieve shock con nausea, vomito, inappetenza Stadio di latenza. Stadio acuto: astenia grave, febbre, tachicardia, ipotensione arteriosa, diarrea, tendenza al collasso cardiocircolatorio, leucopenia grave, anemia grave, piastrinopenia, diatesi emorragica
4	Sindrome acuta più grave. Il 50% dei pazienti non adeguatamente curati muore entro 30–60 giorni
6	Sindrome ancora più grave. Il 100% dei pazienti muore entro 30 giorni
> 6 Gy	Stadio acuto: distruzione dell'epitelio intestinale, grave shock, setticemia, morte

Fig.6 - Effetti deterministici per esposizione acuta totale

2.4.1.b Effetti Stocastici

Gli effetti stocastici invece sono a carattere probabilistico e sono causati dall'induzione di mutazioni delle cellule somatiche e germinali. Nello specifico, il danno alle cellule somatiche può comportare lo sviluppo di un tumore negli individui esposti, oppure malattie ereditarie nella loro progenie a seguito della mutazione di cellule riproduttive (germinali). Il verificarsi di questo effetto, a differenza del deterministico, non richiede il superamento di una dose soglia (*Linear No Threshold*, LNT), ma la probabilità che l'evento si verifichi è tanto maggiore quanto lo è il tempo di esposizione del soggetto a radiazioni ionizzanti. Infatti, sebbene ci siano eccezioni riconosciute, ai fini della radioprotezione la Commissione Internazionale per la Protezione Radiologica ritiene che il peso dell'evidenza sui processi cellulari fondamentali associati con i dati dose-risposta, sostenga l'opinione che per le basse dosi, al di sotto di 100 mSv, è scientificamente plausibile assumere che l'incidenza di neoplasie o di effetti ereditari aumenti in modo direttamente proporzionale con l'aumento della dose equivalente negli organi e tessuti interessati. Ne deriva che, il sistema pratico di protezione dalle radiazioni ionizzanti raccomandato dalla Commissione, continuerà a basarsi sull'ipotesi che a dosi inferiori a circa 100 mSv, un dato incremento della dose produca un incremento direttamente proporzionale della

probabilità di insorgenza di una neoplasia o di effetti ereditari attribuibili alle radiazioni; modello questo, di dose-risposta, chiamato per l'appunto LNT. Tali effetti non mostrano gradualità di manifestazione con la dose ricevuta, ma sono del tipo "tutto o nulla" quale che sia la dose; in tal modo, perfino una piccola dose può comportare l'insorgenza dell'evento. Verificandosi dopo un periodo di latenza piuttosto lungo, tali danni sono considerabili tardivi. Il modello lineare senza soglia (LNT) di conseguenza sostiene che non esiste una dose, per quanto piccola, che non possa produrre un danno e, allo stesso tempo, che non esiste un incremento di dose, per quanto piccolo, al quale non corrisponda un incremento del rischio di induzione neoplastica, secondo una relazione lineare. L'ipotesi del *Linear No Threshold* ha permesso di sviluppare il vigente sistema di radioprotezione basato sui principi di giustificazione, ottimizzazione e limitazione delle dosi, cosicché queste siano mantenute ai livelli più bassi ottenibili, assumendo che i danni stocastici possono essere limitati ma non del tutto prevenuti.

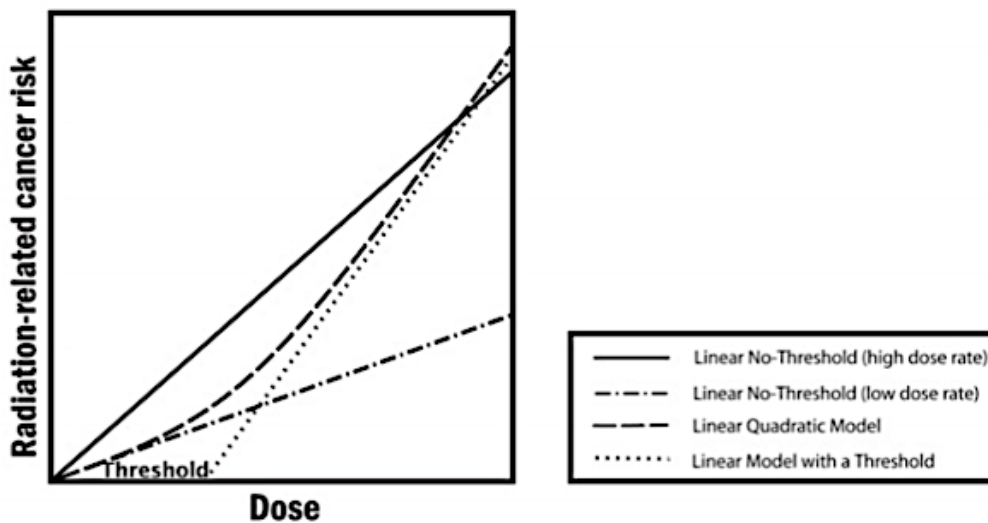


Fig.7 - Il modello lineare senza soglia (**LNT**). Nel grafico vengono rappresentati in concomitanza i diversi modelli di risposta alla radiazione ionizzante.

CAPITOLO 3

LDR

I Livelli Diagnostici di Riferimento (LDR) sono stati introdotti nella pubblicazione 73 del 1996 dalla *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), poi riconfermati e definiti nella Direttiva Europea 2013/59/Euratom come strumento per l'ottimizzazione della esposizione dei pazienti sottoposti ad indagini diagnostiche con radiazioni ionizzanti. Il D.Lgs.101/2020 nell'Allegato XXVI definisce e pone lo scopo di questi mezzi, descrivendo che *"I LDR vanno intesi come strumenti di lavoro per ottimizzare le prestazioni. Sono grandezze misurabili e tipiche delle procedure radiologiche e di medicina nucleare. I LDR, avendo valore di standard, non si riferiscono a misure di dose assorbita dal singolo paziente e non devono essere utilizzati al di fuori di programmi di miglioramento della qualità"*; pertanto, gli LDR non si intendono applicabili al singolo individuo e non devono essere utilizzati come limite di dose. Infatti, i livelli diagnostici di riferimento si riferiscono ad una pratica tipica per un esame specifico, per un altrettanto specifico quesito diagnostico (ad esempio, TC dell'encefalo in relazione ad un infarto acuto) e per un gruppo di pazienti; i valori di dose su singoli pazienti possono mutare in funzione della corporatura del paziente e dell'esclusivo quesito diagnostico. Conseguentemente, le dosi individuali non devono essere confrontate direttamente con gli LDR. Tanto è vero che, lo scopo dei Livelli Diagnostici di Riferimento è quello di promuovere miglioramenti generali della pratica radiologica: un'indagine è necessaria quando la dose mediana relativa ad un gruppo di pazienti è costantemente superiore al valore LDR. Questi mezzi hanno avvalorato la loro caratteristica di essere strumenti essenziali nei processi di ottimizzazione delle esposizioni, individuando quelle pratiche radiologiche che richiedono interventi tecnici e/o metodologici atti a ridurre la dose media ai pazienti sottoposti ad indagine diagnostica in un'istallazione radiologica; tuttavia, rappresentano soltanto uno *step* del processo globale di ottimizzazione. L'attuale legislazione internazionale considera gli LDR come un livello di monitoraggio usato nelle indagini mediche con radiazioni ionizzanti per

indicare se, in condizioni di routine, la dose al paziente o la quantità di radiofarmaci somministrata in una specifica procedura radiologica è troppo alta o troppo bassa per la stessa. Secondo la International Atomic Energy Agency (IAEA) *“Gli LDR dovrebbero essere definiti per gli esami o procedure più rappresentativi per l’area, il Paese o la regione in cui essi sono applicati. Gli LDR nazionali dovrebbero essere impostati sulla base di indagini rappresentative dei valori mediani di dose per ogni tipo di procedura e gruppo di pazienti (ad esempio, adulti o bambini di taglie diverse)”*. In particolare, la IAEA nel documento *“About Diagnostic Reference Levels (DRLs). FAQs for health professionals”* descrive la rilevanza, il ruolo e i livelli diagnostici di riferimento nel *medical imaging* attraverso una serie di domande. Nell’illustrare il motivo per cui si necessita di questi strumenti, afferma che *“Le indagini dosimetriche condotte su diverse modalità d’indagine hanno evidenziato sostanziali differenze di dose tra diverse strutture sanitarie per lo stesso esame o procedura e per gruppi simili di pazienti (adulti o bambini di taglia definite). Questi risultati indicano la necessità di standardizzare i livelli di dose al paziente e di ridurre tali differenze senza compromettere le finalità cliniche della procedura. L’introduzione e l’utilizzo di valori di LDR esame-procedura specifici e per i vari gruppi di pazienti è uno stimolo al monitoraggio delle esposizioni e consente di promuovere miglioramenti nella protezione del paziente”*. Chi detiene la responsabilità dell’individuazione e aggiornamento degli LDR sono le autorità nazionali, difatti la Direttiva europea 2013/59/Euratom all’articolo 56 rimanda agli Stati Membri la scelta e il periodico aggiornamento degli LDR per la radiologia diagnostica e , quando appropriato, per la radiologia interventistica (dovendo per questa tenere in considerazione anche la complessità delle procedure) e recita *“Gli Stati membri garantiscono la definizione, la revisione periodica e l’impiego di livelli diagnostici di riferimento per esami radiodiagnostici, tenendo conto dei livelli diagnostici di riferimento europei raccomandati eventualmente disponibili, nonché, se del caso, per procedure di radiologia interventistica, e provvedono a rendere disponibili indicazioni a tal fine”*.

Le procedure radiologiche che si vedono interessare dagli LDR soddisfano specifici criteri, come l’adozione di un’elevata frequenza di esecuzione, una

denominazione univoca, permesso all'esecuzione di verifiche degli LDR in un'elevata percentuale di installazioni radiologiche e l'essere in numero limitato per ogni tipologia di installazione radiologica. Esiste un'ipotesi alla base della periodica verifica degli LDR su un numero circoscritto di tipologie di procedure, nonché quella per cui se l'esposizione media del paziente risulta inferiore al relativo LDR per alcune frequenti procedure radiologiche, essa allora lo sarà anche per tutte le altre procedure eseguite dallo stesso personale con la medesima installazione radiologica.

3.1 LDR Radiografia e Fluoroscopia Diagnostica

Si riportano le Tabelle tratte dai Rapporti ISTISAN 20/22 (aggiornamento del Rapporto ISTISAN 17/33), per la radiografia e fluoroscopia dell'adulto, desunti dalla letteratura, che vi comprendono quelli italiani con un numero significativo di centri radiologici derivanti da indagini nazionali e anche quelli adottati in alcuni Paesi europei sempre derivanti da indagini nazionali; (Fig. 8 e 9)

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
Cranio	AP o PA	3,5 (3)	-	1,8 (16)*	1,0 (15 AT) 0,6 (15 BE) 0,65 (15 CH)
	LAT	2,5 (3)	-	1,1 (6)*	1,0 (15 AT) 0,6(15 BE) 0,5 (15 CH)
Torace	PA	0,4 (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) 0,25 (57)
	LAT	1,2 (3)	-	0,5 (16) 0,15 (15 CH) 0,8 (15 FI) 1,2 (57)	1,0 (15 AT) 0,55 (15 DE) 0,90 (57) 0,60 (15 CH)
Addome	AP o PA	6,0 (3)	-	2,5 (16) 2,3 (17) 4(16)* 4,5 (15 BE) 5 (15 FI) 8 (57)	3,3 (15 BE) 3 (15 AT) 3 (15 FI) 3 (15 DE) 3 (15 NL) 6 (57)
	AP	7,0 (3)	-	5,7 (16)* 6,5 (15 BE) 7 (15 CH) 7 (15 DK) 5 (15 FI) 10 (57)	1,5 (16) 1,62 (17) 4,5 (57) 2,3 (15 DE) 2,35 (15 CH)
Rachide lombare	LAT	18 (3)	-	10 (16) 16 (15 BE) 10 (15 CH) 25 (57)	2,5 (16) 2,68 (16) 4 (15) 5 (15 BE) 8 (57) 4,2 (15 DE) 4,15 (15 CH)
	AP	6,0 (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) 3 (15 FI) 7 (56) 3 (15) 2,5 (15 CH)
Pelvi	AP	6,0 (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) 3 (15 FI) 7 (56) 3 (15) 2,5 (15 CH)
Intra-orale	Molare della mandibola	-	-	$K_{a,i}$ ***: 1,2 (16) 1,2 (17 D)	
Ortopantomografia					0,081(16)
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 10 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 ghiandola media.

Fig.8 - Valori LDR per radiografia proiettiva dell'adulto, con sigle identificative dei paesi dei paesi

Procedura	Valori LDR indagini Italiane		Valori LDR indagini in altri Paesi (sigla Paese)	
	KAP Gycm ²	tempo fluoroscopia min	KAP Gycm ²	tempo fluoroscopia min
Tubo digerente	-	-	12 (16)	2,6 (16)
Isterosalpingografia	-	-	2 (16)	0,7 (16)

Fig.9 – Valori LDR per fluoroscopia diagnostica dell'adulto

La tabella che segue, (Fig.10) tratta sempre dai Rapporti ISTISAN 20/22, riporta i valori di Dose Ghiandolare Media (DGM) per la mammografia digitale, così come proposti dalla linea guida europea per i diversi spessori del fantoccio dosimetrico in PMMA (polimetilmetacrilato). I valori di “dose raggiungibile” sono da intendere come valori di dose ottimizzata, mentre i valori di “dose accettabile” costituiscono un livello di guardia e da interpretare in queste tabelle 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

Fig.10 – Valori di dose ghiandolare media accettabili e raggiungibili come raccomandati dalla linea guida per lo screening mammografico digitale

3.2 LDR Tomografia Computerizzata

La tabella seguente (Fig.11 e 12), estrapolata sempre dai Rapporti ISTISAN 20/22, mostra i valori LDR per la tomografia computerizzata dell'adulto, desunti dalla letteratura, comprendenti quelli italiani ricavati da 3 indagini nazionali con un numero significativo di centri radiologici e quelli adottati in alcuni Paesi europei ancora derivanti da indagini nazionali.

I valori di dose qui di seguito riportati inerenti a indagini di alcuni anni trascorsi, a causa dell'introduzione di algoritmi iterativi di ricostruzione delle immagini che permettono la riduzione significativa della dose al paziente rispetto alla *Filtered Back Projection*, (Retroproiezione filtrata, FBP) in piccola misura probabilmente ne risentono. Allo stesso modo, l'esame della

Coronaro-TC, ha subito importanti sviluppi tecnologici che hanno ampiamente modificato i livelli medi di dose al paziente. Conseguentemente a questi due fattori, ogni centro dovrà adottare LDR locali, tenendo in considerazione la tecnologia di cui dispone.

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	69 (11) 66 (58)	1312 (11)	1382 (11) 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	15 (11) 11 (58)	569 (10)	754 (11) 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*	18 (11) 18 (58)	555 (11)	800 (59)	14 (16)	-	910 (16)
Addome e pelvi*	18 (11)	920 (11)		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*	17 (11)	1200 (11)	2115 (11)	20 (57) 15 (57 CH) 12 (60)	770 (17) 1000 (57) 1000 (57 CH) 800 (60)	1000 (16)
Colo-TC (virtuale)				11 (16)		950 (16)
Uro-TC						924 (62)
Coronaro-TC	61 (11)	1208 (11)		44 (63)		870 (63)

CTDIvol per la testa è da riferirsi al fantoccio dosimetrico di 16 cm Ø, per il tronco al fantoccio dosimetrico di 32 Ø

*con mezzo di contrasto organo-iodato endovenoso.

In **grassetto** il valore LDR individuato come LDR nazionale.

Fig.11 - Valori LDR per tomografia computerizzata dell'adulto

Nella tabella seguente (Fig.12) si riportano i valori di LDR per TC *Cone Beam* singola arcata dentaria dell'adulto, dove per la grandezza viene utilizzato il "Prodotto kerma in aria-Area" in unico caso.

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

Fig.12 - Valori **LDR** per TC-Cone Beam singola arcata dentaria dell'adulto

CAPITOLO 4

Descrittori di Dose

Nel corso dell'esecuzione di qualsiasi procedura radiologica, a seconda della procedura e delle specifiche esigenze cliniche, viene esposta al fascio diretto di raggi X una regione del corpo del paziente più o meno estesa. Tale regione assorbe di conseguenza 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 inserito nella guaina, o cuffia, di protezione).

La dosimetria in radiodiagnostica è necessaria per valutare la dose al paziente negli esami radiologici e per ridurre l'entità di questa dose compatibilmente con l'esigenza di ottenere i dettagli richiesti nell'immagine radiologica. L'importanza della riduzione della dose al paziente non deriva soltanto dall'esame sul singolo paziente, ma dalla elevata numerosità degli esami radiologici svolti quotidianamente su un ingente quantitativo di persone. Nella radioprotezione della popolazione, si è affermata una grandezza per stimare statisticamente l'entità del rischio di effetti stocastici dannosi per la salute dovuto all'esposizione di una popolazione di individui alle radiazioni ionizzanti, la dose collettiva: una grandezza che corrisponde approssimativamente alla dose media assorbita in un singolo individuo moltiplicata per il numero di individui esposti di quella popolazione. La pubblicazione ICRP 103 del 2007, per la definizione di dose collettiva, rimanda alla *dose efficace collettiva* (S), nonché "*la dose efficace collettiva risultante dai valori di dosi efficaci individuali compresi tra E_1 e E_2 dovuti a una data sorgente entro un dato periodo di tempo ΔT* " espressa dalla seguente formula:

$$S(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} E \left[\frac{dN}{dE} \right]_{\Delta T} dE$$

Questa poi può essere approssimata come $S = \sum(E_i N_i)$ dove, E_i è la dose efficace media per un sottogruppo i , mentre N_i è il numero di soggetti di questo sottogruppo. Inoltre, il periodo di tempo e il numero di soggetti sui quali è estesa la somma delle dosi efficaci dovrebbero sempre essere

esplicitati. L'unità di misura della dose efficace collettiva è Joule su Chilogrammo ($J\ kg^{-1}$) e il suo nome speciale è sievert uomo (Sv uomo). Possiamo indicare nella formula che segue il numero $N(E_1, E_2, \Delta T)$ di soggetti che ricevono una dose efficace nell'intervallo da E_1 a E_2 :

$$N(E_1, E_2, \Delta T) = \int_{E_1}^{E_2} \left[\frac{dN}{dE} \right]_{\Delta T} dE$$

e il valore medio della dose efficace $\bar{E}(E_1, E_2, \Delta T)$ nell'intervallo di dosi individuali tra E_1 e E_2 per il periodo di tempo ΔT è dato da:

$$\bar{E}(E_1, E_2, \Delta T) = \frac{1}{N(E_1, E_2, \Delta T)} \int_{E_1}^{E_2} E \left[\frac{dN}{dE} \right]_{\Delta T} dE$$

È bene sottolineare che, questa grandezza introdotta, è uno strumento per l'ottimizzazione, per confrontare tecnologie radiologiche e procedure di protezione, principalmente nel contesto dell'esposizione lavorativa. La dose efficace collettiva non è da intendersi come uno strumento per la valutazione del rischio di studi epidemiologici, né tanto meno è appropriato utilizzarla nelle proiezioni di rischio. Da ciò ne ricaviamo che, il danno complessivo per una data popolazione esposta a radiazioni ionizzanti diminuisce quindi al diminuire della dose media al singolo individuo. Di conseguenza, dato che gli esami radiodiagnostici possono essere una causa non trascurabile per il rischio d'induzione di danni somatici (come i tumori) e genetici per le persone, è importante minimizzare la dose al paziente dovuta a questi esami. Anche una modesta riduzione della dose può infatti diminuire apprezzabilmente la dose collettiva e quindi il numero atteso di effetti stocastici, dannosi per la salute, per l'intera popolazione.

L'importanza della dosimetria in radiodiagnostica ha riscontro nel fatto che la determinazione della dose al paziente in radiodiagnostica è uno degli obiettivi dei programmi di garanzia della qualità previsti dalla normativa nazionale e internazionale. 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 di confrontare dal punto di vista dosimetrico procedure radiologiche diverse.

