

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

---

Scuola di scienze  
Dipartimento di Fisica e Astronomia  
Corso di Laurea in Fisica

## Livelli Diagnostici di Riferimento in neuroradiologia interventistica

Relatore:  
Prof.ssa Claudia Testa

Presentata da:  
Lorenzo Porrini

Correlatore:  
Dott. Luigi Vincenzo Pastore

Anno Accademico 2022/2023



## Sommario

**Scopo:** L'obiettivo di questa tesi è analizzare i Livelli Dosimetrici di Riferimento (LDR) relativi agli interventi di neuroradiologia interventistica, derivati dall'esame delle procedure eseguite presso l'Unità Operativa Complessa di Neuroradiologia dell'Istituto delle Scienze Neurologiche dell'Ospedale Bellaria di Bologna, e confrontarli con quelli riportati in letteratura scientifica. Dopo un'introduzione sulla definizione e sul rationale dei LDR, vengono descritte le diverse grandezze dosimetriche esaminate e i rischi associati all'esposizione a radiazioni ionizzanti, sia per i pazienti che per il personale sanitario. Successivamente si prosegue con una panoramica sulla diffusione dei LDR nei vari paesi europei e sulla loro evoluzione nel tempo, evidenziando l'interesse verso questa tematica sia in Italia che a livello globale. Infine, dopo aver delineato le patologie considerate in questo studio, la tesi si conclude con l'analisi e la discussione dei valori ottenuti in relazione a quelli riportati in letteratura scientifica.

**Materiali e metodi:** Abbiamo esaminato tutte le procedure di Neuroradiologia Interventistica (NIR) eseguite presso l'Ospedale Bellaria tra Agosto 2021-2022. I dati sono stati aggregati per ciascuna procedura e sono stati riportati in termini di mediana, 1° e 3° quartile. I parametri riportati riguardano: Prodotto Dose in Area (DAP), Tempo di Fluoroscopia (FT), Kerma in aria di riferimento ( $K_{a,r}$ ) e Numero di Immagini (NI). Il 75esimo percentile di ciascuna distribuzione è stato preso come livello diagnostico di riferimento locale e confrontato con i LDR presenti in letteratura.

**Risultati:** Sono state valutate un totale di 291 procedure. L'embolizzazione di un aneurisma cerebrale è stata la più frequente ( $n = 71$ ). I LDR per l'angiografia cerebrale eccedono quelli previsti dalla normativa italiana. Per l'embolizzazione di un aneurisma la  $DAP_{tot}$  risulta superiore ai livelli nazionali a dispetto di un FT minore.

**Conclusioni:** I valori ottenuti per l'angiografia cerebrale risultano maggiori rispetto ai LDR nazionali per via dell'utilizzo di tecniche sofisticate come la XperCT, la VasoCT e la ricostruzione 3D che, pur emettendo maggiori radiazioni si sono dimostrate utili per valutare gli esiti dell'intervento ed agire precocemente su eventuali complicanze. Per MAV e fistole sono stati individuati LDR solo indicativi per i pochi dati presenti.

# Contents

<b>Introduzione</b>	<b>1</b>
<b>1 Livelli Diagnostici di Riferimento:</b>	<b>1</b>
1.1 Definizione . . . . .	1
1.2 Come misurarli . . . . .	2
1.2.1 Kerma (K) e Dose (D) . . . . .	2
1.2.2 Massima Dose Assorbita Cutanea (PSD) . . . . .	4
1.3 Come stabilire i LDR . . . . .	5
1.4 Rischi legati al superamento . . . . .	7
1.5 Tecniche Diagnostiche . . . . .	10
1.5.1 Angiografia Cerebrale . . . . .	10
1.5.2 Fluoroscopia . . . . .	11
1.6 LDR in Europa . . . . .	11
1.6.1 Tomografia Computerizzata nell'adulto . . . . .	13
1.6.2 Radiologia Interventistica per adulti . . . . .	14
1.6.3 Radiografia semplice . . . . .	16
1.7 LDR in Italia nel tempo . . . . .	19
<b>2 Patologie</b>	<b>23</b>
2.1 Aneurismi . . . . .	23
2.2 Malformazioni arterio-venose . . . . .	24
2.3 Fistole . . . . .	26
<b>3 Elaborazione dei dati</b>	<b>28</b>
3.1 Analisi dei dati raccolti . . . . .	28
3.1.1 Aneurismi . . . . .	28
3.1.2 Malformazioni artero-venose . . . . .	31
3.1.3 Fistole . . . . .	31
3.1.4 Angiografia Cerebrale . . . . .	32
3.2 Confronto con i risultati di altri studi . . . . .	33
<b>Conclusioni</b>	<b>38</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>39</b>

## Introduzione

I Livelli Dosimetrici di Riferimento (LDR) sono concepiti come strumenti indispensabili per i professionisti sanitari nei processi di ottimizzazione delle esposizioni a radiazioni ionizzanti, con lo scopo di minimizzare la dose di radiazioni emesse e mitigare i potenziali rischi per la salute del paziente e del personale sanitario coinvolto.

La prima parte di questa tesi definisce i Livelli Dosimetrici di Riferimento associando a ogni procedura la grandezza dosimetrica più appropriata e discutendo come tali valori possano essere stimati. Viene sottolineata l'importanza di un numero minimo di misurazioni per ottenere dei valori rappresentativi della qualità della procedura radiologica. Inoltre analizza come, a seconda dell'origine geografica del campione considerato, i LDR possano essere stratificati: estendendosi dal valore locale a quello nazionale o internazionale.

Si prosegue con un'attenta analisi dei rischi deterministici e stocastici associati alle radiazioni ionizzanti e una panoramica sulla situazione europea attuale in merito all'istituzione degli LDR: le pratiche analizzate sono quelle relative a radiografia semplice, tomografia computerizzata (CT) e radiologia interventistica (IR). Si esamina inoltre l'evoluzione di questi livelli nel tempo per le pratiche radiologiche in Italia. Nelle pagine successive vengono introdotte alcune patologie cerebrali di tipo vascolare: aneurismi, malformazioni artero-venose (MAV) e fistole. Per ciascuna di queste patologie, la tesi offre una descrizione dettagliata delle caratteristiche principali e dei fattori da considerare durante il trattamento. Questi includono principalmente dimensione, localizzazione e classificazioni, ad esempio la classificazione di Cognard per le fistole e quella di Spetzler-Martin per le MAV.

Si conclude presentando i risultati dell'elaborazione dei dati raccolti riguardanti le procedure neuroradiologiche interventistiche eseguite tra agosto 2021 e 2022 presso l'Unità Operativa Complessa di Neuroradiologia dell'Istituto delle Scienze Neurologiche di Bologna dell'Ospedale Bellaria, confrontando i risultati ottenuti con gli LDR nazionali e internazionali.



# 1 Livelli Diagnostici di Riferimento:

In questo capitolo introduciamo teoria, definizioni e concetti della radioprotezione e i Livelli Diagnostici di Riferimento (DRLs). In particolare andiamo prima a definirli spiegando come sono ricavati per poi analizzare la loro evoluzione nel tempo in Italia arrivando al confronto tra quelli odierni nel nostro Paese e in Europa.

## 1.1 Definizione

Quando si trattano radiazioni ionizzanti, visti i rischi legati alla loro esposizione, esistono due principi fondamentali da tenere in considerazione: principio di giustificazione e principio di ottimizzazione.

Il principio di giustificazione stabilisce che qualsiasi esposizione a radiazioni ionizzanti deve essere preliminarmente giustificata. Tenendo conto degli obiettivi della pratica e delle caratteristiche personali del paziente il medico deve considerare i benefici e l'efficacia dell'operazione così come i rischi ad essa associati e muoversi di conseguenza.

Le dosi di radiazioni devono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente conseguibile e compatibile con il completamento dell'operazione. Per questo motivo è stato introdotto il principio di ottimizzazione che riguarda la scelta delle attrezzature, degli aspetti pratici e del metodo da utilizzare con lo scopo di minimizzare le radiazioni massimizzando il risultato.

In questo ambito nascono i Livelli Diagnostici di Riferimento con lo scopo di aiutare gli operatori a ottimizzare le tecniche mediche e ad individuare quelle meno efficienti e/o più rischiose.

I Livelli Diagnostici di Riferimento (LDR) sono stati introdotti dalla *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) nella pubblicazione 73 del 1996 [1] e recepiti nella legislazione italiana nel D.Lgs 187/2000.

Per la legge italiana sono definiti nell'art. 7 del D.Lgs 101/2020, al punto 83 come: "i livelli di dose nelle pratiche radiodiagnostiche mediche o nelle pratiche di radiologia interventistica o, nel caso di radiofarmaci, i livelli di attività, per esami tipici per gruppi di pazienti di corporatura standard o fantocci standard". Questi livelli non dovrebbero essere superati nelle procedure standard, in condizioni di applicazioni corrette e convenzionali considerando la pratica diagnostica.

Questi valori non vanno applicati al singolo paziente e non devono essere utilizzati come limite di dose ma come uno strumento essenziale nei processi di ottimizzazione delle esposizioni individuando le pratiche radiologiche che richiedono interventi tecnici e/o metodologici atti a ridurre la dose somministrata ai pazienti mantenendo un'adeguata qualità delle immagini.

Per questo motivo le grandezze scelte come riferimento devono essere quantità facilmente misurabili e appropriate alla pratica medica in esame. Queste grandezze utili al monitoraggio dell'esposizione del paziente sono:

- **Tempo di Fluoroscopia** ( $FT$  (min)) Rappresenta il tempo, preso in minuti, in cui la fluoroscopia è attiva. Preso singolarmente non fornisce informazioni sulla dose ricevuta dal paziente ma può essere utilizzato in prima approssimazione come indicatore della complessità dell'operazione o dell'esperienza dell'operatore.
- **Kerma in aria di riferimento** (*Reference air kerma*  $K_{a,ref}$ ) espresso in mGy. Rappresenta la quantità di dose emessa in aria in un punto di riferimento. Viene utilizzato per monitorare la dose al paziente in quanto rappresenta un'indicazione della possibile massima dose cutanea. Tuttavia il  $K_{a,ref}$  non è completamente accurato come indicatore della dose sulla cute in quanto non tiene conto di alcuni importanti fattori come la componente geometrica, la radiazione retrodiffusa del paziente, lo scattering in avanti o l'attenuazione dovuta all'ambiente esterno.
- **Prodotto kerma in aria-area** ( $P_{KA}$ ), indicato anche come  $KAP$  (*Kerma Area Product* o  $DAP$  (*Dose Area Product*)) espresso in  $Gy\text{cm}^2$ . Definito come il prodotto tra la dose/kerma in aria senza retrodiffusione e l'area del campo di radiazione misurate alla stessa distanza dal fuoco. Costituisce un importante indicatore di dose al paziente in quanto correlato con il rischio stocastico della radiazione ma presenta le stesse problematiche del  $K_{a,ref}$ .
- **Massima Dose Assorbita Cutanea** (*Peak Skin Dose, PSD*). Difficile da misurare, dipende dalla dose istantanea, dalla durata dell'esposizione, dalla dimensione e orientamento dei fasci e dall'attenuazione dell'ambiente esterno essa costituisce un importante indicatore per i danni di natura deterministica che il paziente può subire.

