



ALMA MATER STUDIORUM  
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

DIPARTIMENTO DI SCIENZE MEDICHE E CHIRURGICHE  
(DIMEC)

Corso di Laurea in

TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

ZERO DOSE POSITIONING IN ANGIOGRAFIA: STUDIO PILOTA  
COMPARATIVO TRA DUE SISTEMI ANGIOGRAFICI

Tesi di Laurea in Radiologia Interventistica

**Relatore:**  
**Chiar.ma Prof.ssa Cristina Mosconi**

**Correlatore:**  
**Prof.ssa Laura Federico**

**Presentata da:**  
**Santo Lafratta**  
Matricola: 0001097427

---

**Anno Accademico 2024/2025**

## INDICE

Abbreviazioni .....	4
Abstract .....	5
Capitolo 1. Introduzione e background tecnico-clinico .....	7
1.1 Radiologia interventistica: complessità procedurale e impatto dosimetrico .....	7
1.2 Principi di radioprotezione in RI: giustificazione, ottimizzazione, limiti .....	7
1.3 Perché il positioning pesa sulla dose: workflow, tempi, collimazione, geometria .....	9
1.4 Evoluzione tecnologica: dalla fluoroscopia “sempre on” ai workflow dose-sparing .....	10
1.5 Razionale dello studio: perché confrontare ZDP su Azurion vs Allura senza ZDP .....	11
Capitolo 2. Background tecnico e clinico .....	12
2.1 Angiografi Philips: architettura generale e componenti rilevanti per la dose.....	12
2.2 ClarityIQ: principi generali di riduzione dose e preservazione della qualità .....	13
2.3 Zero Dose Positioning: logica operativa e scenari d’uso .....	14
2.4 Allura senza ZDP: workflow tipico di posizionamento .....	15
2.5 Variabili che confondono il confronto: operatore, BMI, complessità, protocollo, frame rate .....	16
Capitolo 3. Studio sperimentale .....	17
3.1 Materiali e metodi .....	17
3.1.1 Disegno dello studio e setting .....	17
3.1.2 Popolazione in studio e criteri di selezione .....	17
3.1.3 Raccolta dei dati dosimetrici .....	18
3.1.4 Analisi statistica .....	18
3.2 Risultati .....	19
3.2.1 Comparabilità procedurale .....	19
3.2.2 Dose Area Product fluoroscopico .....	19

3.2.3 Reference Air Kerma totale .....	19
Capitolo 4. Discussione .....	21
4.1 Sintesi dei risultati principali .....	21
4.2 Interpretazione dei parametri dosimetrici .....	22
4.3 Workflow procedurale e fluoroscopia non strettamente clinica .....	23
4.4 Ruolo dell'evoluzione tecnologica della catena di acquisizione .....	23
4.5 Interpretazione critica della riduzione del DAP .....	24
4.6 Limiti dello studio .....	24
4.7 Implicazioni per la pratica e prospettive future .....	25
Capitolo 5. Conclusioni .....	26
Bibliografia .....	27
Appendice .....	32
Ringraziamenti .....	33

## **Abbreviazioni**

**RI** – Radiologia Interventistica

**ICRP** – International Commission on Radiological Protection

**DSA** – Digital Subtraction Angiography

**TSRM** – Tecnico Sanitario di Radiologia Medica

**ALARA** – As Low As Reasonably Achievable

**Ka,r** – Air Kerma al punto di riferimento

**KAP** – Kerma Area Product

**TF** – Tempo di fluoroscopia

**BMI** – Body Mass Index

**AEC** – Automatic Exposure Control

**ZDP** – Zero Dose Positioning

**LIH** – Last Image Hold

**FOV** – Field of View

**DAP** – Dose Area Product

**RDSR** – Radiation Dose Structured Report

**IQR** – Interquartile Range

**PSD** – Peak Skin Dose

## Abstract

**Introduzione:** Le procedure di radiologia interventistica guidate da fluoroscopia possono comportare livelli rilevanti di esposizione a radiazioni ionizzanti per il paziente e per l'équipe sanitaria. Negli ultimi anni, l'attenzione si è progressivamente spostata verso strategie di ottimizzazione della dose che non riguardano esclusivamente i parametri tecnici di acquisizione, ma anche l'organizzazione del workflow procedurale. Tra le soluzioni tecnologiche più recenti, la funzione Zero Dose Positioning (ZDP) consente di eseguire manovre di posizionamento utilizzando l'immagine di Last Image Hold senza attivare ulteriore fluoroscopia.

**Materiali e metodi:** È stato condotto uno studio osservazionale retrospettivo monocentrico presso l'IRCCS Policlinico Sant'Orsola-Malpighi di Bologna. Sono state analizzate 20 procedure di embolizzazione del varicocele eseguite in elezione: 10 con sistema Philips Azurion dotato di ZDP e 10 con sistema Philips Allura FD20 privo di tale funzionalità. Le procedure sono state abbinate 1:1 sulla base del tempo di fluoroscopia ( $TF \leq 15,5$  minuti). I parametri dosimetrici sono stati estratti dai Radiation Dose Structured Report e includevano Dose Area Product (DAP) fluoroscopico, tempo di fluoroscopia e Reference Air Kerma. I confronti sono stati effettuati mediante test dei ranghi con segno di Wilcoxon.

**Risultati:** Il tempo di fluoroscopia è risultato sovrapponibile tra i due sistemi (mediana 7,2 vs 7,3 minuti;  $p > 0,05$ ). Tuttavia, il DAP fluoroscopico è risultato significativamente inferiore nel sistema Azurion (0,016 vs 18,3 Gy·cm<sup>2</sup>;  $p < 0,001$ ), mentre il Reference Air Kerma ha mostrato una riduzione mediana del 21% (41 vs 52 mGy;  $p \approx 0,04$ ).

**Conclusioni:** I risultati suggeriscono che una parte rilevante dell'ottimizzazione dosimetrica nelle procedure interventistiche può essere ottenuta intervenendo sull'organizzazione del workflow procedurale. In questo contesto, l'integrazione di strumenti di posizionamento a dose zero rappresenta una strategia tecnologica promettente per ridurre l'esposizione radiologica mantenendo invariata l'efficacia clinica.

**Implicazioni per la pratica:** L'utilizzo consapevole di strumenti di positioning a dose zero e di strategie di gestione del workflow può contribuire a migliorare l'efficienza dosimetrica nelle

procedure fluoroscopicamente guidate, supportando l'implementazione pratica dei principi di ottimizzazione della radioprotezione.

## **Capitolo 1. Introduzione e background tecnico-clinico**

### **1.1 Radiologia interventistica: complessità procedurale e impatto dosimetrico**

La Radiologia Interventistica (RI) comprende un insieme di procedure diagnostico-terapeutiche mini-invasive guidate da imaging che, a fronte di benefici clinici spesso rilevanti, possono determinare esposizioni radiologiche significative per il paziente e per l'équipe. La complessità procedurale deriva dall'interazione tra variabili cliniche (urgenza, anatomia, comorbilità), tecniche (accessi vascolari, dispositivi impiantabili, manovre di navigazione) e organizzative (integrazione di più operatori e tecnologie in sala), determinando un'elevata eterogeneità in termini di tempi di fluoroscopia e numero di acquisizioni. In questo contesto, la dose al paziente e l'esposizione occupazionale non rappresentano un "effetto collaterale" inevitabile, ma costituiscono un indicatore di qualità procedurale e di sicurezza del sistema di cura, come sottolineato dalle raccomandazioni dell'International Commission on Radiological Protection (ICRP), che identificano la radiologia interventistica come uno degli ambiti con il più elevato potenziale di esposizione radiologica sia per il paziente sia per gli operatori sanitari [1,2].

Nelle procedure fluoroscopicamente guidate, una parte consistente della dose è legata alle fasi di orientamento e di manovra in fluoroscopia, mentre le acquisizioni ad alta qualità (cine o DSA) concentrano dose in tempi brevi con ratei elevati. La variabilità è fortemente operatore-dipendente: la scelta delle proiezioni, la gestione del campo, la distanza sorgente-paziente e l'uso di ingrandimenti influenzano la risposta dei sistemi di controllo automatico dell'esposizione e, di conseguenza, il rateo di dose.

