



ASSOCIAZIONE ITALIANA
di FISICA MEDICA e SANITARIA

Gruppo di lavoro AIFM di Radiologia Digitale
Sottogruppo sugli archi a C

Versione 1.0 - 2025

LINEE GUIDA PER I CONTROLLI DI QUALITÀ SU ARCHI A C CON RIVELATORE A *FLAT* PANEL E ANALOGICI

Gruppo di Lavoro

Coordinatore del sottogruppo: Sabina Strocchi

Autori

Lidia Angelini, Maria Chiara Angiocchi, Marco Bertolini, Michelangelo Biondi, Fabrizio Bisi

Eleonora Bortoli, Alessio Boschini, Giorgia Califano, Fabiola Cretti, Loredana D'ercole

Francesca De Monte, Simona Di Biaso, Emilia Di Nicola, Simona Farnedi, Chiara Ferrari

Davide Ghittori, Nicoletta Paruccini, Gabriella Pasquali, Anna Piai, Cristina Pugliatti

Lucia Riccardi, Raffaella Rosasco, Raffaella Soavi, Sabina Strocchi, Diego Trevisan

Raffaele Tucciariello. Elena Vaccara. Giovanna Venturi. Raffaele Villa



SOMMARIO

GRUPPO DI LAVORO.....	1
SOMMARIO	2
GLOSSARIO	3
INTRODUZIONE	4
ELENCO DEI CONTROLLI E PERIODICITA'	5
1. VERIFICA DELLE CARATTERISTICHE DEL RIVELATORE DI IMMAGINE	8
NON-UNIFORMITÀ DI SEGNALE.....	9
PRESENZA DI "BAD PIXEL"	10
FUNZIONE DI CONVERSIONE	11
2. VERIFICA DEL TUBO RADIOGENO E DEL GENERATORE	12
VERIFICA DELL'ACCURATEZZA DEI KV	13
VERIFICA DEL SEV.....	13
VERIFICA DELL'OUTPUT DEL TUBO RADIOGENO.....	15
MISURA DELLA RADIAZIONE DI FUGA	16
3. VERIFICA DELLE CARATTERISTICHE GEOMETRICHE.....	16
VERIFICA DEL FOV	17
VERIFICA DELLA DISTANZA FUOCO-RIVELATORE	19
VERIFICA DELLA CENTRATURA DEL CAMPO X	19
4. VERIFICA DEGLI INDICATORI DI DOSE INTEGRATI.....	20
VERIFICHE VISIVE PRELIMINARI:	20
INDICAZIONE DELLO ZERO CORRETTAMENTE FUNZIONANTE	21
STABILITÀ A BREVE TERMINE DEGLI INDICATORI DI ESPOSIZIONE	21
ACCURATEZZA E CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI AL VARIARE DI ENERGIA, RATEO DI KERMA, DIMENSIONI DEL CAMPO.....	24
5. VERIFICA DELLA QUALITÀ DELL'IMMAGINE	25
DISTORSIONE GEOMETRICA (SOLO PER IB)	25
RISOLUZIONE SPAZIALE (GRAFIA E SCOPIA)	26
1. SOGLIA DI CONTRASTO/SENSIBILITÀ A BASSO CONTRASTO (GRAFIA E SCOPIA).....	27
2. THRESHOLD CONTRAST DETECTABILITY- METODO STATISTICO (GRAFIA E SCOPIA)	30
QUALITÀ DELL'IMMAGINE SOTTRATTA- IMMAGINI DSA	31
6. VERIFICA DELLE CARATTERISTICHE DOSIMETRICHE.....	32
PARTE I: CONTROLLI DOSIMETRICI	34
MASSIMO RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE (MODALITÀ FLUOROSCOPIA).....	34
KERMA IN ARIA E SUO RATEO ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE (MODALITÀ SCOPIA E GRAFIA)	35

KERMA IN ARIA E SUO RATEO ALL'INGRESSO DEL RIVELATORE (MODALITÀ SCOPIA E GRAFIA)	37
VERIFICA DEL FUNZIONAMENTO DEL SISTEMA AEC (MODALITÀ SCOPIA)	39
PARTE II: CONTROLLI FINALIZZATI A VERIFICARE LA RIPRODUCIBILITÀ DI FUNZIONAMENTO DELL'APPARECCHIATURA (GRAFIA E SCOPIA)	40
7. VERIFICA DELLA CONNETTIVITÀ DELL'APPARECCHIATURA	41
TRASMISSIONE DELLE IMMAGINI AL PACS E DISPONIBILITÀ WORKLIST	41
VERSIONE SOFTWARE DELL'APPARECCHIATURA	41
CORRETTA TRASMISSIONE DEI DATI ESPOSITIVI AL RDMS (GEOMETRICI E DOSIMETRICI)	42
ALLEGATI	43
ALLEGATO 1 – TABELLE	43
ALLEGATO 2 – SPESSORI EQUIVALENTI	45
ALLEGATO 3 - VALORI TIPICI	46
ALLEGATO 4 - TAG DICOM	48

GLOSSARIO

DAP	Dose Area Product
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DSA	Digital subtraction angiography
AEC	Automatic Exposure Control
FOV	Field of view
IB	Intensificatore di brillantezza
KAP	Kerma Area Product
PACS	Picture Archive and Communication System
RDMS	Radiation Dose Monitoring System
RDSR	Radiation Dose Structured Report
RIS	Radiology Information System
SEV	Spessore emivalente

INTRODUZIONE

Questo protocollo ha come oggetto le verifiche da effettuarsi su apparecchi radiologici ad arco a C non dotati di lettino integrato nell'apparecchiatura. Le apparecchiature considerate sono sia quelle con amplificatore di brillantezza sia quelle con rivelatore digitale (*flat panel*).

Le apparecchiature radiologiche, soprattutto quelle digitali, sono oggi sempre più integrate nella rete ospedaliera. È importante infatti che le immagini prodotte siano salvate su PACS (*Picture Archiving and Communication System*), e le informazioni dosimetriche siano registrate dai sistemi di monitoraggio della dose (RDMS, *Radiation Dose Monitoring System*). È utile considerare tali aspetti in un protocollo sul controllo di qualità dell'apparecchiatura così come è necessario verificare l'accuratezza delle informazioni dosimetriche che l'apparecchiatura rende disponibili per i sistemi RDMS. A tal fine nel protocollo sono stati aggiunti dei test di connettività a quelli relativi all'apparecchiatura radiologica.

D'altra parte, la verifica accurata degli aspetti tecnici e fisici di alcune grandezze risulta assai difficoltosa in apparecchiature spesso progettate per essere maneggevoli e semplici nell'uso clinico, ma assolutamente non progettate per la loro testabilità. Questo fa sì che alcuni test, un tempo fondamentali e semplici, oggi siano di difficile effettuazione. Sarebbe auspicabile che i produttori rispondessero all'esigenza di testabilità delle apparecchiature da loro prodotte.

Queste considerazioni generali giustificano la scelta fatta in questo protocollo circa i parametri da sottoporre a controllo e le relative modalità di verifica.

Le tipologie di prove da effettuare sono di accettazione, prima dell'entrata in uso, di corretto funzionamento a intervalli regolari e dopo ogni intervento rilevante di manutenzione.

Nel protocollo sono descritti i parametri da sottoporre a verifica, le modalità per la verifica, la tipologia delle prove con eventuale periodicità di esecuzione, le tolleranze e/o dei valori tipici. Questi ultimi, individuati dal Gruppo di Lavoro, sono stati ricavati come mediana dei valori misurati nei vari Centri. Le prove sono state suddivise in due livelli (primo e secondo livello).

- I controlli di primo livello sono finalizzati a verificare il rispetto dei limiti/valori soglia proposti nei documenti tecnici di riferimento. Tali controlli devono pertanto intendersi come fondamentali e dovrebbero essere inseriti nel protocollo di controllo di qualità delle apparecchiature con arco a C.
- I controlli di secondo livello devono essere intesi come prove consigliate ma opzionali. L'esecuzione di tali prove prevede, ad esempio, la possibilità di esportare le immagini in formato 'for processing' o richiede tempi di accesso e disponibilità dell'apparecchiatura non sempre compatibili con le esigenze ospedaliere. Le prove di secondo livello possono essere utili in un processo di ottimizzazione dei protocolli di esame in collaborazione con il medico specialista.

La tipologia, la periodicità ed il livello dei controlli sono dettagliati nella tabella seguente.

Le prove di funzionamento dopo intervento rilevante sono comunque sempre da adattare al tipo di intervento effettuato.

ELENCO DEI CONTROLLI E PERIODICITA'

1. Verifica **delle caratteristiche del rivelatore di immagine** dell'apparecchiatura

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Non uniformità di segnale	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1
Funzione di conversione	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	2
Presenza di bad pixel	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	2

2. Verifica **del tubo radiogeno e del generatore**

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Accuratezza kV	Accettazione, corretto funzionamento	---	1
Verifica SEV	Accettazione, corretto funzionamento	---	1
Verifica dell'output del tubo radiogeno	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1
Radiazione di fuga	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1

3. Verifica **delle caratteristiche geometriche** dell'apparecchiatura

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Verifica del FOV	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1
Verifica della distanza fuoco-rivelatore	Accettazione, corretto funzionamento	---	1
Verifica della centratura del campo X	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1

4. Verifica **degli indicatori di dose integrati** dell'apparecchiatura.

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Verifiche visive preliminari	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1
Stabilità a breve termine degli indicatori	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1
Accuratezza e calibrazione degli indicatori per variazioni di energia, rateo di kerma, dimensioni del campo	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1

 5. Verifica **della qualità dell'immagine** dell'apparecchiatura

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Distorsione geometrica (solo per IB)	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1
Risoluzione spaziale limite (grafia e scopia)	Accettazione, corretto funzionamento*	annuale	1
1) Soglia di contrasto / sensibilità a basso contrasto (grafia e scopia)	Accettazione, corretto funzionamento*	annuale	1
2) Threshold-contrast detail detectability – metodo statistico (grafia e scopia) (in alternativa a 1)	Accettazione, corretto funzionamento*	annuale	1
Qualità dell'immagine sottratta	Accettazione, corretto funzionamento*	annuale	2

*In condizioni scatter free; come prova aggiuntiva si possono effettuare anche valutazioni in condizioni con scatter.