## 1.2 Come misurarli

### 1.2.1 Kerma (K) e Dose (D)

Nell'identificazione e quantificazione delle grandezze dosimetriche vengono trattate esclusivamente radiazioni indirettamente ionizzanti (raggi X e  $\gamma$ ). Queste radiazioni interagiscono con la materia in 2 fasi:

- *Interazione con particelle* e conseguente messa in moto di queste, che assumono il ruolo di secondari carichi;
- *Perdita di energia dei secondari carichi* che viene assorbita dal mezzo in cui si propagano.

A ciascuna di queste fasi può essere associata una grandezza caratteristica: per la prima fase questa grandezza è il kerma definito come:

$$K = \frac{dE_t}{dm} ,$$



misurato in gray(Gy), è l'energia media trasferita per unità di massa nel punto di interazione. Questo valore risulta molto maggiore rispetto alla quantità di energia realmente assorbita dalla materia, per questo motivo risulta utile solo come limite superiore dell'energia che la materia può assorbire.

La grandezza associata alla seconda fase legata ai secondari carichi è la dose assorbita definita come:

$$D = \frac{dE_a}{dm} ,$$

misurata in gray(Gy), è l'energia media assorbita da tutto il volume in cui può muoversi il secondario carico per unità di massa.

Queste due grandezze possono essere correlate tra loro partendo dal caso ideale in cui la radiazione investe un mezzo in modo uniforme e senza attenuazione. In questa situazione il kerma rimane costante mentre la dose assorbita cresce con la distanza, la probabilità che il secondario carico interagisca con la materia circostante aumenta all'aumentare della distanza percorsa. Si creano quindi due regioni distinte: la prima, detta di *build up* o di accumulo, in cui  $K$  è maggiore di  $D$  e la seconda, detta di equilibrio elettronico, in cui le due grandezze sono confrontabili. In quest'ultima si verifica la condizione di equilibrio di particelle cariche poiché tanta energia viene depositata all'interno del volume d'interesse dall'esterno (radiazioni incidenti), quanta ne viene ceduta all'esterno dal volume (azione dei secondari carichi)(fig.1).

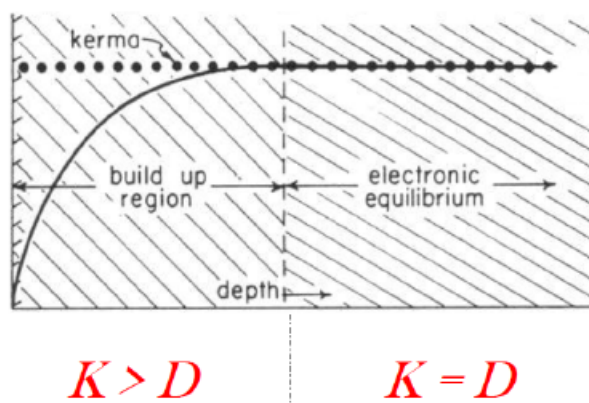


Figure 1: Kerma e Dose assorbita nel caso di mezzo uniforme senza attenuazione

Kerma e Dose in questa regione sono legate dalla relazione:

$$D = K(1 - g) ,$$

dove  $g$  rappresenta la porzione di energia persa e può assumere valori compresi tra  $10^{-2}$  e  $10^{-4}$ .

### 1.2.2 Massima Dose Assorbita Cutanea (PSD)

La dose massima cutanea, utile per la prevenzione dei danni cutanei da radiazione, può essere misurata mediante dosimetri di larga superficie o matrici di dosimetri puntuali a termoluminescenza posizionati sulla cute del paziente. Per calcolare la PSD possono essere utilizzati due diversi approcci [2]:

- **Metodo Diretto:** il metodo diretto permette una misurazione sulla cute interessata dall'ingresso dei fasci di radiazione in punti specifici della cute mediante dosimetri attivi o su ampie superfici di cute mediante dosimetri a larga superficie. La distribuzione di dose può essere valutata direttamente a partire dal  $K_{a,ref}$  noti i parametri di esposizione come:

$$D_{skin,i} = K_{a,ref} \beta \left( \frac{d_{IRP}}{d_{skin}} \right) BSF(kV, area) F_{atten} \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{skinair}$$

dove  $K_{a,ref}$  è il relativo kerma in aria al IRP,  $\beta$  il fattore di calibrazione della camera  $P_{KA}$ , BSF il fattore di retrodiffusione relativo all'acqua,  $F_{atten}$  il fattore di attenuazione del lettino e del materassino, e  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{skinair}$  il rapporto dei coefficienti massici di assorbimento di energia cute-aria. Una delle limitazioni di questa tecnica è che non contiene la posizione del paziente sul lettino, limitando l'accuratezza della mappatura.

- **Metodo Indiretto:** il metodo indiretto prevede una valutazione della PSD a partire dagli indicatori dosimetrici  $P_{KA}$  e  $K_{a,ref}$ . Il procedimento prevede la ricerca di una correlazione tra l'indicatore dosimetrico registrato e la dose cutanea misurata in maniera diretta su un gruppo di pazienti. Per la maggior parte delle procedure interventistiche la correlazione tra gli indicatori dosimetrici e la dose alla cute è buona, in particolare con  $K_{a,ref}$ , ma esiste un'ampia variabilità tra ospedali diversi (fig.2).

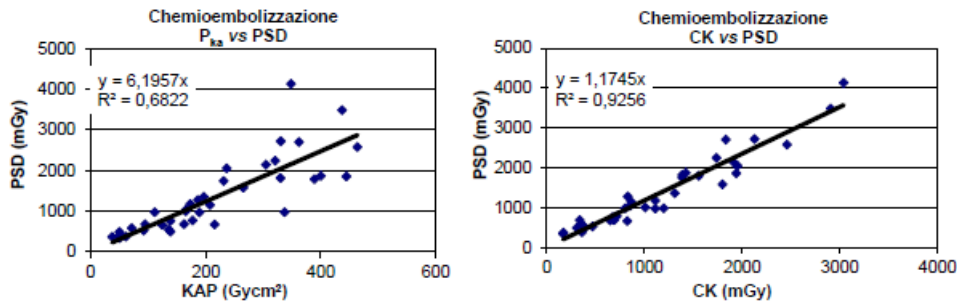


Figure 2: Esempio di correlazione tra dose alla cute e indicatore dosimetrico [2]

### 1.3 Come stabilire i LDR

Stabilire i LDR può risultare essere l'operazione più complicata.

Per prima cosa è importante ricordarsi che la priorità della pratica clinica deve essere quella di ottenere un'immagine di qualità tale da fornire tutte le informazioni diagnostiche necessarie alla pratica medica. In secondo luogo quando si confrontano valori ottenuti da diversi ospedali è importante tenere conto delle possibili differenze nelle apparecchiature in quanto queste possono incidere notevolmente sui risultati.

Esistono due diversi approcci per ottenere i dati necessari: il primo comprende l'utilizzo di una "persona rappresentativa" mentre il secondo utilizza i dati ottenuti dalle operazioni sui pazienti. La persona rappresentativa spesso è un fantoccio o un costrutto ipotetico che è equivalente, e rappresenta, il membro medio del gruppo di pazienti esaminato. Le caratteristiche principali di un individuo possono essere riassunte da parametri fisiologici dipendenti dall'età e dati sulle sue abitudini, includono dieta, luogo di residenza e altri fattori esterni e/o ambientali, che devono essere rispecchiati dalla persona rappresentativa(Tab.1).

Età della categoria (anni)	Nome della categoria	Persona rappresentativa
0 - 5	Infante	1 anno
6 - 15	Bambino	10 anni
16 - 70	Adulto	Adulto

Table 1: *Persona rappresentativa in funzione dell'età*

Il secondo approccio prevede la raccolta dei dati su pazienti reali. Per poter effettuare un confronto la Struttura deve raccogliere un numero significativo di casi per tipologia di paziente (tab.2), per una data procedura e per ogni impianto radiologico.

Procedura	Numero minimo di casi per procedura
<i>Procedure dell'adulto</i>	
Radiografia proiettiva	20 pazienti
Fluoroscopia diagnostica	30 pazienti
Tomografia computerizzata	30 pazienti
Radiologia interventistica	10 pazienti
<i>Procedure pediatriche</i>	
Tutti i tipi di procedure	10 pazienti per gruppo d'età

Table 2: *Numero minimo di casi per procedura [3]*

Una volta scelto il campione di dati da analizzare è necessario individuare la quantità dosimetrica più appropriata alla procedura per stabilirne il Livello Dosimetrico di Riferimento. Questa grandezza oltre ad essere significativa per la procedura deve anche risultare facilmente e accuratamente misurabile(Tab.3).

Procedura	Grandezza consigliata	Unità di misura consigliata
Radiografia	$K_{a,e}$	mGy
Fluoroscopia diagnostica e/o interventistica	$P_{KA}$	$Gycm^2$
	$K_{a,r}$	Gy
	Tempo fluorescenza	s
	Numero di immagini	Numero
CT, CT interventistica	$CTDI_{vol}$	mGy
	DLP	mGy cm

Table 3: *Grandezze dosimetriche adatte per lo stabilimento di LDR [4].* CT, tomografia computerizzata,  $CTDI_{vol}$ , dose index tomografia computerizzata (volume), DLP, prodotto dose-lunghezza.

Finito il campionamento, indipendentemente dalla modalità di raccolta dati, non sarà necessario eliminare i valori estremi (*outliers*) in quanto deve essere utilizzato il Terzo Quartile della distribuzione come valore, che viene solo minimamente influenzato da questi estremi.

L'indagine può essere condotta su vari livelli (tab.4) a seconda dell'obbiettivo che si vuole ottenere. In particolare possiamo distinguere LDR nazionali, richiedono indagini ampie e dispendiose sia per la raccolta che per l'analisi dati, LDR locali, basati su indagini limitate a poche sale radiologiche (tra 10 e 20), e valori tipici, individuati con indagini concentrate su una singola clinica o ospedale.

I Livelli Diagnostici di Riferimento nazionali sono importanti come riferimento per il medico praticante ma per via della loro natura, richiesta di un grande numero di dati, non sempre riflettono i possibili sviluppi della tecnologia, per questo motivo i LDR locali permettono ulteriori ottimizzazioni della pratica riuscendo a rimanere al passo con lo sviluppo tecnologico [3].

Denominazione	Dimensione del campione	Valore della distribuzione utilizzato	Campo di applicazione
LDR regionale (es. LDR europeo)	Campione regionale rappresentativo di installazioni	Terzo quartile dei valori medi di ogni installazione	Per Paesi nella regione che non hanno identificato LDR nazionali
LDR nazionale	Campione nazionale rappresentativo di installazioni	Terzo quartile dei valori medi di ogni installazione	Uso nazionale, identificare installazioni che richiedono ottimizzazione
LDR locale	Campione limitato di installazioni in un'area limitata	Terzo quartile dei valori medi di ogni installazione	Uso locale, identificare installazioni che richiedono ottimizzazione
Valore tipico	Sale radiologiche di una struttura o numero limitato di installazioni con una nuova tecnologia	Valore mediano della distribuzione (dati insufficienti per il terzo quartile)	Uso locale, identificare installazioni che richiedono ottimizzazione

Table 4: *Denominazione, modalità di individuazione e campo di utilizzo dei diversi livelli di riferimento*

## 1.4 Rischi legati al superamento

Le radiazioni utilizzate nella pratica clinica per loro natura provocano rischi all'organismo ricevente. Le radiazioni direttamente ionizzanti (particelle  $\alpha$  e  $\beta$ ) ionizzano la materia a causa della loro carica elettrica, mentre quelle indirettamente ionizzanti (raggi X e  $\gamma$ ) la ionizzano mediante l'energia cinetica che le trasferiscono. I danni provocati dalle

radiazioni sono a carico delle cellule e a seconda che le cellule siano somatiche o germinali il danno può essere circoscritto all'organismo o estendersi anche alla prole di quest'ultimo.