Per questo motivo, la radioprotezione in RI non può essere considerata esclusivamente come un insieme di dispositivi di protezione individuale o di misure di schermatura, ma deve essere interpretata come un processo dinamico di ottimizzazione che coinvolge l'intero team multidisciplinare. In tale contesto, il ruolo del Tecnico Sanitario di Radiologia Medica (TSRM) assume una rilevanza strategica nella gestione dei parametri di acquisizione, nella configurazione dei protocolli e nel monitoraggio continuo delle metriche dosimetriche durante la procedura.

### **1.2 Principi di radioprotezione in RI: giustificazione, ottimizzazione, limiti**

L'applicazione dei principi di radioprotezione in radiologia interventistica si fonda sui tre pilastri fondamentali definiti dall'ICRP: giustificazione, ottimizzazione e limitazione delle dosi, concetti formalizzati nelle raccomandazioni ICRP e successivamente declinati in modo specifico

per le procedure fluoroscopicamente guidate nei report ICRP Publication 120 e Publication 135 [3,4].

Il primo principio è la giustificazione, secondo cui ogni esposizione deve essere appropriata rispetto all'indicazione clinica e non devono esistere alternative diagnostiche o terapeutiche non ionizzanti in grado di fornire lo stesso beneficio clinic [5].

Il secondo principio è l'ottimizzazione, che prevede il mantenimento della dose al livello più basso ragionevolmente ottenibile (principio ALARA – “As Low As Reasonably Achievable”), compatibilmente con l'obiettivo diagnostico-terapeutico [6–8]. In RI ciò si traduce in scelte operative quotidiane, quali l'utilizzo della fluoroscopia pulsata, la selezione del frame rate più appropriato, la collimazione del campo, la filtrazione spettrale e la gestione delle proiezioni.

Il terzo principio riguarda i limiti di dose, applicati principalmente all'esposizione occupazionale degli operatori e non alla dose al paziente [1,9]. Questo principio richiede un'organizzazione che garantisca sorveglianza dosimetrica, formazione continua e verifica periodica delle pratiche operative [10,11].

In ambito operativo, l'utilizzo consapevole delle metriche di dose rese disponibili dai sistemi angiografici moderni, quali Air Kerma al punto di riferimento ( $K_a, r$ ) e il Kerma-Area Product (KAP), consente di interpretare il profilo dosimetrico della procedura e di identificare precocemente situazioni a rischio di elevata dose cutanea o di incremento dell'esposizione per l'équipe [12,13]. In particolare, il report ICRP Publication 135 [4] evidenzia come il monitoraggio in tempo reale di parametri quali il kerma cumulativo e KAP rappresenti uno strumento essenziale per prevenire eventi deterministici cutanei e per migliorare la gestione della dose nelle procedure interventistiche.

Secondo le raccomandazioni ICRP e le linee guida delle società scientifiche europee [1,4,13,14], la conoscenza e l'interpretazione di tali indicatori rappresentano una competenza fondamentale per i professionisti coinvolti nelle procedure interventistiche, permettendo di trasformare i dati dosimetrici in decisioni operative immediate di ottimizzazione durante l'esame [2,15]. L'ICRP sottolinea inoltre che la formazione specifica degli operatori e l'adozione di strategie di ottimizzazione durante il workflow procedurale rappresentano elementi chiave per ridurre la variabilità dosimetrica tra operatori e tra centri [14,16].

### **1.3 Perché il positioning pesa sulla dose: workflow, tempi, collimazione, geometria**

Il posizionamento del paziente, del tavolo angiografico e dell'arco a C rappresenta una fase critica e spesso sottovalutata della procedura interventistica. Nei workflow tradizionali, micro-correzioni ripetute dell'inquadratura (re-centering del distretto anatomico, aggiustamenti dell'altezza del tavolo, variazione dell'angolo di proiezione) vengono frequentemente effettuate mediante brevi attivazioni di fluoroscopia.

Questi brevi impulsi di fluoroscopia, comunemente definiti "fluoro shots", pur essendo singolarmente modesti in termini di dose, possono cumulativamente contribuire in modo non trascurabile sia alla dose assorbita dal paziente sia all'esposizione da radiazione diffusa dell'operatore e del personale presente in sala [17,18].

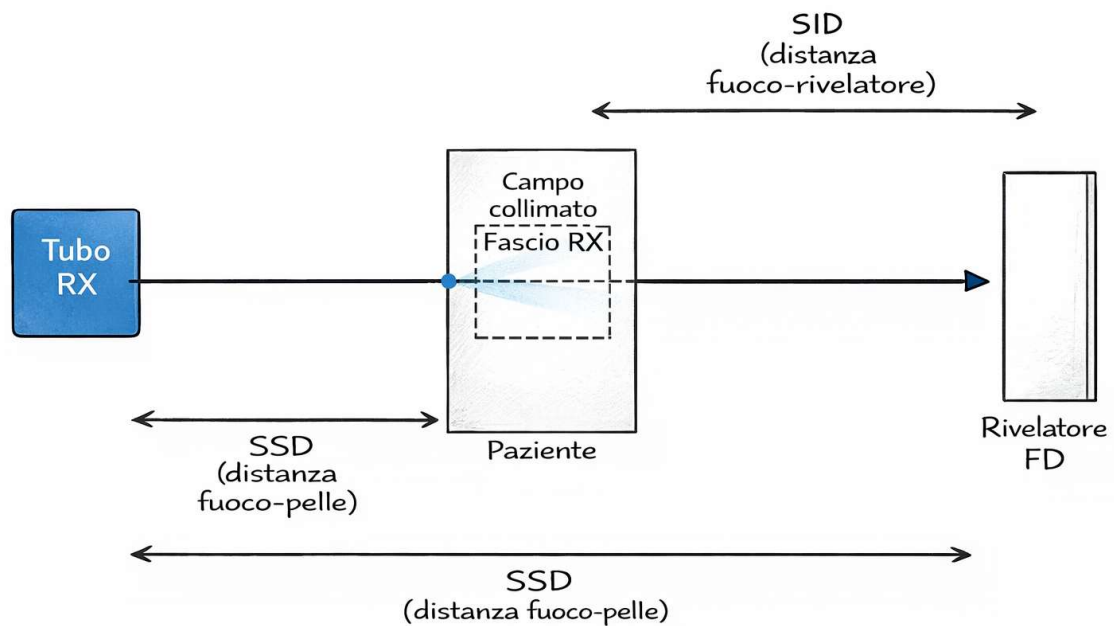
Il peso dosimetrico del positioning è legato a quattro fattori principali.

Il primo è il tempo di fluoroscopia (TF): ogni secondo di esposizione aggiuntivo, soprattutto in pazienti con elevata attenuazione (ad esempio con BMI elevato) o in proiezioni fortemente oblique, può tradursi in un incremento significativo del kerma cumulative [19].

Il secondo fattore è la collimazione del fascio. Riducendo l'area irradiata si ottiene una diminuzione della radiazione diffusa e, a parità di qualità percepita dell'immagine, si riducono sia la dose al paziente sia l'esposizione dell'operatore. Studi sperimentali hanno dimostrato che l'utilizzo sistematico della collimazione può determinare riduzioni misurabili della dose mantenendo adeguati livelli di qualità diagnostica dell'immagine.

Il terzo elemento riguarda la geometria del sistema di imaging. Aumentare la distanza sorgente-paziente e ridurre la distanza paziente-rivelatore, quando compatibile con le esigenze operative, consente di ridurre l'ingrandimento geometrico e di migliorare l'efficienza del sistema, limitando il rateo di dose richiesto dal controllo automatico dell'esposizione [20].

Infine, l'utilizzo di ingrandimenti elettronici e campi di vista ridotti può determinare un aumento del carico dosimetrico in presenza di sistemi di Automatic Exposure Control (AEC), rendendo necessario un bilanciamento costante tra necessità clinica e impatto sulla dose [21].



**Figura 1.** Relazione concettuale tra collimazione del fascio, geometria del sistema (SSD e SID) e impatto sul carico dosimetrico nelle procedure fluoroscopicamente guidate. La riduzione del campo irradiato mediante collimazione diminuisce la radiazione diffusa e l'esposizione occupazionale, mentre l'ottimizzazione della geometria del sistema (aumento della distanza sorgente-paziente e riduzione della distanza paziente-rivelatore) contribuisce a migliorare l'efficienza del sistema di imaging e a contenere il rateo di dose richiesto dal controllo automatico dell'esposizione.

