

# Report AIFM

---

*Linee guida per i controlli  
di qualità in angiografia  
digitale con rivelatore a flat  
panel*

**aifm**

ASSOCIAZIONE ITALIANA DI  
FISICA MEDICA

**Report n° 14 (2019)**

---

ISBN: 978-88-907-973-5-4



Report AIFM n°

# Linee guida per i controlli di qualità in angiografia digitale con rivelatore a flat panel

a cura del Gruppo di Lavoro di Radiologia Digitale AIFM

PARUCCINI NICOLETTA, TRIANNI ANNALISA (coordinatori del Gdl)

Componenti dei sottogruppi:

Controlli geometrici: SOAVI RAFFAELLA, FARNEDI SIMONA, PARUCCINI NICOLETTA

Controlli di qualità del detector: BERTOLINI MARCO, TREVISAN DIEGO, PIEROTTI LUISA

Controlli del misuratore di kerma: OBERHOFER NADIA, DEL CORONA MANLIO

Controlli di qualità dell'immagine: PARUCCINI NICOLETTA, TRIANNI ANNALISA, MARI ALBERTO, BERTOLINI MARCO, VILLA RAFFAELE, RADICE ANNA, ORIGGI DANIELA

Controlli in CBCT: COLOMBO PAOLA ENRICA, CHIARA DANIELA FERRARI, PARUCCINI NICOLETTA, RAMPADO OSVALDO

Controlli dosimetrici: BREGANT PAOLA, D'ERCOLE LOREDANA, ISOARDI PAOLA, PIETROBON FRANCESCA, TRIANNI ANNALISA, STROCCHI SABINA, MAZZOCCHI SILVIA, RICCARDI LUCIA, ZATELLI GIOVANNA

Documento revisionato da: D'ERCOLE LOREDANA, TADDEUCCI ADRIANA, STROCCHI SABINA, DELLE CANNE STEFANIA, PARUCCINI NICOLETTA, TRIANNI ANNALISA

a cura del gruppo di lavoro AIFM di Lavoro di Radiologia Digitale

Il Gruppo di lavoro AIFM

ARTUSO EMANUELE	DELLE CANNE STEFANIA	MAZZONI LORENZO NICOLA	RUSSO SERENELLA
AZZERONI RAFFAELLA	D'ERCOLE LOREDANA	NITROSI ANDREA	SOAVI RAFFAELLA
BERTOLINI MARCO	FARNEDI SIMONA	OBERHOFER NADIA	STOICO ROSSELLA
BINOTTO LUCA	FERRARI CHIARA	ORIGGI DANIELA ANNA	STROCCHI SABINA
BISI FABRIZIO	GHETTI CATERINA	ORTENZIA ORNELLA	TADDEUCCI ADRIANA
BONFANTI PAOLO	GIGLIOTTI CARMEN	PARUCCINI NICOLETTA	TESEI LETIZIA
BREGANT PAOLA	GIORDANO CARLO	PIEROTTI LUISA	TREVISAN DIEGO
CALABRI ELENA	GRAZIANO MICHELINA	PIETROBON RANCESCA	TRIANNI ANNALISA
CAMPOLEONI MAURO	ISOARDI PAOLA	POLI MATTEO	TURANO PIERA
CANNILLO BARBARA	LECCHI MICHELA	POLSONI MATTIA	VILLA RAFFAELE
CANZI CRISTINA	LORENZINI ELENA	QUATTROCCHI MARIAGRAZIA	ZATELLI GIOVANNA
CICORIA GIANFRANCO	LORIA ALESSANDRO	RADICE ANNA	
CIMOLAI SARA	LURASCHI FELICITA	RAMPADO OSVALDO	
COLOMBO PAOLA	MALDERA ARCANGELA	RIA FRANCESCO	
CRETI FABIOLA	MARI ALBERTO	RICCARDI LUCIA	
DE MATTIA CRISTINA	MAZZOCCHI SILVIA	RIZZI ELISA	