Non sempre è immediato riconoscere che una radiazione abbia provocato un determinato effetto in quanto i danni ad esse associati possono essere divisi in due gruppi:

- **Danno stocastico:** può essere somatico o genetico e a causa del suo tempo di latenza molto lungo unito alla sua natura aleatoria (non dipende dalla dose ricevuta ma un incremento della dose aumenta la probabilità di creare danni) è difficile stabilirne un nesso di causalità. Non ha inoltre una soglia al di sotto della quale si può essere sicuri di non provocare alcun danno.
- **Danno deterministico:** esclusivamente somatico, ha un tempo di latenza molto breve ed è direttamente proporzionale alla dose ricevuta rendendo così semplice stabilire un nesso di causalità. Presenta una soglia di esposizione al di sotto della quale non produce effetti.

Studi condotti dalla *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) [5] evidenziano come la probabilità di effetti stocastici attribuibili a radiazioni sia proporzionale alla dose per valori di dose bassi, per dosi maggiori l'andamento è più accentuato rispetto a uno lineare mentre per dosi ancora più elevate, vicini al limite degli effetti deterministici, la probabilità cresce più lentamente a causa del contemporaneo effetto di necrosi delle cellule.

In particolare nel caso del cancro è stato osservato un rischio già per dosi intorno ai  $100mSv$  con un andamento lineare della probabilità per dosi inferiori a questa soglia. Questo modello è definito "*linear-non-threshold*". Per quanto riguarda malattie ereditarie non esiste un'evidenza diretta che provi il danno causato dalle radiazioni ma l'ICRP ritiene comunque che si debba continuare a considerare questo rischio.

Per quanto riguarda gli effetti deterministici delle radiazioni è stato possibile trovare soglie di esposizione e tempi di latenza per le reazioni tissutali della cute che possono verificarsi in alcune procedure interventistiche (tab.5).

Intervallo di dose assorbita (Gy)	Effetti			
	immediati (< 2 settimane)	a breve termine (2-8 settimane)	a medio termine (6-52 settimane)	a lungo termine (> 40 settimane)
2-5	Eritema transitorio	Epilazione transitoria	Recupero dalla epilazione	Nessun effetto atteso
5-10	Eritema transitorio	Eritema, epilazione	Recupero o epilazione parziale permanente	Recupero. Ad alte dosi atrofia del derma
10-15	Eritema transitorio	Eritema, epilazione, possibile desquamazione secca o umida, recupero della desquamazione	Eritema tardivo, epilazione permanente	Teleangectasia, atrofia del derma, cute "debole"
> 15	Eritema transitorio. Dopo dosi molto elevate: edema e ulcerazione, probabile necessità di intervento chirurgico	Eritema, epilazione, desquamazione umida	Atrofia del derma, ulcerazione secondaria, probabile necessità di intervento chirurgico. Ad alte dosi necrosi del derma con probabile necessità di intervento	Teleangectasia, atrofia del derma, possibile ritardata rottura della cute, possibile progressione verso lesioni profonde, probabile necessità di intervento chirurgico

Table 5: *Soglie di esposizione e tempi di latenza per la comparsa di effetti deterministici sulla cute a seguito di una singola esposizione a radiazioni ionizzanti [2]*

## 1.5 Tecniche Diagnostiche

Quando si parla di patologie cerebrali vascolari un esame di imaging comunemente utilizzato è l'angiografia. Può essere effettuata con varie tecniche, tra cui ad esempio la fluoroscopia, e per questo motivo risulta essere largamente studiata e avere dei LDR definiti in Italia (tab.21).

### 1.5.1 Angiografia Cerebrale

L'angiografia è un esame radiologico che permette di esaminare i vasi sanguigni, visualizzandone la morfologia e i rapporti con l'ambiente circostante, tramite l'iniezione endovenosa di un mezzo di contrasto, ovvero di una sostanza, spesso a base di iodio, che appare opaca alla radiografia (fig.3). Questa sostanza raggiunge l'organo da studiare tramite un catetere inserito nel vaso sanguigno.

L'angiografia si differenzia in due tipologie a seconda dello scopo con cui viene effettuata:

- Diagnostica: nel caso in cui venga eseguita con scopo diagnostico e prognostico;
- Interventistica: nel caso in cui oltre allo scopo diagnostico sia presente anche uno scopo terapeutico. In questo caso l'operatore interviene per risolvere la causa del danno. Si parla di **angiografia cerebrale** quando questa viene eseguita sul cranio del paziente, risulta utile ad esempio in caso di emorragie o aneurismi in quanto permette di individuare il vaso sanguigno danneggiato. Un'angiografia cerebrale interventistica è uno dei pochi metodi per verificare l'effettiva occlusione di un aneurisma in tempo reale e per questo può risultare vitale come operazione per evitare complicazioni in quanto il 5-7% [6] degli aneurismi trattati chirurgicamente risulta non completamente occluso.





Figure 3: *Angiografia intra-operatoria che mostra l'occlusione di un aneurisma [6]*

### 1.5.2 Fluoroscopia

La fluoroscopia è una tecnica di imaging che utilizza raggi X. Grazie alle sue caratteristiche permette all'operatore non solo di ottenere un'immagine in tempo reale ma anche di visualizzare veri e propri filmati di organi e tessuti in movimento.

L'apparato elementare che viene utilizzato è il fluoroscopio: costituito da una sorgente di raggi X e uno schermo fluorescente che si illumina quando colpito dai raggi. Il principio fisico alla base risulta quindi molto semplice, i raggi attraversando il corpo incontrano tessuti diversificati che incidono sulla loro intensità e questo permette di visualizzare un'immagine distinta sullo schermo. A differenza dell'angiografia non prevede l'inserimento di alcun mezzo di contrasto nel corpo umano.

Tramite fluoroscopia l'operatore ha la possibilità di ottenere immagini dello stato del paziente più rapidamente rispetto a una normale angiografia e avere così una panoramica in tempo reale della situazione. Ciò può risultare estremamente importante quando l'area in esame risulta essere difficile da raggiungere perché permette al medico di muoversi con maggior sicurezza [7]. In questo modo si riduce il numero di passaggi necessari al completamento dell'operazione e di conseguenza anche il tempo di fluorescenza.

## 1.6 LDR in Europa

Il termine Livelli Diagnostici di Riferimento compare per la prima volta in un documento europeo nel 1997 (*Council Directive 97/43/Euratom*) [8], solo nel 1999 la Commissione Europea emise il documento Radiation Protection 109 (RP 109) [9] in cui compaiono esempi di Livelli Diagnostici di Riferimento per le pratiche più comuni dell'epoca. Questi valori, sebbene ancora usati in alcuni ambiti, sono considerati superati in quanto non riflettono gli importanti passi avanti compiuti nell'imaging medico.

Per questo motivo nel 2013 l'Unione Europea nel documento *Council Directive 2013/59/Euratom* [10] riprende l'obbligo degli Stati membri di stabilire ed usare dei LDR introducendo anche standard di sicurezza di base per la protezione dai rischi legati all'esposizione a radiazioni ionizzanti. Nel corso degli anni sono stati forniti valori aggiornati per seguire lo sviluppo delle tecnologie e della pratica medica e quelli più recenti a livello europeo sono quelli presenti nel documento *Radiation Protection 195* del 2021 [11].

tool by ammap.com

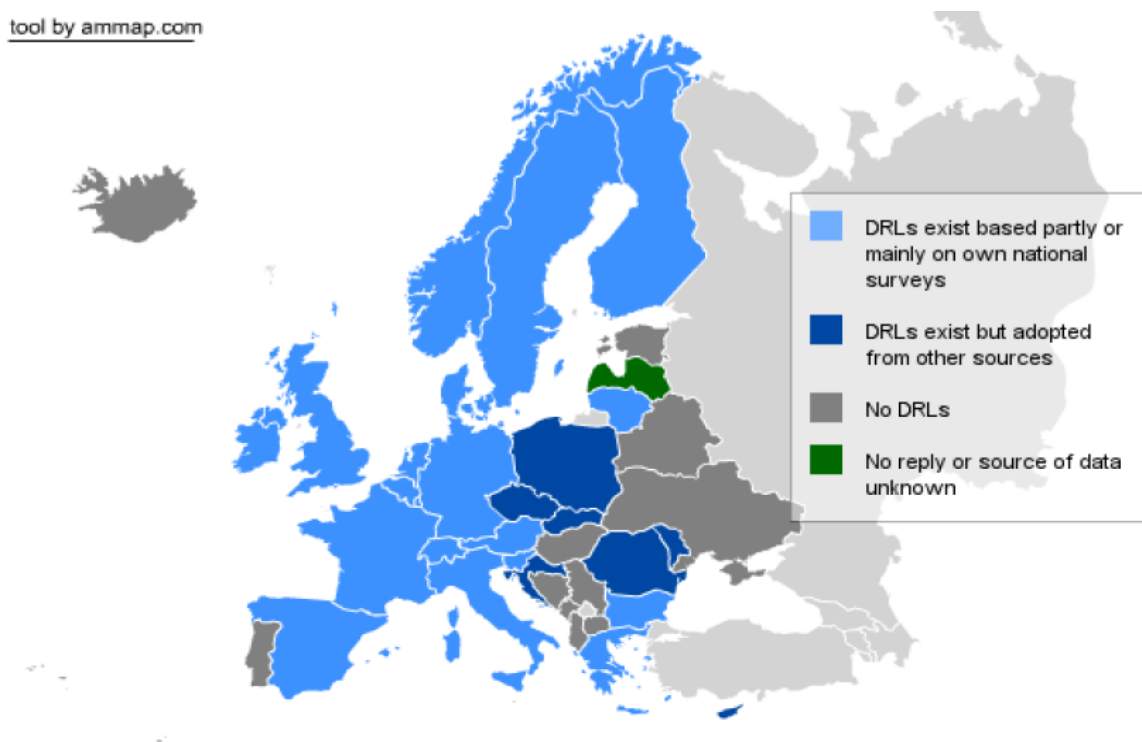


Figure 4: *Livelli diagnostici di riferimento per pratiche a raggi-X nell'adulto nel 2014* [12]

Nel corso degli anni i vari Stati (tab.6) hanno provveduto ad aggiornare i propri Livelli Diagnostici di Riferimento, sia attraverso studi indipendenti sia usando valori forniti dalla Comunità Europea.

Modalità	Numero di Stati	(di cui pediatrici)
CT	25	9
Radiologia interventistica	11	4
Radiografia semplice	26	9

Table 6: *Numero di Stati con LDR per modalità a marzo 2020* [11]

### 1.6.1 Tomografia Computerizzata nell'adulto

In questa sezione vediamo i valori esistenti per LDR per Tomografia Computerizzata presenti in Europa [11], con i loro valori e a quando risalgono (tab.7).

In linea di massima i Livelli Diagnostici di Riferimento sono relativamente recenti e quindi indicativi delle tecnologie effettivamente usate negli ospedali. Il numero di valori varia molto da uno Stato all'altro ( da 3 a 20) con una media intorno al 9.