Si riporta la tabella estrapolata dal Documento di consenso intersocietario “*Registrazione e informazione dei dati di esposizione radiologica alla luce della Direttiva 2013/59/Euratom*” per riassumere sinteticamente i diversi descrittori di dose nelle varie modalità (Tab.5)

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 ²] e Reference Air Kerma [mGy]
Radiologia convenzionale	Air Kerma-Area Product KAP [mGy cm ²] o DAP [mGy cm ²], e Entrance Surface Air Kerma – ESAK [mGy]
CBCT	Air Kerma-Area Product KAP [mGy cm ²] o DAP [mGy cm ²]
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

Tab.5 – Descrittori di dose relativi alle diverse procedure radiologiche

4.1 Grandezze per la Dosimetria in Radiodiagnostica

Al fine di caratterizzare dosimetricamente al meglio i fasci di radiazione utilizzati nei diversi tipi di esami radiologici, è doveroso ricorrere a più di una grandezza dosimetrica, dove ciascuna si può esprimere in funzione del kerma in aria. Esiste uno scopo peculiare per le diverse grandezze usate nella dosimetria in radiodiagnostica, in relazione al tipo di esame radiologico e al tipo di informazioni più appropriate per la determinazione delle grandezze dosimetriche di riferimento per la radioprotezione del paziente, per mezzo di opportuni coefficienti di conversione. Si descrivono al seguito le principali grandezze usate per la dosimetria in radiodiagnostica.

4.1.1 Kerma Incidente

Conoscere il valore del *kerma incidente* è essenziale quando si vuole apprendere l'entità della fluena di energia dei raggi X che incide sul paziente in un dato esame radiologico rispetto ad altre tipologie di esami che richiedono esposizioni del paziente di entità diversa. È una grandezza quella del *kerma incidente*, $K_{a,i}$, che viene definita come il kerma in aria, dovuto al fascio di raggi X, nel punto P situato sull'asse del fascio e sulla superficie (cute) del paziente su cui incide il fascio (Fig.13). Si esclude dalla sua definizione il contributo al kerma nel punto P derivante dalla radiazione retrodiffusa del paziente, considerando pertanto solo quello della radiazione incidente. Il kerma incidente può essere determinato in funzione del kerma in aria, $K_a(P')$, misurato in un qualsiasi punto P' posto sull'asse del fascio a una distanza, d' , dalla sorgente dei raggi x (fuoco del tubo a raggi x), minore della distanza, d , alla quale si trova il punto P posto sulla superficie del paziente (Fig.13). Se si trascura l'effetto della differente attenuazione dei raggi x alle diverse distanze d e d' , si può dunque scrivere:

$$K_{a,i}(P) = K_a(P')(d/d')^2$$

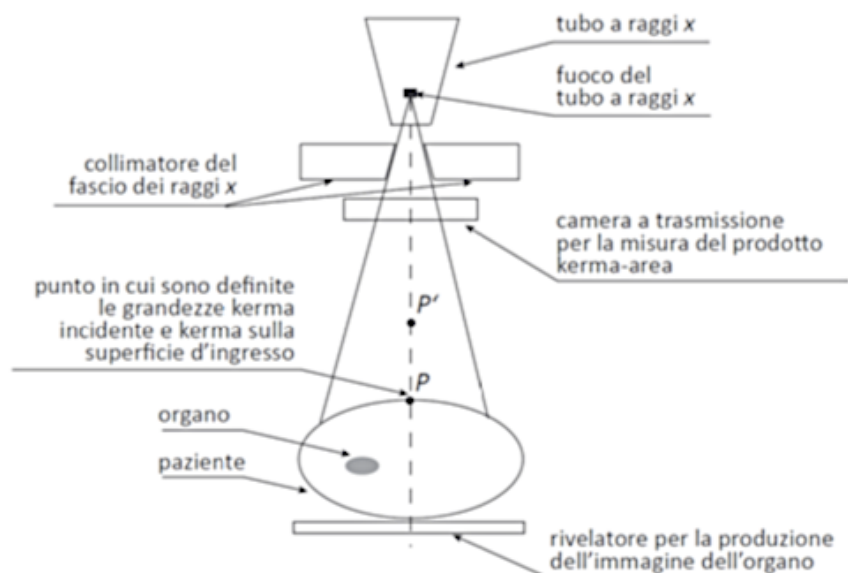


Fig.13 - Schema della configurazione sperimentale utilizzata per ottenere immagini radiografiche dell'organo di un paziente e per la misura delle principali grandezze dosimetriche di interesse in radiodiagnostica. È indicata nello schema la posizione del tubo a raggi x, della camera a ionizzazione per la misura del prodotto Kerma-Area e del rivelatore necessario per ottenere l'immagine dell'organo.

4.1.2 Kerma alla Superficie di Ingresso

Il kerma alla superficie di ingresso, $K_{a,e}$, viene definito come il kerma in aria nel punto P situato sull'asse del fascio e sulla superficie (cute) del paziente su cui incide il fascio, per mezzo dei raggi X diretta incidente nel punto P, come anche della radiazione diffusa dal paziente stesso nello stesso punto P. Questa grandezza, $K_{a,e}$, è correlata a quella del kerma incidente da una specifica relazione:

$$K_{a,e}(P) = K_{a,i}(P)B$$

Per lo stesso fascio di radiazione X, il kerma alla superficie di ingresso ($K_{a,e}$) può distinguersi in modo significativo dal kerma incidente ($K_{a,i}$), in funzione della composizione e composizione del fantoccio e dell'organo. Ne consegue che, la grandezza $K_{a,e}(P)$ mostra una più completa informazione sull'esposizione complessiva alla radiazione a cui il paziente è sottoposto nel punto P sulla cute, al cospetto invece di quella prestata dalla grandezza $K_{a,i}(P)$. Dalla relazione appena riportata, emerge l'elemento B, quale fattore di retrodiffusione (backscatter). I valori del medesimo nelle svariate condizioni sperimentali, (come dimensione e composizione del fantoccio e dell'organo, qualità della radiazione X, distanza sorgente-organo ecc.) si ricavano in funzione della sua definizione, quindi in base al rapporto $K_{a,e}(P) / K_{a,i}(P)$, sia in modo sperimentale che tramite calcolo. I valori del fattore B più accurati e riferiti alle molteplici condizioni sperimentali sono quelli pervenuti tramite calcoli Montecarlo.

4.1.3 Prodotto Kerma-Area

Il *kerma-area product* con l'acronimo KAP è ciò che comunemente denota la grandezza del *prodotto kerma-area*, utilizzata per determinare l'entità dell'esposizione del paziente anche in funzione dell'area totale investita dal fascio di raggi X durante l'esame radiodiagnostico. La misurazione di questa grandezza, differentemente da altre richiede un rivelatore la cui sezione frontale risulti piuttosto larga, (come la camera a trasmissione in Fig.13) così da intercettare la sezione del fascio radiante alle diverse distanze di misura.

Il prodotto kerma-area, P_{KA} , si definisce tramite la seguente relazione:

$$P_{KA} = \int_A K_a(x, y) dx dy$$

con rispettivamente $K_a(x, y)$ indicante il kerma in aria in un punto $P(x, y)$ in egual modo in aria, misurato ad una certa distanza dalla superficie del paziente su cui incide la radiazione e posto all'interno della sezione A attraversata dal fascio radiante. Questa grandezza ha come unità di misura il $Gy\text{cm}^2$ e mostra una certa indipendenza dalla distanza fra il piano, in aria, cui appartiene la superficie A e il punto di origine della radiazione X. Tuttavia, questa "libertà" dalla distanza presuppone una specifica condizione, cioè che si possa trascurare l'attenuazione della radiazione con la distanza, come anche che il piano A non sia posto troppo nelle vicinanze del paziente (o fantoccio) tale da intercettare un considerevole contributo della radiazione dallo stesso diffusa.

Grandezza analoga a questa appena descritta risulta essere quella del *prodotto dose-area* definito generalmente con l'acronimo DAP (dose-area product), il quale viene descritto analiticamente in modo simile al P_{KA} , ma con la dose assorbita in aria, $D_a(x, y)$, al posto del kerma in aria, $K_a(x, y)$. Il prodotto dose-area e il prodotto kerma-area nella pratica vengono spesso utilizzati come sinonimi l'uno dell'altro, dato che il valore del DAP, alle basse energie della radiazione X impiegata in diagnostica, è praticamente identico a quello del KAP. È bene sottolineare a riguardo che, per fotoni con energia inferiore ai 200keV, il valore della dose assorbita può essere sempre approssimato a quello del kerma.

4.2 Descrittori di Dose nelle Procedure Radiografiche e Fluoroscopiche

In Radiografia e Fluoroscopia Diagnostica, le grandezze utili al monitoraggio del paziente e alla definizione degli LDR sono diverse. In questo ambito il descrittore fondamentale è l'**ESAK (Entrance Surface Air Kerma)** espresso in mGy e definito come il kerma in aria o kerma alla superficie di ingresso, $K_{a,e}$ (dose misurata in aria, descritta precedentemente) nel punto di intersezione fra l'asse del fascio e la superficie di ingresso del fascio stesso nel paziente. Il suo valore dipende da diversi fattori:

- Valore dell'alta tensione (kV) applicata al tubo e dalla filtrazione del fascio;
- 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:

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

Tuttavia, il prodotto del valore dell'ESAK per un fattore di retrodiffusione BSK (backscatter factor, precedentemente indicato come B), il cui valore è in stretta dipendenza dell'ampiezza della sezione del fascio, dallo spessore della regione corporea irraggiata e dall'energia media del fascio, mi denota un altro descrittore di dose, l'**Entrance Surface Dose (ESD)**, nonché la dose in corrispondenza della superficie di ingresso del fascio nel paziente.

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



Fig.14 - Camere a ionizzazione utilizzate per la misura dell'ESAK e dell'ESD



Fig.15 - Camera a ionizzazione utilizzata per la misura del DAP

Per la misurazione di queste due grandezze, ESAK e ESD, è possibile impiegare camere a ionizzazione, cilindriche o piatte, opportunamente calibrate (vedi Fig.14). Questi rivelatori a gas, presentano diverse configurazioni, ma in ogni caso si vedono costituire da un contenitore riempito con un gas facilmente ionizzabile, poiché sono dispositivi che sfruttano la ionizzazione prodotta dal passaggio di un fotone (o di una particella carica) in un gas, per cui un elettrone viene rimosso da un atomo o da una molecola così da creare una coppia elettrone-ione positivo.

Una seconda grandezza dosimetrica in Radiografia e Fluoroscopia Diagnostica, è il kerma in aria incidente ($K_{a,i}$, **Incident Air Kerma**) espresso in mGy, che esclude la radiazione retrodiffusa dal paziente, al contrario della precedente (vedi paragrafo 4.1.1).

Il prodotto kerma in aria-area ($P_{K,A}$ o **KAP, Kerma Area Product**), che si esprime in $Gy\text{cm}^2$, $mGy\text{cm}^2$, $cGy\text{cm}^2$ o $\mu\text{Gy}\text{cm}^2$, risulta essere un'importante indicatore di dose al paziente nelle procedure fluoroscopiche, poiché correlato con gli effetti stocastici della radiazione, e per le moderne apparecchiature radiografiche viene fornito direttamente dal dispositivo stesso. In passato veniva indicato come DAP (Dose Area Product), quindi 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. In tutte le apparecchiature radiologiche per fluoroscopia, a livello del complesso tuboguaina, è installato un dispositivo chiamato DAP-meter che, durante l'emissione della radiazione X, integra continuamente il valore del prodotto

dose \times area. Di conseguenza, per conoscere il valore dell'ESAK o $K_{a,i}$, risulta sufficiente dividere il valore misurato da questo DAP-meter per l'area della sezione del fascio all'ingresso nel paziente (vedi Fig.15).

4.2.1 Average Glandular Dose (AGD): il descrittore di dose per la mammografia

Il descrittore di dose relativo alla mammografia è la Dose Ghiandolare Media (DGM) o **Average Glandular Dose (AGD)** espressa in mGy. Questa grandezza esprime la dose assorbita media al tessuto ghiandolare derivata dal kerma in aria incidente ($K_{a,i}$) applicando gli specifici fattori di conversione e di correzione relativi allo spessore della mammella, alla componente ghiandolare e alla combinazione anodo-filtro impiegata. Difatti, per l'esecuzione delle mammografie si utilizzano apparecchiature dedicate, dove la sorgente radiogena si vede costituire da un tubo con una finestra di berillio (Be) e anodo, nella maggioranza dei casi, di molibdeno (Mo), fatto funzionare a una tensione di 28-35 kV. Per ottenere un fascio monocromatico che interagisca con il tessuto mammario prevalentemente per effetto fotoelettrico e quindi ottenere immagini ad alto contrasto, il fascio prodotto viene opportunamente filtrato con una sottile lamina di molibdeno (di 0,03 mm). È praticamente impossibile misurare la dose ghiandolare media in modo diretto per ogni singola mammella e ogni singolo esame; quello che si fa quindi è misurare il kerma in aria (ESAK= *Entrance Surface Air Kerma*) alla superficie di ingresso nel punto di riferimento con una camera a ionizzazione per diversi valori di kVp, mAs e accoppiamenti anodo/filtro disponibili nel sistema. Per ottenere una stima della dose media assorbita è necessario ricorrere a fattori di conversione basati su modelli matematici e simulazioni che mettono in relazione il kerma in aria con la dose ghiandolare media secondo la formula:

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

Con ESAK indicante il kerma in aria libera, "g" è il fattore di conversione tra kerma in aria e dose ghiandolare media, "c" è il fattore correttivo per una

ghiandolarità diversa rispetto al 50% e “s” è il fattore correttivo per la qualità del fascio che tiene conto di diversi materiali di anodo e filtro utilizzati.

Nello specifico il fattore g (mGy/mGy), dipendente sia dallo spessore della mammella compressa che dallo spessore emivalente del fascio (HVL=Half Value Layer) espresso in mm di Al, ed è valido per una mammella con ghiandolarità pari al 50%. Il fattore c , invece corregge per una ghiandolarità della mammella che si discosta dal 50%. Sappiamo infatti che una mammella costituita dal 50% di tessuto adiposo e 50% di tessuto ghiandolare non è reale e queste percentuali variano in funzione dello spessore dell'organo e dell'età della paziente. In ultima istanza, il fattore correttivo s , che tiene conto dei differenti accoppiamenti anodo/filtro utilizzati.

Le tabelle seguenti (Fig. 16 e 17), estrapolate dalle “Linee guida europee per la garanzia di qualità nello screening e nella diagnosi del cancro al seno” (*European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, 4th Edition-Supplements*), mostrano rispettivamente i valori relativi al fattore g e fattore c per le mammelle simulate con fantoccio di Polimetilmetacrilato (PMMA); i valori sono tratti principalmente da Dance e co-autori (2000, 2009 e 2011). Si riportano i valori del fattore s per applicazioni cliniche, presenti nello stesso documento europeo (Fig. 18).

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

Fig. 16 – fattore g per mammelle simulate con fantoccio 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

*per tipiche mammelle di donne comprese nel gruppo di età 50-64

Fig. 17 – fattore *c* per mammelle simulate con fantoccio 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

Fig. 18 – fattore *s* per applicazioni spettrali cliniche (Dance et al. 2000)

A partire dal 2011, solo per la tecnica Tomosintesi, è stato introdotto un ulteriore fattore moltiplicativo (*T*) da applicare insieme ai già presenti fattori *g*, *c*, *s*, calcolati per la mammografia 2D. Le tabelle rappresentate in figura 19 e 20 (*Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems*, March 2018) mostrano i valori del fattore *T* per il calcolo del AGD; questi, al variare dei relativi spessori e gradi di inclinazione del tubo, sono tutti generalmente prossimi ad 1, come mostra il grafico della figura 21 .

Breast thickness (mm)	Conversion factor t for Projection angle (degrees)					
	5	10	15	20	25	30
20	0.997	0.988	0.976	0.958	0.930	0.895
30	0.996	0.986	0.970	0.944	0.914	0.870
40	0.996	0.984	0.964	0.937	0.902	0.859
50	0.995	0.983	0.961	0.932	0.897	0.855
60	0.994	0.980	0.960	0.926	0.894	0.851
70	0.993	0.980	0.956	0.927	0.894	0.851
80	0.993	0.979	0.955	0.924	0.892	0.852
90	0.991	0.977	0.951	0.924	0.892	0.854
100	0.993	0.975	0.949	0.924	0.892	0.845
110	0.992	0.973	0.947	0.921	0.888	0.834

Fig. 19 – fattore T (in funzione dello spessore della mammella) per il calcolo del AGD nelle acquisizioni individuali di Tomosintesi a geometria di scansione *full field*

PMMA Thickness (mm)	Equivalent breast thickness (mm)	Conversion factor t for projection angle (degrees)					
		5	10	15	20	25	30
20	21	0.997	0.988	0.975	0.956	0.928	0.893
30	32	0.996	0.985	0.968	0.942	0.911	0.868
40	45	0.996	0.984	0.963	0.934	0.900	0.857
45	53	0.995	0.982	0.961	0.930	0.896	0.854
50	60	0.994	0.980	0.960	0.926	0.894	0.851
60	75	0.993	0.980	0.955	0.925	0.893	0.851
70	90	0.991	0.977	0.951	0.924	0.892	0.854
80	103	0.993	0.974	0.948	0.923	0.891	0.842

Fig. 20 – fattore T (in funzione dello spessore del fantoccio PMMA) per il calcolo del AGD nelle acquisizioni individuali di Tomosintesi a geometria di scansione *full field*

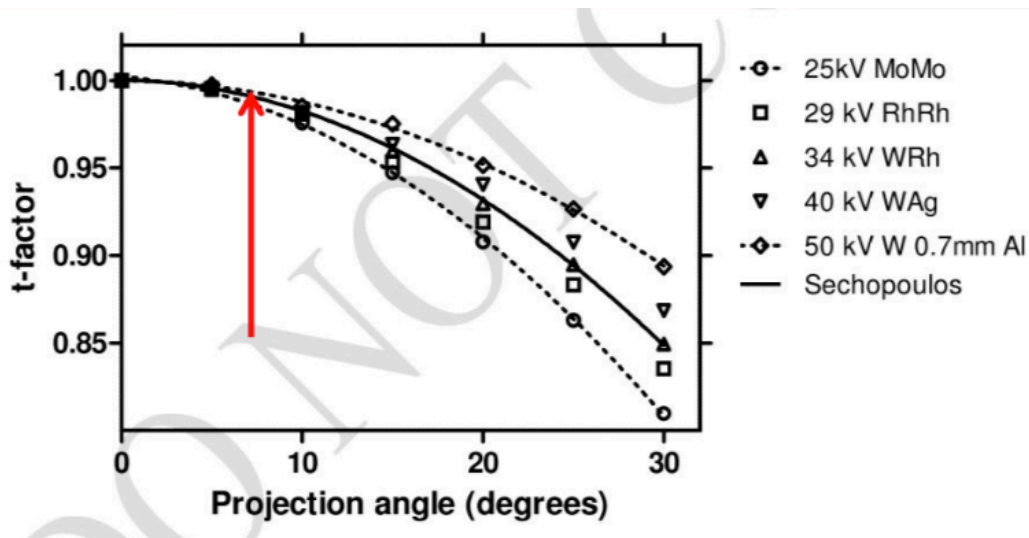


Fig. 21 – fattore T in funzione dell'angolo di inclinazione della proiezione. Il grafico mostra come il t -factor vari per esposizioni a kV e accoppiamenti anodo-filtro diversi, in funzione dell'angolo di inclinazione del tubo; i valori restano pressoché prossimi ad 1.

Nel merito è possibile concludere che, utilizzando questa semplice formula e i fattori di correzioni tabulati sui protocolli dosimetrici, ogni mammografo è in grado di calcolare automaticamente la dose ghiandola media in tempo reale e per ciascuna esposizione. Va comunque tenuto presente che si tratta solo di una stima della dose assorbita e non di una vera e propria misura fisica.

4.4 Descrittori di Dose in Tomografia Computerizzata

I valori della dose erogata durante l'intero esame e per ogni singola scansione, sono riportati in tutti i modelli di tomografi sia prima dell'esecuzione di una scansione, sia spesso anche in un report separato presente nel record relativo al paziente. Ad oggi ci sono due principali descrittori di dose, nonché il CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) e il DLP (*Dose Length Product*), mentre in passato era solito usare anche il MSAD (*Multiple Scan Average Dose*).