6. Verifica **delle caratteristiche dosimetriche** dell'apparecchiatura

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente (scopia)	Accettazione, corretto funzionamento	annuale solo per livello 2	1, 2
Kerma in aria e suo rateo all'ingresso del paziente (scopia e grafia)	Accettazione, corretto funzionamento	---	1
Kerma in aria e suo rateo all'ingresso del rivelatore (scopia e grafia)	Accettazione, corretto funzionamento	---	2
Verifica del funzionamento del sistema AEC (modalità scopia)	Accettazione, corretto funzionamento	---	2
Riproducibilità del funzionamento dell'apparecchiatura per selezionati protocolli di interesse clinico (grafia e scopia)	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1

7. Verifica **della connettività** dell'apparecchiatura

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Trasmissione delle immagini al PACS e disponibilità worklist	Accettazione, corretto funzionamento	---	1
Corretta trasmissione dei dati espositivi al RDMS	Accettazione, corretto funzionamento	---	1
Versione software dell'apparecchiatura	Accettazione, corretto funzionamento	annuale	1

1. VERIFICA DELLE CARATTERISTICHE DEL RIVELATORE DI IMMAGINE

<i>Riferimenti</i>	<ol style="list-style-type: none">1. LineeGuida Flat Panel AMFPD - AIFM 20092. Radiation Protection n. 162, 2012 “Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy”3. IPEM Report 91 “Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems” (2005)4. “Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems” American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report n. 93, Task Group 10 (2006)5. ISO 4037-2:2019 “Radiological protection - X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges from 8keV to 1,3MeV and 4MeV to 9 MeV”6. IEC62220-1-3 International standard “medical electrical equipment - Characteristics of X-ray imaging devices - Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in dynamic imaging7. AIFM Report n.14 (1019) “Linee guida per i controlli di qualità in angiografia digitale con rivelatore a flat panel”8. EFOMP Protocol - Quality control of dynamic x-ray systems- 2024
--------------------	---

<p><i>Prerequisiti</i></p>	<p>Per il confronto con i valori di riferimento, scegliere la qualità del fascio RX come tabulato nella norma ISO 4037-2:2019RQA 5 (in genere è la più vicina alla pratica clinica di maggior utilizzo).</p> <p>Accertarsi preventivamente che non siano presenti tracce di mezzo di contrasto sia sul detettore che sulla finestra del tubo radiogeno: nel caso pulire adeguatamente.</p> <p>Registrare la data dell'ultima calibrazione (presente anche nell'apposito tag DICOM 0018,700C) e accertarsi che l'apparecchiatura non richieda una calibrazione del detettore.</p> <p>I controlli sono effettuati su immagini "single shot".</p> <p>Le immagini utilizzate, se possibile, dovranno essere in modalità "for processing" e convertite in dose una volta determinata la funzione di conversione (rif. Linee Guida Flat Panel AMFPD - AIFM 2009).</p>
<p><i>Procedura generale</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilizzare un fascio ISO di riferimento. Normalmente il fascio RQA5 è il più vicino alla pratica clinica (70 kV, SEV 7.1 mmAl, filtrazione addizionale 21 mmAl₀, in alternativa, 1 mmCu). 2. Rimuovere, se possibile, la griglia antidiffusione 3. Utilizzare il FOV massimo disponibile (in modo da controllare tutto il rivelatore). 4. Controllare la pulizia della finestra di uscita del collimatore e di quella di ingresso del detettore ed acquisire un'immagine uniforme di controllo per verificare la presenza di palesi artefatti. 5. Linearizzare, se possibile, tutte le immagini in kerma utilizzando la funzione di conversione. 6. Acquisire le immagini alla massima distanza fuoco-rivelatore possibile (o alternativamente, se c'è differenza, alla distanza di calibrazione del rivelatore).

NON-UNIFORMITÀ DI SEGNALE

<p><i>Scopo</i></p>	<p>Verificare presenza di artefatti e disomogeneità.</p>
<p><i>Strumentazione</i></p>	<p>○ Filtro attenuatore da 21 mmAl o 1 mmCu</p>
<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Acquisire un'immagine uniforme per il livello di kerma di utilizzo standard (es.: 2 μGy) come primo controllo, in modo da evitare la presenza di eventuali artefatti e effetti di persistenza del segnale 2. <u>Per IB</u>: osservare l'immagine a monitor, verificando la presenza di eventuali artefatti o disuniformità. 3. <u>Per rivelatore digitale</u>: registrare il valore medio del segnale calcolato in ROI consecutive di 1 cm x 1 cm sovrapposte per metà della loro area.

<i>Analisi dei dati (per solo pannello digitale)</i>	<ul style="list-style-type: none"> La NonUniformità Locale di Segnale (NULS) è valutabile come il rapporto tra la massima differenza tra due ROI contigue ed il segnale medio della ROI considerata La NonUniformità Globale di Segnale (NUGS) è valutabile come il rapporto tra la massima differenza tra i valori di due ROI e la semisomma tra il massimo ed il minimo valore medio delle ROI. <p>Per rivelatori digitali, l'analisi deve essere effettuata nella parte centrale del rivelatore avendo l'accortezza di analizzare almeno l'80% dell'area sensibile. Per effettuare tale analisi, si può utilizzare il plugin "COQ" del software free ImageJ (scaricabile da https://www.medphys.it/downloads.htm)</p>												
<i>Criteria di accettabilità</i>	<p>➤ NULS<20%</p> <p>➤ NUGS<40%</p> <p>I valori NUGS e NULS hanno un significato assoluto solo nel caso in cui l'analisi sia eseguita sulle immagini convertite in dose. In caso contrario, i valori della prova di accettazione o di corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione servono come riferimenti per le prove di corretto funzionamento periodiche, con valenza qualitativa.</p> <p>Non si dovrebbero palesare artefatti conclamati. In caso contrario cercare di individuare la causa e vedere se è possibile rimuoverla eseguendo di nuovo una calibrazione del rivelatore.</p>												
<i>Valori tipici</i>	<p>Per immagini "for processing" o funzioni di conversione lineari, valori individuati dal gruppo di lavoro</p> <table border="1" data-bbox="459 1115 1426 1223"> <thead> <tr> <th></th> <th>25° percentile</th> <th>mediana</th> <th>75° percentile</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>NULS</td> <td>0.2%</td> <td>0.3%</td> <td>1.2%</td> </tr> <tr> <td>NUGS</td> <td>5.4%</td> <td>10.8%</td> <td>13.5%</td> </tr> </tbody> </table>		25° percentile	mediana	75° percentile	NULS	0.2%	0.3%	1.2%	NUGS	5.4%	10.8%	13.5%
	25° percentile	mediana	75° percentile										
NULS	0.2%	0.3%	1.2%										
NUGS	5.4%	10.8%	13.5%										
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	<p>Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.</p>												

PRESENZA DI "BAD PIXEL"

<i>Scopo</i>	<p>Verificare presenza di pixel non attivi - solo per rivelatori digitali</p>
<i>Strumentazione</i>	<p>○ Filtro attenuatore da 21 mmAl o 1 mmCu</p>
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> Utilizzare la medesima immagine generata per la valutazione dell'uniformità. Calcolare il valore medio del segnale valutato in ROI consecutive di 1 cm x 1 cm sovrapposte per metà della loro area.
<i>Analisi dei dati</i>	<p>Si definisce "bad pixel" qualunque pixel il cui valore devii più del 20% dal valore medio della ROI cui appartiene.</p> <ul style="list-style-type: none"> L'analisi deve essere effettuata nella parte centrale del rivelatore avendo l'accortezza di analizzare almeno l'80% dell'area sensibile. Per effettuare tale analisi, si può utilizzare il plugin "COQ" del software free ImageJ (scaricabile da https://www.medphys.it/downloads.htm).

<i>Criteria di accettabilità</i>	Il numero di bad pixel deve rispettare i limiti indicati dal costruttore.
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.

FUNZIONE DI CONVERSIONE

<i>Scopo</i>	Verificare la funzione di conversione del segnale. Questa verifica può essere eseguita solo se è possibile impostare manualmente l'alimentazione del tubo e se è possibile esportare le immagini in modalità "for processing".
<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"> ○ filtro attenuatore da 21 mmAl o 1 mmCu ○ misuratore di kerma
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Selezionare un protocollo, disabilitando, se possibile, le correzioni dinamiche sul gain ma applicando le correzioni flat-field (usare sempre lo stesso protocollo, anche nelle prove periodiche) 2. acquisire almeno 5 immagini uniformi a vari livelli di kerma da circa $\frac{1}{3}$ a circa 3 volte il livello tipico di kerma (per esempio, in fluoroscopia: 6, 20, 64 nGy/pulse; in single shot 0.6, 2, 6.4 μGy). 3. Su alcuni apparecchi è possibile interporre filtri ed erogare in automatico per ottenere diversi valori di alimentazione al tubo che rimangono invariati nel passaggio alla modalità di esposizione manuale. In tal caso, si procede prima con l'acquisizione delle immagini uniformi, si registra il setup di alimentazione al tubo radiogeno e si eroga nuovamente interponendo il sensore del multimetro, per la misura del kerma nelle condizioni precedentemente trovate. 4. Misurare il kerma incidente sul rivelatore con il FOV massimo
<i>Analisi dei dati</i>	<ul style="list-style-type: none"> ● Mettere in grafico il valore digitale medio di una ROI (5 mm x 5 mm al centro del campo e posta vicina al punto di misura del kerma) in funzione del kerma misurato. ● Calcolare il best-fit della curva di risposta del sistema, in funzione del kerma, utilizzando un'opportuna funzione di fitting (es.: lineare, logaritmica, potenza, etc.). ● Valutare accuratezza e precisione della risposta del rivelatore.
<i>Criteria di accettabilità</i>	<p>Verificare che la funzione di conversione sia consistente con i dati ottenuti nelle misure valutando l'indice di correlazione di Pearson (r^2):</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ in prova di corretto funzionamento, $r^2 \geq 0.95$ ➤ nelle prove di funzionamento a intervalli regolari registrare i parametri della funzione di conversione.
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.

2. VERIFICA DEL TUBO RADIOGENO E DEL GENERATORE

<p><i>Riferimenti</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Radiation Protection n. 162, 2012 “Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy” 2. IPEM 2005a Institute of Physicists and Engineers in Medicine. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems, Report 91. York: Institute of Physicists and Engineers in Medicine 3. IEC 60601-2-54 (2022) Medical electrical equipment - Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy 4. A. Boschini, S. Di Biaso, D. D'Urso, S. Cimolai, D. Maestri, PS03.19 X-ray tube output normalization: a computational approach to meet RP 162/2012 requirements in high filtration settings, <i>Physica Medica</i>, Vol. 125, Suppl. 1, 2024, 104118, ISSN 1120-1797 5. EFOMP Protocol -Quality control of dynamic x-ray systems- 2024 6. EN 60601-1-3 2008 oppure IEC 60601-1-3: Medicelectricalequipment – Part 1-3: General requirements for basicsafety and essential performance – collateral standard: radiationprotection in diagnostic X-ray equipment” (2021)
<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ filtri attenuatori di rame e PMMA ○ misuratore del kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti ○ multimetro idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti ○ metro
<p><i>Scopo</i></p>	<p>Questicontrolli sono finalizzati a verificare il rispetto dei limiti/valori soglia consigliati dai documenti tecnici di riferimento.</p>

VERIFICA DELL'ACCURATEZZA DEI kV

<i>Scopo</i>	Verificare l'accuratezza della tensione al tubo radiogeno.
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se possibile, impostare manualmente diversi valori di kV (incluso preferibilmente 80 kV); 2. misurare con un kilovoltmetro o multimetro ikV (questo è generalmente possibile quando l'apparecchio funziona anche in modalità manuale, in grafia o in scopia). 3. In caso contrario è necessario effettuare le valutazioni in scopia automatica: posizionare filtri di rame tra il tubo radiogeno e il rivelatore di immagine, a valle del sensore del multimetro, per ottenere una erogazione con valori di kV pari al 60% dei kV massimi, possibilmente in modalità single shot. 4. In alternativa, su alcuni apparecchi è possibile interporre filtri di rame ed erogare in automatico per ottenere diversi valori di kV che poi sono reimpostabili nel passaggio alla modalità di esposizione manuale. In tal caso registrare il setup di alimentazione al tubo radiogeno ed erogare nuovamente interponendo il sensore del multimetro, per la misura dei kV nelle condizioni precedentemente trovate.
<i>Criterio di accettabilità</i>	Deviazione dei kV misurati rispetto ai nominali inferiore al 10% [1][2]
<i>Valore tipico</i>	3%
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione.

VERIFICA DEL SEV

<i>Scopo</i>	Verificare il valore di spessore emivalente.
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se possibile, impostare manualmente diversi valori di kV e misurare il SEV con il metodo preferito. Questo è generalmente possibile quando l'apparecchio funziona in modalità manuale, in grafia o in scopia. 2. In caso contrario, è necessario effettuare le valutazioni in scopia automatica, con multimetro. 3. A questo scopo, posizionare filtri di rame tra il tubo radiogeno e il rivelatore di immagine, a valle del sensore del multimetro, per ottenere una erogazione con valori di kV pari al 60% dei kV massimi possibilmente in modalità single shot. 4. In alternativa, su alcuni apparecchi è possibile ottenere diversi valori di kV interponendo filtri di rame ed erogando in automatico. In tal caso registrare il setup di alimentazione al tubo radiogeno ed erogare nuovamente interponendo il sensore del multimetro, per la valutazione del SEV.