Fonte: elaborazione dell'autore basata sui principi di radioprotezione descritti in ICRP Publication 135 e nelle linee guida per le procedure fluoroscopicamente guidate.

#### 1.4 Evoluzione tecnologica: dalla fluoroscopia “sempre on” ai workflow dose-sparing

L'evoluzione tecnologica degli angiografi digitali ha progressivamente spostato l'attenzione dal semplice incremento della qualità d'immagine verso l'integrazione di soluzioni finalizzate alla gestione della dose e all'ottimizzazione del workflow procedurale.

Le piattaforme angiografiche di nuova generazione integrano filtrazioni spettrali aggiuntive, sistemi avanzati di fluoroscopia pulsata, algoritmi di riduzione del rumore e strumenti software di supporto all'operatore, progettati per limitare le attivazioni superflue di fluoroscopia e migliorare l'efficienza complessiva della procedura.

In questo contesto, la tecnologia ClarityIQ è descritta da Philips come un approccio integrato che agisce lungo l'intera catena di imaging, dall'acquisizione alla ricostruzione fino alla

visualizzazione dell'immagine, con l'obiettivo di ridurre la dose mantenendo un livello informativo adeguato alle esigenze cliniche [22].

Studi osservazionali condotti in ambito interventistico hanno evidenziato che l'introduzione di algoritmi avanzati di noise reduction può determinare riduzioni significative del dose-area product nelle procedure coronariche, senza aumentare i tempi di fluoroscopia e senza compromettere la qualità dell'immagine percepita dagli operatori [23].

Questi risultati suggeriscono che l'ottimizzazione della dose non debba essere interpretata come un compromesso rigido tra qualità dell'immagine e riduzione dell'esposizione, ma piuttosto come un processo di riprogettazione tecnologica e organizzativa dei protocolli di imaging.

### **1.5 Razionale dello studio: perché confrontare ZDP su Azurion vs Allura senza ZDP**

All'interno di un programma strutturato di gestione della dose, la riduzione delle attivazioni di fluoroscopia non necessarie durante il positioning rappresenta un obiettivo pragmatico e misurabile.

Philips descrive la funzione Zero Dose Positioning (ZDP) come la possibilità di effettuare movimenti del tavolo angiografico (panning e variazione dell'altezza) e modifiche del campo di vista utilizzando l'immagine di Last Image Hold (LIH), consentendo all'operatore di visualizzare l'effetto delle manovre di posizionamento sull'area di interesse senza attivare ulteriore fluoroscopia [24].

Il rationale del confronto tra procedure eseguite su un sistema Azurion dotato di ZDP e un sistema Allura privo di tale funzionalità risiede nell'ipotesi che, a parità di scenario clinico e protocollo operativo, la disponibilità di uno strumento di posizionamento a dose zero possa ridurre il numero e la durata delle attivazioni di fluoroscopia necessarie per ottimizzare l'inquadratura.

Poiché la fase di positioning viene ripetuta più volte nel corso di una procedura interventistica, ad esempio durante cambi di proiezione, controlli intra-procedurali o pianificazione di acquisizioni angiografiche, l'impatto potenziale di questa tecnologia potrebbe riflettersi sia sui parametri cumulativi di dose (KAP e  $Ka,r$ ) sia sulla distribuzione temporale dell'esposizione.

Pertanto, il confronto tra piattaforme angiografiche con e senza sistemi di posizionamento a dose zero rappresenta un'opportunità per valutare se l'ottimizzazione tecnologica del workflow possa tradursi in un beneficio dosimetrico concreto nella pratica clinica quotidiana.

Su queste basi si inserisce il presente studio, che si propone di analizzare l'impatto della funzione ZDP sulla dose radiante nelle procedure interventistiche, confrontando due piattaforme angiografiche appartenenti alla stessa generazione tecnologica ma dotate di differenti strumenti di supporto al posizionamento [22,24].

## **2. Capitolo 2. Background tecnico e clinico**

### **2.1 Angiografi Philips: architettura generale e componenti rilevanti per la dose**

Un angiografo a braccio a C integra una sorgente radiogena, un rivelatore digitale a pannello piatto, un sistema di collimazione e filtrazione del fascio e un insieme di controlli automatici che modulano i parametri di esposizione in funzione dell'attenuazione del paziente e del programma selezionato. Nella pratica clinica, l'effetto dei controlli automatici rende la dose particolarmente sensibile alla geometria e alla dimensione del campo, oltre che alla scelta della modalità di acquisizione (fluoro, cine, DSA) e del frame rate impostato [2,15].

Nella piattaforma Azurion, Philips colloca la gestione della dose all'interno delle soluzioni DoseWise, un ecosistema tecnologico finalizzato alla riduzione e al monitoraggio dell'esposizione radiologica. Nel materiale istituzionale dedicato ad Azurion vengono citati, tra gli altri, la filtrazione spettrale SpectraBeam, associata al tubo radiogeno, e strumenti specifici di workflow come ZDP, oltre a soluzioni di monitoraggio e gestione organizzativa della dose lungo l'intero percorso procedurale [24].



**Figura 2.** Sistema Philips Azurion con FlexArm (es. di configurazione di sala angiografica).

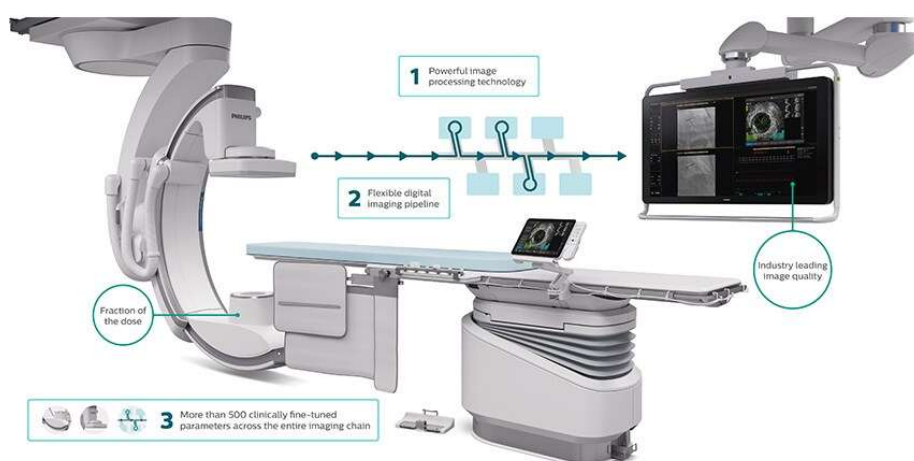
*Fonte: Royal Philips, press release “Philips launches Azurion with FlexArm to set new standard for the future of image-guided procedures”, 17 Jan 2019. Disponibile all’indirizzo: <https://www.philips.com/a-w/about/news/archive/standard/news/press/2019/20190117-philips-launches-azurion-with-flexarm-to-set-new-standard-for-the-future-of-image-guided-procedures.html> (consultato il 21/01/2026).*

## **2.2 ClarityIQ: principi generali di riduzione dose e preservazione della qualità**

ClarityIQ è presentata da Philips come una tecnologia basata su tre “pilastri”: un’elaborazione dell’immagine più avanzata, una pipeline digitale flessibile e un’ottimizzazione clinica dei parametri di acquisizione lungo l’intera catena di imaging. L’obiettivo è ottenere una riduzione della dose mantenendo un livello di qualità dell’immagine adeguato ai diversi compiti clinici, dalla localizzazione (fluoroscopia) alla caratterizzazione diagnostica (cine/DSA) [2].

Il documento Philips dedicato a ClarityIQ descrive esplicitamente l’adeguamento dei parametri di acquisizione e l’impiego di algoritmi di riduzione del rumore spazio-temporale, insieme a strategie di gestione del movimento, per sostenere l’operatività a dosi inferiori senza compromettere la leggibilità delle strutture anatomiche e dei dispositivi [22].