4.4.1 Multiple Scan Average Dose (MSAD): un descrittore di dose storico

Per la tomografia computerizzata, il primo descrittore dosimetrico è stato il MSAD, rappresentante il valore di dose ottenuto da una serie di scansioni sequenziali, cioè con spostamenti longitudinali di valore determinato (*bed index*) del lettino porta paziente al termine di ogni rotazione del complesso tubo-detettori. Risulta essere un descrittore storico (ad oggi infatti, le moderne TC multistrato con tecnica di scansione volumetrica, hanno comportato una perdita di importanza del MSAD), perchè strettamente legato alla modalità di scansione sequenziale, la quale ha rappresentato per oltre due decenni l'unica tecnica di esecuzione utilizzabile, dove l'acquisizione dei dati e il movimento del lettino si alternano (il paziente, dopo la scansione di uno strato, viene trasportato dal movimento del lettino in un'altra posizione a una distanza definita, di norma coincidente con lo spessore della fetta acquisita; procedura questa che si ripete per un numero n di volte secondo la quantità degli strati che si vogliono acquisire).

Ogni scansione sequenziale è caratterizzata da un tipico profilo di dose a campana (*Bell-Shaped*), dove il valore della dose erogata viene ricavato dal calcolo integrale dell'area sottesa da quella specifica curva; di conseguenza, andando a sommare i valori delle dosi relative alle varie scansioni sequenziali effettuate, si determina la dose totale fornita al paziente (Fig.22).

Sommando le diverse scansioni si ottiene pertanto la curva dosimetrica relativa al paziente ed eseguendo un campionamento dei valori massimi e minimi della stessa determiniamo, con un secondo metodo, il valore di questo descrittore di dose, che matematicamente può essere espresso nel seguente modo:

$$MSAD = CTDI \cdot \frac{SW}{BI}$$

dove il CTDI rappresenta il valore della dose erogata per ogni singola scansione, SW lo spessore dello strato in millimetri e BI l'intervallo di scansione (distanza tra una scansione e la successiva).

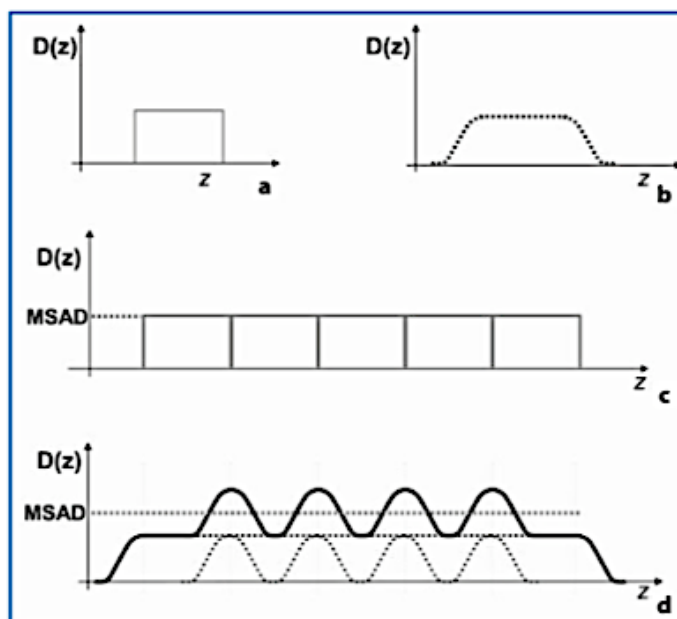
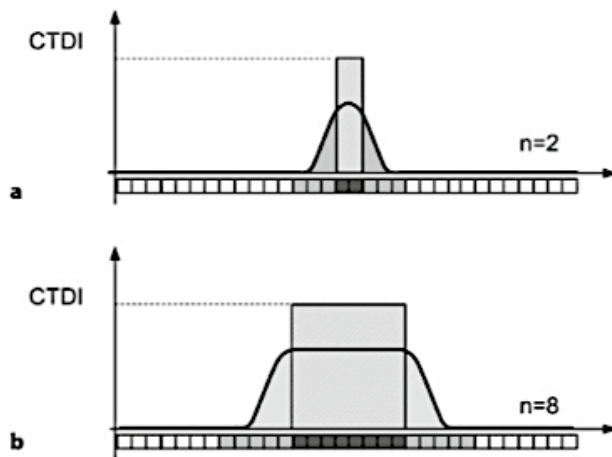


Fig. 22 – Profilo di dose “ideale” di un singolo strato (a). Profilo di dose “reale” di un singolo strato (b). Profilo di dose “ideale” di 5 strati consecutivi (c). Profilo di dose “reale” di 5 strati consecutivi (d).

4.4.2 Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Nel 1981 Shope e collaboratori hanno introdotto il concetto di CTDI, definendolo come “*l’integrale del profilo di dose lungo l’asse z di una singola scansione, normalizzato per lo spessore dell’immagine acquisita*”. Per quantificare questo descrittore di dose, mediante una camera a ionizzazione lunga 100 mm, si misurava la dose di una singola scansione, poi l’integrale di dose veniva normalizzato rispetto al valore nominale dell’ampiezza del fascio. È comprensibile pertanto come il CTDI non rappresenti la dose in un punto, ma la dose media di un volume.

In definitiva, questo descrittore di dose, può essere più completamente definito come l’integrale dell’area del profilo di dose della radiazione tenendo conto anche delle “code” del profilo, e dividendo tale valore per l’ampiezza nominale del fascio (Fig.23). Questo è dovuto al fatto che, per mezzo dei fenomeni di scattering e di diffusione della radiazione, il profilo di dose di una singola scansione si spinge oltre i limiti della collimazione nominale del fascio; tali regioni site all’esterno della collimazione nominale del fascio dette “code” della distribuzione di dose, apportano una dose significativa al paziente, che deve essere misurata, pur non contribuendo alla formazione dell’immagine.



$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz$$

Fig. 23 – Rappresentazione grafica del calcolo del CTDI nel caso di una collimazione pari a $n=2$ (a) e $n=8$ (b)

Nell'espressione matematica per il calcolo del CTDI, il $D(z)$ indica il valore del profilo di dose lungo l'asse z , mentre z_1 e z_2 sono i limiti di integrazione, n il numero degli strati acquisiti e infine T lo spessore nominale del fascio. Per standardizzare la misura del CTDI, nel corso del tempo è stato introdotto, dapprima il $CTDI_{FDA}$ dalla *Food and Drug Administration* (Stati Uniti, 1984), il quale implicava il limite di dipendere dallo spessore nominale del fascio, poi il $CTDI_{100}$, che superava questo limite andando a standardizzare la lunghezza della misurazione a un valore di 100 mm (limiti di integrazione ± 50 mm)

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz$$

Tuttavia, la distribuzione spaziale della dose in TC differisce sensibilmente da quella che si osserva in un esame di radiologia convenzionale. Difatti, nelle radiografie proiettive, dato che i tessuti attenuano la radiazione X penetrante, la dose risulta massima nel punto in cui il fascio radiante entra nel distretto anatomico d'esame, poi a seguito della legge di Lamberts-Beer diminuisce esponenzialmente per uscire come minima. Al contrario in tomografia, ruotando il tubo radiogeno intorno al paziente, si vede la distribuzione delle linee di iso-dose uniforme sulla superficie e decrescenti procedendo verso il centro del paziente stesso. Se le dimensioni del volume

corporeo acquisito sono piccole, (vedi quello di pazienti pediatrici o nell'esecuzione di una TC cranio) la dose in superficie non differisce sostanzialmente da quella registrata al centro del volume; d'altra parte, se il volume è ampio (vedi un esame TC addominale o in pazienti obesi), la dose che vi si registra al centro può arrivare a scostarsi da quella in superficie fino al 50% in meno. Conseguente che, il valore del CTDI può variare in base alla posizione lungo il FOV (*Field of View*).

È stato introdotto il CTDI pesato ($CTDI_w$) per tener conto di questa variazione, il quale viene definito come la somma di 1/3 del valore del $CTDI_{100}$ misurato al centro del fantoccio e di 2/3 del valore del $CTDI_{100}$ misurato in periferia dello stesso

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{w,centro} + \frac{2}{3}CTDI_{w,periferia}$$

Questi valori di CTDI appena analizzati si riferiscono a scansioni di tipo sequenziale, nonché esami in cui il lettino porta-paziente rimane fermo durante l'acquisizione di ogni singola scansione, e pertanto non tengono in considerazione di quando la scansione è invece spirale. Di conseguenza, dato che il $CTDI_w$ non prevede alcuna modifica per il valore del pitch utilizzato nell'acquisizione spirale, è stato introdotto in tempi più recenti un nuovo descrittore di dose, ottenuto andando a correggere il valore del $CTDI_w$ con proprio quello del pitch: il $CTDI_{vol}$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

Questo ultimo descrittore di dose si pone a rappresentare la dose dell'intero volume di scansione per un particolare protocollo di esame e per uno specifico fantoccio, fornendo quindi un valore per la valutazione dei vari protocolli di uno specifico scanner e non un valore della dose erogata al paziente.

4.4.3 Dose Length Product (DLP)

L'unico descrittore che può essere impiegato per effettuare confronti di dose tra i diversi esami TC e le diverse apparecchiature, è il DLP (*Dose Length Product*), perché caratterizza l'energia totale assorbita dal paziente durante un esame TC. Matematicamente si esprime nel seguente modo: il valore del $CTDI_{vol}$ corretto per la lunghezza della scansione (l) lungo l'asse z del paziente

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot l$$

Tramite il valore di questo descrittore di dose, sebbene di per sé il calcolo richieda informazioni più accurate sulle caratteristiche del tomografo e sull'area anatomica irradiata, è possibile rendere una rapida stima della dose efficace della regione corporea esaminata, utilizzando dei coefficienti (fattori di correzione, Tab. 6) in stretta dipendenza del settore oggetto di studio

$$Dose\ Efficace = DLP \cdot k$$

<i>Regione Anatomica</i>	<i>Neonato</i>	<i>1 anno</i>	<i>5 anni</i>	<i>10 anni</i>	<i>Adulto</i>
Testa e Collo	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Testa	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0032
Collo	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Torace	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Addome e Pelvi	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Tab.6 – Coefficienti di conversione E/DLP espressi in mSv/mGy.cm elaborati con programmi matematici che si rifanno al metodo Montecarlo, che utilizza il fantoccio ermafrodito per la simulazione dell'interazione dei raggi x.

In conclusione, è bene tenere in considerazione che, il CTDI e quindi anche il DLP, presentano delle limitazioni perché, essendo il primo misurato in un fantoccio cilindrico, standardizzato e di materiale omogeneo, (generalmente PMMA – Polimetilmetacrilato –) difficilmente può riprodurre in modo accurato differenze di taglia, forma e attenuazione che si verificano durante l'acquisizione del corpo umano; inoltre il CTDI non viene espresso come dose nel tessuto, bensì come dose in aria.

CAPITOLO 5

Materiali e Metodi

In questo studio si è determinata la classe di dose dei diversi esami eseguiti nell'Area Vasta 3 di ASUR Marche, a partire dalla dose efficace calcolata per mezzo di appositi coefficienti di conversione e il descrittore di dose dello specifico esame. Nello specifico l'analisi verte: per la Tomografia Computerizzata, sui distretti di Macerata, Civitanova Marche e Camerino (Camerino e San Severino); per la Mammografia, nei presidi di Civitanova Marche, Macerata, Recanati, San Severino e Tolentino.

5.1 Apparecchiature

Le apparecchiature di Tomografia Computerizzata e di Mammografia, presenti nei diversi reparti dei singoli presidi, sono modelli differenti di produttori diversi, il che implica che si possano avere dei risultati differenti anche per la stessa modalità. Nella tabella seguente (Tab.7) sono indicate le modalità con riferimenti a marca, modello, sito di installazione e tipologia di esami eseguiti.

MODALITÀ	MARCA	MODELLO	SITO	TIPOLOGIA ESAMI
TC	PHILIPS	Brilliance iCT 256	Macerata <i>Radiologia</i>	Esami programmati di pazienti interni ed esterni Indagini cardiache
	PHILIPS	Ingenuity 64 Core	Macerata <i>Pronto Soccorso</i>	Esami in urgenza di pazienti interni ed esterni
TC	GE	Lightspeed VCT 64	Civitanova Marche <i>Radiologia</i>	Esami programmati ed urgenti di pazienti interni ed esterni
	PHILIPS	Ingenuity 64 Core	Civitanova Marche <i>Pronto Soccorso</i>	Esami urgenti di pazienti interni ed esterni

	GE	Revolution 128 EVO	Civitanova Marche <i>Covid-Hospital</i>	Esami programmati ed urgenti di pazienti interni
TC	TOSHIBA	Astelion Advance TSx16	San Severino <i>Radiologia</i>	Esami programmati ed urgenti di pazienti interni ed esterni
TC	GE	Revolution 128 EVO	Camerino <i>Radiologia</i>	Esami programmati ed urgenti di pazienti interni ed esterni
Mammografia	FUJI	Amulet Innovality	Civitanova Marche	Esami di screening
Mammografia	FUJI	Amulet Innovality	Macerata	Esami di screening e clinica
	GE	Senographe DS		
Mammografia	HOLOGIC	Selenia Dimensions	Recanati	Esami di screening
Mammografia	FUJI	Amulet Innovality	San Severino	Esami di screening
Mammografia	FUJI	Amulet Innovality	Tolentino	Esami di screening

Tab. 7 – Tabella Apparecchiature di Tomografia Computerizzata e Mammografia.

5.2 Software di tracking dosimetrico: Physico®

L'applicativo Physico® (Emme Esse - M.S.) è lo strumento impiegato in Specialisti della Fisica Medica e gli Esperti di Radioprotezione di Macerata, per l'ottimizzazione delle proprie attività di controllo e sorveglianza. Questo software ha permesso alla UOSD (Unità Operativa Semplice Dipartimentale) Fisica Medica di Macerata, la raccolta e la memorizzazione di tutti i dati all'interno di un solo database e di analizzare e correlare tutte le informazioni tra di loro; questo ha dato modo di ottimizzare il patrimonio informativo raccolto, così da renderlo accessibile agli operatori per consultazioni, correlazioni ed analisi congiunte. Relativamente al nostro studio, grazie ai moduli "Dose Paziente" e "Physico Smart" del sistema, in piena conformità a quello che è il D.Lgs. 101/2020, ha permesso di raccogliere e registrare i parametri tecnici e dei dati dosimetrici delle

prestazioni erogate, sia delle strutture diagnostiche di piccole/medie dimensioni, sia di quelle più grandi.

I parametri raccolti dal software e analizzati nel nostro studio sono i seguenti:

- “Descrizione dello Studio”;
- “Fonte Dati”;
- “Accession Number”;
- “Data dello studio”;
- “Data di Nascita”;
- “Età all’Esecuzione”;
- “Sesso”;
- “DLP”;

Per la mammografia i parametri sono i medesimi, a differenza del solo DLP che si vede sostituire da:

- “Dose Organo MAMMO TOT R”;
- “Dose Organo MAMMO TOT L”;
- “Dose Organo TOMO TOT R”;
- “Dose Organo TOMO L”.

5.3 Metodo di Analisi

I dati ottenuti dall’applicativo Physico® M.S., sono stati riportati in fogli di lavoro Excel, ottenendo così un primo database di pazienti. Il lavoro ha visto un’iniziale pulizia dei *raw-data*, andando a filtrare le diverse indagini secondo i parametri di cui si disponeva, quali il corretto accession number, data di nascita e pertinenza della descrizione di studio.

5.3.1 Campione di Studio

Lo studio è stato svolto su un campione di indagini eseguite nel primo semestre del 2021, sia per la TC che per la mammografia.

Relativamente agli esami di Tomografia Computerizzata, non disponendo interamente del dato dosimetrico per le singole prestazioni, sono stati riportati anche i rapporti che sussistono tra il numero del descrittore dosimetrico e quello degli esami effettuati.

Nello specifico, si indica:

- il numero “n” di esami aventi il dato dosimetrico, nel complesso presenti tra tutte le indagini del relativo database (n-Esami Dato Dosimetrico_{totali}), in rapporto al numero “n” di esami totali eseguiti nel singolo presidio (n-Esami_{totali});
- il numero “n” di esami aventi il dato dosimetrico, analizzati (per quelle indagini effettuate almeno 5 volte nel semestre, n-Esami Dato Dosimetrico_{analizzati}), in rapporto al numero “n” dei rispettivi esami studiati (n-Esami_{analizzati}).

Per un riepilogo degli esami, sono stati elaborati i seguenti grafici, così da avere una panoramica generale del campione analizzato con le specifiche prestazioni. Le indagini che possedevano in comune il distretto anatomico di studio, sono state riassunte sotto uno stesso nome generico per facilità di consultazione.

- Presidio di Macerata, reparto di Radiologia: CT PHILIPS Brilliance iCT 256 (256 canali)

Sono stati eseguiti nella TC della Radiologia di Macerata 2917 esami totali, ma l’analisi è stata svolta su 2775 di essi. I rapporti tra il numero di esami aventi il dato dosimetrico e il numero delle indagini sono i seguenti: $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{totali}} / n\text{-Esami}_{\text{totali}} = 2302 / 2917$; $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{analizzati}} / n\text{-Esami}_{\text{analizzati}} = 2230 / 2775$ (Fig.24).

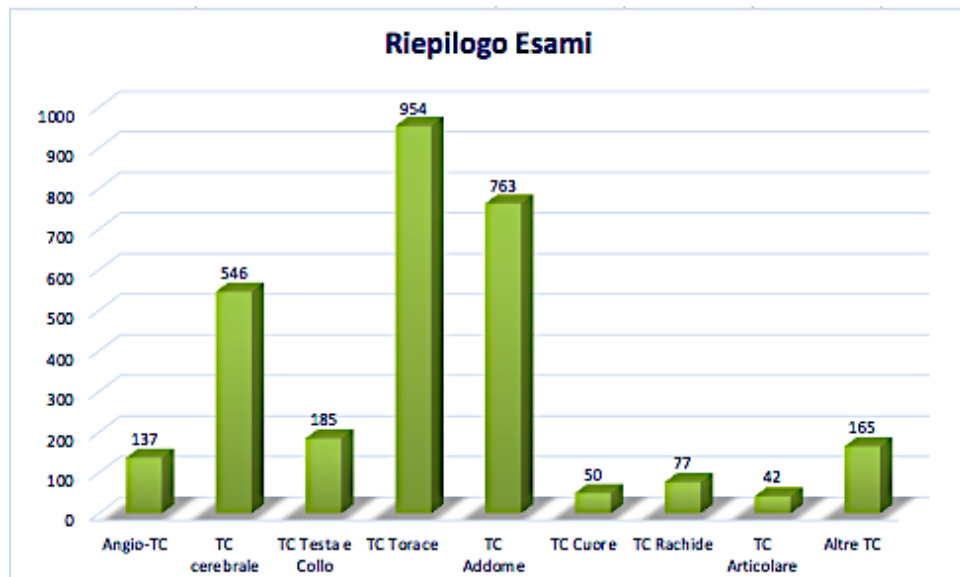


Fig. 24 - Grafico esami TC, presidio di Macerata, reparto Radiologia. PHILIPS Brilliance iCT 256.

- Presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso: CT PHILIPS Ingenuity 64 Core (64 canali)

Sono stati eseguiti nella TC del Pronto Soccorso di Macerata 4237 esami totali, ma l'analisi è stata svolta su 4211 di essi. I rapporti tra il numero di esami aventi il dato dosimetrico e il numero delle indagini sono i seguenti: $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{totali}} / n\text{-Esami}_{\text{totali}} = 4219 / 4237$; $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{analizzati}} / n\text{-Esami}_{\text{analizzati}} = 4193 / 4211$ (Fig.25).