<p><i> Criterio di accettabilità e valori tipici</i></p>	<p>Tabella dei valori di riferimento per il SEV:</p> <table border="1" data-bbox="536 271 1347 752"> <thead> <tr> <th>kV</th> <th>SEV minimo (mAl)*</th> <th>SEV minimo (mAl)**</th> <th>SEV tipico (mAl)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>50</td><td>1.5</td><td>1.8</td><td>3.0</td></tr> <tr><td>60</td><td>1.8</td><td>2.2</td><td>3.6</td></tr> <tr><td>70</td><td>2.1</td><td>2.5</td><td>4.3</td></tr> <tr><td>80</td><td>2.3</td><td>2.9</td><td>5.0</td></tr> <tr><td>90</td><td>2.5</td><td>3.2</td><td>5.3</td></tr> <tr><td>100</td><td>2.7</td><td>3.6</td><td>6.2</td></tr> <tr><td>110</td><td>3.0</td><td>3.9</td><td>6.6</td></tr> <tr><td>120</td><td>3.2</td><td>4.3</td><td>6.8</td></tr> <tr><td>130</td><td>3.5</td><td>4.7</td><td>---</td></tr> <tr><td>140</td><td>3.8</td><td>5.0</td><td>---</td></tr> <tr><td>150</td><td>4.1</td><td>5.4</td><td>---</td></tr> </tbody> </table> <p>* Valori di riferimento validi per apparecchiature marcate CE prima del 2012 IEC 60601-1-3</p> <p>** Valori di riferimento validi per apparecchiature marcate CE dopo il 2012 IEC 60601-1-3 2008</p> <p>SEV tipico: valori mediani individuati dal gruppo di lavoro; si evidenzia che gli apparecchi moderni hanno spesso una filtrazione del fascio maggiore rispetto al passato.</p>	kV	SEV minimo (mAl)*	SEV minimo (mAl)**	SEV tipico (mAl)	50	1.5	1.8	3.0	60	1.8	2.2	3.6	70	2.1	2.5	4.3	80	2.3	2.9	5.0	90	2.5	3.2	5.3	100	2.7	3.6	6.2	110	3.0	3.9	6.6	120	3.2	4.3	6.8	130	3.5	4.7	---	140	3.8	5.0	---	150	4.1	5.4	---
kV	SEV minimo (mAl)*	SEV minimo (mAl)**	SEV tipico (mAl)																																														
50	1.5	1.8	3.0																																														
60	1.8	2.2	3.6																																														
70	2.1	2.5	4.3																																														
80	2.3	2.9	5.0																																														
90	2.5	3.2	5.3																																														
100	2.7	3.6	6.2																																														
110	3.0	3.9	6.6																																														
120	3.2	4.3	6.8																																														
130	3.5	4.7	---																																														
140	3.8	5.0	---																																														
150	4.1	5.4	---																																														
<p><i> Tipologia di controllo e periodicità</i></p>	<p>Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione.</p>																																																

VERIFICA DELL'OUTPUT DEL TUBO RADIOGENO

<i>Scopo</i>	Verificare l'output del tubo radiogeno a 1 metro in condizioni standard.
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se è possibile lavorare in modalità grafia manuale, impostare diversi valori di kV (includendo preferibilmente 80 kV), mA, tempo di esposizione; 2. misurare con un multimetro tempo di erogazione e kerma in aria e ricavare il rendimento ($\mu\text{Gy/mAs}$). 3. Se è possibile lavorare in scopia manuale, impostare diversi valori di kV (includendo se possibile 80 kV) e mA: 4. misurare con un multimetro il tempo di erogazione e il kerma in aria e ricavare il rendimento ($\mu\text{Gy/mAs}$). 5. In caso contrario è necessario effettuare le valutazioni in scopia automatica. A questo scopo, posizionare filtri di rame tra il tubo radiogeno e il rivelatore di immagine, a valle del sensore del multimetro, per ottenere una erogazione con valori di kV pari a circa il 60% dei kV massimi, possibilmente in modalità single shot. 6. In alternativa, su alcuni apparecchi è possibile interporre filtri di rame ed erogare in automatico per ottenere diversi valori di kV che poi sono impostabili manualmente. In tal caso salvare il setup di alimentazione al tubo radiogeno ed erogare nuovamente interponendo il sensore del multimetro, per la misura nelle condizioni precedentemente trovate. 7. Misurare quindi il kerma in aria.
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p>➤ In accettazione, il valore di Kerma/mAs a 1 metro a 80 kV e filtrazione 2.5 mmAl deve essere compreso tra 25 e 80 $\mu\text{Gy/mAs}$[1]. Questo criterio va adattato nel caso di filtrazione sensibilmente diversa da quella riportata (vedasi paragrafo valori tipici)</p>
<i>Valori tipici</i>	<p>Per filtrazione significativamente diversa da 2.5 mmAl, il rendimento a 80 kV si può tipicamente confrontare con i limiti correggendolo per il fattore y come segue [4]:</p> <ul style="list-style-type: none"> ◆ filtrazione totale (TF) compresa fra 3mmAl e 15 mmAl: $y = 0.026 \times TF^2 + 0.12 \times TF + 0.62$ ◆ filtrazione (F) compresa fra 2,5mmAl e 5 mmAl+ 0,1 mmCu: $y = 0.437 \times F + 0.98$ ◆ filtrazione (F) compresa fra 2,5mmAl e 5 mmAl + 0,2 mmCu: $y = 0.528 \times F + 1.97$ ◆ filtrazione (F) compresa fra 2,5mmAl e 5 mmAl + 0,3 mmCu: $y = 0.633 \times F + 3.08$ <p>In alternativa, per filtrazione totale non nota e se il rapporto fra i rendimenti misurati a 80 kV e a 60 kV (r) è nel rangetra 1,7 e 2,4:</p> $y = 3.40 \times r - 4.73$ <p>Nelle prove di corretto funzionamento a intervalli regolari, la deviazione del rendimento rispetto al valore misurato in accettazione deve essere entro il 25%.</p>

<i>Tipologia controllo e periodicità</i>	<i>di</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale
--	-----------	--

MISURA DELLA RADIAZIONE DI FUGA

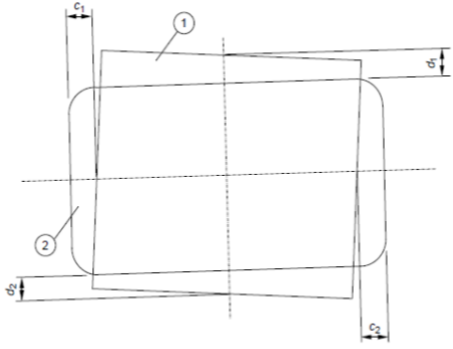
<i>Scopo</i>	Valutare la radiazione di fuga dalla cuffia del tubo radiogeno.	
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Selezionare la modalità di esposizione indicata dalla ditta costruttrice o, in assenza di informazioni, un valore pari a circa l'80% del valore massimo dei kV, un carico in mA medio/alto per le applicazioni previste e misurare con un multimetro nel fascio il tempo di esposizione in queste condizioni. 2. Chiudere il più possibile i diaframmi. 3. Aggiungere almeno 2 mmPb in uscita dal tubo radiogeno. 4. Con un monitor ambientale in modalità integrale, misurare l'esposizione in vari punti diversi dello spazio (almeno 4) a 1m di distanza dal tubo radiogeno, scelti in base a considerazioni di punti di fuga più probabili e/o di copertura angolare dei 4π. 5. Ricavare la radiazione di fuga in un'ora, tenendo in considerazione anche la superficie di ingresso dello strumento utilizzato. 	
<i>Criterio di accettabilità</i>	<1mGy/h ad 1 m [6]	
<i>Tipologia controllo e periodicità</i>	<i>di</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.

3. VERIFICA DELLE CARATTERISTICHE GEOMETRICHE

<i>Riferimenti</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. CEI EN 60601-2-43:(2023) "Prescrizioni particolari per la sicurezza fondamentale e le prestazioni essenziali degli apparecchi radiologici per procedure interventistiche" 2. Radiation Protection n. 162, 2012 "Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy" 3. IPEM Report 91 "Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems" (2005) 4. CEI EN 60601-1-3 (CEI 62-69): Apparecchi elettromedicali. Parte 1: Prescrizioni generali per la sicurezza. 3: Norma collaterale: Prescrizioni generali per la radioprotezione in apparecchi radiologici per diagnostica. 5. EFOMP Protocol -Quality control of dynamic x-ray systems- 2024
--------------------	---

VERIFICA DEL FOV

CORRISPONDENZA TRA CAMPO DI RAGGI X E AREA REALE DI RICEZIONE DELL'IMMAGINE 1/2

<p><i>Scopo</i></p>	<p>Verificare che il fascio RX sia collimato in modo che l'area totale esposta rimanga entro i bordi del ricevitore di immagini.</p>
<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ Oggetto test per la verifica della collimazione del campo (ad esempio Test di Leeds T.O. M1); ○ Metro; ○ Bolla; ○ Pellicola gafcromica o plate CR.
<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Mettere in bolla l'oggetto test per l'allineamento e posizionarlo in modo tale da coprire il FOV di dimensioni maggiori 2. Esporre l'oggetto test, acquisire una immagine e rilevare la dimensione effettiva del campo RX mediante un sistema indipendente dal rivelatore (es. pellicola gafcromica o plate CR) 3. Effettuare la prova almeno per il FOV massimo e, se possibile, in due posizioni dell'arco (per esempio con tubo fascio verticale e orizzontale) al fine di valutare se la posizione dei collimatori è stabile al variare dell'angolazione del tubo RX. 4. Solo nelle prove di accettazione e corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione, ripetere la verifica per i FOV più usati ed eventualmente per il FOV massimo, alla massima distanza del rivelatore dal tubo radiogeno. 5. Per i sistemi che prevedono la collimazione virtuale la prova può essere eseguita nella medesima modalità.
<p><i>Analisi dei dati</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> • Verificare le dimensioni del campo di vista sull'immagine e calcolare l'area totale irradiata su pellicola o CR. • Tenendo conto di eventuali fattori di scala legati alla distanza dal fuoco dei rivelatori utilizzati, valutare la corrispondenza tra campo RX incidente sul rivelatore e l'area dell'immagine visualizzata. • Valutare nelle varie direzioni se il campo RX deborda rispetto alla dimensione dell'area di ricezione delle immagini. • Calcolare lo scarto massimo nelle 4 direzioni e verificare che sia inferiore alle tolleranze previste.
<p><i>Analisi dei dati</i></p>	 <p>1 X-RAY-FIELD 2 IMAGE RECEPTION AREA</p>

<p><i>Criteria di accettabilità</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Valutare se l'area della superficie del campo dei raggi X coincide con l'area effettiva di ricezione dell'immagine, ossia se vale la relazione[2]: $0.80 \leq \frac{\text{Area campo RX}}{\text{Area campo immagine}} \leq 1.25$ ➤ Il campo dei raggi X misurato dal centro del rivelatore di immagine nella direzione di maggiore disallineamento non dovrebbe estendersi al di là del bordo dell'immagine effettiva per più del 2% della SSD. Questo ulteriore requisito è applicabile a tutte le fasi di ingrandimento (FOV), per la minima e massima distanza recettore immagine e per le posizioni orizzontale e verticale del gantry $c_1 + c_2 \leq 0.03 \times SSD$ $d_1 + d_2 \leq 0.03 \times SSD$ $c_1 + c_2 + d_1 + d_2 \leq 0.04 \times SSD [2]$ ➤ Nei sistemi che prevedono la collimazione virtuale valgono gli stessi criteri di qualità e accettabilità di cui ai punti precedenti.
<p><i>Tipologia di controllo e periodicità</i></p>	<p>Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale</p>

VERIFICA DELLA DISTANZA FUOCO-RIVELATORE

<i>Scopo</i>	Verificare che la distanza fuoco-rivelatore, ovvero la Source to Image Distance (SID) sia corrispondente al valore dichiarato.
<i>Strumentazione</i>	o metro
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> Misurare con un metro la distanza tra i riferimenti esterni per la posizione della macchia focale e del rivelatore di immagine. Effettuare una esposizione. Ripetere la procedura variando, se possibile, la distanza.
<i>Analisi dei dati</i>	Confrontare le SID misurate con quelle nominali, con quelle indicate dal sistema a consolle, nel caso di SID variabile, e con i valori del tag DICOM presente nel header DICOM dell'immagine acquisita (0018,1110 Distance Source to Detector).
<i>Criteri di accettabilità</i>	SID nominale e misurata corrispondenti entro 1,5% della SID. [3]
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione.