Evidenze cliniche disponibili in letteratura, prodotte in contesti real-world, hanno mostrato riduzioni significative del DAP/KAP in procedure coronariche con tecnologie di riduzione del rumore, senza incremento dei tempi procedurali e con valutazioni di qualità d’immagine sovrapponibili. Questi risultati sono coerenti con l’ipotesi che una parte dell’ottimizzazione possa essere perseguita migliorando l’efficienza dell’imaging chain, riducendo la necessità di “compensare” con aumento di dose in situazioni tecnicamente più impegnative [15,25,26].

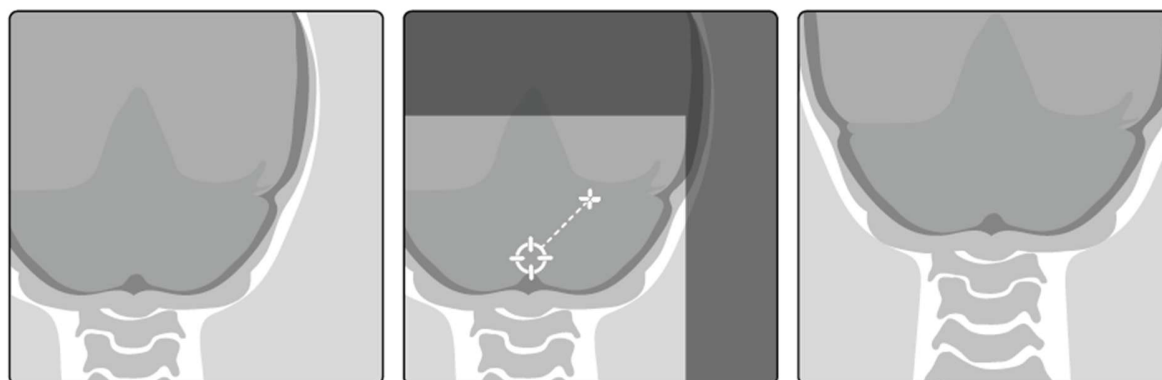


**Figura 3.** Rappresentazione schematica della pipeline digitale e dei principali elementi descritti da Philips per la tecnologia ClarityIQ.

Fonte: Philips, pagina “ClarityIQ technology – Clinically proven”. Immagine: azurion-product-visual.jpg. Disponibile all'indirizzo: <https://www.philips.iq/en/healthcare/resources/landing/azurion/articles/clarityiq> (consultato il 21/01/2026).

### 2.3 Zero Dose Positioning: logica operativa e scenari d’uso

La logica operativa di ZDP si fonda sull’utilizzo dell’ultima immagine memorizzata (LIH) come riferimento dinamico sul quale simulare, in tempo reale, le conseguenze di spostamenti del tavolo o di modifiche del campo. Nel materiale Philips su Azurion, ZDP è descritta come una funzione che consente di eseguire panning del tavolo, modificare l’altezza o cambiare field of view (FOV) sull’immagine di LIH, permettendo di preparare la successiva acquisizione senza impiegare fluoroscopia [22].



**Figura 4.** Rappresentazione grafica della funzione ZDP per eseguire gli spostamenti panning del tavolo/variazione altezza e FOV su LIH per preparare il run successivo senza fluoroscopia

Dal punto di vista clinico-operativo, l'applicazione più immediata riguarda le fasi di preparazione e re-centering dell'area anatomica di interesse: posizionamento iniziale sul distretto, centratura prima di un'acquisizione DSA o cine, aggiustamenti dopo un cambio di proiezione e ottimizzazione del campo in relazione al dispositivo o alla regione bersaglio [27].

In un workflow tradizionale, tali manovre sono spesso sostenute da ripetute attivazioni di fluoroscopia; la sostituzione di parte di queste attivazioni con movimenti "a dose zero" rappresenta quindi un potenziale guadagno dosimetrico, soprattutto nelle procedure caratterizzate da numerose fasi iterative di riposizionamento e adattamento della geometria di imaging.



**Figura 5.** Descrizione funzionale di ZDP nel materiale informativo Azurion: panning del tavolo/variazione altezza e FOV su LIH per preparare il run successivo senza fluoroscopia.

Fonte: Philips, brochure "Confidence and efficiency in structural heart interventions" (p. 5). Disponibile all'indirizzo: <https://www.documents.philips.com/assets/20201116/d2f9b44f8ead4190b657ac7500ab1ec0.pdf> (consultato il 21/01/2026).

## 2.4 Allora senza ZDP: workflow tipico di posizionamento

In assenza di una funzione di posizionamento a dose zero, il workflow di centratura e inquadratura si basa tipicamente su fluoroscopia a bassa dose con brevi attivazioni successive, intervallate da movimenti del tavolo e dell'arco angiografico [28,29].

L'operatore verifica l'allineamento mediante fluoroscopia, adatta collimazione e ingrandimento e procede a eventuali acquisizioni di controllo. In questo modello, la dose legata al positioning è funzione diretta del numero di iterazioni necessarie per raggiungere una geometria

soddisfacente; la variabilità inter-operatore diventa quindi una componente importante del profilo dosimetrico complessivo della procedura.

## **2.5 Variabili che confondono il confronto: operatore, BMI, complessità, protocollo, frame rate**

Qualsiasi confronto tra sistemi o tra workflow deve considerare attentamente le variabili confondenti che possono mascherare o amplificare l'effetto della tecnologia.

L'esperienza dell'operatore e la composizione dell'équipe influenzano tempi procedurali, numero di acquisizioni e scelte di proiezione. Le caratteristiche del paziente, in particolare l'habitus corporeo (body mass index, BMI) e la distribuzione dei tessuti attenuanti, modificano in modo sostanziale i parametri selezionati dal controllo automatico dell'esposizione e quindi il rateo di dose.

Nel white paper Philips su ClarityIQ si sottolinea che aumenti relativamente piccoli dello spessore equivalente possono richiedere incrementi importanti di dose per mantenere la qualità d'immagine, evidenziando la rilevanza della variabile "patient thickness" come determinante fisico primario [22].

A ciò si aggiungono complessità anatomica e procedurale, scelta del protocollo (fluoro/cine/DSA, filtrazione, livelli di dose), frame rate e gestione della collimazione. Ad esempio, la riduzione del frame rate in fluoroscopia può ridurre la dose al paziente e all'operatore senza impatto sui tempi di procedura, come mostrato in studi randomizzati in ambito cardiologico. Questo tipo di variabile, se non controllata, può introdurre differenze sistematiche indipendenti dalla presenza di ZDP [19,25].

Per garantire un confronto interpretabile, è quindi necessario definire criteri di inclusione omogenei, standardizzare quanto possibile protocolli e impostazioni di acquisizione, e registrare in modo strutturato le principali covariate (BMI, distretto anatomico, tipologia di procedura, operatore, frame rate, numero e tipo di acquisizioni). L'uso di metriche di dose e di indicatori correlati alla dose cutanea consente inoltre di interpretare le differenze osservate e di valutarne la possibile rilevanza clinica, anche in termini di rischio di effetti deterministici locali a carico della cute [26].

## **Capitolo 3. Studio sperimentale**

### **3.1 Materiali e metodi**

#### **3.1.1 Disegno dello studio e setting**

È stato condotto uno studio osservazionale retrospettivo monocentrico presso l'IRCCS Policlinico Sant'Orsola-Malpighi di Bologna (Italia). I pazienti sono stati reclutati consecutivamente tra il 6 ottobre 2025 e il 6 febbraio 2026.

L'obiettivo dello studio era confrontare i parametri dosimetrici fluoroscopici tra due sistemi angiografici Philips installati nello stesso centro:

- Un sistema di precedente generazione (Philips Allura FD20);
- Un sistema di nuova generazione (Philips Azurion), dotato di funzionalità di ZDP.

Lo studio è stato condotto in accordo con i principi della Dichiarazione di Helsinki. I dati sono stati analizzati in forma retrospettiva e anonimizzata.

#### **3.1.2 Popolazione in studio e criteri di selezione**

Sono state analizzate procedure di embolizzazione del varicocele eseguite in elezione, selezionate per la loro elevata standardizzazione tecnica, la relativa omogeneità anatomica e la buona riproducibilità tra pazienti.