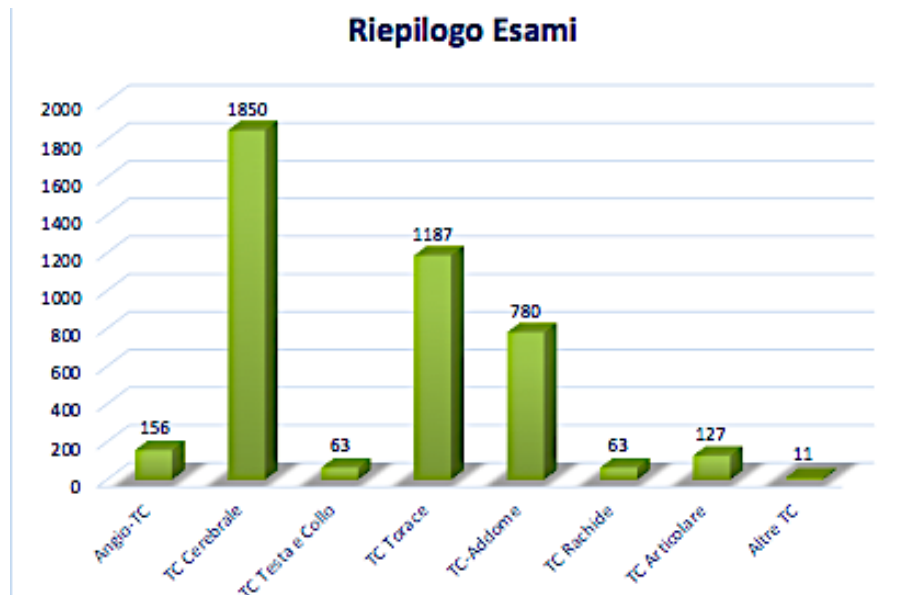


Fig. 25 – Grafico esami TC, presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso. CT PHILIPS Ingenuity 64 core.

- Presidio di Civitanova Marche, reparto Radiologia: CT GE Lightspeed VCT 64 (64 canali)

Nella TC della Radiologia di Civitanova Marche sono stati eseguiti nel complesso 3426 esami, ma l'analisi per questo database non è stata svolta, causa la mancanza del dato dosimetrico in tutte le indagini (Fig.26).

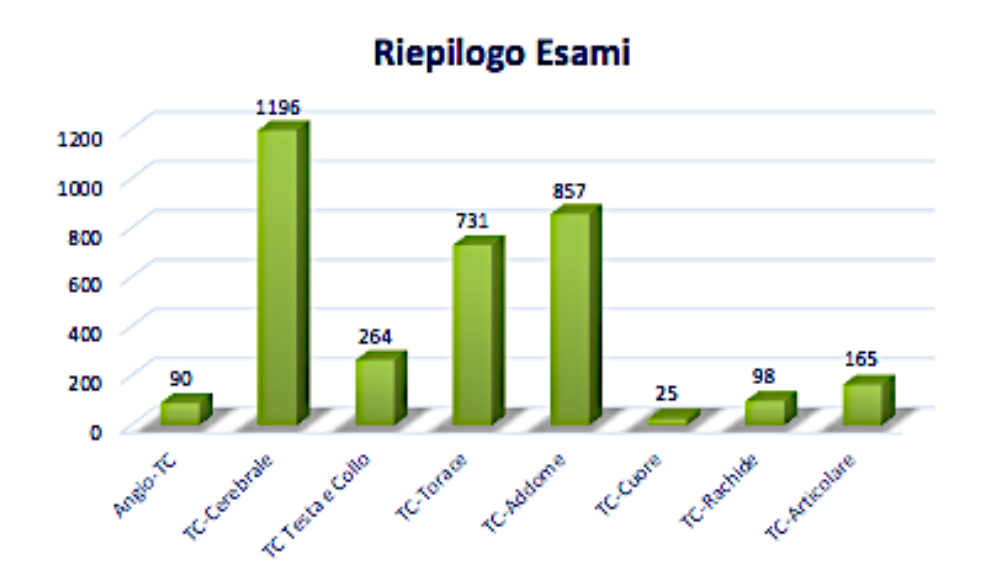


Fig. 26 – Grafico esami TC, presidio di Civitanova Marche, reparto Radiologia. GE Lightspeed VCT 64.

- Presidio di Civitanova Marche, reparto Pronto Soccorso: CT PHILIPS Ingenuity 64 Core (64 canali)

Sono stati eseguiti nella TC del Pronto Soccorso di Civitanova Marche 765 esami totali, ma l'analisi è stata svolta su 748 di essi.

I rapporti tra il numero di esami aventi il dato dosimetrico e il numero delle indagini sono i seguenti: $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{totali}} / n\text{-Esami}_{\text{totali}} = 685 / 765$; ; $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{analizzati}} / n\text{-Esami}_{\text{analizzati}} = 673 / 748$ (Fig.27).

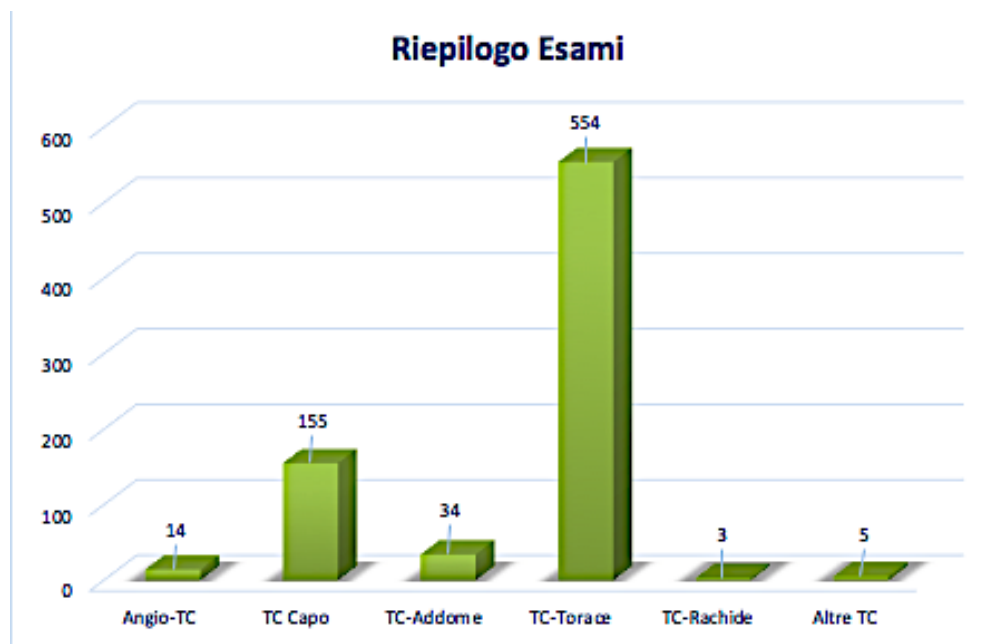


Fig. 27 – Grafico esami TC, presidio di Civitanova Marche, reparto di Pronto Soccorso. CT PHILIPS Ingenuity 64 core.

- Presidio di Civitanova Marche, Covid-Hospital: CT GE Revolution 128 EVO (128 canali)

Nella TC del COVID-Hospital di Civitanova Marche, sono stati svolti 103 esami totali, ma l'analisi è stata eseguita su 97 di essi. I rapporti tra il numero di esami aventi il dato dosimetrico e il numero delle indagini sono i seguenti: $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{totali}} / n\text{-Esami}_{\text{totali}} = 75 / 103$; ; $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{analizzati}} / n\text{-Esami}_{\text{analizzati}} = 72 / 97$ (Fig.28).

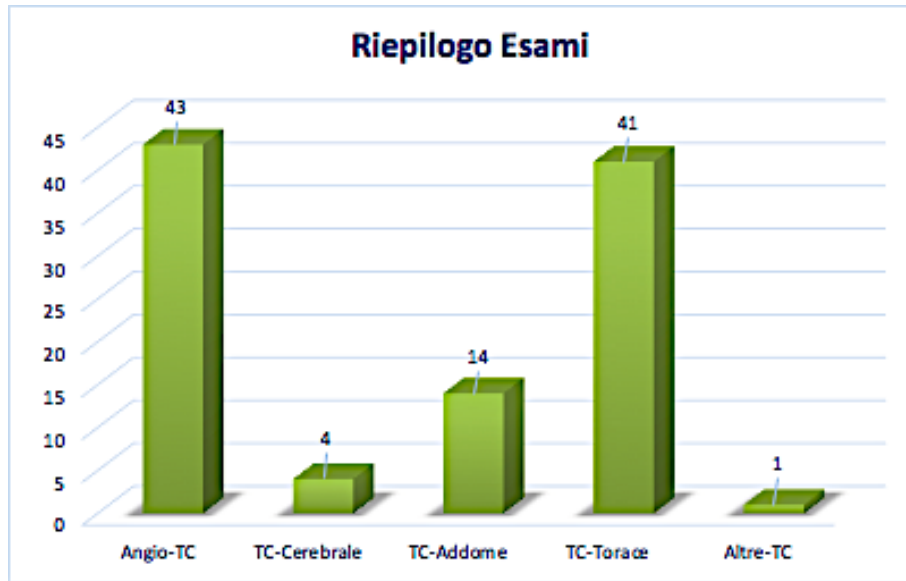


Fig. 28 – Grafico esami TC, presidio di Civitanova Marche, Covid-Hospital. CT GE Revolution 128 EVO.

- Presidio di San Severino, reparto Radiologia: CT TOSHIBA Astelion Advance TSx16 (16 canali)

Sono stati eseguiti nella TC della Radiologia di San Severino 875 esami totali, ma l'analisi è stata svolta su 828 di essi. I rapporti tra il numero di esami aventi il dato dosimetrico e il numero delle indagini sono i seguenti: $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{totali}} / n\text{-Esami}_{\text{totali}} = 796 / 875$; $n\text{-Esami Dato Dosimetrico}_{\text{analizzati}} / n\text{-Esami}_{\text{analizzati}} = 753 / 828$ (Fig.29).

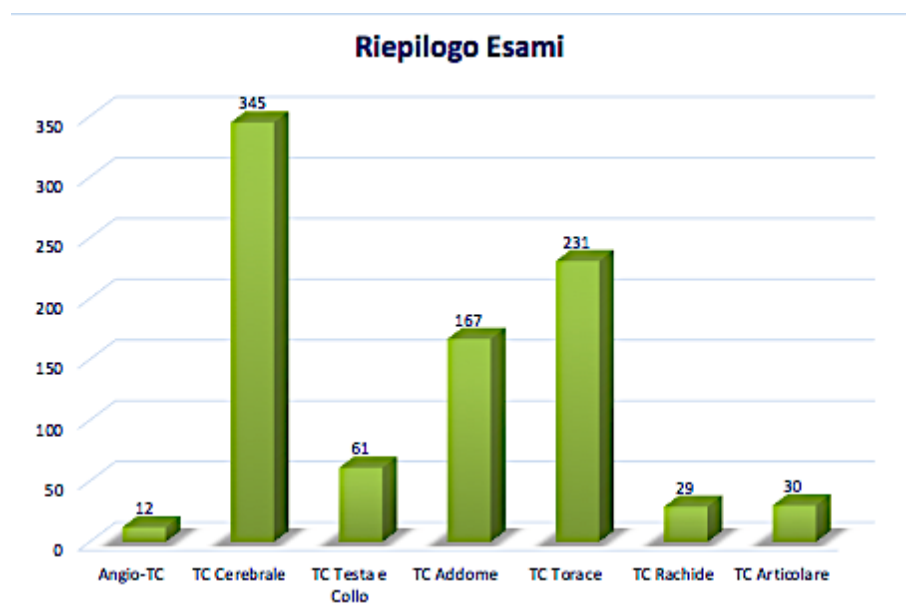


Fig. 29 – Grafico esami TC, presidio di San Severino, reparto Radiologia. CT TOSHIBA Astelion Advance TSx16.

- Presidio di Camerino, reparto Radiologia: CT GE Revolution 128 EVO (128 canali)

Nella TC della Radiologia di Camerino, sono stati svolti 968 esami totali, ma l'analisi per questo database non è stata svolta, causa la mancanza del dato dosimetrico in tutte le indagini (Fig.30).

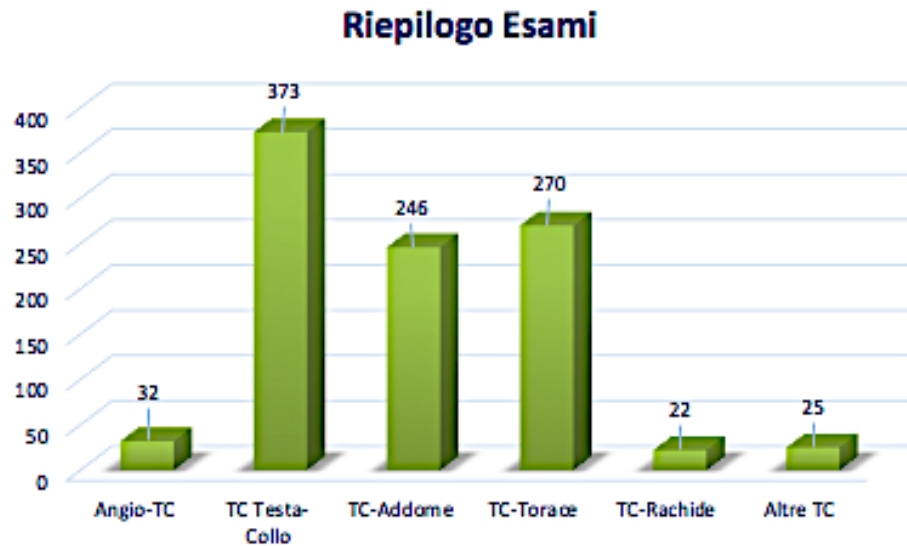


Fig. 30 – Grafico esami TC, presidio di Camerino, reparto Radiologia. CT GE Revolution 128 EVO.

- Presidio di Civitanova Marche. Mammografo FUJI Amulet Innovality
 Nel presidio di Civitanova Marche sono stati eseguiti nel complesso 2437 esami di mammografia, suddivisi nelle seguenti procedure così come riportato nel grafico sottostante (Fig.31).

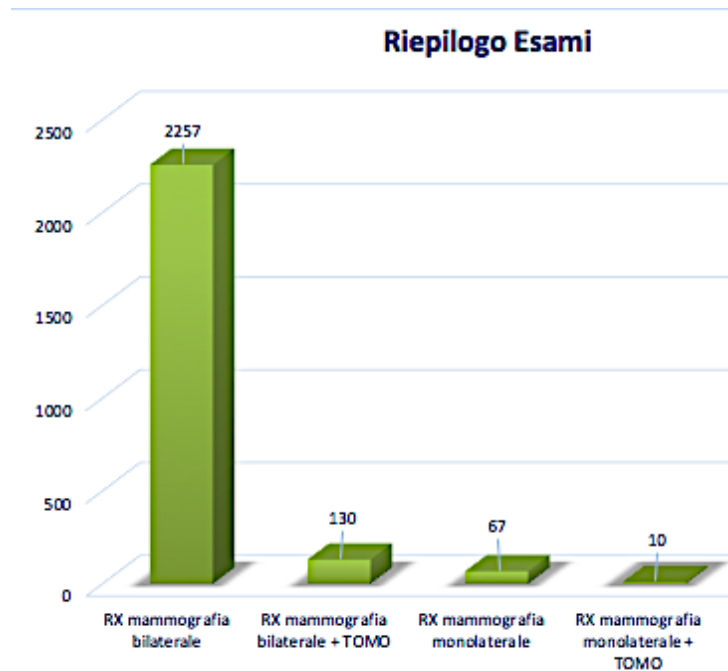


Fig. 31 – Grafico esami di Mammografia, presidio di Civitanova Marche. Mammografo FUJI Amulet Innovality.

- Presidio di Macerata. Mammografi: FUJI Amulet Innovality e GE Senographe DS

Nel presidio di Macerata sono stati eseguiti 2564 esami totali di mammografia, così distinti nelle seguenti procedure come riportato nel grafico sottostante (Fig.32). Gli esami in considerazione provengono dai due mammografi presenti in reparto.

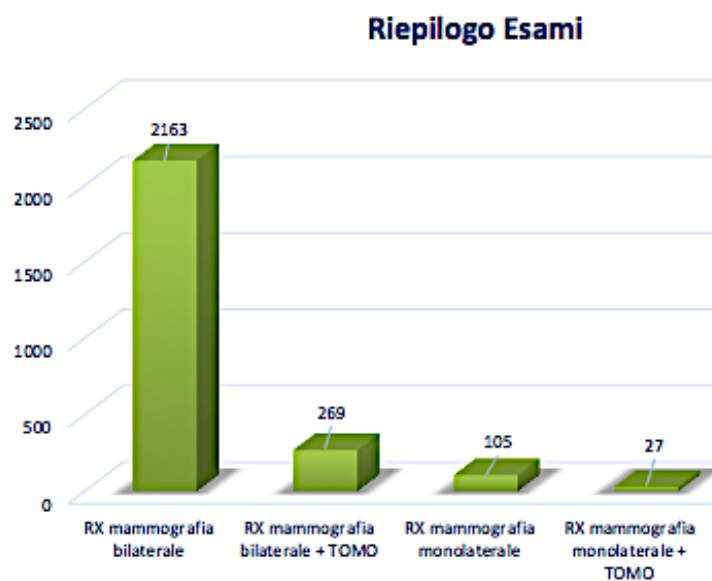


Fig. 32 – Grafico esami di Mammografia, presidio di Macerata. Mammografi: FUJI Amulet Innovality e GE Senographe DS.

- Presidio di Recanati. Mammografo HOLIGIC Selenia Dimensions
Nel presidio di Recanati sono stati eseguiti 932 esami totali di mammografia, suddivisi nelle seguenti procedure così come riportato nel grafico sottostante (Fig.33).

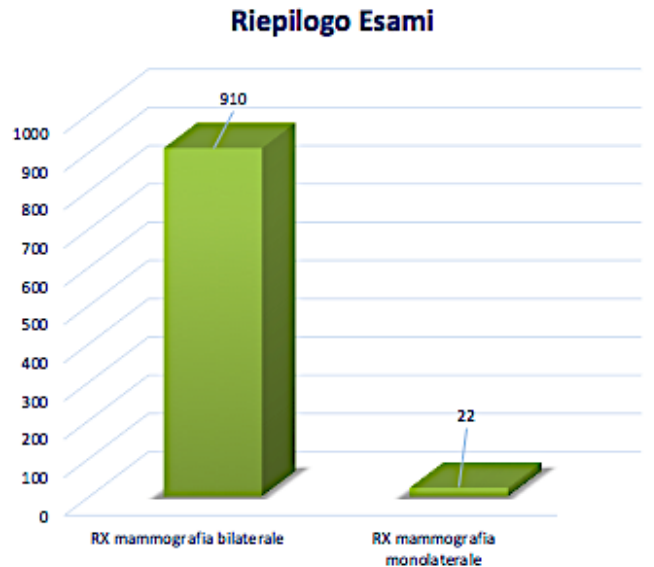


Fig. 33 – Grafico esami di Mammografia, presidio di Recanati. Mammografo HOLOGIC Selenia Dimensions

- Presidio di San Severino. Mammografo FUJI Amulet Innovality
Sono stati eseguiti nel presidio di San Severino nel complesso 1117 esami di mammografia, distinti nel seguente modo come riportato nel grafico sottostante (Fig.34).

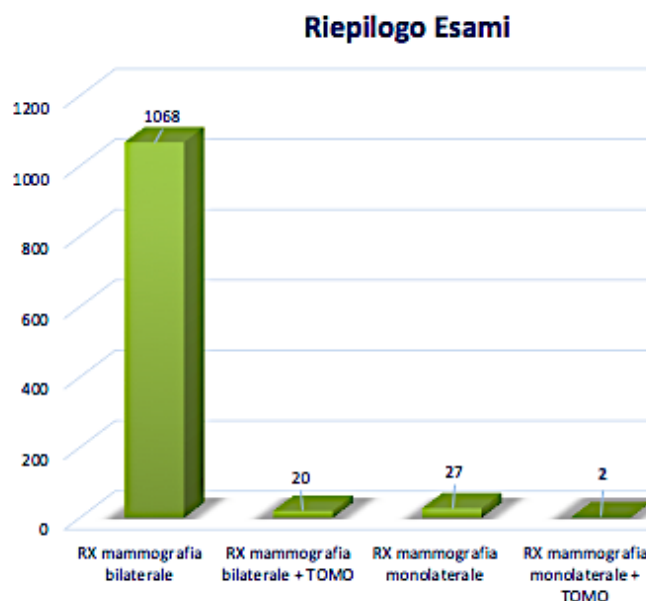


Fig. 34 – Grafico esami di Mammografia, presidio di San Severino. Mammografo FUJI Amulet Innovality

- Presidio di Tolentino. Mammografo FUJI Amulet Innovality
Nel presidio di Tolentino sono stati eseguiti nel complesso 505 esami di mammografia, suddivisi nelle seguenti procedure così come riportato nel grafico sottostante (Fig.35).