VERIFICA DELLA CENTRATURA DEL CAMPO X

<i>Scopo</i>	Verificare che il campo X sia centrato sul rivelatore di immagine.
<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"> o metro o attenuatori di 1-2 mmCu (o analoghi, vedere tabella 2 in allegato)
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> Proteggere il centro del rivelatore con filtri di Cu di spessore di 1-2 mm o materiale di attenuazione analoga. Chiudere i collimatori in modo da avere il campo X più piccolo possibile o, nel caso di chiusura totale dei diaframmi, un campo X di dimensioni dell'ordine di mezzo cm.
<i>Analisi dei dati</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Osservare l'immagine del campo X sul monitor di visualizzazione. • Misurare la posizione dell'area irraggiata e valutarne la distanza rispetto al centro dell'immagine.
<i>Criteri di accettabilità</i>	Lo scostamento deve essere entro $\pm 2\%$ della SID
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.

4. VERIFICA DEGLI INDICATORI DI DOSE INTEGRATI

<p><i>Riferimenti</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. CEI EN 60601-2-43:(2023) “Prescrizioni particolari per la sicurezza fondamentale e le prestazioni essenziali degli apparecchi radiologici per procedure interventistiche” 2. IEC 61910-1: 2014 “Radiation dose Documentation – Part 1: Radiation dose structured reports for radiography and radioscopy” 3. DICOM Supplement 94: “Diagnostic X-Ray Radiation kerma Reporting (kerma SR)”, 2011 4. AAPM TG 190, Accuracy and Calibration of Integrated Radiation Output Indicators in Diagnostic Radiology- 2015 5. IEC 62494-1:2008 “Medical electrical equipment - Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: Definitions and requirements for general radiography” 6. EFOMP Protocol -Quality control of dynamic x-ray systems- 2024 7. Radiation Protection n. 162, 2012 “Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy”
<p><i>Scopo</i></p>	<p>Verificare il funzionamento dei dispositivi per la misura e/o calcolo del kerma cumulativo ($k_{a,r}$) al punto di riferimento e del prodotto kerma-area (KAP) installati sull'apparecchiatura.</p>
<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ filtri attenuatori (ad es. piastre di rame e/o di alluminio di vario spessore oppure 20 cm di PMMA) di ampiezza tale da coprire interamente l'area del fascio radiante a livello del rivelatore; ○ misuratore del prodotto kerma-area idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti oppure dosimetro integratore idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti; ○ metro ○ dispositivo per la misura del campo di radiazione (ad es. piastra con scala graduata radiopaca in 2 direzioni, pellicola gafcromica...) con opportuno sistema di fissaggio ○ sistema di fissaggio/supporto per il misuratore di kerma.

VERIFICHE VISIVE PRELIMINARI:

- Display
- Indicazione luminosa correttamente funzionante

INDICAZIONE DELLO ZERO CORRETTAMENTE FUNZIONANTE

Parametro di interesse solo per dispositivi con camera a ionizzazione

<i>Procedura</i>	Controllare visivamente, senza erogare, la funzionalità degli indicatori di rateo di kerma in aria al punto di riferimento, kerma in aria cumulativo $K_{a,r}$ e prodotto kerma-area KAP.
<i>Criterio di accettabilità</i>	Funzionalità secondo quanto indicato nel manuale d'uso.

STABILITÀ A BREVE TERMINE DEGLI INDICATORI DI ESPOSIZIONE

<i>Metodo di prova (condizioni di riferimento)</i>	<p>Geometria di misura:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fascio verticale, se possibile senza attenuatori aggiuntivi, fissando l'oggetto per la determinazione delle dimensioni del campo radiante e il dosimetro a sbalzo o con stativo. L'esclusione o l'inclusione del lettino portapaziente nell'acquisizione deve essere coordinata con la modalità di calibrazione e di verifica del produttore dell'apparecchiatura. • Se la SID è variabile, utilizzare la massima distanza fuoco-recettore d'immagine. • Posizione dosimetro: le misure dosimetriche devono essere effettuate in assenza di componente di radiazione diffusa. Se la strumentazione non possiede una schermatura integrata contro backscattering, si suggerisce di posizionare la strumentazione a metà tra tubo e rivelatore di radiazione, oppure all'isocentro o al punto di riferimento definito dal produttore. La distanza minima da superfici diffondenti deve essere in ogni caso > 10 cm. • Filtrazione aggiuntiva (necessaria se è impossibile selezionare manualmente i parametri di alimentazione del tubo – altrimenti 1 o 2 mmCu per proteggere il rivelatore): da posizionare a valle del misuratore di kerma, davanti al recettore d'immagine, in modo da intercettare tutto il fascio; scegliere uno spessore tale da avere una tensione sufficientemente elevata per minimizzare l'incertezza sulla misura. Si suggeriscono filtrazioni pari a 3 mm Cu oppure 20 cm PMMA. • FOV: campo radiante di dimensioni medie oppure come indicato nelle specifiche di calibrazione. • Collimazione: selezionare una collimazione visibile a monitor, ad es. 20 cm di lato o diametro.
--	---

<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none">1. Verificare le condizioni di prova; se si utilizza una camera a ionizzazione ad aria libera, annotare temperatura T e pressione p; annotare le dimensioni del campo radiante.2. Annotare i valori di azzeramento di $K_{a,r}$ e KAP prima di ogni esposizione, sia per il dosimetro che per gli indicatori di kerma.3. L'irraggiamento deve essere sufficientemente elevato in modo che l'incertezza della misura non sia limitata dalla precisione del display (valore di lettura almeno 50 volte superiore all'ultimo digit).4. Annotare i valori misurati di $K_{a,r}$ e KAP, quelli riportati dal misuratore di kerma e i dati di esposizione (kV, mA, filtrazione aggiuntiva, dimensioni del campo, ...). Se la strumentazione non è in grado di misurare contemporaneamente $K_{a,r}$ e KAP, eseguire le misure separatamente.5. Nel caso di dosimetro puntuale, misurare il valore dell'area del campo radiante nel piano del rivelatore e calcolare l'area del campo radiante in corrispondenza del punto di riferimento.6. Ripetere la misura 3 volte.
------------------	---

<p><i>Metodo di calcolo</i></p>	<p>a. Se l'apparecchio fornisce il kerma al punto di riferimento, può essere opportuno determinare il KAP al punto di riferimento. Altrimenti, per una misura con dosimetro puntuale posizionato sul detettore:</p> $K_{a,r\ mis} = K_{a,r\ mis} \times fg$ $KAP = K_{a,r\ mis} \times AREA \times fg$ <p>dove:</p> <ul style="list-style-type: none"> - AREA è l'area del fascio radiante in corrispondenza del punto di riferimento interventistico - fg è il fattore di correzione geometrico per l'inverso del quadrato della distanza calcolato secondo la formula: $fg = \left(\frac{SSD}{distanza\ fuoco - punto\ di\ riferimento} \right)^2$ <p>in cui SDD è la Distanza Fuoco-Detettore.</p> <p>b. Calcolare:</p> <p>b1) il coefficiente di correzione:</p> $C_{KAP} = KAP_{mis} / KAP_{nom}$ <p>dove:</p> <ul style="list-style-type: none"> - KAP_{mis} è il valore di KAP determinato con il dosimetro esterno al punto di riferimento; - KAP_{nom} è il valore nominale fornito dal misuratore di kerma, separatamente per ogni irraggiamento <p>b2) il valore medio sulle misure effettuate:</p> $C_{KAP,medio}$ <p>b3) il coefficiente di correzione:</p> $C_K = K_{a,r\ mis} / K_{a,r\ nom}$ <p>dove:</p> <ul style="list-style-type: none"> - K_{a,r mis} è il valore di K_{a,r} determinato con il dosimetro esterno al punto di riferimento; - K_{a,r nom} è il valore nominale fornito dal misuratore di kerma, separatamente per ogni irraggiamento <p>b4) il valore medio sulle misure effettuate:</p> $C_{k,medio}$
<p><i>Critero di accettabilità (provvisorio)</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ $\max C_{KAP} - C_{KAP,medio} \leq 5\%$ ➤ $\max C_K - C_{K,medio} \leq 5\%$
<p><i>Tipologia di controllo e periodicità</i></p>	<p>Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.</p>

ACCURATEZZA E CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI AL VARIARE DI ENERGIA, RATEO DI KERMA, DIMENSIONI DEL CAMPO

<i>Procedura</i>	<p>Nelle condizioni di riferimento, riportate nella sezione precedente, variare:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. <i>Il rateo di kerma</i>: ripetere la misura per altre modalità di esposizione di rilevanza clinica, ad es. ad alto rateo di kerma, a basso rateo di kerma, in scopia, in grafia; 2. <i>L'energia</i>: se possibile, variare i kV (nel range 60 – 120 kV) o variare la filtrazione aggiuntiva per ottenere un paio di irraggiamenti a differenti energie e ripetere la misura; 3. <i>Le dimensioni del campo</i>: ripetere la misura per un campo diverso, più piccolo (per es. 15 cm x 15 cm). E' preferibile ottenere diversi campi non solo tramite diverso ingrandimento, ma anche tramite diverse collimazioni meccaniche.
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p>il coefficiente di correzione C del valore nominale rispetto a quello misurato, deve essere</p> $0.65 \leq C \leq 1.35[7]$ <p>desiderabile:</p> $0.80 \leq C \leq 1.20^*$ <p style="text-align: right;">* valore provvisorio</p>
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	<p>Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.</p>

5. VERIFICA DELLA QUALITÀ DELL'IMMAGINE

<p><i>Riferimenti</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. LineeGuida Flat Panel AMFPD - AIFM 2009 2. Radiation Protection n. 162, 2012 “Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy” 3. IPEM Report 91 “Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems” (2005) 4. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems” American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report n. 93, Task Group 10 (2006) 5. R.T Droege A practical method to measure the MTF of CT scanners Medical Physics 9(5):758-60 · September 1982 6. IEC 61223-3-3 -Imaging performance of X-ray equipment for digital subtraction angiography 7. EFOMP Protocol -Quality control of dynamic x-ray systems- 2024 8. PARUCCINI, Nicoletta, et al. A single phantom, a single statistical method for low-contrast detectability assessment. Physica Medica, 2021, 91: 28-42.
<p><i>Osservazioni generali</i></p>	<p>In questo capitolo si riportano i controlli di qualità dell'immagine eseguibili mediante l'impiego di fantocci commerciali standard. Si analizzano immagini FOR PRESENTATION. Acquisire le immagini con i protocolli clinici impiegati abitualmente in differenti modalità: fluoroscopia, grafia, etc. Utilizzare il FOV più impiegato in campo clinico. Le valutazioni proposte sono previste per una condizione scatter free, che non caratterizza il funzionamento dell'apparecchiatura nel suo complesso. È comunque possibile replicare le misure proposte in una condizione con scatter, più prossima a quella clinica. Tale condizione può essere raggiunta inserendo gli oggetti test in un fantoccio a strati di adeguato spessore, per es. 20 cm PMMA.</p>

DISTORSIONE GEOMETRICA (SOLO PER IB)