Per contatti: Nicoletta Paruccini – U.O. Fisica Sanitaria ASST-Monza San Gerardo – Monza

[n.paruccini@asst-monza.it](mailto:n.paruccini@asst-monza.it)

# INDICE

## INTRODUZIONE

### PROTOCOLLO SUDDIVISO IN 7 SEZIONI

1-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle funzionalità del **tubo radiogeno e del generatore**

- Accuratezza kV
- Verifica del SEV
- Verifica dell'output del tubo RX
- Controllo automatico del rateo di esposizione



2-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche geometriche** dell'apparecchiatura angiografica

- Verifica del FOV
- Ortogonalità del fascio e del recettore di immagine
- Minima apertura dei diaframmi
- Minima distanza fuoco-pelle
- Verifica distanza fuoco-isocentro
- Verifica indicatori dei movimenti meccanici lineari
- Verifica indicatori dei movimenti meccanici angolari



3-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche del rivelatore di immagine** dell'apparecchiatura angiografica

- Non-Uniformità di segnale
- Calcolo della Funzione di conversione
- Persistenza di immagini latenti - valutazione qualitativa
- Dimensione del pixel al variare del FOV
- Risoluzione spaziale – frequenza limite - test qualitativo



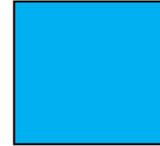
4-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche dei misuratori di kerma integrati** dell'apparecchiatura angiografica

- Verifiche visive preliminari
- Stabilità a breve termine degli indicatori di kerma
- Accuratezza e calibrazione degli indicatori di kerma integrati: dipendenza dall'energia e dalle dimensioni del campo
- Accuratezza e calibrazione degli indicatori di kerma integrati : dipendenza dal rateo di kerma



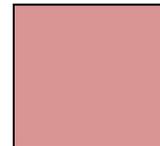
5-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico della **qualità dell'immagine** dell'apparecchiatura angiografica

- Risoluzione spaziale limite
- Soglia di contrasto
- Sensibilità a basso contrasto
- Dimensione del pixel al variare del FOV
- Range dinamico
- Qualità dell'immagine sottratta- Immagini DSA



6-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche delle acquisizioni volumetriche CBCT** dell'apparecchiatura angiografica

- Uniformità e Rumore
- Costanza dei Valori dei Pixel
- Accuratezza geometrica
- Risoluzione basso contrasto
- Risoluzione spaziale ad alto contrasto
- Controllo dell'indicazione della dose e stabilità della dose erogata



7-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche dosimetriche** dell'apparecchiatura angiografica

- Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente
- Rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente
- Rateo di kerma in aria all'ingresso del rivelatore
- Riproducibilità del funzionamento dell'apparecchiatura angiografica



**ELENCO DEI CONTROLLI E PERIODICITA'**

## INTRODUZIONE

La stesura di questo protocollo nasce dalla necessità di redigere linee guida omogenee per l'esecuzione dei controlli di qualità delle apparecchiature angiografiche dotate di flat panel dinamico.

Le apparecchiature in esame hanno quasi completamente sostituito gli angiografi dotati di intensificatore di brillanza ma, nonostante ciò, non esistono norme e protocolli di qualità di recente pubblicazione relativi a controlli di qualità specifici per angiografi e fluorografi con rivelatori flat panel dinamici. La stessa pubblicazione della Commissione Europea Radiation Protection N. 162 del 2012 "Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy" riporta gli stessi valori di riferimento definiti per le apparecchiature dotate di intensificatore di brillanza.

Le modalità di esposizione e acquisizione degli angiografi con rivelatore a flat panel sono le analoghe a quelle già implementate negli angiografi con rivelatore a intensificatore di brillanza: fluoroscopia pulsata con fascio filtrato, fluorografia o cine digitale e angiografia digitale sottrattiva. L'impiego di differenti rivelatori di immagine, tuttavia, potrebbe comportare una variazione delle caratteristiche dosimetriche e della qualità delle immagini prodotte.