Le indicazioni cliniche considerate nel documento EUCLID dalle Autorità Nazionali Competenti per CT sul cranio sono:

- Ictus acuto;
- Emorragia/aneurisma/malformazioni artero-venose;
- Metastasi/ascessi cerebrali;
- Trauma;
- Colesteatoma;
- Sinusite;

Stato	CT		
	N° LDR	Ultimo aggiornamento	LDR basati su indicazioni cliniche
AT	7	2018	Y
BE	10	2018	N
BG	12	2018	N
CH	15	2018	Y (parzialmente)
CY	-	-	-
CZ	6	2016	N
DE	20	2016	Y (parzialmente)
DK	7	2015	Y
EE	-	-	-
ES	6	2015	N
FI	13	2013	Y
FR	11	2019	Y
GR	7	2014	N
HR	7	2018	N
HU	-	-	-
IE	13	2017	Y
IS	-	-	-
IT	4	2017	Y
LT	11	2018	N
LU	9	2019	N
LV	3	2019	N
MT	-	-	-
NL	4	2012	Y (parzialmente)
NO	11	2017	Y
PL	9	2011	N
PT	-	-	-
RO	7	In fase di approvazione	N
SE	6	2018	Y
SI	6	2019	N
SK	6	2018	Y
UK	13	2011, 2018	Y

Table 7: *Stato dei LDR per CT*

### 1.6.2 Radiologia Interventistica per adulti

In questa sezione vediamo i valori esistenti per pratiche di Radiologia Interventistica nell'adulto, con i loro valori più recenti e a quando risalgono [11].

Stato	Radiologia Interventistica(adulti)		
	N° LDR	Ultimo aggiornamento	LDR basati su indicazioni cliniche
AT	6	2018	Y (parzialmente)
BE	-	-	-
BG	-	-	-
CH	22	2016	Y
CY	-	-	-
CZ	-	2018	-
DE	10 (+6 fluoroscopia)	2018	Y
DK	-	-	-
EE	-	-	-
ES	-	-	-
FI	-	-	-
FR	10	2019	Y
GR	-	-	-
HR	-	-	-
HU	-	-	-
IE	11	2017	N
IS	-	-	-
IT	-	2017	Y
LT	-	-	-
LU	4	2019	Y
LV	-	2016	N
MT	-	-	-
NL	-	-	-
NO	1	2017	Y
PL	5	2011	N
PT	-	-	-
RO	-	-	-
SE	-	2018	Y
SI	4	2019	N
SK	20	2018	Y
UK	5 (+19 fluoroscopia)	2010	Y

Table 8: *Stato dei LDR per IR*

Dalla tab.8 appare evidente come la radiologia interventistica non sia largamente coperta, tanto che solo 11 Stati avevano LDR nel 2019. Alcuni Paesi, come Portogallo e Romania, prevedono di porvi rimedio nei prossimi anni, mentre altri sono in fase di

valutazione. L'Italia sebbene non compaia nei valori presenti nel documento Euclid [11] è attualmente in possesso di LDR per radiologia interventistica (tab.21).

Stato	Embolizzazione cerebrale ( $P_{KA}(Gycm^2)$ )
Belgio	175 (monoplanare) 240 (biplanare)
Francia	190 (58 min)
Germania	180 (aspirazione del trombo); 250 (coiling aneurisma cerebrale)
Irlanda	62
Svizzera	350 (50 min)

Table 9: *Esempi di LDR per procedure interventistiche in Europa*

### 1.6.3 Radiografia semplice

In questa sezione vediamo i valori esistenti per pratiche di Radiologia semplice nell'adulto, con i loro valori più recenti e a quando risalgono [11].

Stato	Radiografia (adulti)		
	N° LDR	Ultimo aggiornamento	Ldr vasati su indicazioni cliniche
AT	8	2018	N
BE	5 + 1 mammografia	2017	N
BG	17	2018	N
CH	7	2011	N
CY	-	-	-
CZ	14 + 7 mammografie	2016	N
DE	8	2018	Y (parzialmente)
DK	5	2012	N
EE	2	2018	Y
ES	2 + 1 mammografia	2015	N
FI	9	2017	N
FR	12	2019	N
GR	12	2014	N
HR	15	2018	N
HU	-	-	-
IE	19	2017	N
IS	-	-	-
IT	20	2017	Y
LT	27	2018	N
LU	10	2019	N
LV	8 + 2 mammografie	2019	N
MT	-	-	-
NL	7	2012	N
NO	7	2017	Y (parzialmente)
PL	24	2011	N
PT	-	-	-
RO	18	In fase di approvazione	N
SE	7	2018	Y
SI	17	2019	N
SK	12	2018	Y
UK	19 + 1 mammografia	2010	N (Y per mammografia)

Table 10: *Stato dei LDR per radiografia 2D standard*

Per la pratica di radiografia semplice sono presenti molti Livelli Diagnostici di Riferimento che si differenziano in base alla regione anatomica coinvolta (tab.11) con un numero per nazione che oscilla tra 2 e 27 con una media intorno ai 13 (tab. 10).

Stato	Cranio AP/PA		Cranio LAT	
	$K_{a,ref}(mGy)$	$P_{KA}(Gy\text{cm}^2)$	$K_{a,ref}(mGy)$	$P_{KA}(Gy\text{cm}^2)$
AT	1.8	0.6	1.1	0.5
BE	-	-	-	-
BG	2.5	0.8	2.5	0.8
CH	5.4	-	3.5	-
CZ	2.8	0.7	2.2	0.6
DE	-	0.6	-	0.5
DK	-	-	-	-
ES	-	-	-	-
FI	-	-	-	-
FR	-	-	-	-
GR	3.7	-	2.8	-
IE	-	-	-	-
IT	2.7	-	2.0	-
LT	3.0	0.7	3.0	0.7
LU	5.0	0.6	3.0	0.6
LV	-	-	-	-
MT	-	-	-	-
NL	-	-	-	-
NO	-	-	-	-
PL	3.7	1.1	2.3	1.0
RO	-	0.7	-	0.6
SE	-	-	-	-
SI	-	-	-	-
SK	-	-	-	-
UK	1.8	-	1.1	-

Table 11: *LDR per radiografia 2D standard sul cranio*

Grazie all'elevato numero di dati disponibili è stato possibile calcolare e implementare dei LDR a livello europeo (tab.12) basandosi sui valori forniti dalle Autorità Nazionali Competenti e tenendo la mediana della distribuzione come valore di riferimento [11].



LDR Europeo	Cranio AP/PA		Cranio LAT	
	$K_{a,ref}(mGy)$	$P_{KA}(Gy\text{cm}^2)$	$K_{a,ref}(mGy)$	$P_{KA}(Gy\text{cm}^2)$
min	1.8	0.6	1.1	0.5
max	5.4	1.1	3.5	1.0
median	2.9	0.7	2.4	0.6

Table 12: *LDR europei in radiologia 2D standard*

## 1.7 LDR in Italia nel tempo

In Italia il primo documento ufficiale in cui compare il termine Livelli Dosimetrici di Riferimento è il *Decreto Legislativo del Governo n.187 del 26 maggio 2000*. In questo documento vengono definiti per la prima volta i LDR per esami radiodiagnostici (tab.13), di tomografia computerizzata (tab.14) e di medicina radionucleare.

Radiografia 2D standard	
Regione anatomica	Dose d'ingresso $mGY$
Cranio AP/PA	5
Cranio Lat	3

Table 13: *LDR in Italia per radiografia semplice sul cranio nel 2000*

Tomografia Computerizzata		
Regione anatomica	$CTDI_w(mGy)$	DLP ( $mGy * cm$ )
Cranio	60	1050

Table 14: *LDR in Italia per tomografia computerizzata sul cranio nel 2000*

Questi valori, specifica il documento, devono essere utilizzati per il miglioramento della qualità in radiodiagnostica e non come limiti assoluti. In particolare il responsabile di ogni impianto deve con periodicità biennale annotare i livelli diagnostici nelle varie procedure utilizzate e confrontarli con questi valori.

I valori stabiliti nel D.Lgs 187/2000 sono rimasti validi fino al 2007, anno in cui nel Rapporto ISTISAN 07—26 [13] sono stati aggiornati.

Quest'indagine ha interessato 70 ospedali, cliniche e ambulatori distribuiti tra il nord e il centro Italia raccogliendo dati da circa 400 installazioni radiologiche. Grazie all'elevato numero di dati è stata possibile una migliore analisi statistica della distribuzione di dose (tab.15-16).

Regione anatomica	Numerosità campione	$K_{a,e}(mGy)$		
		Media	Mediana	3° quartile
Cranio AP/PA	100	2,25	1,90	2,68
Cranio LAT	89	1,57	1,30	2,30

Table 15: *Indici statistici delle distribuzioni della dose d'ingresso per il campione di proiezioni radiografiche effettuate con sistemi analogici schermo-pellicola*

Regione anatomica	Numerosità campione	$K_{a,e}(mGy)$		
		Media	Mediana	3° quartile
Cranio AP/PA	99	2,84	2,61	3,62
Cranio LAT	99	2,03	1,90	2,50

Table 16: *Indici statistici delle distribuzioni della dose d'ingresso per il campione di proiezioni radiografiche effettuate con sistemi d'immagine digitale*

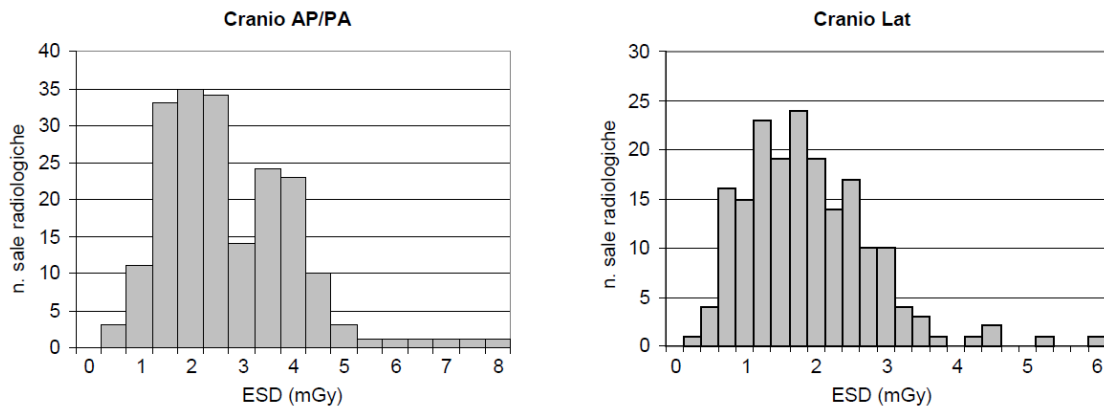


Figure 5: *Distribuzione della dose d'ingresso per le proiezioni radiografiche del cranio ( $ESD = K_{a,e}$ )[13]*

Dalle distribuzioni analizzate in Tab.15 e Tab.16 sono stati presi i valori arrotondati del Terzo quartile come nuovi Livelli Dosimetrici di Riferimento (tab.17).