<p><i>Scopo</i></p>	<p>Verificare l'eventuale presenza di distorsione geometrica sull'immagine.</p>
<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ Oggetto test contenente una griglia quadrata ad alto contrasto di passo tale da essere chiaramente risolvibile sull'immagine
<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare l'oggetto test sulla finestra di ingresso dell'IB 2. Acquisire l'immagine in condizioni di esposizione automatica per il FOV massimo

<p><i>Analisi dei dati</i></p>	<p>Osservare a monitor l'immagine prodotta identificando e quantificando, se possibile tramite misure con riga o esportando l'immagine, l'eventuale presenza di distorsione geometrica. Può essere utile calcolare la distorsione geometrica integrale, definita come segue:</p> $DGI = 1 - \frac{\left(\frac{D_{piccola}}{D_{grande}}\right)_{img}}{\left(\frac{D_{piccola}}{D_{grande}}\right)_{vero}}$ <p>dove:</p> <ul style="list-style-type: none"> • DGI: distorsione geometrica integrale • $D_{piccola}$: dimensione maglia della griglia in posizione centrale • D_{grande}: dimensione di un gruppo di maglie che copra gran parte del FOV • img: valutazione fatta sull'immagine • vero: valutazione fatta sulle dimensioni vere della griglia.
<p><i>Criteri di accettabilità</i></p>	<p>La distorsione geometrica osservata deve essere trascurabile. In caso di misura quantitativa, la distorsione geometrica integrale deve essere minore del 10%. Fare attenzione che alcuni tipi di distorsione geometrica (per es. a "puntaspilli", a "botte") dipendono dal sistema video dell'apparecchio, altri (per es. a "sigma") dall'intorno magnetico in cui si trova l'apparecchio.</p>
<p><i>Tipologia di controllo e periodicità</i></p>	<p>Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.</p>

RISOLUZIONE SPAZIALE (GRAFIA E SCOPIA)

<p><i>Scopo</i></p>	<p>Verificare la risoluzione spaziale massima per i setup di interesse clinico.</p>
<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ Fantoccio Leeds 18FG, ○ mira di Funk o analoghi.
<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare il fantoccio il più vicino al rivelatore, rimuovendo se possibile la griglia. 2. Orientare il fantoccio in modo che le barre della risoluzione spaziale siano inclinate di 45 gradi rispetto alla matrice di digitalizzazione del fantoccio. 3. Acquisire in condizioni di esposizione automatica per i valori di FOV più utilizzati oppure per il FOV di riferimento impiegato per le misure di kerma in ingresso al paziente. 4. Acquisire le immagini in differenti modalità: es. fluoroscopia, grafia, ecc. 5. Contare sul monitor dell'apparecchiatura il numero di inserti in cui le alternanze B/N sono visibili e determinare la frequenza spaziale limite. 6. Registrare modalità usata, protocollo, kV, mA/mAs, SID, FOV e valore di risoluzione spaziale limite.

<i>Analisi dei dati</i>	Esportare eventualmente le immagini: nell'esportazione in alcuni apparecchi la dimensione del pixel varia. Per una valutazione oggettiva, è possibile posizionare una ROI circolare sugli inserti corrispondenti alla frequenza spaziale di interesse. Calcolare l'MTF con il metodo di Droege e determinare il valore di frequenza per cui l'MTF è <20% [5].																		
<i>Criteri di accettabilità</i>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Risoluzione spaziale limite >0,8 lp/mm per campi di dimensione >25 cm e >1 lp/mm per campi di dimensione ≤25 cm per le immagini fluoroscopiche [2]. ➤ Nelle prove di corretto funzionamento periodiche la frequenza limite non dovrebbe variare più del 25% rispetto alla prova di funzionamento iniziale. 																		
<i>Valori tipici</i>	<p>I valori di riferimento relativi alla risoluzione spaziale massima riportati nei criteri di accettabilità non sono più attuali perché attribuibili ad apparecchi con intensificatore di brillantezza.</p> <p>Risoluzione spaziale tipica in scopia individuata dal gruppo di lavoro:</p> <ul style="list-style-type: none"> ● IB <table border="1" style="margin-left: 40px;"> <thead> <tr> <th>diametro (cm)</th> <th>lp/mm</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>20 ÷ 23</td> <td>2.0</td> </tr> <tr> <td>14 ÷ 18</td> <td>2.8</td> </tr> <tr> <td>10 ÷ 13</td> <td>2.8</td> </tr> </tbody> </table> ● rivelatore digitale <table border="1" style="margin-left: 40px;"> <thead> <tr> <th>lato (cm)</th> <th>lp/mm</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>30 ÷ 32</td> <td>1.6</td> </tr> <tr> <td>20 ÷ 23</td> <td>2.5</td> </tr> <tr> <td>14 ÷ 17</td> <td>2.8</td> </tr> <tr> <td>11 ÷ 13</td> <td>2.8</td> </tr> </tbody> </table> 	diametro (cm)	lp/mm	20 ÷ 23	2.0	14 ÷ 18	2.8	10 ÷ 13	2.8	lato (cm)	lp/mm	30 ÷ 32	1.6	20 ÷ 23	2.5	14 ÷ 17	2.8	11 ÷ 13	2.8
diametro (cm)	lp/mm																		
20 ÷ 23	2.0																		
14 ÷ 18	2.8																		
10 ÷ 13	2.8																		
lato (cm)	lp/mm																		
30 ÷ 32	1.6																		
20 ÷ 23	2.5																		
14 ÷ 17	2.8																		
11 ÷ 13	2.8																		
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.																		

1. SOGLIA DI CONTRASTO/SENSIBILITÀ A BASSO CONTRASTO (GRAFIA E SCOPIA)

<i>Scopo</i>	Verificare la soglia di contrasto per inserti di grandi dimensioni o la sensibilità a basso contrasto (curva contrasto-dettaglio), in funzione dei fantocci disponibili.
<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"> ○ Fantoccio Leeds 18FG (o fantocci analoghi), TO20 (o analoghi) ○ 1 mmCu o l'attenuatore previsto dal fantoccio utilizzato. Nota: alcuni produttori di fantocci forniscono i contrasti nominali solo per alcuni range di spessore dell'attenuatore e per alcuni range di kV.

<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Filtrare il fascio RX con l'attenuatore. 2. Posizionare fantoccio il più vicino possibile al rivelatore. 3. Acquisire in condizioni di esposizione automatica per i valori di FOV più utilizzati. 4. Registrare modalità, protocollo, kV, mA, SID, FOV e il numero di inserti visibili (eventualmente per ogni serie di dettagli di stesso diametro). 5. Contare il numero totale di dischi visibili ad una distanza di osservazione pari ad almeno 4 volte il diametro dell'immagine visualizzata a monitor. 6. Acquisire le immagini in differenti modalità: fluoroscopia, grafia.
<p><i>Analisi dei dati</i></p>	<p>Convertire il numero di inserti visibili in minimo contrasto rilevabile utilizzando le tabelle relative al fantoccio impiegato, eventualmente interpolando i dati se necessario. Come esempio si riporta la tabella di conversione del fantoccio Leeds 18FG.</p>
<p><i>Criteri di accettabilità</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ➤ In modalità fluoroscopia e per dettagli "grandi" (diametro dell'ordine del cm) deve essere visibile l'inserto corrispondente al contrasto pari al 4%[2]. ➤ Nelle prove di corretto funzionamento periodiche, l'ultimo dettaglio di grandi dimensioni visibile deve essere costante ± 1 dettaglio rispetto alla prova di accettazione.
<p><i>Valori tipici</i></p>	<p>Range di soglia di contrasto in scopia:</p> <ul style="list-style-type: none"> • IB 2,2% - 2,7% • rivelatore digitale 1,7% - 2,4%
<p><i>Tipologia di controllo e periodicità</i></p>	<p>Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.</p>

Tabella di conversione del fantoccio Leeds 18FG (1 mmCu aggiunto)

Numero del disco	Contrasto a 60 kVp	Contrasto a 70 kVp	Contrasto a 80 kVp
1	0.213	0.167	0.149
2	0.190	0.148	0.132
3	0.165	0.128	0.114
4	0.141	0.109	0.097
5	0.113	0.088	0.078
6	0.096	0.075	0.067
7	0.088	0.067	0.060
8	0.067	0.053	0.047
9	0.059	0.045	0.040
10	0.046	0.039	0.036
11	0.038	0.032	0.030
12	0.032	0.027	0.025
13	0.025	0.022	0.020
14	0.020	0.017	0.016
15	0.018	0.015	0.015
16	0.015	0.013	0.012
17	0.013	0.011	0.010
18	0.010	0.009	0.008

2. THRESHOLD CONTRAST DETECTABILITY- METODO STATISTICO (GRAFIA E SCOPIA)

<i>Scopo</i>	Verificare la curva contrasto-dettaglio [8].
<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"> ○ Fantoccio LCD (Low Contrast Detectability) costituito per esempio da stepwedge in alluminio con almeno 5 gradini di spessore variabile e noto (per es. da 0.25 mm, 0.50 mm, 0.75 mm, 1.00 mm e 1.25 mm) e una regione omogenea di dimensioni 4x4 cm² e di spessore noto (per es. di 0.50 mm di alluminio). ○ Filtro attenuatore da 1 a 2 mmCu. ○ Spessori di PMMA (per es. 10 cm, 15 cm, 20 cm)
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare il filtro di 1.5 mmCu all'uscita del tubo RX 2. Posizionare il fantoccio LCD avendo cura che l'inserto in alluminio sia al centro del rivelatore e lo stepwedge di alluminio sia ortogonale alla direzione anodo-catodo 3. Acquisire le immagini con le differenti modalità di funzionamento disponibili (per es. fluoroscopia, fluorografia, angiografia) 4. Eventualmente ripetere le acquisizioni con l'aggiunta di fantocci di PMMA di differenti spessori (per es. 10 cm, 15 cm, 20 cm)
<i>Analisi dei dati</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Esportare le immagini • Calcolare i valori di soglia di contrasti C_t espressi in mmAl per i diversi inserti a basso contrasto analizzando i run acquisiti con il programma scaricabile dal sito web https://www.lcdlab.org/downloads. Il metodo di calcolo consiste nei seguenti passi: <ul style="list-style-type: none"> • selezionare una ROI (tipicamente di 120 x 120 pixel) nella regione di alluminio omogenea • Suddividere la ROI in ROI di dimensione inferiore e nota (per esempio 5x5 pixel) in modo da ottenere una matrice di 24x24 ROI. • Calcolare il valor medio di ognuna di queste 24x24 ROI • Calcolare la deviazione standard (s) dei valor medi • Calcolare il valore $C_{th} = 3.29*s$ • Ripetere per ROI di dimensioni diverse • Costruire la curva contrasto-dettaglio ponendo in ascissa la dimensione della ROI di dimensione inferiore (in pixel) moltiplicata per la dimensione del pixel (in mm) e in ordinata la soglia di contrasto C_{th} corrispondente • Utilizzare i gradini di alluminio per convertire il segnale in termini di mmAl. Se non si ha a disposizione lo stepwedge di alluminio è possibile applicare il metodo statistico anche su una immagine omogenea (es. immagine per la verifica dell'uniformità). In questo modo il valore di C_{th} non sarà più espresso in termini assoluti (mmAl) ma relativi (%) perdendo ad esempio la dipendenza dell'energia del fascio RX incidente. Calcolare C_{th} come descritto nella presente sezione e calcolare il valore di $C_{th}\%$ dividendo C_{th} per il valor medio della ROI in esame
<i>Valori tipici</i>	Valore tipico preliminare in scopia per pannello digitale: $C_{th}=0.9\%$ o 0,36mmAl per dettaglio di 2.5 mm