La maggior parte delle apparecchiature angiografiche installate emettono radiazioni ionizzanti esclusivamente in modalità automatica rendendo le verifiche standard di output di radiazione, kV e SEV piuttosto complesse. Inoltre, non tutte le apparecchiature installate consentono l'esportazione delle immagini in formato FOR PROCESSING o raw data; l'esportazione del dato in formato DICOM for PRESENTATION preclude, pertanto, la possibilità di eseguire le classiche analisi di Fourier sulle immagini come MTF, NPS e DQE. La stessa valutazione della curva di conversione  $k_{a,i}$  – Pixel value non può essere eseguita in modo banale per apparecchiature che producono immagini in modalità di guadagno automatico del segnale.

Le apparecchiature angiografiche, inoltre, producono immagini con caratteristiche differenti in base alla modalità di acquisizione e ciò è associato all'ampia variabilità di kerma in ingresso al rivelatore (da pochi nGy/frame per acquisizioni fluoroscopiche fino a migliaia di nGy/frame per le acquisizioni DSA).

Infine, l'apparecchiatura angiografica produce immagini prevalentemente dinamiche; le valutazioni eseguite sul singolo frame potrebbero non essere rappresentative della reale qualità delle immagini.

Il presente report è suddiviso in 7 sezioni.

Ad ogni controllo stata associata la tipologia di prova: accettazione, stato e costanza con relativa periodicità di esecuzione. Si è, inoltre, ritenuto opportuno suddividere le prove in due livelli ( primo e secondo livello). I controlli di primo livello sono finalizzati a verificare il rispetto dei limiti/valori soglia indicati a livello normativo es. DLgs 187/2000 o 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 angiografiche. I controlli di secondo livello, invece, 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' (NEMA XR 27-2012) o tempi di accesso e disponibilità della sala angiografica non sempre compatibili con le esigenze ospedaliere. Le prove di secondo livello possono risultare 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 ELENCO DEI CONTROLLI E PERIODICITA'.

## CONTROLLI TUBO RADIOGENO E GENERATORE

<i>Riferimenti</i>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Radiation Protection n. 162, 2012 "Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy"</li><li>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</li><li>3. IEC 60601-2-54 (2011)</li><li>4. IEC 61223-3.1 (2001)</li></ol>
<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"><li>• filtri attenuatori di rame e PMMA</li><li>• misuratore del prodotto kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti</li><li>• multimetro idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti</li><li>• metro</li></ul>
<i>Scopo</i>	<p>Tali controlli sono finalizzati a verificare il rispetto dei limiti/valori soglia indicati a livello normativo o consigliati dai documenti tecnici di riferimento. Per questi controlli si è ritenuto opportuno definire in modo dettagliato le condizioni di misura.</p>

## CONTROLLI TUBO RADIOGENO E GENERATORE

### ACCURATEZZA DEI kV

<i>Scopo</i>	Verificare l'accuratezza dei kV visualizzati
<i>Procedura</i>	<p>Posizionare filtri di rame tra il tubo radiogeno e il rivelatore di immagine per ottenere una erogazione con valori di kV pari al 90% dei kV massimi</p> <p>Misurare i kV erogati con un multimetro</p> <p>Ripetere la misura riducendo lo spessore di rame per ottenere una erogazione con valori di kV prossimi al 60% del valore massimo.</p> <p>Confrontare i valori di kV misurati con quelli visualizzati dall'apparecchiatura angiografica</p>
<i>Criterio di accettabilità</i>	I valori misurati non devono differire dai valori visualizzati per più del 5% [3]
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, Stato