Per ridurre la variabilità procedurale e isolare l'impatto della tecnologia angiografica, è stato adottato un approccio di selezione mirato volto a garantire la comparabilità dei casi.

Sono state incluse esclusivamente procedure che soddisfacevano i seguenti criteri:

- embolizzazione del varicocele eseguita in elezione;
- TF  $\leq$  15.5 minuti;
- assenza di acquisizioni angiografiche in sottrazione digitale (DSA) durante la procedura;
- disponibilità completa del Radiation Dose Structured Report (RDSR).

L'esclusione delle acquisizioni DSA è stata adottata per consentire l'analisi isolata dei parametri dosimetrici fluoroscopici, riducendo l'influenza delle variabili operatore-dipendenti e delle differenze di protocollo angiografico.

Sono state incluse complessivamente 20 procedure:

- 10 eseguite con sistema Azurion ClarityIQ;
- 10 eseguite con sistema Allura FD20.

Le procedure sono state abbinate in rapporto 1:1 sulla base del TF, utilizzato come indicatore surrogato della complessità procedurale.

### **3.1.3 Raccolta dei dati dosimetrici**

Per ogni procedura sono stati analizzati i RDSR automatici generati dal sistema angiografico al termine dell'esame.

Sono stati estratti i seguenti parametri:

- DAP fluoroscopico totale, espresso in  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ;
- TF totale espresso in minuti;
- Air Kerma totale ( $K_{\text{air tot}}$ ), espresso in mGy.

Poiché i due sistemi riportavano il DAP fluoroscopico con unità diverse, è stata effettuata una standardizzazione preliminare delle unità: i valori provenienti dal sistema Azurion ClarityIQ, originariamente espressi in  $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ , sono stati convertiti in  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  mediante divisione per 1000.

### **3.1.4 Analisi statistica**

Le procedure sono state analizzate come dati appaiati, con confronto caso per caso tra i due sistemi angiografici.

La normalità delle distribuzioni è stata valutata mediante test di Shapiro–Wilk [30]. Poiché le variabili non seguivano una distribuzione normale e considerata la ridotta numerosità campionaria, i risultati sono stati espressi come mediana e intervallo interquartile (IQR).

Il confronto tra i sistemi è stato effettuato mediante test dei ranghi con segno di Wilcoxon per dati appaiati [31].

Il TF è stato analizzato come variabile di comparabilità procedurale, mentre il DAP fluoroscopico e il reference Air Kerma sono stati considerati gli outcome dosimetrici principali.

Un valore di  $p < 0,05$  è stato considerato statisticamente significativo.

## 3.2 Risultati

### 3.2.1 Comparabilità procedurale

Sono state analizzate complessivamente 20 procedure di embolizzazione del varicocele, abbinate 1:1 tra i due sistemi angiografici.

Il TF, utilizzato come indicatore surrogato della complessità procedurale, è risultato sovrapponibile tra i due sistemi:

- Azurion ClarityIQ: mediana 7,2 min (IQR 6,2–8,2);
- Allura FD20: mediana 7,3 min (IQR 6,2–8,3).

Il confronto mediante test di Wilcoxon per dati appaiati non ha evidenziato differenze statisticamente significative ( $p > 0,05$ ), confermando la comparabilità della complessità procedurale tra i gruppi.

### 3.2.2 Dose Area Product fluoroscopico

Il DAP fluoroscopico ha mostrato una riduzione marcata nelle procedure eseguite con il sistema Azurion ClarityIQ.

- Azurion ClarityIQ: mediana 0,016 Gy·cm<sup>2</sup> (IQR 0,011–0,026);
- Allura FD20: mediana 18,3 Gy·cm<sup>2</sup> (IQR 15,9–20,1).

Il confronto appaiato ha evidenziato una riduzione statisticamente significativa del DAP fluoroscopico ( $p < 0,001$ ).

Tutti i pazienti (10/10) hanno mostrato valori inferiori con il sistema Azurion ClarityIQ rispetto al sistema Allura FD20. La riduzione mediana del DAP fluoroscopico è risultata superiore al 99%.

### 3.2.3 Reference Air Kerma totale

Anche il reference Air Kerma totale è risultato inferiore con il sistema di nuova generazione:

- Azurion ClarityIQ: mediana 41 mGy (IQR 36,8–69,9);
- Allura FD20: mediana 52 mGy (IQR 49,4–73,6).

Il test di Wilcoxon ha evidenziato una differenza statisticamente significativa tra i due sistemi ( $p \approx 0,04$ ).

La riduzione mediana dell'Air Kerma è risultata pari a circa il 21%.

I risultati completi del confronto tra i due sistemi angiografici sono riassunti nella Tabella 1.

**Tabella 1**

Variabile	Azurion ClarityIQ Mediana (IQR)	Allura FD20 Mediana (IQR)	Differenza (%)	Test statistico	p-value
Tempo di fluoroscopia (min)	7,2 (6,2–8,2)	7,3 (6,2–8,3)	-1%	Wilcoxon per dati appaiati	>0,05
DAP fluoroscopico (Gy·cm <sup>2</sup> )	0,016 (0,011–0,026)	18,3 (15,9–20,1)	-99,9%	Wilcoxon per dati appaiati	<0,001
Reference Air Kerma (mGy)	41 (36,8–69,9)	52 (49,4–73,6)	-21%	Wilcoxon per dati appaiati	0,04

**Tabella 1** - Confronto del TF e dei parametri dosimetrici tra i due sistemi angiografici. I valori sono espressi come mediana e intervallo interquartile (IQR). I confronti appaiati sono stati eseguiti mediante test dei ranghi con segno di Wilcoxon.

## **Capitolo 4. Discussione**

Questo capitolo interpreta criticamente i risultati dello studio sperimentale condotto nel nostro centro, integrandoli con il razionale teorico relativo alla radioprotezione in radiologia interventistica e alle soluzioni tecnologiche implementate sulla piattaforma Philips Azurion con tecnologia ClarityIQ e funzione Zero Dose Positioning (ZDP) [22,24]. L'obiettivo è chiarire il significato clinico e dosimetrico dei parametri analizzati e discutere la plausibilità delle differenze osservate, considerando i possibili fattori confondenti e le implicazioni per la pratica del TSRM.

Le procedure fluoroscopicamente guidate rappresentano una componente rilevante dell'esposizione medica alle radiazioni ionizzanti nella pratica clinica contemporanea. Sebbene tali procedure offrano benefici diagnostico-terapeutici spesso determinanti per l'outcome del paziente, esse possono comportare livelli di dose significativi sia per il paziente sia per l'équipe sanitaria. La letteratura evidenzia come la radiologia interventistica richieda un costante bilanciamento tra efficacia clinica e ottimizzazione della radioprotezione, con particolare attenzione alla prevenzione delle reazioni tissutali cutanee e alla protezione occupazionale dello staff, soprattutto a livello del cristallino [32–34].

In questo contesto, negli ultimi anni è emerso un crescente interesse verso il ruolo del workflow procedurale come determinante della dose, accanto ai fattori puramente tecnologici o legati alla complessità clinica. L'organizzazione delle fasi operative, la gestione del positioning e l'utilizzo di strumenti di visualizzazione a dose nulla possono infatti influenzare in modo sostanziale l'esposizione complessiva, anche in presenza di tempi procedurali simili [35].

### **4.1 Sintesi dei risultati principali**

Nel presente studio sono state analizzate 20 procedure di embolizzazione del varicocele, abbinate 1:1 tra due sistemi angiografici (Philips Azurion 7 M20 con ZDP e piattaforma Philips Allura priva di tale funzionalità). Il tempo di fluoroscopia (TF) non ha mostrato differenze statisticamente significative tra i due gruppi. Questo risultato era atteso, poiché nel disegno dello studio il TF è stato utilizzato come criterio di abbinamento tra le procedure. L'obiettivo di questa scelta metodologica era controllare indirettamente la complessità procedurale e rendere comparabili i casi analizzati. Nonostante la sostanziale equivalenza del tempo di fluoroscopia, i parametri dosimetrici hanno evidenziato differenze significative. In particolare: il DAP fluoroscopico è risultato

drasticamente inferiore nelle procedure eseguite con Azurion; il Reference Air Kerma totale ( $K_{a,r}$ ) ha mostrato una riduzione mediana di circa 21%.