<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale
---	--

QUALITÀ DELL'IMMAGINE SOTTRATTA- IMMAGINI DSA

<i>Scopo</i>	Verificare le prestazioni delle immagini sottratte, se presenti, in termini di range dinamico, risoluzione di contrasto, uniformità di contrasto, artefatti ed errori logaritmici.
<i>Strumentazione</i>	o Fantoccio X-CHECK DSA (in precedenza NORMI 8) DSA Test Object descritto nella norma CEI EN 61223-3-3 o fantocci analoghi.
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare il fantoccio sul lettino porta paziente posizionando l'inserto a basso contrasto all'isocentro. 2. Acquisire le immagini in modalità DSA in condizioni di esposizione automatica e utilizzando un protocollo angiografico sottrattivo per 10 s. 3. Agendo sul dispositivo a pompetta traslare gli inserti a basso contrasto contenuti nel fantoccio e acquisire per ulteriori 10 s; registrare i valori di kV, mA, SID e FOV.
<i>Analisi dei dati</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Osservare le immagini sottratte. Se i kV di acquisizione sono inclusi nell'intervallo 70÷80 kV è possibile associare al numero dell'inserto un valore di concentrazione di soluzione iodata (per es. per il fantoccio X-CHECK DSA gli inserti in alluminio di spessore da 0.05 mm a 0.40 mm corrispondono ad una soluzione iodata da 5mg/cm² a 10 mg/cm²).
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>I dati ottenuti nelle valutazioni di corretto funzionamento costituiscono il riferimento per le prove successive.</p> <p>In generale per il X-CHECK DSA l'immagine sottratta dovrebbe permettere la visualizzazione dei dettagli come segue.</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Range dinamico: vaso di spessore massimo (0.40 mmAl) visibile sotto tutti gli spessori dello stepwedge di rame (vascular test). ➤ Risoluzione di contrasto: sotto allo step di 0.8 mmCu visibili tutti e quattro gli inserti in alluminio (0.40 mm, 0.20 mm, 0.10 mm e 0.05 mm). ➤ Uniformità del contrasto: inserti in alluminio visibili uniformi in densità e larghezza su tutta l'immagine. ➤ Artefatti: non siano presenti artefatti di registrazione sulle immagini auto sottratte. ➤ Errore logaritmico: densità del primo e dell'ultimo gradino equivalenti.
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale

6. VERIFICA DELLE CARATTERISTICHE DOSIMETRICHE

Le caratteristiche dosimetriche di un'apparecchiatura radiologica sono di primaria importanza dal punto di vista della radioprotezione del paziente. È importante che tali caratteristiche siano testate in condizioni simili a quelle più utilizzate nella pratica clinica. Purtroppo spesso, nelle realtà sanitarie, l'organizzazione delle attività è tale che lo Specialista in Fisica Medica si trova a testare, ai fini dell'accettazione, apparecchi radiologici per i quali i protocolli clinici devono ancora essere adattati alle esigenze dei clinici che utilizzeranno l'apparecchiatura. In questo caso, si consiglia, se possibile, di effettuare le verifiche della PARTE II di questa sezione dopo l'impostazione definitiva dei protocolli clinici.

<p><i>Tipologia del controllo</i></p>	<p><u>PARTE I: controlli dosimetrici</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente - modalità fluoroscopia[livello 1 e con periodicità annuale solo per livello 2] • Kerma in aria e suo rateo all'ingresso del paziente – scopia e grafia[livello 1] • Kerma in aria e suo rateo all'ingresso del rivelatore – grafia e scopia[livello 2]
<p><i>Scopo</i></p>	<p>Tali controlli sono finalizzati a verificare il rispetto dei limiti/valori soglia consigliati dai documenti tecnici di riferimento.</p>

<p><i>Tipologia del controllo</i></p>	<p><u>PARTE II: controlli finalizzati a verificare la riproducibilità di funzionamento dell'apparecchiatura.</u> Riproducibilità del funzionamento dell'apparecchiatura per tutti i protocolli di interesse clinico (grafia e scopia).</p>
<p><i>Scopo</i></p>	<p>Definire una sequenza di controlli da ripetere utilizzando filtri di rame o alluminio come attenuatori. Per le prove di corretto funzionamento può essere sufficiente verificare che i parametri di esposizione selezionati automaticamente dal sistema si mantengano costanti.</p>

<p><i>Riferimenti</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Functionality and Operation of Fluoroscopic Automatic Brightness Control/Automatic Kerma Rate Control Logic in Modern Cardiovascular and Interventional Angiography systems – A Report of AAPM Task Group 125, 2012 2. Radiation Protection n. 162, 2012 “Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy” 3. IAEA 457: Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice IAEA Technical reports series 457, 2007 4. Dowling, A. Gallagher, U. O’ Connor et al “Acceptance testing and QA of interventional cardiology systems” Radiation Protection Dosimetry 2008, pp. 1-4 5. C J Martin, DG Sutton, A. Workman et al “Protocol for measurement of patient entrance surface kerma rates for fluoroscopic x-ray equipment” Br J Radiol 1998 Dec; 71 (852): 1283-7 6. IPEM 2005a Institute of Physicists and Engineers in Medicine. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems, Report 91. York: Institute of Physicists and Engineers in Medicine 7. Choice of Phantom Material and Test Protocols to Determine Radiation Exposure Rates for Fluoroscopy Jon A. Anderson, PhD • Jihong Wang, PhD • Geoffrey D. Clarke, PhD RadioGraphics 2000; 20:1033–1042 8. Survey of Pediatric Fluoroscopic Air Kerma Rate Values and Recommended Application of Results The Report of AAPM Task Group 251 April 2022
<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ filtri attenuatori, 2 mm Pb, almeno 30 cm di PMMA o materiale equivalente (Al, Cu) di ampiezza tale da coprire interamente l’area del fascio radiante a livello del rivelatore; ○ misuratore del rateo di kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti; ○ metro; ○ sistema di fissaggio/supporto per il misuratore di kerma.
<p><i>Grandezza dosimetrica</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> • $K_{a,e}$ (entrance air kerma con backscatter) per misure col backscatter • $K_{a,i}$ (incident air kerma senza backscatter) per le misure scatter-free.

PARTE I: CONTROLLI DOSIMETRICI

MASSIMO RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE (MODALITÀ FLUOROSCOPIA)

<p><i>Procedura</i></p>	<p>La grandezza misurata è $K_{a,i}$ (incident air kerma senza backscatter). I limiti si intendono “under scatter-free conditions”, quindi se si utilizza una camera a ionizzazione, è necessario correggere opportunamente la lettura con il fattore di backscattering (valore tipico pari a 1.3 o, in alternativa, utilizzare la Tabella IAEA 457; Allegati Tabella 1a e 1b). La misura deve essere effettuata in modalità fluoroscopia e nelle condizioni geometriche e di erogazione tali per cui il rateo di kerma sia il massimo possibile. Poiché a priori non è possibile sapere se tale condizione si ottiene alla massima o alla minima distanza fuoco-detettore, nella prova di accettazione la verifica deve essere ripetuta in entrambe le condizioni. Nelle successive verifiche, la misura sarà effettuata solo nella condizione in cui il rateo di kerma è risultato più alto. Selezionare il FOV più piccolo, o il FOV che comporta la massima esposizione, e la modalità di esposizione con il massimo numero di impulsi/s. Eeguire le misure nella modalità di fluoroscopia che ha la regolazione di dose più alta, senza rimuovere la griglia.</p> <p>Modalità 1 (con filtro in Piombo)</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Appoggiare 2 mm di piombo sul rivelatore. 2. Utilizzando un sostegno adeguato, posizionare il dosimetro a 30 cm dal rivelatore, in aria. In alternativa la misura a 30 cm dal rivelatore si può ricavare da una misura con dosimetro in appoggio sul Pb, applicando alla sua lettura la correzione dell'inverso del quadrato della distanza dal tubo radiogeno. <p>Modalità 2 (con 30 cm PMMA)</p> <p>Effettuare la valutazione con arco per proiezione PA o LL, come risulta più agevole.</p> <p><i>Proiezione PA</i></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare il fantoccio di PMMA sul tavolo porta paziente in modo che tra il tavolo e la prima slab ci sia lo spazio per inserire il rivelatore, a contatto con il fantoccio (utilizzare per esempio dei piccoli spessori di polistirolo). Inserire il dosimetro sotto il fantoccio, rivolto verso il tubo, in posizione abbastanza centrale ma in modo da non influire sul sistema AEC. <p><i>Proiezione laterale</i></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare il fantoccio con il rivelatore posto a contatto della prima slab di PMMA verso il tubo radiogeno, in posizione abbastanza centrale ma in modo da non influire sul sistema AEC. 2. Regolare l'altezza del tavolo in modo che il fantoccio sia praticamente a contatto con il detettore e quindi che il punto di misura sia a 30 cm di distanza dal detettore.
<p><i>Criterio di accettabilità</i></p>	<p>Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente:</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ in modalità “Normal level” <88 mGy/min [1] ➤ in modalità “High level” <176 mGy/min [1]

<i>Valore tipico</i>	In modalità "Normal level" ≈ 44 mGy/min
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento, (funzionamento a intervalli regolari solo livello 2).

KERMA IN ARIA E SUO RATEO ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE (MODALITÀ SCOPIA E GRAFIA)

<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"> ○ misuratore di kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti ○ metro ○ fantoccio attenuatore di 20 cm di spessore ed i ampiezza tale da coprire interamente l'area del fascio radiante a livello del rivelatore; materiale del fantoccio: PMMA o in alternativa contenitore riempito con 20 cm d'acqua. (Per apparecchiature per estremità il fantoccio adeguato è di 5 cm PMMA o in alternativa 5 cm d'acqua.) <p><i>NB: A parità di spessore, il PMMA comporta un incremento del rateo di kerma rispetto all'acqua di circa 1.22 [5]</i></p> <p><i>Lo spessore di PMMA equivalente a 20 cm di acqua è pari a 18.5 cm (Allegati tabella 2)</i></p>
-----------------------	--