### VERIFICA DELLO SPESSORE EMIVALENTE

<i>Scopo</i>	Verificare che il valore di SEV misurato rispetti i criteri minimi di accettabilità
<i>Procedura</i>	<p>Posizionare filtri di rame tra il tubo radiogeno e il rivelatore di immagine per ottenere una erogazione con valori di kV pari al 90% dei kV massimi .</p> <p>Misurare il SEV con un multimetro</p> <p>Ripetere la misura riducendo lo spessore di rame per ottenere una erogazione con valori di kV prossimi al 60% del valore massimo.</p> <p>Confrontare i valori di SEV con quelli riportati in Allegato 1</p>
<i>Criterio di accettabilità</i>	I valori di SEV non devono essere inferiori a quelli riportati in Allegato 1
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, Stato [1, 3]

## CONTROLLI TUBO RADIOGENO E GENERATORE

### VERIFICA DELL'OUTPUT DEL TUBO RADIOGENO

<i>Scopo</i>	Verificare l'output del tubo radiogeno a 1 metro in condizioni standard
<i>Procedura</i>	Posizionare filtri di rame tra il tubo radiogeno e il rivelatore di immagine per ottenere una erogazione con valori di kV pari al 60% dei kV massimi possibilmente in modalità single shot. Misurare il kerma in aria con un multimetro
<i>Criterio di accettabilità</i>	Kerma /mAs a 1 metro a 80 kV e filtrazione 2.5 mmAl compresa tra 25 e 80 $\mu$ Gy/mAs
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, Stato, costanza con periodicità annuale [1]

### VERIFICA DEL FUNZIONAMENTO DEL DISPOSITIVO DI CONTROLLO AUTOMATICO DEL RATEO DI ESPOSIZIONE (AERC)

<i>Scopo</i>	Verificare il funzionamento dell'AERC
<i>Procedura</i>	Posizionare 15 cm di PMMA sul lettino portapaziente. Registrare i valori di kV e mA erogati e misurare il rateo di kerma in modalità fluoroscopica per 3 diversi FOV e per modalità di acquisizione con diverso rateo di kerma. Ripetere le acquisizioni con fantocci di PMMA di spessore pari a 20 cm e a 30 cm
<i>Criterio di accettabilità</i>	Non esiste un valore di riferimento. Registrare le variazioni di kV, mA e rateo di kerma al variare dello spessore del fantoccio, del variare del FOV e della modalità di esposizione
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, Stato, costanza con periodicità annuale [4]

## CONTROLLI TUBO RADIOGENO E GENERATORE

### Allegato 1 Spessore Emivalente

kV	SEV*	SEV**
50	1.8	1.5
60	2.2	1.8
70	2.5	2.1
80	2.9	2.3
90	3.2	2.5
100	3.6	2.7
110	3.9	3
120	4.3	3.2
130	4.7	3.5
140	5.0	3.8
150	5.4	4.1

SEV\*: Valori di riferimento validi per apparecchiature marcate CE dopo il 2012 IEC 60601-1-3 2008

SEV\*\*: Valori di riferimento validi per apparecchiature marcate CE prima del 2012 IEC 60601-1-3

## CONTROLLI GEOMETRICI

<i>Riferimenti</i>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. <u>CEI EN 60601-2-43: 2011-08</u> "Prescrizioni particolari per la sicurezza fondamentale e le prestazioni essenziali degli apparecchi radiologici per procedure interventistiche "(recepimento della IEC 60601-2-43, V 2.0 2010-03)</li><li>2. Radiation Protection n. 162, 2012 "Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy"</li><li>3. IPEM Report 91 "Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems" (2005)</li></ol>
<i>Scopo</i>	Vedi dettaglio del singolo controllo
<i>Strumentazione</i>	Vedi dettaglio del singolo controllo