Regione anatomica	Proiezione	$K_{a,e}(mGy)$
Cranio	AP o PA	3,5
Cranio	LAT	2,5

Table 17: *LDR per radiografia 2D standard in Italia nel 2007*

Questi valori sono validi solo in pratiche di radiografia semplice, i primi Livelli Diagnostici di Riferimento relative a procedure di radiologia interventistica compaiono nel Rapporto ISTISAN 18—17 [14]. Questi dati provengono da 12 differenti ospedali italiani su un campione di circa 2700 procedure. Qui mostriamo i risultati ottenuti per le pratiche di Angiografia Cerebrale e Embolizzazione Cerebrale (tab.18).

Procedura	Numerosità campione	Sesso (percentuale)		Età (anni)	Altezza (cm)	Peso (kg)
		F	M			
Angiografia Cerebrale	319	44	56	58	165 70	
Embolizzazione cerebrale	142	61	39	57	165	75

Table 18: *Caratteristiche del campione analizzato, valori mediani di età, peso, altezza e percentuali di sesso dei pazienti*

I Livelli Diagnostici di Riferimento attualmente previsti dalla legge italiana risalgono al 2020, in particolare al Rapporto ISTISAN 20—22 [3]. Questo documento aggiorna sia i valori di radiografia semplice (tab.19) e di tomografia computerizzata (tab.20), sia i valori per alcune procedure interventistiche come l’angiografia cerebrale e l’embolizzazione di aneurismi cerebrali (tab.21).

Radiografia proiettiva		
Regione anatomica	Proiezione	$K_{a,e}(mGy)$
Cranio	AP o PA	3,5
Cranio	LAT	2,5

Table 19: *LDR per radiografia proiettiva attualmente in uso in Italia*

Tomografia computerizzata			
Regione anatomica	$CTDI_{vol}$	$DLP(mGy * cm)$	$DLP_{tot}(mGy * cm)$
Cranio	69	1312	1382

Table 20: *LDR per tomografia computerizzata attualmente in uso in Italia*

Questo documento aggiorna anche i Livelli Dosimetrici di Riferimento per alcune pratiche radiologiche interventistiche introducendo la possibilità di una variazione dei livelli dosimetrici in base alla complessità della procedura.

La complessità di una procedura può dipendere da vari fattori quali la severità della patologia trattata, l’anatomia del paziente e altre caratteristiche fisiche e per questo motivo la dose impartita al paziente può mostrare ampie variabilità ed è consigliabile applicare valori di LDR graduati in funzione della complessità (tab.22).

Procedura	$KAP(Gy * cm^2)$	FT (min)
Angiografia Cerebrale	159	10
Embolizzazione aneurismi cerebrali	178,9	42,9

Table 21: *LDR per alcune procedure di neuroradiologia interventistica attualmente in uso in Italia*

Procedura	$KAP(Gy * cm^2)$	FT (min)	N° immagini	$K_{a,ref}(Gy)$
Angiografia cerebrale (tutte)	90	11	400	0,630
1 arteria cerebrale	30	4	305	0,220
2 arterie cerebrali	70	7	320	0,430
3 o più arterie cerebrali	100	13	460	0,720

Table 22: *Valori di LDR proposti in funzione del "parametro di complessità" in altri studi europei*

I valori in Tab.22 non sono stati adottati come LDR nazionali ma compaiono comunque come riferimento all'interno del documento ISTISAN 20—22 [3] su come possano essere scalati i valori a seconda della complessità della procedura.

## 2 Patologie

In questo capitolo sono esposte le principali patologie prese in esame, con una descrizione e gli eventuali metodi di classificazione individuati.

### 2.1 Aneurismi

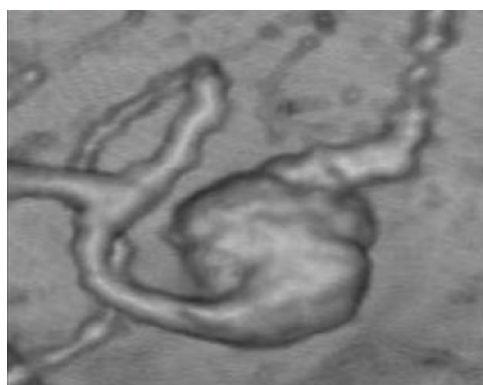
Gli aneurismi cerebrali sono dilatazioni circoscritte di arterie intra-craniche. Posseggono un collo prossimale e una base distale, quest'ultima generalmente dotata di un muro più fragile che la rende più propensa a rompersi. Occorrono più frequentemente negli adulti, in particolar modo tra i 40 e i 70 anni, rispetto che nei bambini e sono più comuni nelle donne.

Possono essere trattati mediante interventi neurochirurgici o endovascolari. La scelta del trattamento è a discrezione del neurochirurgo e del neuroradiologo in base a diversi fattori, come ad esempio la profondità a cui si trovano, la loro dimensione e localizzazione.

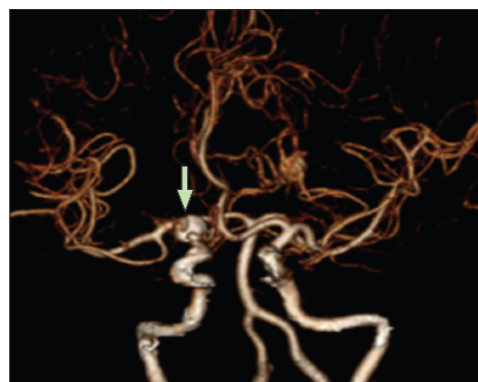
L'angiografia è la gold standard per la diagnosi e il follow-up di malformazioni vascolari nel cervello; permette di visualizzare la sacca dell'aneurisma, qualsiasi segno di trombosi al suo interno, la posizione e dimensione del collo e le sue relazioni con gli altri vasi, in particolare l'arteria d'origine.

Gli aneurismi intra-cranici sono classificati in base alla loro forma, dimensione e localizzazione, che include sia la loro posizione che la profondità a cui si trovano, con il trattamento opportuno che differisce in base a queste caratteristiche.

La maggior parte degli aneurismi sono di tipo saccolare, mentre quelli di natura dissestiva, fusiforme, micotica, traumatica e blister-like sono meno comuni. Nel nostro studio compaiono solo aneurismi saccolari (137), fusiformi (6) e blister-like (3).



(a)



(b)

Figure 6: 6a Identificazione di un aneurisma fusiforme tramite CT angiografica [15]. 6b Identificazione di un aneurisma saccolare tramite CT angiografica [16].

Gli aneurismi intra-cranici saccolari sono generalmente classificati sulla base del diametro massimo della sacca in 3 gruppi: "piccoli" (sacca inferiore ai  $10mm$ ), "grandi" (diametro compreso tra i  $10$  e i  $25mm$ ) e "giganti" (diametro superiore ai  $25mm$ ).

Esistono diverse classificazioni riguardanti la posizione dell'aneurisma nel cranio, nel nostro caso è stato fatto riferimento a quelle proposte in letteratura (tab.23) (tab.24).

Localizzazione	
0	tratto cavernoso ICA
1	ICA
2	arteria comunicante anteriore/arteria cerebrale anteriore
3	arteria cerebrale media
4	arteria comunicante posteriore
5	sistema vertebro-basilare
6	apice dell'arteria basilare

Table 23: Localizzazione aneurismi secondo studio europeo

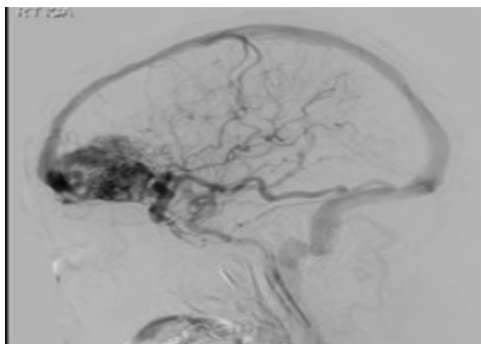
Localizzazione	
0	arteria cerebrale media
1	arteria comunicante anteriore
2	carotide interna
3	arteria comunicante posteriore
4	apice della basilare - arteria cerebellare superiore
5	arteria vertebrale - PICA - giunzione vertebrobasilare
6	altro

Table 24: Localizzazione aneurismi secondo studio giapponese

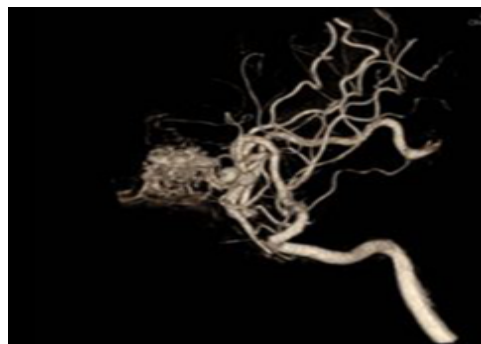
## 2.2 Malformazioni arterio-venose

Le malformazioni artero-venose (MAV) sono lesioni congenite, ma di solito non ereditarie, dell'encefalo o del midollo spinale; sono caratterizzate da un groviglio di vasi (nidus) che crea un anomalo sistema di comunicazione tra il sistema arterioso e quello venoso e possono essere localizzate in qualsiasi parte del cervello.

Nelle MAV il circolo arterioso e quello venoso sono in diretta continuità, questo provoca un aumento di flusso sanguigno che provoca una maggiore possibilità di rottura della parete vascolare.



(a)



(b)

Figure 7: *7a* Angiografia cerebrale di una MAV di grado Spetzler-Martin 2[17]. *7b* ricostruzione 3D di una angiografia cerebrale di una MAV[17]

Quando si tratta una Malformazione Artero-Venosa è importante valutarne le dimensioni e la localizzazione. In base a questi fattori esistono diversi approcci per il trattamento di MAV rotte: trattamento endovascolare (embolizzazione), trattamento radiochirurgico (raggi X o  $\gamma$ ) o trattamento chirurgico. Quest'ultimo in particolare è stato ampiamente studiato da Spetzler e Martin [18] che hanno costruito una scala dedicata che divide le MAV in 5 gradi di complessità a mortalità e morbidità crescenti prendendo in considerazione la dimensione della malformazione, la sua localizzazione e la sede dello scarico venoso.

Nello studio condotto dall'Unità operativa complessa di Neuroradiologia dell'Istituto delle Scienze Neurologiche di Bologna presso l'Ospedale Bellaria le MAV sono state classificate in base alla loro localizzazione (tab.25) e al grado di Spetzler-Martin.

Localizzazione	
0	Frontale, frontoparietale, frontotemporale
1	parietale, parieto-occipitale
2	Temporale, temporo-parietale, temporo-occipitale
3	occipitale
4	nuclei della base
5	talamo
6	ipotalamo
7	corpo calloso
8	insula
9	capsula interna
10	limbico
11	corioideo
12	mesencefalo
13	ponte
14	midollo allungato
15	cervelletto
16	altro

Table 25: *Criteria per localizzazione MAV adottati dall'Unità operativa complessa di Neuroradiologia dell'Istituto delle Scienze Neurologiche di Bologna presso l'Ospedale Bellaria*

## 2.3 Fistole

Le fistole artero-venose sono collegamenti diretti tra arterie e vene cerebrali. L'assenza di un nidus è la caratteristica principe che le distingue dalle MAV. Il metodo più efficace per la diagnosi è tramite un'angiografia mentre il trattamento può essere di tipo chirurgico o endovascolare.