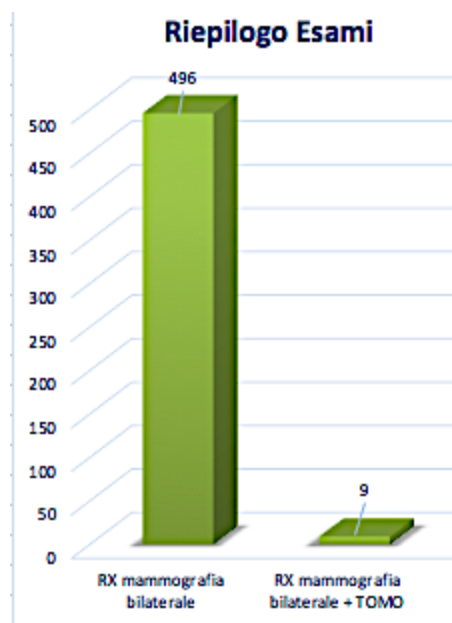


Fig. 35 – Grafico esami di Mammografia, presidio di Tolentino. Mammografo FUJI Amulet Innovality

5.3.2 Parametri Analizzati

In questo studio, il Dose Length Product (DLP) per la Tomografia Computerizzata e la Dose Ghiandolaire Media (DGM, o Average Glandular Dose, AGD) per la Mammografia, sono stati valutati attraverso diversi parametri statistici:

- Massimo
- Minimo
- Media
- Mediana
- 75esimo Percentile

Le tabelle 8 e 9 mostrano i coefficienti adottati per la conversione da indicatore di dose (mGy) a dose efficace (mSv), rispettivamente per la mammografia e la TC. I coefficienti della mammografia sono tratti da “*RADIATION PROTECTION N° 154 - European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures*” (2008); mentre i

coefficienti TC sono tratti, sia dallo stesso documento utilizzato per quelli della mammografia, che dal documento “*Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review*” (Gennaio 2016).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a,i} (mSv/mGy)	
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed
Mo/Mo	28kV	50 mm	0,32	0,0043	0,0087
Mo/Rh	28kV	50 mm	0,4	0,0053	0,001
Mo/Mo	28kV	40 mm	0,32	0,0052	0,010
Mo/Mo	28kV	60 mm	0,32	0,0034	0,0068
Mo/Rh	28kV	60 mm	0,4	0,0043	0,0086

(↑) Tab.8 – Tabella dei Coefficienti di Conversione per la dose efficace in Mammografia

ESAME	Coefficiente 2003	Coefficiente 2011
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 degli arti superiori	0,004	0,004
Angio-TC delle arterie renali	0,015	0,02
Angio-TC di aorta addominale e arti inferiori	0,015	0,02
Angio-TC polmonare	0,014	0,027
Angio-TC vasi collo	0,0059	0,0057
Angio-TC vasi epiaortici	0,014	0,027
Biopsia dei tessuti molli TC-guidata	0,015	0,02
Coronarografia-TC	0,015	0,02
Endoscopia TC virtuale (colon, vie aeree)	0,014	0,027

Entero TC dell'intestino tenue	0,014	0,027
TC addome completo (smdc)	0,015	0,02
TC addome completo (smdc e mdc)	0,015	0,02
TC addome inferiore (smdc)	0,015	0,02
TC addome inferiore (smdc e mdc)	0,015	0,02
TC addome superiore (smdc)	0,015	0,02
TC addome superiore (smdc e mdc)	0,015	0,02
TC anca dx o sx (smdc)	0,015	0,02
TC arto inferiore dx o sx (smdc)	0,004	0,004
TC arto inferiore dx o sx (smdc e mdc)	0,004	0,004
TC arto superiore dx o sx (smdc)	0,004	0,004
TC arto superiore dx o sx (smdc e mdc)	0,004	0,004
TC avambraccio dx o sx (smdc)	0,004	0,004
TC bacino (smdc)	0,015	0,02
TC bacino (smdc e mdc)	0,015	0,02
TC cerebrale (con studio di perfusione)	0,0021	0,002
TC cerebrale (smdc)	0,0021	0,002
TC cerebrale (smdc e mdc)	0,0021	0,002
TC collo (smdc)	0,0059	0,0057
TC collo (smdc e mdc)	0,0059	0,0057
TC colonna cervicale (smdc)	0,0059	0,0057
TC colonna cervicale (smdc e mdc)	0,0059	0,0057
TC colonna dorsale (smdc)	0,014	0,027
TC colonna dorsale (smdc e mdc)	0,014	0,027
TC colonna lombo-sacrale (smdc)	0,015	0,02
TC colonna lombo-sacrale (smdc e mdc)	0,015	0,02
TC cuore (smdc e mdc)	0,014	0,027
TC femore dx o sx (smdc)	0,015	0,02
TC gamba dx o sx (smdc)	0,004	0,004
TC ghiandole salivari	0,0021	0,002
TC ghiandole salivari (smdc e mdc)	0,0021	0,002
TC ginocchio dx o sx (smdc)	0,004	0,004
TC mano dx o sx (smdc)	0,004	0,004
TC massiccio facciale (smdc)	0,0021	0,002
TC massiccio facciale (smdc e mdc)	0,0021	0,002

TC orbite (smdc)	0,0021	0,002
TC orecchio dx o sx (smdc)	0,0021	0,002
TC piede dx o sx (smdc)	0,004	0,004
TC reni e surreni (smdc e mdc)	0,015	0,02
TC seni paranasali (smdc)	0,0021	0,002
TC seni paranasali (smdc e mdc)	0,0021	0,002
TC spalla dx o sx (smdc)	0,015	0,02
TC torace (smdc)	0,014	0,027
TC torace (smdc e mdc)	0,014	0,027
TC torace ad alta risoluzione	0,014	0,027
Uro-TC	0,015	0,02

(↑) Tab.9 – Tabella dei Coefficienti di Conversione per la dose efficace in Tomografia Computerizzata

Per l'esame "TC total body (almeno 3 distretti anatomici)", non disponendo di specifici coefficienti di conversione per il calcolo della dose efficace, sono stati utilizzati quelli relativi all'esame "TC torace (smdc e mdc)".

Calcolata la dose efficace (mSv) sia per la Tomografia Computerizzata, sia per la Mammografia, per le diverse indagini e tutti gli specifici presidi, la parte finale dello studio ha virato sul catalogare ognuna di queste, nelle rispettive classi di dose di appartenenza, così come indicato dalla GU 2/5/2005 dell'Accordo Stato Regioni n.281 del 28 ottobre 2004 "Linee Guida per la diagnostica per immagini". Per cui: una dose efficace inferiore ad 1 mSv, posta in classe I; una dose efficace compresa tra 1 e 5 mSv, posta in classe II; una dose efficace compresa tra 5 e 10, posta in classe III; infine una dose efficace superiore a 10, posta in classe IV.

CAPITOLO 6

Risultati

6.1 Tomografia Computerizzata: calcolo del DLP secondo i parametri statistici

Attraverso i parametri statistici del Massimo, Minimo, Media, Mediana e 75esimo Percentile, sono stati effettuati i calcoli dei DLP acquisiti tramite le TC: Presidio di Macerata, reparto radiologia (PHILIPS Brilliance iCT 256); Presidio di Macerata, reparto PS (CT PHILIPS Ingenuity 64 Core); Presidio di Civitanova Marche, reparto PS (CT PHILIPS Ingenuity 64 Core); Presidio di Civitanova Marche, Covid-Hospital (CT GE Revolution 128 EVO); Presidio di San Severino, reparto radiologia (CT TOSHIBA Astelion Advance TSx16); Presidio di Camerino, reparto radiologia (CT GE Revolution 128 EVO). I dati che seguono sono stati approssimati al primo decimale.

La tabella sottostante (Tab.10) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il reparto di Radiologia del presidio di Macerata. Sono rappresentati 2775 esami. Le indagini più frequenti sono: “TC addome completo (smdc e mdc)”; “TC cerebrale (smdc e mdc)”; “ TC torace (smdc)”, “TC torace (smdc e mdc)”; “TC torace ad alta risoluzione”; “TC total body (almeno 3 distretti anatomici)”. Come si può notare per questi esami, il Massimo e Minimo di DLP, mostra un range molto ampio. Inoltre, è possibile concludere che per questi esami, tutti mostrano un valore mediano di DLP di circa la metà di quello del 75esimo Percentile; mentre il valore di media e mediana di DLP, per l’esame “TC torace (smdc e mdc)”, è circa la metà di quello del 75esimo percentile.

(↓) **Tab. 10 – Presidio di Macerata, reparto Radiologia (PHILIPS Brilliance iCT 256).**

Tabella per il calcolo del DLP secondo i parametri statistici.

ESAME	Conteggio DLP	Massimo DLP (mGycm)	Minimo DLP (mGycm)	Media DLP (mGycm)	Mediana DLP (mGycm)	75esimo Percentile DLP (mGycm)
Angio-TC aorta addominale	5	1251,5	490,5	891,2	1031,7	1091,7
Angio-TC aorta toraco-addominale	11	4021,5	992,4	1734	1389	1962,7
Angio-TC circolo intracranico	13	2409,2	120,9	842,8	752,1	1051,2
Angio-TC degli arti inferiori	11	1688,9	872,4	1246,9	1168,5	1481,8
Angio-TC polmonare	20	1050,6	211,6	537	527,3	726,6
Angio-TC vasi epiaortici	10	4426,1	386,9	1073,	631,6	796,9
Biopsia polmonare TC-guidata	7	624,5	168,9	316,3	246,2	375,7
Colonscopia TC virtuale	22	2790,3	40,5	288,7	82	105,6
Coronarografia-TC	27	7547,2	48,2	948,6	444,2	757,7
Entero TC dell'intestino tenue	11	1423	222,5	592,5	565,6	613,3
TC addome completo (smdc)	43	3100,8	270,8	916	658,9	1220,4
TC addome completo (smdc e mdc)	621	7752	193,5	1986,7	1699,7	2513,6
TC addome inferiore (smdc)	4	724,5	387	501,3	447	534,5
TC addome inferiore (smdc e mdc)	8	3891,4	292,9	2021,1	1798,2	3004,4
TC addome superiore (smdc)	3	788,9	448,5	570,7	474,6	631,7
TC addome superiore (smdc e mdc)	11	3897	180,1	1619,6	1460	1711,7
TC bacino (smdc)	10	2169,8	230	878,8	482,4	1379,5
TC cerebrale (smdc)	86	4098,4	214,3	912,6	785,4	850,8
TC cerebrale (smdc e mdc)	99	5859	613,1	1984	1639	2639,3

TC collo (smdc)	9	2890,5	97,7	655,8	252	567,3
TC collo (smdc e mdc)	90	7126,4	164,9	1961,9	1640,5	2561,8
TC colonna lombo-sacrale (smdc)	12	4988,6	298,7	1725	1199,3	2003
TC cuore (smdc e mdc)	23	10141,6	66,6	1181,2	547,7	902,6
TC massiccio facciale (smdc)	6	279,2	100	166,1	141,1	188
TC massiccio facciale (smdc e mdc)	9	3920,7	132,7	1350,1	1146,8	1577,3
TC seni paranasali (smdc)	6	768,4	83	285,2	214,2	300,3
TC torace (smdc)	427	2952,4	83,1	547,8	460,2	654,2
TC torace (smdc e mdc)	358	8392,2	221,2	1761	1428,8	2358,9
TC torace ad alta risoluzione	141	2605,4	95,6	418,5	361,9	451,7
TC total body (almeno tre distretti anatomici)	144	7059,4	193,4	2313,5	1958,5	2833,5
Uro-TC	14	4940,9	361,9	1888,1	1850,1	2244,4

La tabella sottostante (Tab. 11) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il reparto del Pronto Soccorso del presidio di Macerata. Sono rappresentati 4211 esami. Le indagini più frequenti sono: “TC addome completo (smdc)”; “TC addome completo (smdc e mdc)”; “TC cerebrale (smdc)”; “TC torace (smdc)”; “TC torace (smdc e mdc)”; “TC torace ad alta risoluzione”. Come si può notare per questi esami, la Media, Mediana e 75esimo Percentile del DLP risulta pressoché omogeneo; mentre il Massimo e Minimo mostra un range molto ampio. Solo per l’esame “TC torace (smdc e mdc)” si ha inoltre, un valore mediano di DLP che risulta essere la metà del valore della Media di DLP e 1/3 di quello del 75esimo Percentile.

(↓) **Tab. 11 – Presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso (CT PHILIPS Ingenuity 64 core).** Tabella per il calcolo del DLP secondo i parametri statistici.

ESAME	Conteggio DLP	Massimo DLP (mGycm)	Minimo DLP (mGycm)	Media DLP (mGycm)	Mediana DLP (mGycm)	75esimo Percentile DLP (mGycm)
Angio-TC aorta toracica	16	1818,2	308,6	836,9	741,7	1112,2
Angio-TC aorta toraco-addominale	12	2058,2	949,9	1391,7	1310,8	1599,8
Angio-TC circolo intracranico	21	3096,3	368	1636,4	1676	1876,3
Angio-TC degli arti inferiori	7	3871,1	719	2084	2025,6	2760,9
Angio-TC polmonare	85	3150,1	159,4	538,6	284,9	576,8
Angio-TC vasi epiaortici	7	2343,9	394,6	1056,1	871,6	1464,7
TC addome completo (smdc)	329	3262	172,3	666,6	556,5	771,3
TC addome completo (smdc e mdc)	409	6260	339,4	1829,3	1696,7	2311,1
TC addome inferiore (smdc)	9	4351,2	359,9	1098,1	483,6	584,8
TC addome inferiore (smdc e mdc)	15	3440,8	366,3	1472,2	1449,8	1776,5
TC addome superiore (smdc)	4	756,7	421,8	571,9	554,6	679,4
TC addome superiore (smdc e mdc)	5	3258,9	466,6	2002,2	1779,1	3254,1
TC anca dx (smdc)	8	1167	461,4	715,3	588,5	850,4
TC anca sn (smdc)	6	1123	530,5	682,6	616,2	652,2
TC bacino (smdc)	32	3101,5	460,2	978	820,5	1028
TC bacino (smdc e mdc)	8	3268,3	297,8	1753,8	1889,1	2051,2
TC caviglia dx (smdc)	5	120,7	66,5	93,7	90,9	109,5

TC caviglia sn (smdc)	3	201,7	139,4	172,8	177,2	189,45
TC cerebrale (con studio di perfusione)	3	1978,6	905,4	1312,5	1053,6	1516,1
TC cerebrale (smdc)	1779	5972,5	2,6	1127,1	901,5	1160,9
TC cerebrale (smdc e mdc)	67	4262,9	231,5	1838,3	1742,3	2403,3
TC collo (smdc)	6	941,1	206,4	493,4	440	525,8
TC collo (smdc e mdc)	16	4935,9	812,2	1902,5	1701,0	2276,4
TC colonna cervicale (smdc)	40	7197,2	3	1563,7	1507,8	1773
TC colonna dorsale (smdc)	8	984,6	115	528	504,2	637,6
TC colonna lombosacrale (smdc)	15	1217,6	285	591	500,6	761,9
TC ginocchio dx (smdc)	6	162,1	2,2	108,9	122,0	159,4
TC ginocchio sn (smdc)	3	420,8	163,2	251,5	170,6	295,7
TC gomito dx (smdc)	5	337,5	114,2	221,5	222,9	309,9
TC gomito sn (smdc)	4	490,7	90,6	324,7	358,7	409,6
TC mano dx (smdc)	4	140,2	86,1	115,3	117,4	125,6
TC massiccio facciale (smdc)	30	6007,6	42,8	971	964,3	1153,8
TC orbite (smdc)	2	472	167,2	319,6	320	395,8
TC orecchio dx (smdc)	3	418,5	344,4	388,4	402	410,3
TC polso dx (smdc)	4	164,3	114,7	141,4	143	160,2
TC polso sn (smdc)	3	591	99,2	311	243	416,8
TC seni paranasali (smdc)	3	213,4	188,1	201,7	204	209

TC spalla dx (smdc)	10	2634,6	401,3	873,6	676	877
TC spalla sn (smdc)	8	1512	623,6	947,8	927	997
TC torace (smdc)	355	5499,7	161	571,7	419,7	546,5
TC torace (smdc e mdc)	217	6212,5	11,6	1099,5	690,7	1494,8
TC torace ad alta risoluzione	609	3590,7	137,6	500,2	413,6	484
TC total body (almeno tre distretti anatomici)	10	2700,7	1268,5	1984,7	1914	2414,2
Uro-TC	3	1701,7	1110,4	1410,6	1420	1561

La tabella sottostante (Tab.12) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il reparto del Pronto Soccorso del presidio di Civitanova Marche. Sono rappresentati 748 esami. Le indagini più frequenti sono: “TC cerebrale (smdc)”; “TC torace (smdc)”, “TC torace (smdc e mdc)”; “TC torace ad alta risoluzione”. Come si può notare per questi esami, la Media, Mediana e 75esimo Percentile di DLP risulta pressoché omogeneo, mentre il Massimo e Minimo mostra un range molto ampio. Inoltre, è possibile concludere che: Media e Mediana di DLP, per l’esame “TC cerebrale (smdc)”, risulta essere quasi la metà di quello del 75esimo Percentile; per la “TC torace (smdc e mdc)” il valore mediano di DLP è circa la metà di quello della Media e 75esimo Percentile.

(↓) **Tab. 12 – Presidio di Civitanova Marche, reparto Pronto Soccorso (CT PHILIPS Ingenuity 64 core).** Tabella per il calcolo del DLP secondo i parametri statistici.

ESAME	Conteggio DLP	Massimo DLP (mGycm)	Minimo DLP (mGycm)	Media DLP (mGycm)	Mediana DLP (mGycm)	75esimo Percentile DLP (mGycm)
Angio-TC polmonare	12	738,6	266	396,1	329,3	428,5
TC addome completo (smdc)	19	1870,3	164,8	660,6	480,9	753,3
TC addome completo (smdc e mdc)	11	4521,7	920,9	2438,1	1688,3	3838,2

TC cerebrale (smdc)	72	6129,8	114,3	1611,1	1397	2131,2
TC cerebrale (smdc e mdc)	6	4710,2	274,3	2356,2	2268,6	2508
TC torace (smdc)	413	2158	59	394,2	232,2	473,9
TC torace (smdc e mdc)	89	4794,7	169,5	847,6	409,4	713
TC torace ad alta risoluzione	51	1793,3	114	349,1	229,5	353,8

La tabella sottostante (Tab.13) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il Covid-Hospital del presidio di Civitanova Marche. Sono rappresentati 97 esami. L'esame più frequente è "Angio-TC polmonare", dove oltre a un ampio range tra il valore del Massimo e Minimo di DLP, non si rilevano altre disomogeneità.

(↓) **Tab. 13 – Presidio di Civitanova Marche, Covid-Hospital (CT GE Revolution 128 EVO).** Tabella per il calcolo del DLP secondo i parametri statistici.

ESAME	Conteggio DLP	Massimo DLP (mGycm)	Minimo DLP (mGycm)	Media DLP (mGycm)	Mediana DLP (mGycm)	75esimo Percentile DLP (mGycm)
Angio-TC polmonare	30	1360,4	273,3	885,4	909,4	960,3
TC addome completo (smdc)	5	805,9	357,3	529,1	402,6	706,2
TC addome completo (smdc e mdc)	4	2768,3	1128,7	1833,6	1718,7	2153,7
TC torace (smdc)	11	2355,8	284,4	688,3	341,1	840,8
TC torace (smdc e mdc)	11	1314,6	457,1	758	778,3	808
TC torace ad alta risoluzione	11	2660,1	252,3	683,3	530,3	627,5

La tabella sottostante (Tab.14) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il reparto di Radiologia del presidio di San Severino. Sono rappresentati 828 esami. Le indagini più frequenti sono: “TC addome completo (smdc e mdc)”; “TC cerebrale (smdc)”. Come si può notare per questi esami, la Media, Mediana e 75esimo Percentile di DLP risulta pressoché omogeneo, mentre il Massimo e Minimo mostra un range molto ampio.