## CONTROLLI GEOMETRICI

### Verifica del FOV

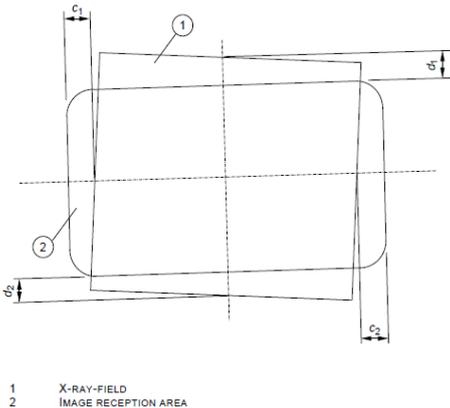
#### Corrispondenza tra CAMPO DI RAGGI X e AREA REALE DI RICEZIONE DELL'IMMAGINE 1/2

<i>Scopo</i>	Verificare che il fascio RX sia collimato in modo che l'area totale esposta rimanga entro i bordi del ricevitore di immagini
<i>Strumentazione</i>	<p>Oggetto test per la verifica della collimazione del campo (ad esempio Test di Leeds T.O. M1)</p> <p>Metro</p> <p>Bolla</p> <p>Pellicola gafcromica o plate CR</p>
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Mettere in bolla l'oggetto test per l'allineamento e posizionarlo in modo tale da coprire il FOV di dimensioni maggiori</li> <li>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)</li> <li>3. Effettuare la prova almeno per il FOV massimo in posizione del tubo orizzontale (0°) ed eventualmente in posizione verticale (90°) al fine di valutare se la posizione dei collimatori è stabile al variare dell'angolazione del tubo Rx.</li> </ol> <p>Nelle prove di accettazione è stato ripetere la verifica per i FOV più usati ed eventualmente per il FOV massimo alla massima distanza del rivelatore dal tubo Rx.</p> <p>Per i sistemi che prevedono la collimazione virtuale la prova può essere eseguita nella medesima modalità</p>
<i>Analisi dei dati</i>	<p>Verificare le dimensioni del campo di vista sull'immagine e calcolare l'area totale irraggiata 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.</p> <p>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. Buona pratica sarebbe comunque vedere i bordi dei collimatori sull'immagine.</p>

**CONTROLLI GEOMETRICI**

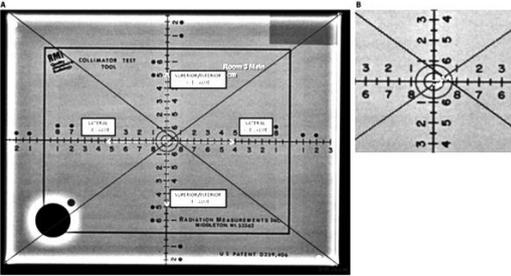
**Verifica del FOV**

**Corrispondenza tra CAMPO DI RAGGI X e AREA REALE DI RICEZIONE DELL'IMMAGINE 2/2**

<p><i>Analisi dei dati</i></p>	 <p>1 X-RAY-FIELD 2 IMAGE RECEPTION AREA</p>
<p><i>Criteri di accettabilità</i></p>	<p>Valutare se almeno l'80% della superficie del campo dei raggi X si sovrappone all'area effettiva di ricezione dell'immagine ossia se vale la relazione:</p> $(\text{area campo Rx}) / (\text{area campo immagine}) \leq 1,25 [1, 2]$ <p>Nei sistemi che prevedono la collimazione virtuale valgono gli stessi criteri di qualità e accettabilità di cui ai punti precedenti.</p> <p>Il campo dei raggi X misurato dal centro del rivelatore di immagine nella direzione di maggiore disallineamento non si dovrebbe estendere al di là del bordo dell'immagine effettiva per di più di 2 cm. Questo ulteriore requisito è applicabile a tutte le fasi di ingrandimento (FOV) e per la minima e massima distanza recettore immagine e per le posizioni orizzontale e verticale del gantry [1]</p> $ c_1  +  c_2  \leq 0.03 \times \text{SDD}$ $ d_1  +  d_2  \leq 0.03 \times \text{SDD}$ $ c_1  +  c_2  +  d_1  +  d_2  \leq 0.04 \times \text{SDD} [1, 2]$
<ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>Periodicità</i></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale</li> </ul>