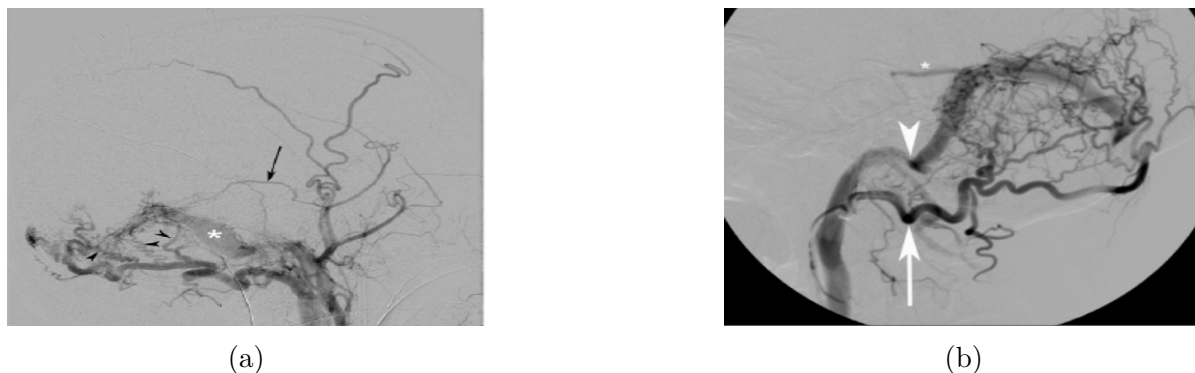


Figure 8: *8a proiezione laterale CT di una fistola [19]. 8b proiezione laterale di un angiogramma di una fistola durale 2a nella scala di Cognard [20]*



Esistono varie tipologie di fistole a seconda delle loro caratteristiche: in particolare nello studio condotto dall'Unità operativa complessa di Neuroradiologia dell'Istituto delle Scienze Neurologiche di Bologna presso l'Ospedale Bellaria è stato fatto riferimento a 2 particolari classificazioni (tab.26):

Localizzazione	
0	seno trasverso - seno sigmoideo
1	seno cavernoso
2	seno marginale
3	torcula
4	seno petroso - tentorio
5	seno sagittale superiore - convessità
6	seno sfenoparietale
7	etmoidale
8	midollare
9	altro

Table 26: *Localizzazione Fistole secondo Gross et Al 2017*

La seconda classificazione utilizzata è stata quella di Cognard (tab.27): la classificazione di Cognard [21] è basata sulla direzione del drenaggio venoso, sulla presenza o assenza del drenaggio venoso corticale e sull'architettura del deflusso venoso.

Indici	Classificazione di Cognard	
1	Tipo 1	Include le FAVD che drenano in un seno durale con un normale flusso anterogrado
2	Tipo 2a	Drenaggio con flusso retrogrado in uno o più seni
3	Tipo 2b	Drenaggio venoso anterogrado nel seno con reflusso in una o più vene corticali
4	Tipo 2a+b	Drenaggio venoso retrogrado sia verso i seni sia verso vene corticali
5	Tipo 3	FAVD con drenaggio venoso diretto nelle vene corticali in assenza di ectasia
6	Tipo 4	FAVD con drenaggio venoso diretto nelle vene corticali con ectasia venosa $\geq$ 5mm
7	Tipo 5	FAVD con drenaggio venoso diretto all'interno del plesso spinale perimidollare

Table 27: *Classificazione delle fistole secondo Cognard*

### 3 Elaborazione dei dati

In questo capitolo sono riportate alcune analisi sui dati raccolti dall'Unità operativa complessa di Neuroradiologia dell'Istituto delle Scienze Neurologiche di Bologna presso l'Ospedale Bellaria e un confronto tra i valori ottenuti e quelli di altri studi europei.

#### 3.1 Analisi dei dati raccolti

L'Unità operativa complessa di Neuroradiologia dell'Istituto delle Scienze Neurologiche di Bologna ha raccolto dati nel periodo che va da Agosto 2021 ad Agosto 2022 riguardanti le procedure di neuroradiologia interventistica presso l'Ospedale Bellaria (tab.28).

Patologia	Finalità procedura	Numerosità campione	Sesso		Peso (kg)	Altezza (cm)	BMI ((kg/cm <sup>2</sup> ) * 10000)
			M	F			
Aneurisma	Diagnostica	70	50	20	69.4	165.7	25.06
	Interventistica	71	52	19	69.5	166.8	24.86
MAV	Diagnostica	23	11	12	64.7	170.0	24.23
	Interventistica	13	9	4	75.5	168.7	26.35
Fistola	Diagnostica	25	10	15	76.3	165.2	24.71
	Interventistica	15	8	7	76.0	167.6	27.01

Table 28: *Caratteristiche della popolazione che si è sottoposta a pratiche di radiologia interventistica presso l'Ospedale Bellaria nel periodo dall'Agosto 2021 all' Agosto 2022: valori medi di peso, altezza e BMI*

Per ognuna di queste operazioni le grandezze dosimetriche registrate sono state:

- Tempo di Fluoroscopia (min);
- DAP fluoroscopia ( $mGy * cm^2$ );
- DAP esposizione ( $mGy * cm^2$ );
- DAP totale ( $mGy * cm^2$ );
- Air-Kerma Frontale ( $mGy$ );
- Air-Kerma Laterale ( $mGy$ );
- Numero di immagini;

##### 3.1.1 Aneurismi

Nel periodo che va da Agosto 2021 ad Agosto 2022 presso l'Ospedale Bellaria un totale di 141 procedure hanno riguardato aneurismi (tab.28). Per ognuna di queste operazioni sono stati acquisite le caratteristiche: tipologia, localizzazione (tab.23-24), diametro massimo della sacca, profondità, dimensioni del colletto, aspect ratio e dome to neck ratio (29).

Tipologia aneurisma	Finalità	Numero casi	Diametro MAX sacca (mm)	Profondità (mm)	Dimensioni Colletto (mm)	Aspect Ratio	Dome to neck Ratio
Sacculare	Diagnostica	64	8.3	9.2	3.7	2.6	2.3
	Interventistica	69	6.7	7.3	3.4	2.3	2.0
Fusifforme	Diagnostica	4	-	-	-	-	-
	Interventistica	1	-	-	-	-	-
Blister-like	Diagnostica	2	-	-	-	-	-
	Interventistica	1	-	-	-	-	-

Table 29: Caratteristiche medie degli aneurismi analizzati

Come si evince dalla tab.29 la quasi totalità dei casi riscontrati sono aneurismi sacculari equamente distribuiti tra procedure diagnostiche e interventistiche. Elaborando i dati è possibile estrarre dalla distribuzione delle grandezze dosimetriche per gli aneurismi sacculari, l'unico campione sufficientemente numeroso, dei Livelli Dosimetrici caratteristici (tab.30).

Analizzando i dati presenti in Tab.30 tramite test t di student si riscontra una differenza significativa ( $p - value < 0.01$ ) nella quantità di dose emessa e nel tempo di fluoroscopia tra interventi diagnostici e interventi terapeutici.

Confrontando invece i valori ottenuti con i LDR attualmente presenti in Italia 21 per l'embolizzazione di un aneurisma cerebrale notiamo che la  $DAP_{tot}$  risulta essere superiore a differenza del FT che è al di sotto dei livelli di riferimento.

		Aneurismi					
	N° casi	FT (min)	$DAP_{tot}$ (mGy * cm <sup>2</sup> )	$K_{a,r}$ frontale (mGy)	$K_{a,r}$ laterale (mGy)	Num. immagini	
Tempistica intervento Programmato Urgente	96	14:03 (08:34 - 23:35)	145014 (97851 - 211635)	775.7 (494.6 - 1308.5)	350.3 (138 - 775.4)	1321.5 (756.2 - 2843.5)	
	50	15:06 (07:51 - 27:53)	180242 (124437 - 250497)	912.1 (576.5 - 1689.6)	440.6 (156.3 - 968.4)	1501.5 (630.8 - 2774)	
Tipologia intervento Diagnostico Interventistico	70	07:55 (05:29 - 10:51)	103705 (64029 - 163385)	505.5 (311 - 730)	145.5 (89.7 - 247.2)	727 (395 - 1069)	
	69	25:22 (15:12 - 31:28)	206701 (155345 - 291902)	1494.7 (937.7 - 2217.7)	890.1 (598.5 - 1360.1)	2872 (2043 - 3420)	
Tempistica e Tipologia intervento Programmato Diagnostico Programmato Interventistico	44	08:32 (05:30 - 11:42)	99193 (59310 - 143013)	487.3 (306.9 - 685.6)	126.8 (86.2 - 219.3)	784.5 (550.8 - 1090.8)	
	44	24:10 (15:10 - 31:45)	195698 (150213 - 281026)	1357.5 (872.0 - 2018.8)	818.8 (589.3 - 1391.5)	2881 (2118 - 3766)	
Urgente Diagnostico Urgente Interventistico	20	07:16 (05:07 - 09:35)	100436 (65993 - 157228)	531.7 (365.3 - 698.1)	145.7 (99.5 - 206.0)	564 (356.5 - 980.5)	
	25	26:17 (15:42 - 31:14)	219049 (183860 - 300651)	1663 (1043 - 2218)	956.3 (628.2 - 1276.1)	2459 (1895 - 3122)	
Tecnica Embolizzazione Coil Flow Diverter Assisted	42	20:24 (14:14 - 28:36)	195698 (144334 - 279145)	1130.9 (815.3 - 1761.3)	688 (495.3 - 968.4)	2551 (1922 - 3120)	
	10	24:11 (21:15 - 29:19)	242207 (188142 - 310068)	1912.1 (1356 - 2573.3)	1218.1 (734.5 - 1746.8)	3231 (2506 - 3390)	
	17	31:14 (22:54 - 38:54)	215356 (178506 - 299508)	1718 (1277.2 - 2738.8)	1169.8 (915.4 - 1693)	2834 (2441 - 6132)	

Table 30: Numero di procedure e livelli dosimetrici (mediana della distribuzione e valori del Primo e Terzo quartile) in procedure di Embolizzazione di Aneurismi Cerebrali sacculari, stratificate in base alla tempistica dell'operazione e alla tecnica utilizzata

### 3.1.2 Malformazioni artero-venose

Nel periodo che va da Agosto 2021 ad Agosto 2022 presso l'Ospedale Bellaria un totale di 36 procedure hanno riguardato malformazioni (tab.28). Per ognuna di queste operazioni sono stati acquisite le caratteristiche: localizzazione 25, dimensione del Nidus, zona eloquente, profondità dello scarico venoso e livello di classificazione secondo Spetzler-Martin [18].

Embolizzazione MAV					
N° casi	FT (min)	$DAP_{tot}(mGy * cm^2)$	$K_{a,r}$ frontale (mGy)	$K_{a,r}$ laterale (mGy)	Num. immagini
13	47:17 (42:22 - 61:16)	479860 (424650 - 566017)	2989.2 (2929.4 - 3468.5)	1999 (1605 - 2332)	3535 (2450 - 3944)

Table 31: *Numero procedure e livelli dosimetrici (mediana della distribuzione e valori del Primo e Terzo quartile) in procedure di Embolizzazione di MAV cerebrali*

Per le MAV dato il ridotto numero di dati disponibili non è stata eseguita alcuna ulteriore stratificazione dei livelli dosimetrici (tab.31).

### 3.1.3 Fistole

Nel periodo che va da Agosto 2021 ad Agosto 2022 presso l'Ospedale Bellaria un totale di 40 procedure hanno riguardato fistole (tab.28). Per ognuna di queste operazioni sono stati acquisite le caratteristiche: localizzazione 26 e classificazione secondo Cognard 27.