(↓) **Tab. 14 – Presidio di San Severino, reparto Radiologia (CT TOSHIBA Astelion Advance TSx16).** Tabella per il calcolo del DLP secondo i parametri statistici.

ESAME	Conteggio DLP	Massimo DLP (mGycm)	Minimo DLP (mGycm)	Media DLP (mGycm)	Mediana DLP (mGycm)	75esimo Percentile DLP (mGycm)
Angio-TC vasi epiaortici	5	763,6	144,2	436,1	372,3	609
TC addome completo (smdc)	53	3710,1	524,7	1120,9	919,6	1080
TC addome completo (smdc e mdc)	101	11413,3	834,2	3359,2	3251,5	3707,4
TC addome inferiore (smdc e mdc)	4	3557,4	1843,9	3055,5	3410,4	3497,4
TC addome superiore (smdc e mdc)	4	3110	2054,5	2725,8	2869,3	2981
TC anca dx (smdc)	4	1617,4	429,2	798,2	573,2	856,32
TC bacino (smdc)	7	6140,6	361,9	1780,5	969,2	1580,7
TC cerebrale (smdc)	248	5649,9	698,7	1625,1	1424,3	1533,8
TC cerebrale (smdc e mdc)	24	7014,6	821,7	4145,6	4520,2	4918,7
TC collo (smdc e mdc)	5	1861	212,3	834,6	351	1464,7

TC collo (smdc e mdc)	7	4404,8	2977,6	3755,5	3653,7	4371
TC colonna cervicale (smdc)	11	8366,2	316,7	2300,3	1556,3	2842,9
TC colonna lombosacrale (smdc)	12	3972,2	545,2	3026,6	3390	3778,9
TC massiccio facciale (smdc)	25	4789,6	150,4	1588,4	1340,6	1746,4
TC seni paranasali (smdc)	12	889,6	635,4	789,2	808,4	847,2
TC torace (smdc)	85	6212	297,6	1035,6	832,3	1064,5
TC torace (smdc e mdc)	68	5880,2	720	3110,1	3295,6	3808,7
TC torace ad alta risoluzione	78	2109,4	452,5	1156	1147	1412,4

6.2 Mammografia: calcolo della DMG secondo i parametri statistici

Sono stati effettuati, attraverso i parametri statistici del Massimo, Minimo, Media, Mediana e 75esimo Percentile, i calcoli dei DMG acquisiti tramite i mammografi: Presidio di Civitanova Marche (mammografo FUJI Amulet Innovality); Presidio di Macerata (mammografi FUJI Amulet Innovality e GE Senographe DS); Presidio di Recanati (mammografo HOLOGIC Selenia Dimensions); Presidio di San Severino (mammografo FUJI Amulet Innovality); Presidio di Tolentino (mammografo FUJI Amulet Innovality).

La tabella sottostante (Tab.15) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il presidio di Civitanova Marche. Sono rappresentati 2437 esami. Come si può notare, le indagini mostrano una certa omogeneità per il calcolo della DMG, fatta eccezione per quella del Massimo e Minimo.

ESAME	Massimo Dose-Organo (mGy)	Minimo Dose-Organo (mGy)	Media Dose-Organo (mGy)	Mediana Dose-Organo (mGy)	75esimo Percentile Dose-Organo (mGy)
MAMMOGRAFIA e TOMOSINTESI Bilaterale	20,37	0,85	6,3	5,93	7,13
MAMMOGRAFIA e TOMOSINTESI Monolaterale	7,45	0,8	3,04	2,82	3,44
MAMMOGRAFIA Bilaterale	20,37	1,87	6,23	5,87	7,04
MAMMOGRAFIA Monolaterale	6,69	1,14	2,60	2,12	2,98

Tab. 15 - Presidio di Civitanova Marche. Mammografo FUJI Amulet Innovality. Tabella per il calcolo del DMG secondo i parametri statistici.

La tabella seguente (Tab.16) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il presidio di Macerata. Sono rappresentati 2564 esami. Come si può notare, le indagini mostrano una certa omogeneità per il calcolo della DMG, fatta eccezione per quella del Massimo e Minimo.

ESAME	Massimo Dose- Organo (mGy)	Minimo Dose- Organo (mGy)	Media Dose- Organo (mGy)	Mediana Dose- Organo (mGy)	75esimo Percentile Dose- Organo (mGy)
MAMMOGRAFIA e TOMOSINTESI Bilaterale	23,52	2,33	6,34	5,94	7,16
MAMMOGRAFIA e TOMOSINTESI Monolaterale	11,73	0,37	3,78	3,6	4,78
MAMMOGRAFIA Bilaterale	23,52	2,33	6,15	5,83	6,93
MAMMOGRAFIA Monolaterale	11,73	0,37	3,81	3,45	4,84

Tab. 16 - Presidio di Macerata. Mammografi FUJI Amulet Innovality e GE Senographe DS. Tabella per il calcolo del DMG secondo i parametri statistici.

La tabella sottostante (Tab.17) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il presidio di Recanati. Sono rappresentati 932 esami. Come si può notare, le indagini mostrano una certa omogeneità per il calcolo della DMG, fatta eccezione per quella del Massimo e Minimo.

ESAME	Massimo Dose-Organo (mGy)	Minimo Dose-Organo (mGy)	Media Dose-Organo (mGy)	Mediana Dose-Organo (mGy)	75esimo Percentile Dose-Organo (mGy)
MAMMOGRAFIA Bilaterale	19,15	1,88	6,34	6,12	7,86
MAMMOGRAFIA Monolaterale	7,83	0,6	3,13	2,94	3,84

Tab. 17 – Presidio di Recanati. Mammografo HOLOGIC Selenia Dimensions. Tabella per il calcolo del DMG secondo i parametri statistici.

La tabella seguente (Tab.18) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il presidio di San Severino. Sono rappresentati 1117 esami. Come si può notare, le indagini mostrano una certa omogeneità per il calcolo della DMG, fatta eccezione per quella del Massimo e Minimo.

ESAME	Massimo Dose-Organo (mGy)	Minimo Dose-Organo (mGy)	Media Dose-Organo (mGy)	Mediana Dose-Organo (mGy)	75esimo Percentile Dose-Organo (mGy)
MAMMOGRAFIA e TOMOSINTESI Bilaterale	17,26	2,51	5,9	5,56	6,82
MAMMOGRAFIA e TOMOSINTESI Monolaterale	6,17	1,12	2,78	2,54	3,49
MAMMOGRAFIA Bilaterale	17,26	2,51	5,84	5,52	6,74
MAMMOGRAFIA Monolaterale	6,17	1,12	2,71	2,38	3,43

Tab. 18 – Presidio di San Severino. Mammografo FUJI Amulet Innovality. Tabella per il calcolo del DMG secondo i parametri statistici.

La tabella sottostante (Tab.19) mostra i risultati dei calcoli effettuati per il presidio di Tolentino. Sono rappresentati 505 esami. Come si può notare, le indagini mostrano una certa omogeneità per il calcolo della DMG, fatta eccezione per quella nel Massimo e Minimo.

ESAME	Massimo Dose- Organo (mGy)	Minimo Dose- Organo (mGy)	Media Dose- Organo (mGy)	Mediana Dose- Organo (mGy)	75esimo Percentile Dose- Organo (mGy)
MAMMOGRAFIA e TOMOSINTESI Bilaterale	31,96	1,7	4,43	4,17	4,85
MAMMOGRAFIA Bilaterale	9,94	1,7	4,25	4,16	4,82

Tab. 19 - Presidio di Tolentino. Mammografo FUJI Amulet Innovality. Tabella per il calcolo del DMG secondo i parametri statistici.

6.3 Dose Efficace e Determinazione della Classe di Dose

6.3.1 Tomografia Computerizzata

Si riportano per ogni presidio, le tabelle relative alla conversione in dose efficace del DLP pesato per ogni parametro statistico, con la rispettiva indicazione della classe di dose cui appartengono.

Nel reparto di Radiologia del presidio di Macerata, relativamente alla valutazione della classificazione della dose efficace si evidenzia una relativa omogeneità di classe per gli esami angiografici effettuati, ad eccezione dell'esame "Angio-TC polmonare" e "Angio-TC vasi epiaortici" dove la classe determinata varia dalla II alla IV, tra la dose efficace calcolata con i coefficienti del 2003 e 2011 in media, mediana e 75esimo percentile di DLP (vedi Fig.36). Relativamente agli ultimi due esami riportati nella prima tabella, si evidenzia per la "Biopsia polmonare TC-guidata" una variabilità di classe tra media, mediana e 75esimo percentile, dove si passa da una II ad una III classe, sino ad una IV nel massimo; mentre, per la

“Colonscopia-TC virtuale” la classe è variabile da una classe I a una IV tra minimo e massimo (vedi Fig.36). Nella seconda tabella, (Fig.37) si rileva un passaggio dalla III alla IV classe tra la dose efficace calcolata nella media, mediana e 75esimo percentile di DLP nell’esame “Entero TC dell’intestino tenue”; i restanti mostrano tutti una classe pressoché omogenea.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME															
		Angio-TC aorta addominale		Angio-TC aorta toraco-addominale		Angio-TC circolo intracranico		Angio-TC degli arti inferiori		Angio-TC polmonare		Angio-TC vasi epiaortici		Biopsia polmonare TC-guidata		Colonscopia TC virtuale	
MASSIMO		1251,5		4021,5		2409,2		1688,9		1050,6		4426,1		624,5		2790,3	
MINIMO		490,5		992,4		120,9		872,4		211,6		389,9		168,9		40,5	
MEDIA		891,2		1734		842,8		1246,9		537		1073		316,3		288,7	
MEDIANA		1031,7		1389		752		1168,5		527,3		631,6		246,2		82	
75*PERCENTILE		1091,7		1962,7		1051,2		1481,8		726,6		796,9		375,7		105,6	
DOSE EFFICACE	MASSIMO	18,8	25	60,3	80,4	5,1	4,8	6,8	6,7	4,2	28,4	17,7	119,5	9,4	12,5	39	75,3
		IV	IV	IV	IV	III	III	III	III	II	IV	IV	IV	II	IV	IV	IV
	MINIMO	7,4	9,8	14,9	19,8	0,2	0,2	3,5	3,5	0,8	5,7	1,5	10,4	2,5	3,4	0,6	1,1
	III	III	IV	IV	I	I	II	II	I	III	II	IV	II	II	I	II	
	MEDIA	13,4	17,8	26	34,7	1,8	1,7	4,8	4,8	2,1	14,5	4,3	29	4,7	6,3	4	7,8
IV	IV	IV	IV	II	II	II	II	II	IV	II	IV	II	III	II	III		
CLASSE DI DOSE	MEDIANA	15,5	20,6	20,8	27,8	1,6	1,5	4,6	4,6	2,1	14,2	2,5	17	3,7	4,9	1,1	2,2
		IV	IV	IV	IV	II	II	II	II	II	IV	II	IV	II	II	II	II
	75*PERCENTILE	16,4	21,8	29,4	39,2	2,2	2,1	5,9	5,9	2,9	19,6	3,2	21,5	5,6	7,5	1,5	2,8
IV	IV	IV	IV	II	II	III	III	II	IV	II	IV	III	III	II	II		

Fig. 36 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Radiologia (tabella a).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME															
		Coronarografia-TC		Entero TC dell'intestino tenue		TC addome completo (smdc)		TC addome completo (smdc e mdc)		TC addome inferiore (smdc)		TC addome inferiore (smdc e mdc)		TC addome superiore (smdc)		TC addome superiore (smdc e mdc)	
MASSIMO		7547,2		1423		3100,8		7751,9		724,5		3891,4		788,9		3897	
MINIMO		48,2		222,5		270,8		193,5		387		292,9		448,5		180	
MEDIA		948,6		592,5		916		1986,7		501,3		2021,1		570,67		1619,6	
MEDIANA		444,2		565,6		658,9		1699,7		447		1798,2		474,6		1460,1	
75*PERCENTILE		757,7		613,7		1220,4		2513,6		534,5		3004,4		631,7		1711,7	
DOSE EFFICACE	MASSIMO	113,2	150,9	19,9	38,4	46,5	62	116,3	155	10,9	14,5	58,4	77,8	11,8	15,8	58,4	77,9
		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
	MINIMO	0,72	0,9	3,1	6	4,1	5,4	2,9	3,9	5,8	7,7	4,4	5,9	6,7	9	2,7	3,6
	I	I	II	III	II	III	II	II	III	III	II	III	III	III	II	II	
	MEDIA	14,2	19	8,3	16	13,7	18,3	29,8	39,7	7,5	10	30,3	40,4	8,6	11,4	24,3	32,4
IV	IV	III	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	
CLASSE DI DOSE	MEDIANA	6,7	8,9	7,9	15,3	9,8	13,2	25,5	34	6,7	8,9	27	36	7,1	9,5	21,9	29,2
		III	III	III	IV	III	IV	IV	IV	III	III	IV	IV	III	III	IV	IV
	75*PERCENTILE	11,4	15,1	8,6	16,6	18,3	24,4	37,7	50,3	8	10,7	45	60	9,5	12,6	25,7	34,2
IV	IV	III	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	

Fig. 37 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Radiologia (tabella b).

Relativamente alle ultime 2 tabelle del reparto di radiologia di Macerata, gli esami effettuati mostrano una certa omogeneità della classe di dose determinata, ad eccezione della “TC torace (smdc)” dove è possibile evidenziare un passaggio dalla III alla IV classe tra la dose efficace calcolata con i coefficienti del 2003 e 2011, nella media, mediana e 75esimo percentile di DLP (Fig.39).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME																
		TC bacino (smdc)		TC cerebrale (smdc)		TC cerebrale (smdc e mdc)		TC collo (smdc)		TC collo (smdc e mdc)		TC colonna lombo-sacrale (smdc)		TC cuore (smdc e mdc)		TC massiccio facciale (smdc)		
MASSIMO		2169,8		4098,4		5859		2890,5		7126,4		4988,6		10141,6		279,2		
MINIMO		230		214,3		613,1		97,7		164,9		298,7		66,6		100		
MEDIA		878,8		912,56		1984		655,8		1961,9		1725		1181,2		166,1		
MEDIANA		482,4		785,4		1639		252		1640,5		1199,3		547,7		141,1		
75*PERCENTILE		1379,5		850,8		1639,3		567,3		2561,8		2003		902,6		188		
DOSE EFFICACE	CLASSE DI DOSE	MASSIMO	32,5	43,4	8,6	8,2	12,3	11,7	17	16,5	42	40,6	74,8	99,8	142	273,8	0,6	0,6
		MINIMO	3,4	4,6	0,4	0,4	1,3	1,2	0,6	0,6	0,9	0,9	4,5	6	0,9	1,8	0,2	0,2
		MEDIA	13,2	17,6	1,9	1,8	4,2	4	3,9	3,7	11,6	11,2	25,9	34,5	16,5	31,9	0,3	0,3
		MEDIANA	7,2	9,6	1,6	1,6	3,4	3,3	1,5	1,4	9,7	9,3	18	24	7,7	14,8	0,3	0,3
		75*PERCENTILE	20,7	27,6	1,8	1,7	5,5	5,3	3,3	3,2	15,1	14,6	30	40	12,6	24,4	0,4	0,4

Fig. 38 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Radiologia (tabella c).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME														
		TC massiccio facciale (smdc e mdc)		TC seni paranasali (smdc)		TC torace (smdc)		TC torace (smdc e mdc)		TC torace ad alta risoluzione		TC total body (almeno 3 distretti anatomici)*		Uro-TC		
MASSIMO		3920,7		768,4		2952,4		8392,2		2605,4		7059,4		4940,9		
MINIMO		132,7		83		83,1		221,2		95,6		193,4		361,9		
MEDIA		1350,1		285,2		547,8		1761		418,5		2313,5		1826,9		
MEDIANA		1146,8		214,2		460,2		1428,7		361,9		1958,5		1761,2		
75*PERCENTILE		1577,3		300,3		654,2		2358,9		451,7		2833,5		2224,8		
DOSE EFFICACE	CLASSE DI DOSE	MASSIMO	8,2	7,8	1,61	1,5	41,3	79,7	117,5	226,6	36,5	70,3	98,8	190,6	74,1	98,8
		MINIMO	0,3	0,3	0,2	0,2	1,2	2,2	3,1	6	1,3	2,6	2,7	5,2	5,4	7,2
		MEDIA	2,8	2,7	0,6	0,6	7,7	14,8	24,6	47,5	5,9	11,3	32,4	62,5	27,4	36,5
		MEDIANA	2,4	2,3	0,4	0,4	6,4	12,4	20	38,6	5,1	9,8	27,4	52,9	26,4	35,2
		75*PERCENTILE	3,3	3,1	0,6	0,6	9,2	17,7	33	63,7	6,3	12,2	39,7	76,5	33,4	44,5

*calcolo effettuato tramite i coefficienti di conversione dell'esame “TC torace (smdc e mdc)”.

Fig. 39 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Radiologia (tabella d).

Nel reparto del Pronto Soccorso del presidio di Macerata, in merito alla valutazione della classe di dose determinata, si può evidenziare nelle sei tabelle rappresentative che seguono: una variabilità dalla II alla IV classe di dose nell'esame "Angio-TC Polmonare" (Fig.40); un passaggio da III a IV classe per la dose efficace calcolata tramite i coefficienti di conversione del 2003 e 2011, nella media, mediana e 75esimo percentile di DLP, per l'esame "TC addome superiore (smdc)" (Fig.41); nell'esame di "TC colonna lombo-sacrale (smdc)" una variabilità di classe da III a IV (Fig.43), così come nella "TC torace (smdc)" da una classe II a una di IV (Fig.45); infine per l'esame "TC torace ad alta risoluzione" un passaggio da III e IV, tra la dose efficace calcolata con i coefficienti del 2003 e del 2011, sempre nella media, mediana e 75esimo percentile di DLP (Fig.45). Per il resto, tutti gli altri esami eseguiti mostrano un'omogeneità relativa.