**CONTROLLI GEOMETRICI**

**ORTOGONALITA' FASCIO RX E RECETTORE DI IMMAGINE**

<p><i>Scopo</i></p>	<p>verificare che il fascio RX sia ortogonale rispetto al piano di formazione dell'immagine.</p>
<p><i>Strumentazione</i></p>	<p>Oggetto test per la verifica dell'ortogonalità del fascio (ad esempio Allignment Test Tool + Collimator test tool o ETR)</p>
<p><i>Procedura</i></p>	<p>Posizionare il test tool sul rivelatore verificando che sia in bolla ed impostare un campo di dimensioni adeguate all'oggetto test e centrate su quest'ultimo. Utilizzando la scopia verificare se il fascio RX sia ortogonale al piano di formazione immagine cioè se sia possibile centrare il test con il centro del FOV in modo tale da ottenere la sovrapposizione tra i reperi puntiformi. Valutare lo scostamento "SG" in funzione della distanza tra i reperi del test cilindrico secondo le indicazioni del costruttore dell'oggetto test. Registrare il valore dello scostamento in gradi, ("SG"), dell'asse di riferimento passante per i due reperi rispetto alla direzione verticale.</p> 
<p><i>Criteri di accettabilità</i></p>	<p>l'asse di riferimento deve essere perpendicolare al piano di ricezione dell'immagine entro <math>\pm 1,5</math> gradi</p>
<p><i>Periodicità</i></p>	<p>Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale</p>

## CONTROLLI GEOMETRICI

### Minima apertura sistema di diaframmazione

<i>Scopo</i>	verificare le dimensioni della minima apertura dei diaframmi e la rispondenza alla normativa vigente.
<i>Strumentazione</i>	Rivelatore di immagine, metro
<i>Procedura</i>	Chiudere completamente i diaframmi ed effettuare un'esposizione, con dati opportuni, ponendo un rivelatore di immagini ad intercettare il fascio RX in direzione perpendicolare al fascio e a distanza nota e registrata o utilizzando il recettore di immagini del sistema oggetto di verifica
<i>Analisi dei dati</i>	Registrare i lati del campo L1 (in direzione // A-C) e L2 (in direzione $\perp$ A-C) in cm oppure l'area in $\text{cm}^2$ .
<i>Criteri di accettabilità</i>	Il sistema di diaframmazione, per le apparecchiature con distanza fuoco-rivelatore (D.F.F.) variabile, deve presentare un'apertura minima non superiore a $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , misurata a 1 m dal fuoco in un piano normale all'asse di riferimento.
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato

**CONTROLLI GEOMETRICI**

**MINIMA DISTANZA FUOCO-PELLE**

<i>Scopo</i>	verificare che la minima distanza fuoco – pelle ( <b>D.F.P.</b> ) sia rispondente alla normativa vigente
<i>Strumentazione</i>	Metro, oggetto radiopaco di dimensioni note (es. moneta)
<i>Procedura</i>	Se la posizione della macchia focale è indicata sulla cuffia, si effettua la misura diretta della D.F.P. minima mediante metro, altrimenti si calcola indirettamente tramite la misura dell'ingrandimento radiografico di un oggetto radiopaco di dimensioni note posto all'uscita del collimatore
<i>Analisi dei dati</i>	Dati: <b>I</b> = dimensione reale dell'oggetto; <b>L</b> = dimensione dell'oggetto sul piano dell'immagine; <b>h</b> = distanza oggetto-tavolo; <b>y</b> = distanza tavolo-piano del rivelatore Minima DFP= $I \times (h+y) / L-I$
<i>Criteri di accettabilità</i>	Devono essere previsti mezzi o procedure per impedire l'uso, durante l'irradiazione radiografica e fluoroscopica, di D.F.P. inferiori a: 20 cm per applicazione chirurgica [1] 30 cm per le altre applicazioni [1]
<i>Periodicità</i>	Accettazione