Embolizzazione Fistole					
N° casi	FT (min)	$DAP_{tot}(mGy * cm^2)$	$K_{a,r}$ frontale (mGy)	$K_{a,r}$ laterale (mGy)	Num. immagini
15	71:16 (48:04 - 78:14)	544628 (471232 - 716444)	2986 (2431 - 4146)	1648 (1097 - 1855)	4077 (2660 - 5248)

Table 32: *Numero procedure e livelli dosimetrici (mediana della distribuzione e valori del Primo e Terzo quartile) in procedure di Embolizzazione di Fistole*

Per le Fistole dato il ridotto numero di dati disponibili non è stata eseguita alcuna ulteriore stratificazione dei livelli dosimetrici (tab.32).

### 3.1.4 Angiografia Cerebrale

Per visualizzare le patologie cerebrali vascolari è necessario effettuare un'operazione di Angiografia Cerebrale che può essere utilizzata sia in fase diagnostica sia in fase interventistica. Nel periodo che va da Agosto 2021 ad Agosto 2022 presso l'Ospedale Bel-laria sono state utilizzate 3 diverse tecniche angiografiche:

- CT tramite raggi X: eseguita 4 volte in fase diagnostica e 91 volte durante interventi;
- Vaso CT: basata su un'acquisizione rotazionale 3D e sull'iniezione del mezzo di contrasto per via intra-venosa, è stata eseguita 17 volte durante interventi;
- Acquisizione di immagine 3D: eseguita 129 volte in fase di-agnostica e 87 in fase inter-ventistica;

L'utilizzo di una di queste tecniche non esclude l'altra, infatti in alcune operazioni è avvenuto un utilizzo congiunto di 2 di queste. In tab.33 non sono stati calcolati i LDR per procedure diagnostiche tramite X-per-CT e Vaso-CT per il ridotto numero di dati disponibili.

Angiografia Cerebrale						
	N°casi	FT (min)	DAF <sub>tot</sub> (mGy * cm <sup>2</sup> )	K <sub>cor</sub> frontale (mGy)	K <sub>cor</sub> laterale (mGy)	Tot. immagine
tecnica						
X per CT						
X per CT Interventistica	91	27:42 (17:31 - 42:48)	253756 (172917 - 452210)	1693.1 (1024.8 - 2595.6)	1031.4 (625.8 - 1648.2)	3022 (2240 - 4090)
Vaso CT						
Vaso CT Interventistica	17	25:20 (20:52 - 35:52)	253451 (178506 - 332691)	2308.5 (1325.6 - 2878.6)	1258.6 (679.4 - 2180.1)	3298 (2670 - 4917)
Vaso 3D						
Vaso 3D Diagnostica	129	08:36 (05:58 - 13:12)	146692 (86674 - 224649)	586.2 (437.1 - 853.9)	205.6 (110.4 - 329.5)	879 (501 - 1126)
Vaso 3D Interventistica	87	27:05 (16:41 - 38:34)	218578 (153629 - 356782)	1618.8 (929.6 - 2507.6)	908.3 (524.8 - 1504)	2872 (1948 - 3510)

Table 33: Numero procedure e livelli dosimetrici (mediana della distribuzione e valori del Primo e Terzo quartile) in procedure di Angiografia Cerebrale

### 3.2 Confronto con i risultati di altri studi

I Livelli Dosimetrici locali ottenuti per l'embolizzazione di aneurismi 30, MAV 31 e fistole 32 così come quelli per l'angiografia cerebrale 3.1.4 sono stati confrontati con i valori presenti in letteratura. Tab.33 riassume i risultati delle Fig.9-19.