L'osservazione più rilevante è quindi che la riduzione degli indicatori dosimetrici si è verificata in presenza di tempi di fluoroscopia comparabili. Questo suggerisce che la dose erogata durante le procedure fluoroscopicamente guidate non dipenda esclusivamente dalla durata dell'esposizione, ma anche dalla modalità con cui il fascio viene utilizzato nelle diverse fasi del workflow procedurale.

#### **4.2 Interpretazione dei parametri dosimetrici**

La corretta interpretazione dei risultati richiede di considerare il significato fisico dei parametri dosimetrici analizzati.

Il Dose Area Product (DAP) rappresenta l'integrale della kerma in aria sull'area del fascio ed è ampiamente utilizzato come indicatore della dose complessiva erogata al paziente. Il DAP è inoltre correlato alla quantità di radiazione diffusa prodotta dal paziente, che rappresenta la principale fonte di esposizione occupazionale per l'équipe [13,36].

Il DAP è particolarmente sensibile alla dimensione del campo irradiato: a parità di output del tubo radiogeno, una riduzione dell'area irradiata mediante collimazione comporta una diminuzione proporzionale del valore di DAP. Di conseguenza, tale indicatore risente non solo del tempo di fluoroscopia e del regime di dose selezionato, ma anche della geometria del sistema (distanza fuoco-paziente e paziente-rivelatore), dell'utilizzo della magnificazione e delle scelte operative relative al campo di vista (FOV) [37,38].

Il Reference Air Kerma ( $K_{a,r}$ ) rappresenta invece una stima della dose cumulativa in aria nel punto di riferimento definito dal sistema angiografico ed è considerato un indicatore più direttamente correlato al rischio di dose cutanea. Sebbene non coincida con la Peak Skin Dose (PSD), il  $K_{a,r}$  è comunemente utilizzato per monitorare il carico dosimetrico nelle procedure fluoroscopicamente guidate [30,40].

L'analisi congiunta di DAP,  $K_{a,r}$  e tempo di fluoroscopia consente quindi di distinguere tra la durata dell'esposizione e le modalità con cui il fascio viene effettivamente utilizzato durante la procedura.

### **4.3 Workflow procedurale e fluoroscopia non strettamente clinica**

Uno degli aspetti più interessanti emersi dall'analisi riguarda la relazione tra workflow procedurale e dose erogata. La funzione ZDP consente di eseguire movimenti del tavolo e del sistema angiografico utilizzando la LIH come riferimento dinamico, permettendo di simulare il riposizionamento del sistema senza attivare il fascio radiogeno [41]. In un workflow convenzionale, operazioni quali il re-centering del distretto anatomico, la verifica dell'inquadratura o l'ottimizzazione del campo di vista richiedono spesso brevi attivazioni di fluoroscopia. Sebbene tali attivazioni siano generalmente di breve durata, la loro ripetizione nel corso della procedura può contribuire in modo significativo alla dose cumulative [42].

L'utilizzo sistematico di strumenti di positioning a dose nulla consente quindi di ridurre quella che può essere definita fluoroscopia non strettamente clinica, ovvero quella impiegata per attività di regolazione geometrica e ottimizzazione dell'immagine piuttosto che per la guida diretta delle manovre interventistiche.

Questo meccanismo può spiegare perché una riduzione significativa degli indicatori di dose possa essere osservata anche in presenza di tempi di fluoroscopia complessivamente simili [43].

### **4.4 Ruolo dell'evoluzione tecnologica della catena di acquisizione**

Oltre agli aspetti legati al workflow, l'evoluzione della catena di acquisizione rappresenta un ulteriore fattore rilevante nell'interpretazione dei risultati.

La tecnologia ClarityIQ integra una serie di interventi hardware e software lungo l'intera imaging chain, combinando filtrazione avanzata, ottimizzazione dei parametri di acquisizione e algoritmi di riduzione del rumore spazio-temporale con l'obiettivo di mantenere qualità diagnostica a livelli di dose inferiori.

Numerosi studi hanno dimostrato come tecnologie di noise reduction e sistemi di imaging ottimizzati possano determinare riduzioni significative degli indicatori dosimetrici senza compromettere la qualità diagnostica dell'immagine [27,44,46].

In questo contesto, la riduzione osservata del  $Ka,r$  nel presente studio appare coerente con le evidenze disponibili in letteratura e suggerisce che l'ottimizzazione della catena di acquisizione

possa contribuire in modo sostanziale alla riduzione della dose anche in procedure relativamente standardizzate.

#### **4.5 Interpretazione critica della riduzione del DAP**

La riduzione del DAP fluoroscopico osservata nel campione analizzato è particolarmente marcata. È plausibile che tale risultato sia il prodotto della combinazione di più fattori, tra cui l'utilizzo di positioning a dose zero, una gestione più efficiente della collimazione, l'ottimizzazione dei preset di dose e le differenze nella catena di acquisizione tra le due piattaforme angiografiche.

Poiché il DAP integra dose e area irradiata, strategie di collimazione più efficaci possono determinare riduzioni molto rilevanti di questo indicatore.

Tuttavia, la magnitudo della differenza osservata richiede cautela interpretativa. In studi comparativi tra sistemi angiografici diversi è fondamentale verificare la perfetta comparabilità delle unità di misura, delle modalità di reporting e delle componenti dosimetriche incluse nei dose report. L'utilizzo sistematico del RDSR rappresenta quindi una prospettiva metodologica importante per studi future [46,48].

#### **4.6 Limiti dello studio**

Il presente studio presenta alcune limitazioni. La natura retrospettiva e monocentrica dell'analisi e la dimensione relativamente ridotta del campione limitano la generalizzabilità dei risultati.

Inoltre, alcune variabili potenzialmente rilevanti, come l'indice di massa corporea dei pazienti, i preset di dose utilizzati, le proiezioni impiegate e le strategie di collimazione adottate, non sono state registrate in modo sistematico.

L'assenza di dati evento-per-evento derivanti da RDSR limita inoltre la possibilità di attribuire con precisione la riduzione di dose alle specifiche fasi del workflow procedurale.

#### **4.7 Implicazioni per la pratica e prospettive future**

Nonostante queste limitazioni, i risultati dello studio suggeriscono che l'ottimizzazione del workflow e l'utilizzo di strumenti dedicati al positioning possano contribuire in modo significativo alla riduzione della dose nelle procedure fluoroscopicamente guidate.

Dal punto di vista del TSRM, questi risultati evidenziano il ruolo centrale dell'operatore nella gestione della radioprotezione. La capacità di utilizzare in modo appropriato strumenti come il LIH, la collimazione e le funzioni di positioning a dose zero può influenzare in modo diretto il carico dosimetrico della procedura.

Studi prospettici con campioni più ampi e raccolta strutturata delle covariate procedurali saranno necessari per chiarire in modo più preciso il contributo relativo di tecnologia angiografica, workflow procedurale e fattori operatore-dipendenti alla dose complessiva.

## **Capitolo 5. Conclusioni**

Nel contesto della radiologia interventistica, l'ottimizzazione della dose richiede un'integrazione tra innovazione tecnologica, gestione del workflow e consapevolezza radioprotezionistica.

Il presente studio suggerisce che la dose nelle procedure fluoroscopicamente guidate non dipenda esclusivamente dalla durata dell'esposizione, ma anche dalla modalità con cui il fascio radiogeno viene utilizzato nelle diverse fasi operative.

L'introduzione di strumenti di positioning a dose zero, basati sull'utilizzo del Last Image Hold, consente di limitare le attivazioni fluoroscopiche associate alle fasi di centratura e regolazione geometrica del sistema.

Queste strategie contribuiscono a migliorare l'efficienza dosimetrica delle procedure, dimostrando come l'ottimizzazione del workflow rappresenti un elemento chiave nella riduzione dell'esposizione radiologica nelle procedure interventistiche.