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME																
		Angio-TC aorta toracica		Angio-TC aorta toraco-addominale		Angio-TC circolo intracranico		Angio-TC degli arti inferiori		Angio-TC polmonare		Angio-TC vasi epiaortici		TC addome completo (smdc)		TC addome completo (smdc e mdc)		
MASSIMO		1818,2		2058,2		3096,3		3871,1		3150,1		2343,9		3262		6260		
MINIMO		308,6		949,9		368		719		159,4		394,6		172,3		339,4		
MEDIA		836,9		1391,7		1636,4		2084		538,6		1056		666,6		1829,3		
MEDIANA		741,7		1310,8		1676		2025,6		284,9		871,6		556,5		1696,7		
75*PERCENTILE		1112,2		1599,8		1876,3		2760,9		576,8		1464,7		771,3		2311,1		
DOSE EFFICACE	CLASSE DI DOSE	MASSIMO	25,4	49	30,9	41,2	6,5	6,2	15,5	15,5	44,1	85	32,8	63,3	48,9	65,2	93,9	125,2
		MINIMO	IV	IV	IV	IV	III	III	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
		MEDIA	4,3	8,3	14,2	19	0,8	0,7	2,9	2,9	2,2	4,3	5,5	10,6	2,6	3,4	5,1	6,8
		MEDIA	II	III	IV	IV	I	I	II	II	II	II	III	IV	II	II	III	III
		MEDIA	11,7	22,6	20,9	27,8	3,4	3,3	8,3	8,3	7,5	14,5	14,8	28,5	9,9	13,3	27,4	36,6
MEDIA	IV	IV	IV	IV	II	II	III	III	III	IV	IV	IV	III	IV	IV	IV	IV	
MEDIA	10,4	20	19,7	26,2	3,5	3,3	8,1	8,1	4	7,7	12,2	23,5	8,3	11,1	25,4	33,9		
MEDIA	IV	IV	IV	IV	II	II	III	III	II	III	IV	IV	III	IV	IV	IV	IV	
75*PERCENTILE	15,7	30	24	32	3,9	3,7	11	11	8,1	15,6	20,5	39,5	11,6	15,4	34,7	46,2		
75*PERCENTILE	IV	IV	IV	IV	II	II	IV	IV	III	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	

Fig. 40 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso (tabella a).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME																	
		TC addome inferiore (smdc)		TC addome inferiore (smdc e mdc)		TC addome superiore (smdc)		TC addome superiore (smdc e mdc)		TC anca dx (smdc)		TC anca sn (smdc)		TC bacino (smdc)		TC bacino (smdc e mdc)			
MASSIMO		4351,2		3440,8		756,7		3258,9		1167		1123		3101,5		3268,3			
MINIMO		359,9		366,3		421,8		466,6		461,4		530,5		460,2		297,8			
MEDIA		1098,1		1472,2		571,9		2002,2		715,3		682,6		978		1753,8			
MEDIANA		483,6		1449,8		554,6		1779,1		588,5		616,2		820,5		1889,1			
75*PERCENTILE		584,8		1776,5		679,4		3154,1		850,4		652,2		1028,1		2051,2			
DOSE EFFICACE	CLASSE DI DOSE	MASSIMO		65,3	87	51,6	68,8	11,3	15,1	48,9	65,2	17,5	23,3	16,8	22,5	46,5	62	49	65,4
		MINIMO		5,4	7,2	5,5	7,3	6,3	8,4	7	9,3	6,9	9,2	8	10,6	6,9	9,2	4,5	5,9
		MEDIA		16,5	22	22,1	29,4	8,6	11,4	30	40	10,7	14,3	10,2	13,6	14,7	19,6	26,3	35,1
		MEDIANA		7,2	9,7	21,7	29	8,3	11,1	26,7	35,6	8,8	11,8	9,2	12,3	12,3	16,4	28,3	37,8
		75*PERCENTILE		8,7	11,7	26,6	35,5	10,2	13,6	48,8	65,1	12,7	17	9,8	13	15,4	20,6	30,8	41

Fig. 41 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso (tabella b).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME																	
		TC caviglia dx (smdc)		Tc caviglia sn (smdc)		TC cerebrale (con studio di perfusione)		TC cerebrale (smdc)		TC cerebrale (smdc e mdc)		TC collo (smdc)		TC collo (smdc e mdc)		TC colonna cervicale (smdc)			
MASSIMO		120,7		201,7		1978,6		5972,5		4262,9		941,1		4935,9		7197,2			
MINIMO		66,5		139,4		905,4		2,6		231,5		206,4		812,2		3			
MEDIA		93,7		172,8		1312,5		1127,1		1838,3		493,4		1902,5		1563,7			
MEDIANA		90,9		177,2		1053,6		901,5		1742,3		440		1701		1507,8			
75*PERCENTILE		109,5		189,4		1516,1		1160,9		2403,3		525,8		2276,4		1773			
DOSE EFFICACE	CLASSE DI DOSE	MASSIMO		0,5	0,5	0,8	0,8	4,1	4	12,5	11,9	8,9	8,5	5,5	5,4	29,1	28,1	42,5	41
		MINIMO		0,3	0,3	0,6	0,6	1,9	1,8	0,01	0,001	0,5	0,5	1,2	1,2	4,8	4,6	0,02	0,02
		MEDIA		0,4	0,4	0,7	0,7	2,7	2,6	2,3	2,2	3,9	3,7	2,9	2,8	11,2	10,8	9,2	8,9
		MEDIANA		0,4	0,4	0,7	0,7	2,2	2,1	1,9	1,8	3,7	3,5	2,6	2,5	10	9,7	8,9	8,6
		75*PERCENTILE		0,4	0,4	0,8	0,8	3,2	3	2,4	2,3	5	4,8	3,1	3	13,4	13	10,5	10,1

Fig. 42 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso (tabella c).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME																	
		TC colonna dorsale (smdc)		TC colonna lombo-sacrale (smdc)		TC ginocchio dx (smdc)		TC ginocchio sn (smdc)		TC gomito dx (smdc)		TC gomito sn (smdc)		TC mano dx (smdc)		TC massiccio facciale (smdc)			
MASSIMO		984,6		1217,6		162,1		420,8		337,5		490,8		140,2		6007,6			
MINIMO		115		285		2,2		163,2		114,2		90,6		86,1		42,8			
MEDIA		528		591		108,9		251,5		221,5		324,7		115,3		971			
MEDIANA		504,2		500,6		122		170,6		222,9		358,7		117,4		964,3			
75*PERCENTILE		637,6		761,8		159,4		295,7		309,9		409,6		125,6		1153,8			
DOSE EFFICACE	CLASSE DI DOSE	MASSIMO		13,8	26,6	18,3	24,3	0,6	0,6	1,7	1,7	1,3	1,3	2	2	0,6	0,6	12,6	12
		MINIMO		1,6	3,1	4,3	5,7	0,01	0,01	0,6	0,6	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,1	0,1
		MEDIA		7,4	14,2	8,9	11,8	0,4	0,4	1	1	0,9	0,9	1,3	1,3	0,5	0,5	2	1,9
		MEDIANA		7,1	13,6	7,5	10	0,5	0,5	0,7	0,7	0,9	0,9	1,4	1,4	0,5	0,5	2	1,9
		75*PERCENTILE		8,9	17,2	11,4	15,2	0,6	0,6	1,2	1,2	1,2	1,2	1,6	1,6	0,5	0,5	2,4	2,3

Fig. 43 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso (tabella d).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME													
		TC orbite (smdc)		TC orecchio dx (smdc)		TC polso dx (smdc)		TC polso sn (smdc)		TC seni paranasali (smdc)		TC spalla dx (smdc)		TC spalla sn (smdc)	
MASSIMO		472		418,5		164,3		591		213,4		2634,6		1512	
MINIMO		167,2		344,4		114,7		99,2		188,1		401,3		623,6	
MEDIA		319,6		388,4		141,4		311		201,7		873,6		947,8	
MEDIANA		320		402		143		243		204		676		927	
75*PERCENTILE		395,8		410,3		160,2		416,8		209		877		997	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	0,9 I	0,9 I	0,9 I	0,8 I	0,7 I	0,7 I	2,4 II	2,4 II	0,4 I	0,4 I	39,5 IV	52,7 IV	22,7 IV	30,2 IV
	MINIMO	0,3 I	0,3 I	0,7 I	0,7 I	0,5 I	0,5 I	0,4 I	0,4 I	0,4 I	0,4 I	6 III	8 III	9,3 III	12,5 IV
	MEDIA	0,7 I	0,6 I	0,8 I	0,8 I	0,6 I	0,6 I	1,2 II	1,2 II	0,4 I	0,4 I	13,1 IV	17,5 IV	14,2 IV	19 IV
	MEDIANA	0,7 I	0,6 I	0,8 I	0,8 I	0,6 I	0,6 I	1 II	1 II	0,4 I	0,4 I	10,1 IV	13,5 IV	13,9 IV	18,5 IV
	75*PERCENTILE	0,8 I	0,8 I	0,9 I	0,8 I	0,6 I	0,6 I	1,7 II	1,7 II	0,4 I	0,4 I	13,1 IV	17,5 IV	14,9 IV	19,9 IV
			I	I	I	I	I	I	II	II	I	I	IV	IV	IV

Fig. 44 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso (tabella e).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME									
		TC torace (smdc)		TC torace (smdc e mdc)		TC torace ad alta risoluzione		TC total body (almeno 3 distretti anatomici)*		Uro-TC	
MASSIMO		5499,7		6212,5		3590,7		2700,7		1701,7	
MINIMO		161		11,6		137,6		1269,5		1110,4	
MEDIA		571,7		1099,5		500,2		1984,7		1410,6	
MEDIANA		419,7		690,7		413,6		1914		1420	
75*PERCENTILE		546,5		1494,8		484		2414,2		1561	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	77 IV	148,5 IV	87 IV	167,8 IV	50,3 IV	97 IV	37,8 IV	72,9 IV	25,5 IV	34 IV
	MINIMO	2,2 II	4,3 II	0,2 I	0,3 I	1,9 II	3,7 II	17,7 IV	34,2 IV	16,6 IV	22,2 IV
	MEDIA	8 III	15,4 IV	15,4 IV	29,7 IV	7 III	13,5 IV	27,8 IV	53,6 IV	21,2 IV	28,2 IV
	MEDIANA	5,9 II	11,3 IV	9,7 III	18,6 IV	5,8 III	11,2 IV	26,8 IV	51,7 IV	21,3 IV	28,4 IV
	75*PERCENTILE	7,6 III	14,7 IV	20,9 IV	40,4 IV	6,8 III	13,1 IV	33,8 IV	65,2 IV	23,4 IV	31,2 IV
			IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV

*calcolo effettuato tramite i coefficienti di conversione dell'esame "TC torace (smdc e mdc)".

Fig. 45 – Dati dosimetrici presidio di Macerata, reparto Pronto Soccorso (tabella f).

Nel reparto del Pronto Soccorso del presidio di Civitanova Marche, invece la determinazione della classe di dose ha visto nei vari parametri presi in analisi, una variabilità più spiccata rispetto agli altri presidi. Nello specifico, risultano variabili, tra la II e la IV, le classi di dose degli esami: “Angio-TC polmonare”, “TC addome completo (smdc)”, “TC torace (smdc)” e “TC torace (smdc e mdc)”; variabilità di classe, dalla II alla III, invece presente nell’esame “TC torace ad alta risoluzione”, relativamente alla dose efficace calcolata nella media, mediana e 75esimo percentile (Fig.46).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME															
		Angio-TC polmonare		TC addome completo (smdc)		TC addome completo (smdc e mdc)		TC cerebrale (smdc)		TC cerebrale (smdc e mdc)		TC torace (smdc)		TC torace (smdc e mdc)		TC torace ad alta risoluzione	
MASSIMO		738,6		1870,3		4521,7		6129,8		4710,2		2158		4794,7		1793,3	
MINIMO		266		164,8		920,9		114,3		274,3		59		169,5		114	
MEDIA		396,1		660,6		2438,1		1611,1		2356,2		394,2		847,6		349,1	
MEDIANA		329,3		480,9		1688,3		1397		2268,6		232,2		409,4		229,5	
75*PERCENTILE		428,5		753,3		3838,2		2131,2		2508		473,9		713		353,8	
DOSE EFFICACE	MASSIMO	10,3	19,9	28	37,4	67,8	90,4	12,9	12,3	9,9	9,4	30,2	58,3	67,1	129,4	25,1	48,4
	MINIMO	3,7	7,2	2,5	3,3	13,8	18,4	0,2	0,2	0,6	0,5	0,8	1,6	2,4	4,6	1,6	3,1
	MEDIA	5,5	10,7	9,9	13,2	36,6	48,8	3,4	3,2	4,9	4,7	5,5	10,6	11,9	22,9	4,9	9,4
	MEDIANA	4,6	8,9	7,2	9,6	25,3	33,8	2,9	2,8	4,8	4,5	3,2	6,3	5,7	11	3,2	6,2
	75*PERCENTILE	6	11,6	11,3	15,1	57,6	76,8	4,5	4,3	5,3	5	6,6	12,8	9,9	19,2	4,9	9,5
CLASSE DI DOSE		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	III	III	IV	IV	IV	IV	IV	IV
		II	III	II	II	IV	IV	I	I	I	I	I	II	II	II	II	II
		III	IV	III	IV	IV	IV	II	II	II	II	III	IV	IV	IV	II	III
		II	III	III	III	IV	IV	II	II	II	II	II	III	III	IV	II	III
		III	IV	IV	IV	IV	IV	II	II	III	III	III	IV	III	IV	II	III

Fig. 46 – Dati dosimetrici presidio di Civitanova Marche, reparto Pronto Soccorso.

Per quel che concerne gli esami eseguiti presso il Covid-Hospital del presidio di Civitanova Marche, si evidenzia una certa omogeneità della classe di dose determinata, fatta eccezione per 2 esami: “TC torace (smdc)” e “TC torace ad alta risoluzione”. Il primo mostra una variabilità di classe tra la II e la IV, mentre il secondo vede un passaggio dalla classe III alla IV per la dose efficace calcolata con i coefficienti del 2003 e 2011 in meda, mediana e 75esimo percentile di DLP (Fig.47).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		Angio-TC polmonare		TC addome completo (smdc)		TC addome completo (smdc e mdc)		TC torace (smdc)		TC torace (smdc e mdc)		TC torace ad alta risoluzione	
MASSIMO		1360,4		805,9		2768,3		2355,8		1314,6		2660,1	
MINIMO		273,3		357,3		1128,7		284,4		457,1		252,3	
MEDIA		885,4		529,1		1833,6		688,3		758,1		683,3	
MEDIANA		909,4		402,6		1718,7		688,3		778,3		530,3	
75*PERCENTILE		960,3		706,2		2153,7		840,8		808		627,5	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	19 IV	36,7 IV	12,1 IV	16,1 IV	41,5 IV	55,4 IV	33 IV	63,6 IV	18,4 IV	35,5 IV	37,2 IV	71,8 IV
	MINIMO	3,8 II	7,4 III	5,4 III	7,1 III	16,9 IV	22,6 IV	4 II	7,7 III	6,4 III	12,3 IV	3,5 II	6,8 III
	MEDIA	12,4 IV	23,9 IV	13,3 IV	10,6 IV	27,5 IV	36,7 IV	9,6 III	18,6 IV	10,6 IV	20,5 IV	9,6 III	18,4 IV
	MEDIANA	12,7 III	24,5 IV	6 III	8 III	25,8 IV	34,4 IV	4,8 II	9,2 III	10,9 IV	21 IV	7,4 III	14,3 IV
	75*PERCENTILE	13,4 III	25,9 IV	10,6 IV	14,1 IV	32,3 IV	43,1 IV	11,8 IV	22,7 IV	11,3 IV	21,8 IV	8,8 III	16,9 IV

Fig. 47 – Dati dosimetrici presidio di Civitanova Marche, Covid-Hospital.

Nel reparto di radiologia del presidio di San Severino, non ci sono evidenze significative in merito alla determinazione della classe di dose, se non per “Angio-TC vasi epiaortici” dove c’è un passaggio dalla III alla IV classe tra la dose efficace calcolata per il 2003 e 2011 in media, mediana e 75esimo percentile di DLP (Fig.48). I restanti dimostrano una parziale o completa omogeneità (Fig.48 – 49 - 50).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		Angio-TC vasi epiaortici		TC addome completo (smdc)		TC addome completo (smdc e mdc)		TC addome inferiore (smdc e mdc)		TC addome superiore (smdc e mdc)		TC anca dx (smdc)	
MASSIMO		763,6		3710,1		11413,3		3557,4		3109,9		1617,4	
MINIMO		144,2		524,7		834,2		1843,9		2054,5		429,2	
MEDIA		436,1		1120,9		3359,2		3055,5		2725,8		798,2	
MEDIANA		372,3		919,6		3251,5		3410,4		2869,3		573,3	
75*PERCENTILE		609		1080		3707,4		3497,4		2982		856,3	
DOSE EFFICACE CLASSE DI DOSE	MASSIMO	10,7 IV	20,6 IV	55,6 IV	74,2 IV	171,2 IV	228,3 IV	53,4 IV	71,1 IV	46,6 IV	62,2 IV	24,3 IV	32,3 IV
	MINIMO	2 II	3,9 II	7,9 III	10,5 IV	12,5 IV	16,7 IV	27,6 IV	36,9 IV	30,8 IV	41,1 IV	6,4 III	8,6 III
	MEDIA	6,1 III	11,8 IV	16,8 IV	22,4 IV	50,4 IV	67,2 IV	45,8 IV	61,1 IV	40,9 IV	54,5 IV	12 IV	16 IV
	MEDIANA	5,2 III	10 IV	13,8 IV	18,4 IV	48,8 IV	65 IV	51,1 IV	68,2 IV	43 IV	57,4 IV	8,6 III	11,5 IV
	75*PERCENTILE	8,5 III	16,4 IV	16,2 IV	21,6 IV	55,6 IV	74,1 IV	52,5 IV	70 IV	44,7 IV	59,6 IV	12,8 IV	17,1 IV

Fig. 48 – Dati dosimetrici presidio di San Severino, reparto Radiologia (tabella a).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC bacino (smdc)		TC cerebrale (smdc)		TC cerebrale (smdc e mdc)		TC collo (smdc)		TC collo (smdc e mdc)		TC colonna cervicale (smdc)	
MASSIMO		6140,6		5649,9		7014,6		1861		4404,8		8366,2	
MINIMO		361,9		698,7		821,7		212,3		2977,6		316,7	
MEDIA		1780,5		1625,1		4145,6		834,6		3755,5		2300,3	
MEDIANA		969,2		1424,3		4520,2		351		3653,7		1556,3	
75*PERCENTILE		1580,7		1533,8		4918,7		1464,7		4371		2842,9	
DOSE EFFICACE	MASSIMO	92,1	122,8	11,9	11,3	14,7	14	11	10,6	26	25,1	49,4	47,7
	MINIMO	5,4	7,2	1,5	1,4	1,7	1,6	1,2	1,2	17,6	17	1,9	1,8
	MEDIA	26,7	35,6	3,4	3,2	8,7	8,3	4,9	4,8	22,2	21,4	13,6	13,1
	MEDIANA	14,5	19,4	3	2,8	9,5	9	2,1	2	21,5	20,8	9,2	8,9
	75*PERCENTILE	23,7	31,6	3,2	3,1	10,3	9,8	8,6	8,3	25,8	24,9	16,8	16,2
CLASSE DI DOSE		IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV	IV
		III	III	II	II	II	II	II	II	IV	IV	IV	II
		IV	IV	II	II	III	III	II	II	IV	IV	IV	IV
		IV	IV	II	II	III	III	II	II	IV	IV	III	III
		IV	IV	II	II	IV	III	III	III	IV	IV	IV	IV

Fig. 49 – Dati dosimetrici presidio di San Severino, reparto Radiologia (tabella b).

Parametri Statistici per il DLP (mGycm)		ESAME											
		TC colonna lombo-sacrale (smdc)		TC massiccio facciale (smdc)		TC seni paranasali (smdc)		TC torace (smdc)		TC torace (smdc)		TC torace ad alta risoluzione	
MASSIMO		3972,2		4789,6		889,6		6212		5880,2		2109,4	
MINIMO		545,2		150,4		635,4		297,6		720		452,5	
MEDIA		3026,6		1588,4		789,2		1035,6		3110,1		1156	
MEDIANA		3389,9		1340,6		808,4		832,3		3295,6		1147	
75*PERCENTILE		3778,9		1746,4		847,2		1064,5		3808,7		1412,4	
DOSE EFFICACE	MASSIMO	59,6	79,4	10,1	9,6	1,9	1,8	87	167,7	82,3	158,8	29,5	56,9
	MINIMO	8,2	10,9	0,3	0,3	1,3	1,3	4,2	8	10,1	19,4	6,3	12,2
	MEDIA	45,4	60,5	3,3	3,2	1,7	1,6	14,5	28	43,5	84	16,2	31,2
	MEDIANA	50,8	67,8	2,8	2,7	1,7	1,6	11,6	22,5	46,1	89	16,1	31
	75*PERCENTILE	56,7	75,6	3,7	3,5	1,8	1,7	14,9	28,7	53,3	102,8	19,8	38,1
CLASSE DI DOSE		IV	IV	IV	III	II	II	IV	IV	IV	IV	IV	IV
		III	IV	I	I	II	II	II	III	IV	IV	III	IV
		IV	IV	II	II	II	II	IV	IV	IV	IV	IV	IV
		IV	IV	II	II	II	II	IV	IV	IV	IV	IV	IV
		IV	IV	II	II	II	II	IV	IV	IV	IV	IV	IV

Fig. 50 – Dati dosimetrici presidio di San Severino, reparto Radiologia (tabella c).

6.3.2 Mammografia

Di seguito vengono presentate le tabelle contenenti le dosi efficaci per ogni indicatore statistico. Il coefficiente di conversione, per ottenere la dose efficace, varia non solo per prestazione di mammografia bilaterale e monolaterale, ma anche ad esempio per condizioni di esposizione (anodo/filtro, voltaggio del tubo e spessore della mammella) e HVL (*Half Value Layer*, o Spessore Emivalente – SEV, in mm di Alluminio). Le tabelle, per facilità di consultazione, risultano divise per tipologia di esame. I dati sono stati approssimati al terzo decimale.

Tutti gli esami, nel presidio di Civitanova Marche, mostrano una completa uniformità alla I classe di dose. Le dosi efficaci determinate tramite la conversione dell'esame di "Mammografia Bilaterale e Tomosintesi" (Fig.51), "Mammografia Bilaterale" (Fig.52), "Mammografia Monolaterale e Tomosintesi" (Fig.53) e di "Mammografia Monolaterale" (Fig.54), risultano essere inferiori ad 1.