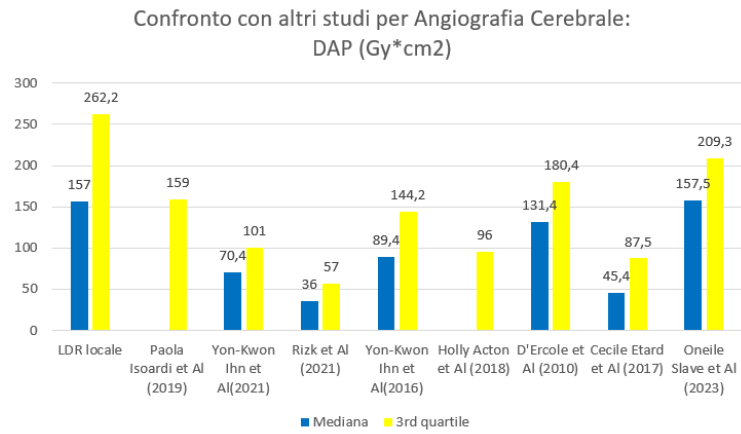


Figure 9

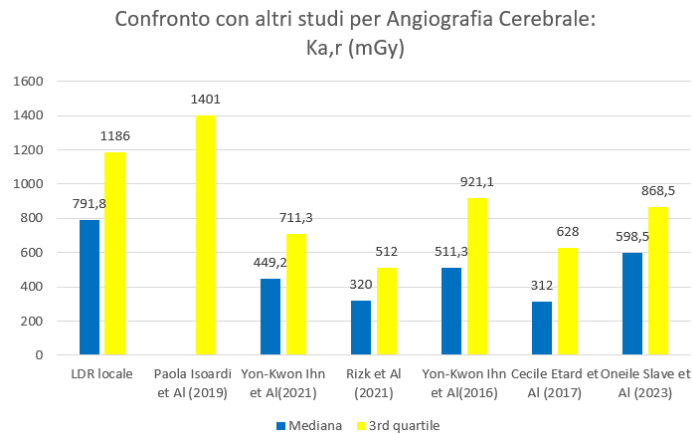


Figure 10

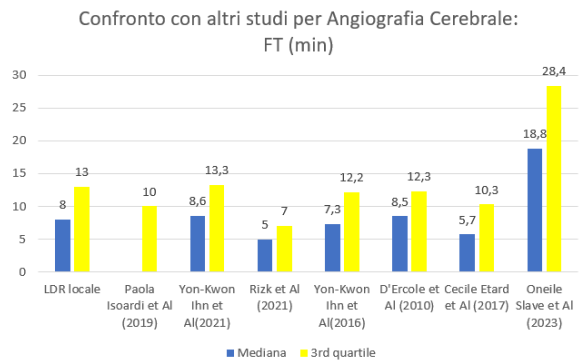


Figure 11

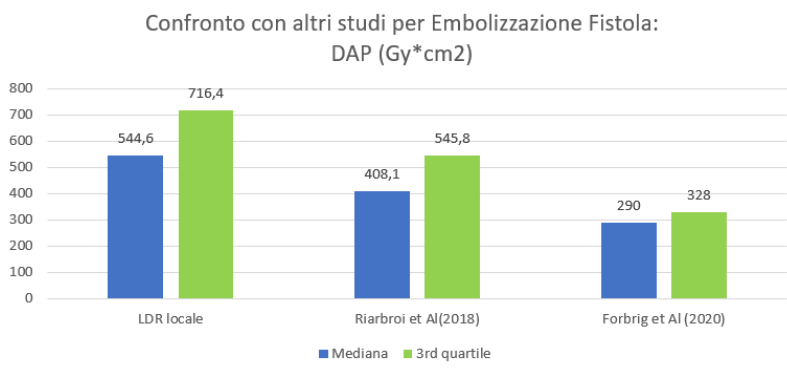


Figure 12

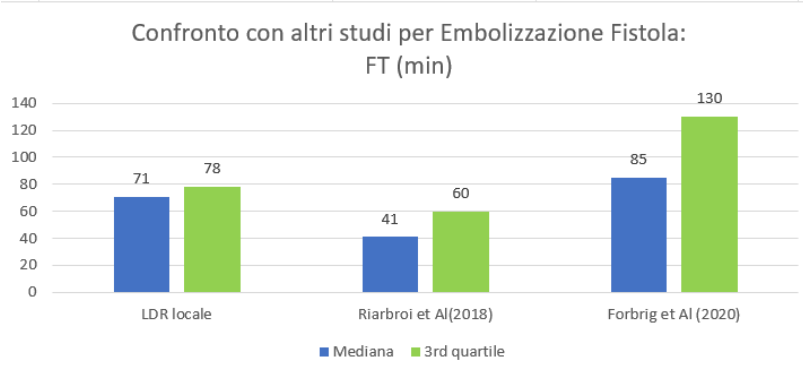


Figure 13



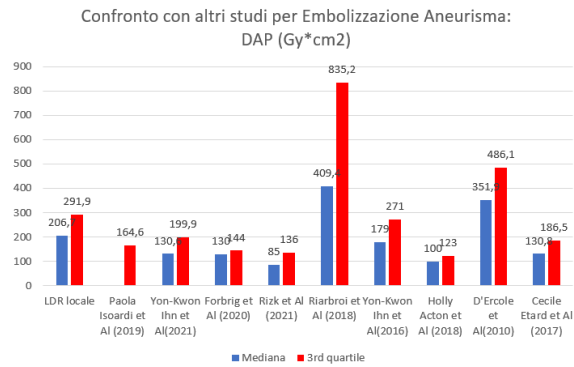


Figure 14

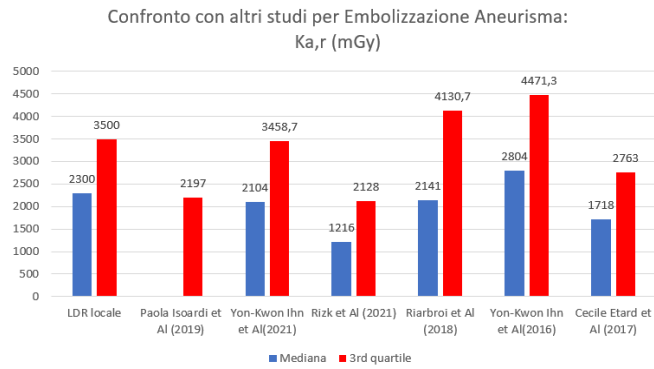


Figure 15

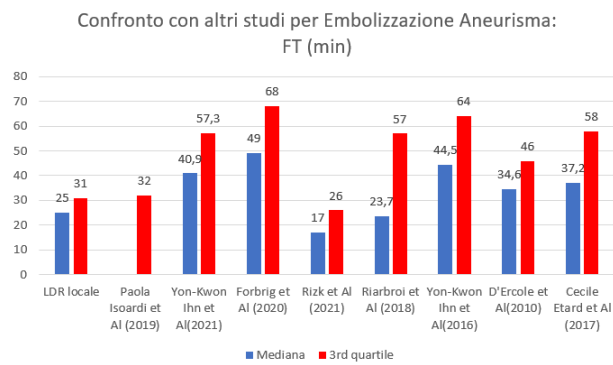


Figure 16

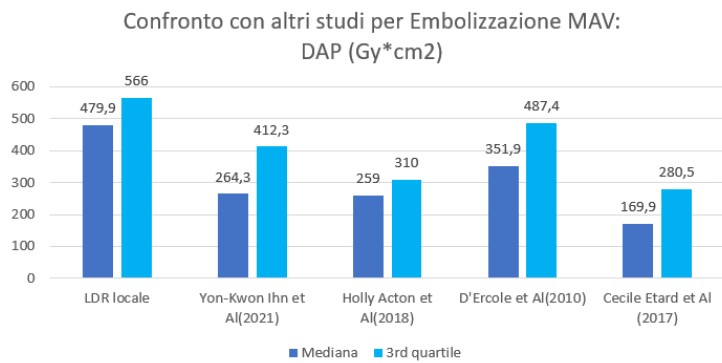


Figure 17

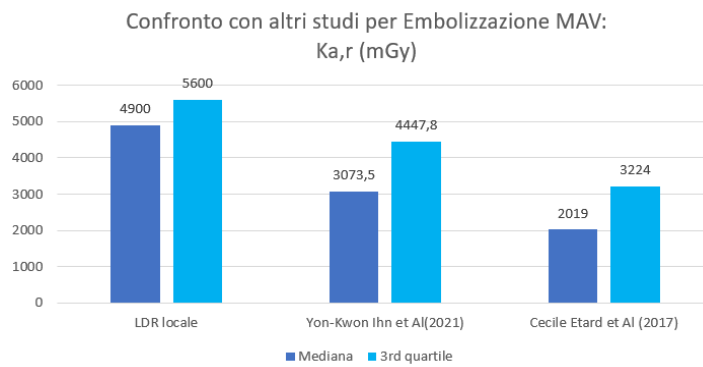


Figure 18

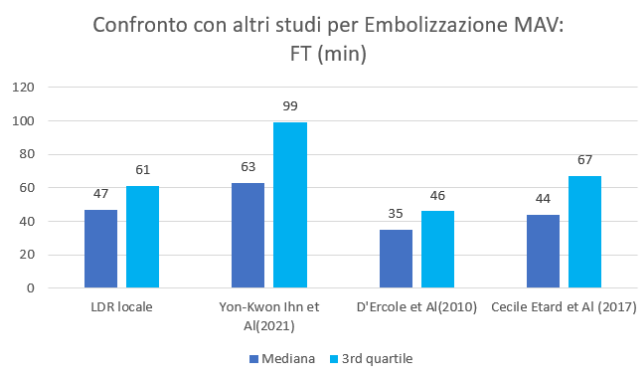


Figure 19

Procedura	LDR Locale	LDR italiano	Isoardi et Al (2019) [22]	Yon-Kwon Ihn (2021) [23]	Forbrig et Al (2020) [24]	Rizk et Al (2021) [25]	Riarbroi et Al (2018) [26]	Yon Kwon Ihn et Al (2016) [27]	Forbrig et Al (2020) [28]	Holly Acton et Al (2018) [29]	D'Ercole et Al (2010) [30]	Cecile Etard et Al (2017) [31]	Oneile Slave et Al(2023) [32]
Angiografia Cerebrale	13 262.2 1334	10 159 -	10 159 1401	13 101 711.3 637	- - -	7 57 512 262	- - -	12 144.2 921.1 286.5	- - -	- 96 -	12 180.4 -	10 87.5 628 389	28 209.3 868.5 -
Embolizz. Aneurismi	31 291.9 3500 3420	42.9 178.9 -	32 164.6 2197	57 199.9 3458.7 1000	68 144 -	26 136 2128 403	57 835.2 4130.7 -	64 271.0 4471.3 567.3	- - -	- 123 -	46 486.1 -	58 186.5 2763 1074	- - - -
Embolizz. MAV	61 566.0 5600 3944	- -	- -	99 412.3 4447.8 1621.3	- -	- -	- -	- -	- -	- 310	46 487 -	67 280.5 3224 963	- - - -
Embolizz. Fistola	78 716.4 5800 5248	- -	- -	- -	- -	- -	60 545.8 2500.8 -	- -	130 328 -	- -	- -	- -	- - - -

Table 33: Confronto tra i LDR locali, italiani e altri presenti in letteratura

## Conclusioni

I valori ottenuti per l'angiografia cerebrale in questo studio risultano superiori ai LDR attualmente presenti in Italia, tale scostamento è dovuto all'utilizzo di tecniche sofisticate come la XperCT, la VasoCT e le ricostruzioni 3D che, pur emettendo una quantità considerevole di radiazioni 3.1.4, si sono dimostrate utili per valutare gli esiti dell'intervento e agire precocemente su eventuali complicanze.

Per quanto riguarda il confronto con altri studi, è emersa una grande differenza di valori tra i vari centri, sia per l'angiografia cerebrale che per gli aneurismi. Inoltre solo un numero limitato di studi ha provveduto a stratificare i dati in base alla localizzazione o ad altre caratteristiche della patologia, rendendo quindi più difficile un'effettiva valutazione dei livelli di riferimento.

Per MAV e fistole si è verificato lo stesso problema, in aggiunta i valori trovati in questo studio sono da considerarsi più come indicativi che come definitivi per via del numero estremamente ridotto di interventi riguardanti queste due patologie.

Nel complesso i nostri valori per  $DAP_{tot}$  e  $K_{a,r}$  risultano maggiori rispetto ad altri studi, sia per l'angiografia che per l'embolizzazione. Questo è dovuto alla scelta degli operatori di effettuare la CT durante la procedura, così facendo anche la CT rientra nel conteggio della dose mentre negli altri studi ciò non avviene perché viene eseguita post operazione. In compenso il FT risulta generalmente minore rispetto a quanto presente in letteratura.

## Bibliografia

- [1] ICRP ICRP. “Publication 73: Radiological protection and safety in medicine”. In: *Annals of the ICRP* 26.2 (1996).
- [2] Gruppo di studio per l’assicurazione di qualità in radiologia interventistica. “Indicazioni operative per l’ottimizzazione della radioprotezione nelle procedure di radiologia interventistica”. In: *Aggiornamento del Rapporto ISTISAN* 1 (2021).
- [3] R Padovani, G Compagnone, L D’Ercole, et al. “Livelli diagnostici di riferimento per la pratica nazionale di radiologia diagnostica e interventistica e di medicina nucleare diagnostica”. In: *Aggiornamento del Rapporto ISTISAN* 17 (2020), p. 33.
- [4] E Vañó et al. “ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging”. In: *Annals of the ICRP* 46.1 (2017), pp. 1–144.
- [5] Bernard Aubert et al. “ICRP Publication 105. Radiological Protection in Medicine; Publication 105 de la CIPR. Protection radiologique en medecine”. In: (2011).
- [6] Jonathan A Friedman and Ravi Kumar. “Intraoperative angiography should be standard in cerebral aneurysm surgery”. In: *BMC surgery* 9 (2009), pp. 1–3.
- [7] Jens J Froelich and Hans-Joachim Wagner. “CT-fluoroscopy: tool or gimmick?”. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 24 (2001), pp. 297–305.
- [8] Council Directive. “97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom”. In: *Official Journal of the European Communities L* 180.09 (1997), p. 07.
- [9] BF Wall. “Radiation protection dosimetry for diagnostic radiology patients”. In: *Radiation protection dosimetry* 109.4 (2004), pp. 409–419.
- [10] European Society of Radiology (ESR) communications@ myESR. org. “Summary of the European Directive 2013/59/Euratom: essentials for health professionals in radiology”. In: *Insights into imaging* 6 (2015), pp. 411–417.
- [11] J Damilakis, G Frija, et al. “European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels for X-ray Medical Imaging (EUCLID)”. In: European Congress of Radiology-EuroSafe Imaging 2019. 2019.
- [12] European Commission. *Radiation Protection N° 180. Diagnostic Reference Levels in 36 European counties. Part 2/2*. 2014.
- [13] Gruppo di studio per l’assicurazione di qualità in radiodiagnostica. “Linee guida per la garanzia di qualità in radiologia diagnostica e interventistica”. In: *RAPPORTI ISTISAN* 26 (2007).

- [14] S Grande, L D’Ercole, A Palma, et al. “Risultati di un’indagine sulle esposizioni a radiazioni ionizzanti di operatori e pazienti in radiologia interventistica”. In: *Rapporti Istisan* 18 (2018), p. 17.
- [15] Juhana Frösen et al. “Saccular intracranial aneurysm: pathology and mechanisms”. In: *Acta neuropathologica* 123 (2012), pp. 773–786.
- [16] Robert D Brown and Joseph P Broderick. “Unruptured intracranial aneurysms: epidemiology, natural history, management options, and familial screening”. In: *The Lancet Neurology* 13.4 (2014), pp. 393–404.
- [17] Hangeul Park et al. “An acquired cerebral arteriovenous malformation after brain abscess treatment: case report and a review of the literature”. In: *Child’s Nervous System* (2021), pp. 1–4.
- [18] Robert F Spetzler and Neil A Martin. “A proposed grading system for arteriovenous malformations”. In: *Journal of neurosurgery* 65.4 (1986), pp. 476–483.
- [19] Matthew D Alexander et al. “Cerebral arteriovenous fistulae”. In: *Handbook of Clinical Neurology* 176 (2021), pp. 179–198.
- [20] Gregory J Zipfel et al. “Cranial dural arteriovenous fistulas: modification of angiographic classification scales based on new natural history data”. In: *Neurosurgical focus* 26.5 (2009), E14.
- [21] Christophe Cognard et al. “Cerebral dural arteriovenous fistulas: clinical and angiographic correlation with a revised classification of venous drainage.” In: *Radiology* 194.3 (1995), pp. 671–680.
- [22] Paola Isoardi et al. “Patient dose in angiographic interventional procedures: A multicentre study in Italy”. In: *Physica Medica* 64 (2019), pp. 273–292.
- [23] Yon-Kwon Ihn et al. “Monitoring Radiation Doses during Diagnostic and Therapeutic Neurointerventional Procedures: Multicenter Study for Establishment of Reference Levels”. In: *Neurointervention* 16.3 (2021), pp. 240–251.
- [24] Robert Forbrig et al. “Radiation dose and fluoroscopy time of modern endovascular treatment techniques in patients with saccular unruptured intracranial aneurysms”. In: *European Radiology* 30 (2020), pp. 4504–4513.
- [25] Chadia Rizk et al. “Investigating the parameters that affect the radiation exposure and establishing typical values based on procedure complexity for cerebral angiography and brain aneurysm embolization”. In: *Neuroradiology* 63 (2021), pp. 787–794.
- [26] Kittipong Riabroi et al. “Patient radiation dose in neurointerventional radiologic procedure: a tertiary care experience”. In: *Neurointervention* 13.2 (2018), pp. 110–116.

- [27] Yon Kwon Ihn et al. “Patient radiation exposure during diagnostic and therapeutic procedures for intracranial aneurysms: a multicenter study”. In: *Neurointervention* 11.2 (2016), pp. 78–85.
- [28] Robert Forbrig et al. “Radiation dose and fluoroscopy time of endovascular treatment in patients with intracranial lateral dural arteriovenous fistulae”. In: *Clinical neuroradiology* 31 (2021), pp. 1149–1157.
- [29] Holly Acton et al. “Monitoring neurointerventional radiation doses using dose-tracking software: implications for the establishment of local diagnostic reference levels”. In: *European radiology* 28 (2018), pp. 3669–3675.
- [30] Loredana D’Ercole et al. “Proposed local diagnostic reference levels in angiography and interventional neuroradiology and a preliminary analysis according to the complexity of the procedures”. In: *Physica Medica* 28.1 (2012), pp. 61–70.
- [31] Cécile Etard et al. “Patient dose in interventional radiology: a multicentre study of the most frequent procedures in France”. In: *European radiology* 27 (2017), pp. 4281–4290.
- [32] Oneile Slave and Nasreen Mahomed. “An audit of patient radiation doses in interventional radiology at a South African hospital”. In: *SA Journal of Radiology* 27.1 (2023), p. 2559.