<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare l'arco a C e scegliere la rotazione 0° (Proiezione PA) o 90° (Proiezione laterale) <ul style="list-style-type: none"> <i>Proiezione PA:</i> Posizionare il fantoccio sul tavolo porta paziente in modo che tra il tavolo e il fantoccio ci sia lo spazio per inserire il rivelatore (utilizzare per esempio dei piccoli spessori di polistirolo). Inserire il dosimetro a contatto con il fantoccio, rivolto verso il tubo, in posizione abbastanza centrale ma in modo da non influire sul sistema AEC. <i>Proiezione laterale:</i> Posizionare il rivelatore di kerma a contatto con il fantoccio e verso il tubo radiogeno, in posizione abbastanza centrale ma in modo da non influire sul sistema AEC. 2. Selezionare, se possibile, una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm. 3. Regolare l'altezza del tavolo in modo che la superficie del fantoccio disti dal rivelatore di immagine 10 cm; misurare e registrare la distanza fuoco-rivelatore. 4. Eseguire le misure con la griglia inserita. 5. Selezionare un protocollo di riferimento, o i protocolli clinici più utilizzati, se già presenti. 6. Effettuare la misura nelle modalità fluoro e grafia in base all'impiego dell'apparecchiatura. 7. Registrare i parametri di esposizione selezionati automaticamente dal sistema (kV, mA, impulsi/s, filtrazioni aggiuntive). 8. Ripetere la misura di rateo di $K_{a,e}$ o $K_{a,e}$ per frame per verificarne la stabilità, controllando contemporaneamente la variabilità dei parametri. 9. Se la misura viene eseguita con un dosimetro a stato solido moltiplicare il valore per il fattore di backscattering (valore tipico pari a 1.3 o, in alternativa, utilizzare la Tabella IAEA 457; Allegati Tabella 1a e 1b). 10. Eseguire le misure per i valori di FOV più significativi in funzione dell'uso clinico. 																																
<p><i>Valori di riferimento</i></p>	<p>Fluoroscopia con fantoccio 20 cm acqua [5]</p> <table border="1" data-bbox="580 1368 1299 1626"> <thead> <tr> <th colspan="4">Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente (mGy/min)</th> </tr> <tr> <th>FOV</th> <th>Low</th> <th>Normal</th> <th>High</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>11-14</td> <td><25</td> <td>25-50</td> <td>51-75</td> </tr> <tr> <td>15-18</td> <td><23</td> <td>23-46</td> <td>47-79</td> </tr> <tr> <td>22-27</td> <td><15</td> <td>15-30</td> <td>31-45</td> </tr> <tr> <td>28-33</td> <td><12</td> <td>12-24</td> <td>25-36</td> </tr> </tbody> </table> <p>Fluoroscopia con fantoccio 20 cm PMMA e FOV 30 [8]</p> <table border="1" data-bbox="456 1709 1423 1926"> <thead> <tr> <th>Tipo Esposizione</th> <th>Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente Mediana[25° - 75° percentile]</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Fluoroscopia pulsata 7.5 p/s</td> <td>3.7 [3.18-4.5] mGy/min</td> </tr> <tr> <td>Fluoroscopia continua</td> <td>12.52 [10.3-16.8] mGy/min</td> </tr> <tr> <td>Fluorografia single shot</td> <td>0.48 [0.465-0.533] mGy/frame</td> </tr> </tbody> </table>	Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente (mGy/min)				FOV	Low	Normal	High	11-14	<25	25-50	51-75	15-18	<23	23-46	47-79	22-27	<15	15-30	31-45	28-33	<12	12-24	25-36	Tipo Esposizione	Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente Mediana[25° - 75° percentile]	Fluoroscopia pulsata 7.5 p/s	3.7 [3.18-4.5] mGy/min	Fluoroscopia continua	12.52 [10.3-16.8] mGy/min	Fluorografia single shot	0.48 [0.465-0.533] mGy/frame
Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente (mGy/min)																																	
FOV	Low	Normal	High																														
11-14	<25	25-50	51-75																														
15-18	<23	23-46	47-79																														
22-27	<15	15-30	31-45																														
28-33	<12	12-24	25-36																														
Tipo Esposizione	Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente Mediana[25° - 75° percentile]																																
Fluoroscopia pulsata 7.5 p/s	3.7 [3.18-4.5] mGy/min																																
Fluoroscopia continua	12.52 [10.3-16.8] mGy/min																																
Fluorografia single shot	0.48 [0.465-0.533] mGy/frame																																

<p><i>Critério di accettabilità</i></p>	<p>Rateo di kerma all'ingresso del fantoccio ($K_{a,e}$), per la modalità fluoroscopica "Normal": <100 mGy/min [2, 5, 6]</p> <p>Kerma all'ingresso del fantoccio per frame ($K_{a,e}/\text{frame}$):</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Modalità angiografica < 2.0 mGy/frame [2, 6] ➤ Modalità cardiaca < 0.2 mGy/frame [2, 4] <p>I limiti sono indicati per misure in fantoccio di 20 cm di acqua nelle condizioni di esposizione indicate nel documento [5].</p>
<p><i>Valori tipici</i></p>	<p>Valori tipici individuati dal gruppo di lavoro per scopia normale e FOV 20-30 cm:</p> <ul style="list-style-type: none"> • 4,5 mGy/min fluoro pulsata normalizzata a 7,5p/s; • 26,4 mGy/min fluoro continua.
<p><i>Tipologia di controllo e periodicità</i></p>	<p>Accettazione, corretto funzionamento. Questa verifica, comunque necessaria in accettazione, sarebbe da ripetere subito dopo l'impostazione dei protocolli clinici.</p>

KERMA IN ARIA E SUO RATEO ALL'INGRESSO DEL RIVELATORE (MODALITÀ SCOPIA E GRAFIA)

<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> ○ filtri di Cu (spessore di circa 2 mm) o Al (spessore di circa 20 mm); per apparecchi per estremità filtro di Cu dello spessore di 0.5 mm o filtri di altri materiali di spessori equivalenti; ○ misuratore di kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti; ○ metro
------------------------------	--

<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare l'arco a C e scegliere la rotazione 0° (proiezione PA). 2. Posizionare i filtri a contatto con il collimatore. 3. Selezionare una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm, oppure quella più usata nella pratica clinica. 4. Rimuovere la griglia (se in accettazione si misura il fattore di griglia, si può evitare nelle prove successive di rimuovere la griglia correggendo opportunamente il valore di rateo misurato). 5. Appoggiare il dosimetro sul recettore d'immagine. 6. Selezionare un protocollo di riferimento, o i protocolli clinici più utilizzati, se già presenti. 7. Effettuare la misura in modalità "Normal Level". 8. Registrare i parametri di esposizione selezionati automaticamente dal sistema (kV, mA, impulsi/s, filtrazioni aggiuntive). 9. Ripetere la misura di rateo di kerma per verificarne la stabilità, controllando contemporaneamente la variabilità dei parametri. 10. Eseguire le misure per i FOV più significativi in funzione dell'uso clinico.
<p><i>Criterio di accettabilità</i></p>	<p>Per apparecchi con IB [2, 4, 6] e fantoccio di 20 cm di acqua:</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ <1 $\mu\text{Gy/s}$ in modalità scopia normale e FOV 25; ➤ < 5 $\mu\text{Gy/frame}$ in modalità angiografica; ➤ <0.5 $\mu\text{Gy/frame}$ in modalità cardiaca
<p><i>Valore tipico</i></p>	<p>0.35 $\mu\text{Gy/s}$ per rivelatore digitale in modalità scopia normale e FOV 30 cm.</p>
<p><i>Tipologia di controllo e periodicità</i></p>	<p>Accettazione, corretto funzionamento. Questa verifica di secondo livello, eseguita in accettazione, sarebbe da ripetere subito dopo l'impostazione dei protocolli clinici.</p>

VERIFICA DEL FUNZIONAMENTO DEL SISTEMA AEC (MODALITÀ SCOPIA)

<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"> ○ Almeno due filtri di Cu (spessore da 1 a 2.5 mm) o Al (da 10 a 20 mm); per apparecchi per estremità filtro di Cu dello spessore di 0.5 mm e 1 mm o filtri di altri materiali di attenuazione equivalente; ○ misuratore di kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti; ○ metro.
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare l'arco a C e scegliere la rotazione 0° (proiezione PA). 2. Rimuovere la griglia (se in accettazione si misura il fattore di griglia, si può evitare nelle prove successive di rimuovere la griglia correggendo opportunamente il valore di rateo misurato). 3. Selezionare una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm, oppure quella più usata nella pratica clinica 4. Appoggiare il dosimetro sul recettore d'immagine. 5. Eseguire le misure per i FOV più significativi in funzione dell'uso clinico. 6. Posizionare il primo filtro a contatto con il collimatore. 7. Selezionare un protocollo di riferimento, o i protocolli clinici più utilizzati, se già presenti. 8. Effettuare la misura in modalità "Normal Level". 9. Registrare i parametri di esposizione selezionati automaticamente dal sistema (kV, mA, impulsi/s, filtrazioni aggiuntive). 10. Cambiare filtri e ripetere i punti 7, 8, 9 11. Calcolare CVmax, cioè la massima deviazione del valore di rateo di kerma associata al singolo filtro rispetto al valore medio del rateo di kerma per tutti i filtri impiegati.
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p>Il corretto funzionamento del dispositivo di controllo automatico dell'esposizione è un elemento indispensabile per la garanzia dell'ottimizzazione dell'esame. Si ritiene, pertanto, di adottare il valore tipico registrato durante le misure di interconfronto come criterio di accettabilità provvisorio.</p>
<i>Valore tipico</i>	<p>CVmax < 30%</p>
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	<p>Accettazione, corretto funzionamento.</p>

PARTE II: CONTROLLI FINALIZZATI A VERIFICARE LA RIPRODUCIBILITÀ DI FUNZIONAMENTO DELL'APPARECCHIATURA (GRAFIA E SCOPIA)

<i>Strumentazione</i>	○ Filtri di Cu o Al o PMMA (vedi allegati Tabella 2)
<i>Procedura</i>	<p>Modalità fluoroscopia:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Posizionare l'arco a C e scegliere la rotazione 0° (proiezione PA). 2. Posizionare i filtri a contatto con il collimatore, o in un'altra posizione comoda, purché intercettino tutto il fascio. 3. Selezionare, se possibile, una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm, oppure quella più usata nella pratica clinica. 4. Selezionare il/i protocollo/i clinico/i più frequentemente utilizzato/i. 5. Al variare delle dimensioni del campo, delle modalità più utilizzate in clinica (scopia/ grafia/ cinematografia, low/ normal/ high dose) e dello spessore del fantoccio (per esempio da 1 a 4 mm Cu o materiali di assorbimento analogo, vedi tabella 2 in allegato) registrare filtrazione aggiunta dall'apparecchiatura, kV, mA, pulse rate e ampiezza impulso selezionati dal sistema automatico. Come secondo livello, se il sensore non influenza l'AEC, è possibile anche misurare il rateo di dose in entrata alla finestra di ingresso del rivelatore o, in alternativa, il rateo di dose in ingresso ai filtri attenuatori. In questo ultimo caso, però, gli attenuatori vanno posizionati sul rivelatore, quindi devono essere di maggiori dimensioni, per poter intercettare tutto il fascio.
<i>Periodicità</i>	La periodicità deve essere fissata considerando le modalità di utilizzo della macchina: essendo l'obiettivo del controllo quello di testare le performance della macchina si consiglia una periodicità almeno annuale.
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p>Verificare la costanza di questi parametri. Tolleranze provvisorie rispetto alla prova di corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione:</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ kV: 5% ➤ mA 20% ➤ mAs 20% ➤ ampiezza impulso 20% ➤ filtrazione e pulserate riproducibili ➤ rateo di dose (se misurato) 25%.
<i>Considerazioni</i>	<p>Se possibile, è più pratico utilizzare attenuatori metallici. Porre attenzione perché i dispositivi di controllo automatico dell'esposizione di alcuni produttori di apparecchiature non funzionano correttamente con attenuatori metallici; in questo caso è compito dello Specialista in Fisica Medica valutare la fattibilità pratica di questa prova con l'uso di attenuatori a basso Z (acqua, PMMA). Nel caso in cui si decidesse comunque di procedere con l'uso di attenuatori metallici, la prova può rimanere valida per la valutazione della riproducibilità, ma non si possono utilizzare i dati in allegato e i setup scelti dall'apparecchiatura per trarre informazioni sui parametri che l'apparecchio seleziona in automatico nell'uso con pazienti.</p>

7. VERIFICA DELLA CONNETTIVITÀ DELL'APPARECCHIATURA

Le verifiche in questa sezione sono volte a monitorare gli aspetti di connettività dell'apparecchiatura radiologica. Purtroppo spesso, nelle realtà sanitarie, l'organizzazione delle attività è tale che lo Specialista in Fisica Medica si trova a testare, ai fini dell'accettazione, apparecchi radiologici che ancora non sono stati configurati completamente per gli aspetti di connettività. Questo può rendere più problematica organizzativamente la verifica di alcuni aspetti considerati in questa sezione.

TRASMISSIONE DELLE IMMAGINI AL PACS E DISPONIBILITÀ WORKLIST

<i>Strumentazione</i>	Nessuna
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sulla consolle dell'apparecchiatura, verificare che sia possibile selezionare un paziente dalla worklist. 2. Alla fine delle acquisizioni, chiudere lo studio, inviarlo a PACS verificando che sia presente completo di tutte le immagini.
<i>Criterio di accettabilità</i>	-
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione.