## Bibliografia

1. Miller DL, Vañó E, Bartal G, Balter S, Dixon R, Padovani R, et al. Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the cardiovascular and interventional radiology society of Europe and the society of interventional radiology. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*. 2010;21(5):607–15. doi:10.1016/j.jvir.2010.01.007 PubMed PMID: 20430294.
2. Weinberg BD, Guild JB, Arbique GM, Chason DP, Anderson JA. Understanding and Using Fluoroscopic Dose Display Information. *Curr Probl Diagn Radiol*. 2015 Jan 1;44(1):38–46. doi:10.1067/j.cpradiol.2014.08.003 PubMed PMID: 25442356.
3. Cousins C, Miller DL, Bernardi G, Rehani MM, Schofield P, Vañó E, et al. ICRP PUBLICATION 120: Radiological protection in cardiology. *Ann ICRP*. 2013;42(1):1–125. doi:10.1016/j.icrp.2012.09.001 PubMed PMID: 23141687.
4. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, Rehani MM, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Ann ICRP*. 2017 Oct 1;46(1):1–144. doi:10.1177/0146645317717209 PubMed PMID: 29065694.
5. Ban N. Revisiting the System of Radiological Protection: The Principle of Justification. *Health Phys*. 2026 Feb 1;130(2):162–5. doi:10.1097/HP.0000000000002078 PubMed PMID: 41481182.
6. Radiation Safety and Protection - PubMed [Internet]. [cited 2026 Feb 8]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32491431/>
7. Sowa M, Sowa J, Węglarz K, Budzanowski M. Significant dose reduction in diagnostic cerebral angiography using the ALARA principle and state-of-the-art medical equipment. *J Radiol Prot*. 2025 Oct 30;45(4). doi:10.1088/1361-6498/ae1403 PubMed PMID: 41101333.
8. De Coninck V, Ferretti S, Rico L, Chai CA, Shrestha A, Gauhar V, et al. Maximizing safety in stone disease: the impact of strict As Low As Reasonably Achievable (ALARA) principle adherence on radiation exposure and clinical outcomes. *World J Urol*. 2025 Dec 1;44(1). doi:10.1007/s00345-025-06038-w PubMed PMID: 41364187.
9. Vano E, Fernandez-Soto JM, Ten JJ, Casanueva RMS. Occupational and patient doses for interventional radiology integrated into a dose management system. *Br J Radiol*. 2023 Feb 1;96(1143). doi:10.1259/bjr.20220607 PubMed PMID: 36533561.
10. IAEA Safety Standards for protecting people and the environment [Internet]. [cited 2026 Feb 7]. Available from: [http://ec.europa.eu/dgs/communication/services/visual\\_identity/index\\_en.htm](http://ec.europa.eu/dgs/communication/services/visual_identity/index_en.htm)

11. Ministero della Salute: “Esposizione a radiazioni ionizzanti a scopo medico: indicazioni agli operatori per la trasmissione dei dati - SIRM [Internet]. [cited 2026 Feb 7]. Available from: <https://sirm.org/2024/11/25/ministero-della-salute-esposizione-a-radiazioni-ionizzanti-a-scopo-medico-indicazioni-agli-operatori-per-la-trasmissione-dei-dati/>
12. Mottareale R, Manna F, Carosino PA, Fiore F, Correr M, Stilo S, et al. Exposure Time Dependence of Operators’ Head Entrance Air Kerma in Interventional Radiology Measured by TLD-100H Chips. *Sensors (Basel)*. 2025 Jun 1;25(12). doi:10.3390/s25123666 PubMed PMID: 40573552.
13. Miller DL. Review of air kerma-area product, effective dose and dose conversion coefficients for non-cardiac interventional fluoroscopy procedures. *Med Phys*. 2020 Mar 1;47(3):975–82. doi:10.1002/mp.13990 PubMed PMID: 31880815.
14. Rehani MM, Ciraj-Bjelac O, Vañó E, Miller DL, Walsh S, Giordano BD, et al. Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures Performed Outside the Imaging Department. *Ann ICRP*. 2010;40(6):1–102. doi:10.1016/j.icrp.2012.03.001 PubMed PMID: 22732420.
15. Huda W. Kerma-area product in diagnostic radiology. *AJR Am J Roentgenol*. 2014 Dec 1;203(6):W565–9. doi:10.2214/AJR.14.12513 PubMed PMID: 25415721.
16. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*. 2007;37(2–4):1–332. doi:10.1016/j.icrp.2007.10.003 PubMed PMID: 18082557.
17. Loose R, Wucherer M. How to Measure/Calculate Radiation Dose in Patients? *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2021 Jun 1;44(6):835. doi:10.1007/s00270-021-02772-x PubMed PMID: 33660065.
18. Jaco JW, Miller DL. Measuring and monitoring radiation dose during fluoroscopically guided procedures. *Tech Vasc Interv Radiol*. 2010 Sep 1;13(3):188–93. doi:10.1053/j.tvir.2010.03.009 PubMed PMID: 20723835.
19. Krompaß K, Mutschler M, Grunz JP, Thurner A, Bley TA, Voelker W, et al. Real-time dosimetry in interventional radiology – comparing the occupational radiation exposure in fluoroscopy-guided lower extremity and abdominal procedures. *Eur Radiol*. 2025 Oct 1;35(10):6575–82. doi:10.1007/s00330-025-11566-5 PubMed PMID: 40221939.
20. Fitzgerald A, Lockwood P. The effect to dose and diagnostic quality of limiting source-to-image distance on anterior-posterior semi-erect adult chest X-rays. *J Med Imaging Radiat Sci*. 2025 Jul 1;56(4). doi:10.1016/j.jmir.2025.101986 PubMed PMID: 40383107.

21. Steward A, Do C, Brazil T, Barresi M. The Importance of Patient Positioning in Radiography When Utilising Automatic Exposure Control. *J Med Radiat Sci.* 2026 Mar 1;73(1). doi:10.1002/jmrs.70030 PubMed PMID: 41105933.
22. Philips. ClarityIQ technology. White paper [Internet]. Philips; 2022 Mar. Available from: <https://www.philips.co.uk/c-dam/corporate/about-philips/balance-sheets/philips-igt-azurion-clarityiq-whitepaper.pdf>. Accessed 2026 Feb 15.
23. Kastrati M, Langenbrink L, Piatkowski M, Michaelsen J, Reimann D, Hoffmann R. Reducing Radiation Dose in Coronary Angiography and Angioplasty Using Image Noise Reduction Technology. *Am J Cardiol.* 2016 Jan 24;118(3):353–6. doi:10.1016/j.amjcard.2016.05.011 PubMed PMID: 27344273.
24. Philips. With Azurion, performance and superior care become one. Product brochure [Internet]. Philips; 2017. Available from: [https://www.documents.philips.com/doclib/enc/18038025/Philips\\_Azurion\\_7\\_Brochure\\_452299128911\\_LR.pdf](https://www.documents.philips.com/doclib/enc/18038025/Philips_Azurion_7_Brochure_452299128911_LR.pdf). Accessed 2026 Feb 15.
25. Abdelaal E, Plourde G, MacHaalany J, Arsenault J, Rimac G, Déry JP, et al. Effectiveness of low rate fluoroscopy at reducing operator and patient radiation dose during transradial coronary angiography and interventions. *JACC Cardiovasc Interv.* 2014;7(5):567–74. doi:10.1016/j.jcin.2014.02.005 PubMed PMID: 24746649.
26. Jones AK, Pasciak AS. Calculating the peak skin dose resulting from fluoroscopically guided interventions. Part I: Methods. *J Appl Clin Med Phys.* 2011;12(4):231–44. doi:10.1120/jacmp.v12i4.3670 PubMed PMID: 22089023.
27. Van Strijen MJ, Grünhagen T, Mauti M, Zähringer M, Gaines PA, Robinson GJ, et al. Evaluation of a noise reduction imaging technology in iliac digital subtraction angiography: noninferior clinical image quality with lower patient and scatter dose. *J Vasc Interv Radiol.* 2015 May 1;26(5):642–650.e1. doi:10.1016/j.jvir.2015.01.007 PubMed PMID: 25770373.
28. Shellikeri S, Setser RM, Hwang TJ, Srinivasan A, Krishnamurthy G, Vatsky S, et al. Real-time fluoroscopic needle guidance in the interventional radiology suite using navigational software for percutaneous bone biopsies in children. *Pediatr Radiol.* 2017 Jul 1;47(8):963–73. doi:10.1007/s00247-017-3830-0 PubMed PMID: 28474255.
29. Struelens L, Vanhavere F, Bosmans H, Van Loon R, Geukens M. Data analysis from a multi-centre, comparative study of angiographic examinations leading to practical guidelines for the optimisation of patient doses. *Radiat Prot Dosimetry.* 2006 Mar 14;117(1–3):87–92. doi:10.1093/rpd/nci733 PubMed PMID: 16461507.
30. Habibzadeh F. Data Distribution: Normal or Abnormal? *J Korean Med Sci.* 2024;39(3). doi:10.3346/jkms.2024.39.e35 PubMed PMID: 38258367.