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{AP} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0.0087	20,37	0,85	6,30	5,93	7,13	0,177	0,007	0,055	0,052	0,062	I
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0.011	20,37	0,85	6,30	5,93	7,13	0,224	0,009	0,069	0,065	0,078	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0.010	20,37	0,85	6,30	5,93	7,13	0,204	0,008	0,063	0,059	0,071	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0.0068	20,37	0,85	6,30	5,93	7,13	0,138	0,006	0,043	0,040	0,048	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0.0086	20,37	0,85	6,30	5,93	7,13	0,175	0,007	0,054	0,051	0,061	

Fig. 51 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale e Tomosintesi. Presidio di Civitanova Marche (tabella a).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a,l} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0.0087	20,37	1,87	6,23	5,87	7,0375	0,177	0,016	0,054	0,051	0,061	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0.011	20,37	1,87	6,23	5,87	7,0375	0,224	0,021	0,068	0,064	0,077	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0.010	20,37	1,87	6,23	5,87	7,0375	0,204	0,019	0,062	0,059	0,070	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0.0068	20,37	1,87	6,23	5,87	7,0375	0,138	0,013	0,042	0,040	0,049	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0.0086	20,37	1,87	6,23	5,87	7,0375	0,175	0,016	0,054	0,050	0,060	

Fig. 52 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale. Presidio di Civitanova Marche (tabella b).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a,l} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	0,0043	/	7,45	0,8	3,04	2,82	3,44	0,032	0,003	0,013	0,012	0,015	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	0,0053	/	7,45	0,8	3,04	2,82	3,44	0,039	0,004	0,016	0,015	0,018	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	0,0052	/	7,45	0,8	3,04	2,82	3,44	0,038	0,004	0,015	0,014	0,017	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	0,0034	/	7,45	0,8	3,04	2,82	3,44	0,025	0,003	0,010	0,010	0,011	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	7,45	0,8	3,04	2,82	3,44	0,032	0,003	0,013	0,012	0,015	

Fig. 53 – Dati dosimetrici di Mammografia Monolaterale e Tomosintesi. Presidio di Civitanova Marche (tabella c).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a,l} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	0,0043	/	6,69	1,14	2,60	2,12	2,98	0,028	0,005	0,011	0,009	0,013	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	0,0053	/	6,69	1,14	2,60	2,12	2,98	0,035	0,006	0,014	0,011	0,016	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	0,0052	/	6,69	1,14	2,60	2,12	2,98	0,034	0,006	0,013	0,011	0,015	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	0,0034	/	6,69	1,14	2,60	2,12	2,98	0,022	0,004	0,009	0,007	0,010	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	6,69	1,14	2,60	2,12	2,98	0,029	0,005	0,011	0,009	0,012	

Fig. 54 – Dati dosimetrici di Mammografia Monolaterale. Presidio di Civitanova Marche (tabella d).

Nel presidio di Macerata, allo stesso modo come per quello di Civitanova Marche, gli esami di “Mammografia Bilaterale e Tomosintesi” (Fig.55), “Mammografia Bilaterale” (Fig.56), “Mammografia Monolaterale e Tomosintesi” (Fig.57) e “Mammografia Monolaterale” (Fig.58), mostrano una dose efficace inferiore ad 1, per le diverse variabili in esame. Pertanto, la classificazione ha determinato, in modo più che uniforme, la classe di dose I.

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a1} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0.0087	23,52	2,33	6,34	5,94	7,16	0,204	0,020	0,055	0,051	0,062	I
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0.011	23,52	2,33	6,34	5,94	7,16	0,258	0,025	0,070	0,065	0,079	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0.010	23,52	2,33	6,34	5,94	7,16	0,235	0,023	0,063	0,059	0,071	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0.0068	23,52	2,33	6,34	5,94	7,16	0,159	0,016	0,043	0,040	0,049	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0.0086	23,52	2,33	6,34	5,94	7,16	0,202	0,020	0,054	0,051	0,061	

Fig. 55 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale e Tomosintesi. Presidio di Macerata (tabella a).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a1} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0.0087	23,52	2,33	6,15	5,835	6,93	0,205	0,020	0,053	0,051	0,060	I
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0.011	23,52	2,33	6,15	5,835	6,93	0,259	0,026	0,068	0,064	0,076	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0.010	23,52	2,33	6,15	5,835	6,93	0,235	0,023	0,062	0,058	0,069	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0.0068	23,52	2,33	6,15	5,835	6,93	0,159	0,026	0,042	0,039	0,047	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0.0086	23,52	2,33	6,15	5,835	6,93	0,202	0,020	0,053	0,050	0,059	

Fig. 56 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale. Presidio di Macerata (tabella b).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a1} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	0,0043	/	11,73	0,37	3,78	3,6	4,78	0,050	0,001	0,016	0,015	0,020	I
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	0,0053	/	11,73	0,37	3,78	3,6	4,78	0,062	0,002	0,020	0,019	0,025	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	0,0052	/	11,73	0,37	3,78	3,6	4,78	0,060	0,002	0,019	0,018	0,024	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	0,0034	/	11,73	0,37	3,78	3,6	4,78	0,040	0,001	0,012	0,012	0,016	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	11,73	0,37	3,78	3,6	4,78	0,050	0,002	0,016	0,015	0,020	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	11,73	0,37	3,78	3,6	4,78	0,050	0,002	0,016	0,015	0,020	

Fig. 57 – Dati dosimetrici di Mammografia Monolaterale e Tomosintesi. Presidio di Macerata (tabella c).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a1} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	0,0043	/	11,73	0,37	3,816	3,455	4,84	0,050	0,001	0,016	0,015	0,021	I
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	0,0053	/	11,73	0,37	3,816	3,455	4,84	0,062	0,002	0,020	0,018	0,026	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	0,0052	/	11,73	0,37	3,816	3,455	4,84	0,061	0,002	0,020	0,018	0,025	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	0,0034	/	11,73	0,37	3,816	3,455	4,84	0,039	0,001	0,012	0,012	0,016	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	11,73	0,37	3,816	3,455	4,84	0,050	0,001	0,016	0,014	0,021	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	11,73	0,37	3,816	3,455	4,84	0,050	0,001	0,016	0,014	0,021	

Fig. 58 – Dati dosimetrici di Mammografia Monolaterale. Presidio di Macerata (tabella d).

Nessun particolare da porre in evidenza in merito agli esami di “Mammografia Bilaterale” (Fig.59) e di “Mammografia Monolaterale” (Fig.60) del presidio di Recanati. Le classi di dose determinate, in modo uniforme ai precedenti presidi, risiedono in classe I vista la dose efficace inferiore ad 1.

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{so} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0.0087	19,15	1,88	6,34	6,12	7,865	0,167	0,016	0,055	0,053	0,068	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0.011	19,15	1,88	6,34	6,12	7,865	0,211	0,021	0,070	0,067	0,086	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0.010	19,15	1,88	6,34	6,12	7,865	0,191	0,019	0,063	0,061	0,078	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0.0068	19,15	1,88	6,34	6,12	7,865	0,130	0,013	0,043	0,042	0,053	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0.0086	19,15	1,88	6,34	6,12	7,865	0,165	0,016	0,054	0,053	0,067	

Fig. 59 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale. Presidio di Recanati (tabella a).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{so} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	0,0043	/	7,83	0,6	3,13	2,94	3,837	0,033	0,002	0,013	0,012	0,016	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	0,0053	/	7,83	0,6	3,13	2,94	3,837	0,041	0,003	0,016	0,015	0,020	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	0,0052	/	7,83	0,6	3,13	2,94	3,837	0,041	0,003	0,016	0,015	0,020	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	0,0034	/	7,83	0,6	3,13	2,94	3,837	0,027	0,002	0,011	0,010	0,013	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	7,83	0,6	3,13	2,94	3,837	0,033	0,002	0,013	0,013	0,016	

Fig. 60 – Dati dosimetrici di Mammografia Monolaterale. Presidio di Recanati (tabella b).

Infine, in classe I sono determinati anche gli esami dei presidi di San Severino e Tolentino, rispettivamente: del primo, gli esami di “Mammografia Bilaterale e Tomosintesi” (Fig.61), “Mammografia Bilaterale” (Fig.62), “Mammografia Monolaterale e Tomosintesi” (Fig.63) e di “Mammografia Monolaterale” (Fig.64); del secondo, quelli di “Mammografia Bilaterale e Tomosintesi” (Fig.65) e “Mammografia Bilaterale” (Fig.66).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{air} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0.0087	17,26	2,51	5,9	5,56	6,82	0,150	0,022	0,051	0,048	0,059	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0.011	17,26	2,51	5,9	5,56	6,82	0,190	0,028	0,065	0,061	0,075	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0.010	17,26	2,51	5,9	5,56	6,82	0,173	0,025	0,059	0,055	0,068	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0.0068	17,26	2,51	5,9	5,56	6,82	0,117	0,017	0,040	0,038	0,046	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0.0086	17,26	2,51	5,9	5,56	6,82	0,148	0,021	0,051	0,048	0,058	

Fig. 61 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale e Tomosintesi. Presidio di San Severino (tabella a).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{air} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0.0087	17,26	2,51	5,84	5,52	6,74	0,150	0,022	0,051	0,048	0,059	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0.011	17,26	2,51	5,84	5,52	6,74	0,190	0,028	0,064	0,061	0,074	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0.010	17,26	2,51	5,84	5,52	6,74	0,173	0,025	0,058	0,055	0,067	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0.0068	17,26	2,51	5,84	5,52	6,74	0,117	0,017	0,040	0,037	0,046	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0.0086	17,26	2,51	5,84	5,52	6,74	0,148	0,021	0,050	0,047	0,058	

Fig. 62 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale. Presidio di San Severino (tabella b).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{air} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	Max	Min	Media	Mediana	75*Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	0,0043	/	6,17	1,12	2,78	2,54	3,49	0,026	0,005	0,012	0,011	0,015	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	0,0053	/	6,17	1,12	2,78	2,54	3,49	0,032	0,006	0,015	0,013	0,018	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	0,0052	/	6,17	1,12	2,78	2,54	3,49	0,032	0,006	0,014	0,013	0,018	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	0,0034	/	6,17	1,12	2,78	2,54	3,49	0,021	0,004	0,009	0,009	0,012	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	6,17	1,12	2,78	2,54	3,49	0,026	0,005	0,012	0,012	0,015	

Fig. 63 – Dati dosimetrici di Mammografia Monolaterale e Tomosintesi. Presidio di San Severino (tabella c).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a,l} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	0,0043	/	6,17	1,12	2,71	2,38	3,43	0,026	0,005	0,012	0,010	0,015	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	0,0053	/	6,17	1,12	2,71	2,38	3,43	0,033	0,006	0,014	0,013	0,018	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	0,0052	/	6,17	1,12	2,71	2,38	3,43	0,032	0,006	0,014	0,012	0,018	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	0,0034	/	6,17	1,12	2,71	2,38	3,43	0,021	0,004	0,009	0,008	0,011	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	0,0043	/	6,17	1,12	2,71	2,38	3,43	0,026	0,005	0,011	0,010	0,015	

Fig. 64 – Dati dosimetrici di Mammografia Monolaterale. Presidio di San Severino (tabella d).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a,l} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0,0087	31,96	1,7	4,43	4,17	4,85	0,278	0,015	0,038	0,036	0,042	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0,011	31,96	1,7	4,43	4,17	4,85	0,351	0,019	0,049	0,046	0,053	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0,010	31,96	1,7	4,43	4,17	4,85	0,319	0,017	0,044	0,042	0,048	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0,0068	31,96	1,7	4,43	4,17	4,85	0,217	0,012	0,030	0,028	0,033	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0,0086	31,96	1,7	4,43	4,17	4,85	0,275	0,015	0,038	0,036	0,042	

Fig. 65 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale e Tomosintesi. Presidio di Tolentino (tabella a).

EXPOSURE CONDITION			HVL (mm Al)	Coefficiente E/K _{a,l} (mSv/mGy)		PARAMETRI STATISTICI DMG (mGy)					DOSE EFFICACE (coeff x DMG) mSv					CLASSE DI DOSE
Anode/Filter	Tube Voltage	Breast Thickness		One Breast Exposed	Both Breasts Exposed	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	Max	Min	Media	Mediana	75°Perc	
Mo/Mo	28 kV	50 mm	0.32	/	0,0087	9,94	1,7	4,25	4,16	4,8225	0,086	0,015	0,037	0,036	0,042	
Mo/Rh	28 kV	50mm	0.4	/	0,011	9,94	1,7	4,25	4,16	4,8225	0,109	0,018	0,047	0,046	0,053	
Mo/Mo	28 kV	40 mm	0.32	/	0,010	9,94	1,7	4,25	4,16	4,8225	0,099	0,017	0,042	0,041	0,048	
Mo/Mo	28 kV	60mm	0.32	/	0,0068	9,94	1,7	4,25	4,16	4,8225	0,067	0,011	0,029	0,028	0,033	
Mo/Rh	28 kV	60 mm	0.4	/	0,0086	9,94	1,7	4,25	4,16	4,8225	0,085	0,014	0,036	0,036	0,041	

Fig. 66 – Dati dosimetrici di Mammografia Bilaterale. Presidio di Tolentino (tabella b).

CONCLUSIONI

Dall'analisi dei dati effettuata in questo lavoro, si evidenzia la complessità dell'adeguamento all'art. 161 del DLgs. 101/20, sia da un punto di vista tecnico che tecnologico. Anche in una struttura clinicamente rilevante sul piano regionale come quella dell'ASUR Marche AV 3, la realtà tecnologica non è sempre allineata allo stato dell'arte e i 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. A questo si aggiunge la criticità della delocalizzazione, che è un naturale ostacolo all'omogeneità delle prestazioni.

Nell'ASUR Marche AV 3, l'adeguamento tecnologico ai sensi dell'art. 161 in modalità "paziente" è in fase di implementazione e risulta in alcune aspetti ancora incompleto o da verificare; si è quindi analizzato l'accuratezza dell'approccio a "esame" per la definizione delle classi di dose, non potendo avere per tutti gli esami lo specifico indice 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 Dose Tracking 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 DLgs. 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 attribuirlo alla dose dell'esame specifico ma alla tipologia di esame (attraverso indicatori statistici come media o mediana).

Lo studio ha evidenziato per quanto riguarda gli esami TC, una criticità soprattutto legata alla delocalizzazione, che favorisce un proliferare di approcci autonomi agli esami; nei contesti di maggior frequenza e di gruppi più popolosi e integrati di medici l'elemento di variabilità sembra essere più

contenuto. Inoltre, la variabilità tecnologica e la presenza di più presidi, impone degli oneri di verifica, gestione e controllo maggiori, il che rende più fragile la consistenza del database. Questo ha un grosso impatto negli esami più generici, dove 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 la popolosità dei protocolli legata sia alla variabilità del quesito diagnostico e quindi motivata (ma non rappresentata dal descrittore dell'esame (troppo generico)), sia alla variabilità tecnologica, che anche in questo caso potrebbe essere giustificata 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; 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 DLgs. 101/20 anche con l'impiego delle classi di dose, presenta 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, (cl 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

D.R. Dance, C.L. Skinner, K.C. Young, J.R. Beckett, C.L. Kotre, *Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol* Phys.Med. Biol. 45 (2000)

About Diagnostic Reference Levels (DRLs); FAQs for health professionals. IAEA International Atomic Energy Agency.

Buzug TM. *Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT.* Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2008.

Consiglio dell'Unione Europea. *Direttiva 2013/59/Euratom.* Data di pubblicazione, 5 Dicembre 2013.

AIFM, AIMN, AINR, AIRB, AIRO, SIRM. Documento di consenso intersocietario (SIRM). *Indicazioni e applicazioni pratiche in relazione al contenuto della Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013 e al suo recepimento.* Anno di pubblicazione, 2018.

AIFM, AIMN, AIRO, SIRM. Documento di consenso intersocietario; *Registrazione e informazione dei dati di esposizione radiologica alla luce della Direttiva 2013/59/Euratom del 5 dicembre 2013.* Data di pubblicazione, 21 Aprile 2017.

AIFM, AIMN, AINR, SIRM. Documento Intersocietario, *Raccomandazioni intersocietarie per la comunicazione della classe di dose (DLgs.101-art.161 c.5-6).* Anno di pubblicazione, 2020.

Orlacchio A. Documento SIRM, *Decreto Legislativo 101/2020, Aggiornamenti per il radiologo.* Anno di pubblicazione, 2020.

Effetti Biologici delle radiazioni. *Annale Istituto Superiore della Sanità.* Vol. 23(N. 2):2017-2252.

Andreassi MG. *Effetti Delle Radiazioni a Basse Dosi.* 2012th ed. Caramella D, Paolicchi F, Faggioni L.

Faggioni L, Paolicchi F, Neri E, Caramella D, eds. *Elementi di tomografia computerizzata.* Springer-Verlag Italia; 2010.

J. D, Brenner, D. Elliston C. *Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening.* Data di pubblicazione, 1 Settembre 2004.

D.R. Dance, K.C. Young, R.E. van Engen, *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)

Amendoeira I, Anttila A, Belloq J-P, Bianchi S, [..]. *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. Anno di pubblicazione, 2013.

Laitano RF. *Fondamenti di dosimetria delle radiazioni ionizzanti*. 4° edizione. ENEA (Agenzia nazionale per le nuove tecnologie, l'energia e lo sviluppo economico sostenibile); 2015.

D.R. Dance, K.C. Young, R.E. van Engen, *Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA dosimetry protocols*. Phys. Med. Biol. 54 (2009)

Ministero della Giustizia, Istituto poligrafo e Zecca dello Stato. *Gazzetta Ufficiale della Repubblica Italiana*. Data di pubblicazione, 2 Marzo 2005.

Ministero della Giustizia, Istituto poligrafo e Zecca dello Stato. *Gazzetta Ufficiale della Repubblica Italiana*, Decreto Legislativo 31 luglio 2020, n. 101. *Supplemento ordinario alla Gazzetta Ufficiale, n 201 del 12 Agosto 2020*.

Stoccornola C, Creonti I, Del Dò E, Traino C, Carmela D. *Gestione del dato dosimetrico in mammografia*. Accettato per la pubblicazione sul Giornale Italiano di Radiologia Medica.

Tosi. *Gli effetti biologici della radiazione* - Accademia delle Scienze.

National Research Council. *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2*.

Vanò E, Miller DL, Martin CJ, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging.

Cifarelli L, Grosso G, Benedek G, et al. *Il Nuovo Saggiatore*, Bollettino della società italiana di fisica.

Muzzio PC, Rusticali B, SIRM, et al. *La diagnostica per immagini, Linee guida nazionali di riferimento*.

Paolicchi F, Faggioni L, Caramella D. *La Dose al Paziente in Diagnostica per Immagini*. 2012th ed. Caramella D, Paolicchi F, Faggioni L.

D.R. Dance, *Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose*. Phys. Med. Biol. 35 (1990)

Padovani R, Quai E. *Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review*. Data di pubblicazione, 3 Febbraio 2006.

Physico® (Emme Esse - M.S.).

R.E van E, H.B, R.W.B, et al. *Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems*. Data di pubblicazione, March 2018.

Commissione Internazionale. Pubblicazione ICRP 103; Raccomandazioni 2007 della Commissione Internazionale per la protezione radiologica. Anno di pubblicazione, 2020.

B. Wall U, D. Hart U, H. Mol B, et al. “*RADIATION PROTECTION N° 154 - European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures*”. Anno di pubblicazione, 2008.

Padovani R, Compagnone G, D’Ercole L, et al. Rapporti ISTISAN 17/33; *Livelli diagnostici di riferimento nazionali per la radiologia diagnostica e interventistica*.

Padovani R, Compagnone G, D’Ercole L, et al. Rapporti ISTISAN 20/22; *Livelli diagnostici di riferimento per la pratica nazionale di radiologia diagnostica e interventistica e di medicina nucleare diagnostica*.

Balter S, Miller DL, Brinker J, et al. *Report No. 168 - Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures*. NCRP National Council on Radiation Protection and Measurements; 2010.

Caramella D, Paolicchi F, Faggioni L. *Unità Di Misura e Metodo Di Calcolo Della Dose, in La Dose al Paziente in Diagnostica per Immagini*. Springer, Milano; 2012.

P.C. Shrimpton, J.T.M. Jansen, J.D. Harrison “*Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review*”, Br. J. Radiol. January 2016.