VERSIONE SOFTWARE DELL'APPARECCHIATURA

<i>Strumentazione</i>	Nessuna
<i>Procedura</i>	<p>All'accensione, nell'area dedicata o sull'header DICOM, leggere ed annotare la versione del software applicativo dell'apparecchiatura. Sulle immagini, il tag DICOM è (0018,1020).</p> <p>In caso di variazioni della versione del software, informarsi dalla ditta produttrice su quali siano le variazioni fra le due versioni.</p> <p>Nel caso le variazioni possano avere un impatto dosimetrico o sulla qualità dell'immagine o se tali informazioni non siano disponibili, programmare una prova di corretto funzionamento che interessi gli aspetti che si ipotizza possano essere stati influenzati dalla variazione di software.</p>
<i>Criterio di accettabilità</i>	-
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione e con periodicità annuale.

CORRETTA TRASMISSIONE DEI DATI ESPOSITIVI AL RDMS (GEOMETRICI E DOSIMETRICI)

<i>Strumentazione</i>	Nessuna
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Assicurarsi che l'apparecchiatura sia configurata per la trasmissione dei dati al RDMS (Radiation Dose Structured Report) 2. Verificare che uno studio effettuato sull'apparecchiatura e contenente informazioni geometriche note (per esempio quello relativo alla verifica della distanza fuoco-rivelatore) sia presente sul RDMS. Verificare che i dati rilevati a consolle, sia relativamente a posizioni lineari, qualora esistenti, sia a posizioni angolari dell'arco a C, siano riportati in modo coerente sia su header DICOM sia su RDMS. Ad esempio: <ul style="list-style-type: none"> ○ 0018,1110 Distance Source to Detector; ○ 0018,1510 Positioner Primary Angle; ○ 0018,1511 Positioner Secondary Angle. L'Allegato 4 riporta una tabella con TAG DICOM di interesse. 3. Verificare che uno studio effettuato sull'apparecchiatura e contenente esposizioni di cui siano noti gli indicatori dosimetrici (per esempio quello relativo alla verifica degli indicatori di dose integrati dell'apparecchiatura e all'EI), sia presente nel RDMS. Verificare la coerenza dei dati espositivi registrati nell'header DICOM e nel RDMS rispetto a quanto rilevato a consolle. Ad esempio: <ul style="list-style-type: none"> ○ 0018,115E Image and Fluoroscopy Area Dose Product ○ 0018,1411 Exposure Index ○ 113722 Dose Area Product Total (nel RDSR - report dosimetrico strutturato) ○ 113738 Dose at Reference Point (nel RDSR).
<i>Criterio di accettabilità</i>	Completa coerenza tra i dati a consolle e quelli registrati nel RDMS.
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, corretto funzionamento dopo intervento di manutenzione.

ALLEGATI

ALLEGATO 1 – TABELLE

TABELLA 1A - BACKSCATTER FACTOR (DA IAEA TECHNICAL REPORT N°457)

Backscatter factor (*B*)

Tube voltage (kV)	Filter	Field size												
		100 mm × 100 mm				200 mm × 200 mm				250 mm × 250 mm				
		HVL (mm Al)	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	
50	2.5 mm Al	1.74	1.24	1.25	1.33	1.26	1.27	1.36	1.26	1.27	1.36	1.26	1.28	1.36
60	2.5 mm Al	2.08	1.28	1.28	1.36	1.31	1.32	1.41	1.31	1.32	1.41	1.31	1.32	1.42
70	2.5 mm Al	2.41	1.30	1.31	1.39	1.34	1.36	1.45	1.34	1.36	1.45	1.35	1.36	1.46
70	3.0 mm Al	2.64	1.32	1.32	1.40	1.36	1.37	1.47	1.36	1.37	1.47	1.36	1.38	1.48
70	3.0 mm Al +0.1 mm Cu	3.96	1.38	1.39	1.48	1.45	1.47	1.58	1.45	1.47	1.58	1.46	1.47	1.59
80	2.5 mm Al	2.78	1.32	1.33	1.41	1.37	1.39	1.48	1.37	1.39	1.48	1.38	1.39	1.50
80	3.0 mm Al	3.04	1.34	1.34	1.42	1.39	1.40	1.51	1.39	1.40	1.51	1.40	1.41	1.52
80	3.0 mm Al +0.1 mm Cu	4.55	1.40	1.40	1.49	1.48	1.50	1.61	1.48	1.50	1.61	1.49	1.51	1.63
90	2.5 mm Al	3.17	1.34	1.34	1.43	1.40	1.41	1.51	1.40	1.41	1.51	1.41	1.42	1.53
90	3.0 mm Al	3.45	1.35	1.36	1.44	1.42	1.43	1.53	1.42	1.43	1.53	1.42	1.44	1.55
90	3.0 mm Al +0.1 mm Cu	5.12	1.41	1.41	1.50	1.50	1.51	1.62	1.50	1.51	1.62	1.51	1.53	1.65
100	2.5 mm Al	3.24	1.34	1.34	1.42	1.40	1.41	1.51	1.40	1.41	1.51	1.41	1.42	1.53
100	3.0 mm Al	3.88	1.36	1.37	1.45	1.44	1.45	1.55	1.44	1.45	1.55	1.45	1.46	1.57

TABELLA 1B - BACKSCATTER FACTOR (DA IAEATECHNICAL REPORT N°457)
TABLE VIII. BACKSCATTER FACTORS, B , FOR WATER, ICRU TISSUE AND PMMA FOR 2I DIAGNOSTIC X RAY BEAM QUALITIES AND FOR THREE FIELD SIZES AT A FOCUS TO SKIN DISTANCE OF 1000 mm* (cont.)

Tube voltage (kV)	Filter	Backscatter factor (B)												
		Field size			100 mm × 100 mm			200 mm × 200 mm			250 mm × 250 mm			
		HVL (mm Al)	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA
100	3.0 mm Al +0.1 mm Cu	5.65	1.41	1.42	1.50	1.51	1.53	1.64	1.53	1.53	1.64	1.53	1.55	1.66
110	2.5 mm Al	3.59	1.35	1.35	1.43	1.42	1.43	1.53	1.43	1.43	1.53	1.43	1.44	1.55
120	3.0 mm Al	4.73	1.37	1.38	1.46	1.46	1.48	1.58	1.48	1.48	1.58	1.48	1.49	1.60
120	3.0 mm Al +0.1 mm Cu	6.62	1.41	1.42	1.50	1.53	1.54	1.64	1.54	1.54	1.64	1.54	1.56	1.67
130	2.5 mm Al	4.32	1.36	1.36	1.44	1.44	1.45	1.55	1.45	1.45	1.55	1.45	1.47	1.57
150	2.5 mm Al	4.79	1.36	1.36	1.44	1.45	1.46	1.55	1.46	1.46	1.55	1.46	1.48	1.58
150	3.0 mm Al	6.80	1.39	1.39	1.47	1.50	1.51	1.61	1.51	1.51	1.61	1.52	1.53	1.63
150	3.0 mm Al +0.1 mm Cu	8.50	1.40	1.41	1.48	1.53	1.54	1.64	1.54	1.54	1.64	1.55	1.57	1.67

* Data taken from Petroussi-Hennessy et al. [VIII.1].

ALLEGATO 2 – SPESSORI EQUIVALENTI

Spessori di vari materiali per ottenere attenuazione approssimativamente equivalente, per fascio generato a 80 kVp costanti, SEV 3,4 mmAl (rif. Anderson, Jon A., Jihong Wang, and Geoffrey D. Clarke. "Choice of phantom material and test protocols to determine radiation exposure rates for fluoroscopy." Radiographics 20.4 (2000): 1033-1042).

Lo spettro del fascio in uscita non avrà comunque la stessa forma.

Acqua	Al	Cu	PMMA
20 cm	50 mm	2,8 mm	18 cm
30 cm	80 mm	5,0 mm	28 cm

ALLEGATO 3 - VALORI TIPICI

In tabella è riportata la distribuzione dei valori individuati dal gruppo di lavoro, per i principali parametri misurati.

Parametro	25° percentile	mediana	75° percentile
Uniformità - NULS	0,2	0,3	1,2
Uniformità - NUGS	5,4	10,8	13,5
InaccuratezzakV - errori massimi per singola apparecchiatura	2%	3%	4%
SEV (mmAl) - 40kV	1,6	1,6	1,7
SEV (mmAl) - 50kV	2,7	2,7	3,2
SEV (mmAl) - 60kV	3,4	3,4	3,9
SEV (mmAl) - 70kV	4,1	4,1	4,6
SEV (mmAl) - 80kV	4,8	4,8	5,3
SEV (mmAl) - 90kV	5,2	5,2	5,8
SEV (mmAl) - 100kV	5,9	5,9	6,4
SEV (mmAl) - 110kV	6,4	6,4	6,9
SEV (mmAl) - 120kV	6,6	6,6	7,3
Risoluzione spaziale limite (lp/mm) per IB di diametro 20÷23 cm	1,8	2,0	2,0
Risoluzione spaziale limite (lp/mm) per IB di diametro 14÷18 cm	2,2	2,8	2,8
Risoluzione spaziale limite (lp/mm) per IB di diametro 13÷10 cm	2,8	2,8	3,0
Risoluzione spaziale limite (lp/mm) per rivelatore digitale di lato 30÷32 cm	1,4	1,6	2,0
Risoluzione spaziale limite (lp/mm) per rivelatore digitale di lato 20÷23 cm	2,0	2,5	2,5
Risoluzione spaziale limite (lp/mm) per rivelatore digitale di lato 14÷17 cm	2,4	2,8	2,8
Risoluzione spaziale limite (lp/mm) per rivelatore digitale di lato 11÷13 cm	2,7	2,8	3,0

Parametro	25° percentile	mediana	75° percentile
Soglia di contrasto (scopia) - IB	2,0%	2,6%	3,2%
Soglia di contrasto (scopia) - rivelatore digitale	1,5%	1,9%	2,5%
Soglia di contrasto con metodo statistico LCD – rivelatore digitale	0,71% - 0,27mmAl	0,87% - 0,28mmAl	1,13% - 0,36mmAl
Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente (scopia) (mGy/min)- "normal level"	24	44	57
Rateo di kerma in aria all'ingresso paziente: scopia normale e FOV 20÷30cm (mGy/min) - pulsata normalizzata a 7,5p/s	3,4	4,5	5,4
Rateo di kerma in aria all'ingresso paziente: scopia normale e FOV 20÷30cm (mGy/min) - continua	15	26	38
Rateo di kerma in aria all'ingresso rivelatore (μGy/s) - scopia normale, rivelatore digitale, FOV 30cm	0,23	0,35	0,57

ALLEGATO 4 - TAG DICOM

In tabella si riportano i TAG DICOM di interesse per i test di connettività.

Header name	Header Tag	RDSR Name	RDSR Tag
Distance Source to Detector (mm)	0018,1110	Distance Source to Detector (mm)	113750
Exposed Area (cm, cm)	0040,0303	---	---
---	---	Collimated Field Height (mm)	113788
---	---	Collimated Field Width (mm)	113789
kVp	0018,0060	kVp	113733
Positioner Primary Angle (°)	0018,1510	Positioner Primary Angle (°)	112011
Positioner Secondary Angle (°)	0018,1511	Positioner Secondary Angle (°)	112012
Image and Fluoroscopy Area Dose product (dGycm ²)	0018,115E	Dose Area Product (Gym ²)	122130
---	---	Dose Area Product Total (Gycm ²)	113722
---	---	Fluoro Dose Area Product Total (Gym ²)	113726
---	---	Acquisition Dose Area Product Total (Gym ²)	113727
Acquired Image Area Dose Product (dGycm ²)	0018,9473	---	---
Exposure Index	0018,1411	Exposure Index	113845
---	---	Dose (RP) (Gy)	113738
Entrance Dose (dGy)	0040,0302	---	---
Study Date	0008,0020	Study Date	111060
-	-	Date Time Started	111526
Acquisition Date	0008,0022	Acquisition Date	126201
Calibration Date	0014,407E	Calibration Date	113723
Acquisition Time	0008,0032	Acquisition Time	126202
Study Time	0008,0030	Study Time	111061
Software Version	0018,1020	---	---
Algorithm version	0066,0031	Algorithm version	111003