31. Li H, Johnson T. Wilcoxon's signed-rank statistic: what null hypothesis and why it matters. *Pharm Stat.* 2014 Sep 1;13(5):281–5. doi:10.1002/pst.1628 PubMed PMID: 24943680.
32. Paulo G, Bartal G, Vano E. Radiation Dose of Patients in Fluoroscopically Guided Interventions: an Update. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2021 Jun 1;44(6):842–8. doi:10.1007/s00270-020-02667-3 PubMed PMID: 33034703.
33. Vañó E, González L, Guibelalde E, Fernández JM, Ten JI. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *Br J Radiol.* 1998;71(849):954–60. doi:10.1259/bjr.71.849.10195011 PubMed PMID: 10195011.
34. Ciraj-Bjelac O, Rehani MM, Sim KH, Liew HB, Vano E, Kleiman NJ. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern? *Catheter Cardiovasc Interv.* 2010 Nov 15;76(6):826–34. doi:10.1002/ccd.22670 PubMed PMID: 20549683.
35. Werner GS, Avran A, Boudou N, Leroy F, Dalibor J, Gasparini G, et al. The Influence of Radiographic Equipment, Setup, and Operator Experience on Radiation Exposure in Chronic Total Occlusion Interventions. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2025 Oct 1;106(4):2734–43. doi:10.1002/ccd.70126 PubMed PMID: 40855703.
36. Mcparland BJ. Entrance skin dose estimates derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures. *British Journal of Radiology.* 1998;71(852):1288–95. doi:10.1259/bjr.71.852.10319003 PubMed PMID: 10319003.
37. Bor D, Sancak T, Olgar T, Elcim Y, Adanali A, Sanlidilek U, et al. Comparison of effective doses obtained from dose-area product and air kerma measurements in interventional radiology. *Br J Radiol.* 2004 Apr;77(916):315–22. doi:10.1259/bjr/29942833 PubMed PMID: 15107322.
38. Balter S, Hopewell JW, Miller DL, Wagner LK, Zelefsky MJ. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients' skin and hair. *Radiology.* 2010 Feb;254(2):326–41. doi:10.1148/radiol.2542082312 PubMed PMID: 20093507.
39. Sailer AM, Paulis L, Vergoossen L, Kovac AO, Wijnhoven G, Schurink GWH, et al. Real-Time Patient and Staff Radiation Dose Monitoring in IR Practice. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2016 Mar 1;40(3):421. doi:10.1007/s00270-016-1526-8 PubMed PMID: 27942927.
40. Miller DL, Balter S, Schueler BA, Wagner LK, Strauss KJ, Vañó E. Clinical radiation management for fluoroscopically guided interventional procedures. *Radiology.* 2010 Nov;257(2):321–32. doi:10.1148/radiol.10091269 PubMed PMID: 20959547.
41. Aufrichtig R, Xue P. Perception of fluoroscopy last-image hold. *Med Phys.* 1994 Dec 1;21(12):1875–83. doi:10.1118/1.597225 PubMed PMID: 7700194.
42. Fetterly KA, Mathew V, Lennon R, Bell MR, Holmes DR, Rihal CS. Radiation dose reduction in the invasive cardiovascular laboratory: Implementing a culture and philosophy of

radiation safety. *JACC Cardiovasc Interv.* 2012;5(8):866–73. doi:10.1016/j.jcin.2012.05.003 PubMed PMID: 22917459.

43. Rehani MM, Ortiz-Lopez P. Radiation effects in fluoroscopically guided cardiac interventions-keeping them under control. *Int J Cardiol.* 2006 May 10;109(2):147–51. doi:10.1016/j.ijcard.2005.06.015 PubMed PMID: 16033701.

44. Söderman M, Mauti M, Boon S, Omar A, Marteinsdóttir M, Andersson T, et al. Radiation dose in neuroangiography using image noise reduction technology: a population study based on 614 patients. *Neuroradiology.* 2013;55(11):1365–72. doi:10.1007/s00234-013-1276-0 PubMed PMID: 24005833.

45. ten Cate T, van Wely M, Gehlmann H, Mauti M, Camaro C, Reifart N, et al. Novel X-ray image noise reduction technology reduces patient radiation dose while maintaining image quality in coronary angiography. *Neth Heart J.* 2015 Nov 1;23(11):525–30. doi:10.1007/s12471-015-0742-1 PubMed PMID: 26369914.

46. Rao S, Sharan K, Chandraguthi SG, Dsouza RN, David LR, Ravichandran S, et al. Advanced Computational Methods for Radiation Dose Optimization in CT. *Diagnostics.* 2024 May 1;14(9):921. doi:10.3390/diagnostics14090921 PubMed PMID: 38732335.

## Appendice

<b>Azurion ClarityIQ</b>	<b>DAP fluoro (Gycm2)</b>	<b>Tempo fluoro (min)</b>	<b>K air tot (mGy)</b>
Paziente 1	0.00402	6.2	13.1
Paziente 2	0.01570	11.0	44.6
Paziente 3	0.01218	7.3	36.8
Paziente 4	0.01763	8.2	48,9
Paziente 5	0.01368	5.2	38.2
Paziente 6	0.00906	8.1	39.3
Paziente 7	0.02395	5.4	69.9
Paziente 8	0.02641	6.5	75.6
Paziente 9	0.01133	7.1	29.6
Paziente 10	0.10880	15.2	460
<b>Allura FD20</b>	<b>DAP fluoro (Gycm2)</b>	<b>Tempo fluoro (min)</b>	<b>K air tot (mGy)</b>
Paziente 1	20.1	6.2	73.6
Paziente 2	19.5	10.5	51.0
Paziente 3	34.6	7.4	97.4
Paziente 4	17.2	8.2	49.4
Paziente 5	15.9	5.3	45.7
Paziente 6	19.4	8.3	53.7
Paziente 7	11.4	5.4	31.8
Paziente 8	15.6	6.2	50.1
Paziente 9	63.2	7.2	201.6
Paziente 10	16.7	15.1	85.7

*Database completo dei pazienti arruolati.*

## **Ringraziamenti**

Desidero esprimere un sincero ringraziamento alla **relatrice Prof.ssa Cristina Mosconi** per avermi dato l'opportunità di sviluppare questo lavoro di tesi all'interno della sua struttura e per aver reso possibile la realizzazione di questo percorso di approfondimento.

Un ringraziamento speciale va alla **correlatrice Prof.ssa Laura Federico**, per la guida costante, la grande disponibilità e i preziosi consigli che mi ha offerto durante tutte le fasi di sviluppo di questo lavoro. Il suo supporto e la sua attenzione hanno rappresentato un punto di riferimento fondamentale per la realizzazione di questa tesi.

Desidero inoltre ringraziare i **tutor di tirocinio**, che durante il mio percorso formativo hanno contribuito in modo significativo alla mia crescita professionale, permettendomi di trasformare le conoscenze teoriche in esperienza pratica.

Un grazie profondo va alla mia **famiglia**, a mio padre **Paolo**, a mia madre **Lina** e a mio fratello **Giovanni**, per il sostegno, l'incoraggiamento e la fiducia che non mi hanno mai fatto mancare durante tutto il mio percorso di studi.

Infine, un pensiero speciale ai miei **amici e colleghi di università**, con i quali ho condiviso momenti di studio, difficoltà e soddisfazioni, sostenendoci reciprocamente lungo questo importante percorso accademico.

Questo traguardo rappresenta non solo la conclusione di un percorso di studi, ma anche l'inizio di un nuovo cammino professionale e personale che porterò avanti con l'impegno e la passione maturati durante questi anni.