**CONTROLLI GEOMETRICI**

**VERIFICA DISTANZA FUOCO – ISOCENTRO metodo 1**

<i>Scopo</i>	verificare che l'isocentro effettivo sia nella posizione indicata dal sistema
<i>Strumentazione</i>	Repere radiopaco; asta rigida con punta sottile
<i>Procedura</i>	<p>Individuare il centro del rivelatore ed evidenziarlo con un reperi radiopaco (rondella o pallino di piombo).</p> <p>Per il controllo si utilizza un'asta rigida a punta sottile conica.</p> <p>Posizionare l'arco a C in posizione PA. Fissare a sbalzo sul lettino l'asta in modo che la punta sia centrata con il reperi radiopaco (con guida fluoroscopica). Posizionare il lettino in modo che la distanza punta-macchia focale corrisponda alla distanza macchia focale-isocentro dichiarata dalla ditta produttrice.</p> <p>Porre l'apparecchiatura a 90°. Verificare con guida fluoroscopica che la punta coincida con il punto medio individuato dal centro del rivelatore; eventualmente regolare l'altezza del lettino. Ripetere la prova a 270°.</p> <p>Misurare la distanza isocentro-macchia focale.</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>In assenza di specifiche del costruttore la tolleranza max è di 5 mm</p> <p>Nel caso il sistema non soddisfi il requisito richiedere una calibrazione alla ditta.</p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato

## CONTROLLI GEOMETRICI

### VERIFICA DISTANZA FUOCO – ISOCENTRO metodo 2

<i>Scopo</i>	verificare che l'isocentro effettivo sia nella posizione indicata dal sistema
<i>Strumentazione</i>	Oggetto test per la verifica della collimazione del campo; filtro metallico a forma di parallelepipedo (ad esempio filtro di Alluminio 2x15x15 cm <sup>3</sup> )
<i>Procedura</i>	<p>Posizionare l'oggetto test per la verifica della collimazione del campo nel centro del rivelatore per individuare la linea di emicampo.</p> <p>Posizionare il filtro metallico sul lettino porta paziente.</p> <p>Porre l'arco a C a 90°. Regolare l'altezza del lettino in modo che, con guida fluoroscopica, il filtro metallico copra metà dell'immagine. Ripetere la prova a 270°.</p> <p>Misurare la distanza filtro metallico-macchia focale. Verificare che tale distanza corrisponda alla distanza fuoco-isocentro dichiarata dalla ditta costruttrice</p> <p>OSSERVAZIONE</p> <p>Se il filtro metallico è alto 15 cm, il lettino risulterà posizionato esattamente nel punto di riferimento Interventistico</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>In assenza di specifiche del costruttore la tolleranza max è di 5 mm</p> <p>Nel caso il sistema non soddisfi il requisito richiedere una calibrazione alla ditta.</p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato

**CONTROLLI GEOMETRICI**

**VERIFICA DEGLI INDICATORI DEI MOVIMENTI MECCANICI LINEARI**

<i>Scopo</i>	verificare che le posizioni assunte dal sistema siano corrispondenti a quanto indicato a monitor o nell'header dicom, in particolare per i parametri che influenzano la stima di dose al paziente
<i>Strumentazione</i>	Metro
<i>Procedura</i>	Misurare con un metro l'altezza del lettino porta paziente (definita a partire dall'isocentro e crescente verso il basso) e la distanza tra la macchia focale e il ricettore di immagine.
<i>Analisi dei dati</i>	Confrontare le misure di SID e HLETTTO ottenute con quelle indicate dal sistema e con i valori dei tag dicom presenti nel header dicom delle immagini Ad esempio: 300A,0128 >Table Top Vertical Position: 300A,012A >Table Top Lateral Position: 0018,1110 Distance Source to Detector: 0018,1111 Distance Source to Patient: 0040,0306 Distance Source to Entrance
<i>Criteri di accettabilità</i>	Entro $\pm 1,5\%$ della distanza nominale [3]
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato

**CONTROLLI GEOMETRICI**

**VERIFICA DEGLI INDICATORI DEI MOVIMENTI MECCANICI ANGOLARI**

<i>Scopo</i>	verificare che le posizioni assunte dal sistema siano corrispondenti a quanto indicato, in particolare per i parametri che influenzano la stima di dose al paziente
<i>Strumentazione</i>	Oggetto test per la verifica dell'ortogonalità del fascio (ad esempio Allignement Test Tool + Collimator test tool o ETR)
<i>Procedura</i>	<p>Posizionare il test tool sul lettino verificando che sia in bolla ed impostare un campo di dimensioni adeguate all'oggetto test e centrate su quest'ultimo. Utilizzando la scopia e muovendo il letto verificare se il fascio RX sia ortogonale al piano di formazione immagine cioè se sia possibile centrare il test con il centro del FOV in modo tale da ottenere la sovrapposizione tra i reperi puntiformi. Valutare lo scostamento "SG" in funzione della distanza tra i reperi del test cilindrico secondo le indicazioni del costruttore dell'oggetto test.</p> <p>Registrare il valore dello scostamento in gradi, ("SG"), dell'asse di riferimento passante per i due reperi rispetto alla direzione verticale.</p> <p>Inclinare l'arco AC di <math>+1.5^{\circ}</math> e <math>-3^{\circ}</math> sia regolando l'angolo primario che regolando l'angolo secondario e verificare lo scostamento in gradi sull'immagine prodotta</p>
<i>Analisi dei dati</i>	<p>Confrontare le misure angolari ottenute con quelle indicate dal sistema e con i valori dei tag dicom presenti nel header dicom delle immagini</p> <p>Ad esempio:                      0018,1510 Positioner Primary Angle:                      0018,1511 Positioner Secondary Angle:</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	La corrispondenza tra l'angolo impostato e l'angolo registrato nell'header DICOM deve essere entro $\pm 1^{\circ}$
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato

## CARATTERIZZAZIONE DEL RIVELATORE

<p><i>Riferimenti</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Linee Guida Flat Panel AMFPD - AIFM 2009</li> <li>2. Radiation Protection n. 162, 2012 “Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy”</li> <li>3. IPEM Report 91 “Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems” (2005)</li> <li>4. “Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems” dell’American Association of Phycists in Medicine. AAPM Report n. 93 Task Group 10 (2006)</li> </ol>
<p><i>Prerequisiti</i></p>	<p>Per eseguire questa tipologia di controlli è necessario che l'apparecchiatura sia conforme al documento NEMA XR 27-2012 (X-ray Equipment for Interventional Procedures - User Quality Control Mode). In attesa di tale conformità, l'utente dovrà verificare sulla propria apparecchiatura l'effettiva applicabilità del seguente protocollo, eventualmente sostituendo i controlli non realizzabili con prove qualitative, dove lo si ritenga necessario.</p> <p>Scegliere la qualità del fascio RX come tabulato in Tabella 1 (RQA 5 è la più vicina in genere alla pratica clinica di maggior utilizzo).</p> <p>Accertarsi preventivamente che non siano presenti tracce di mdc 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) e accertarsi che l'apparecchiatura non richieda una calibrazione del detettore.</p> <p>I controlli sono effettuati su immagini "single shot" ad eccezione del controllo sulla persistenza del segnale o lag. Le immagini utilizzate 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>

## CARATTERIZZAZIONE DEL RIVELATORE

<i>Procedura generale</i>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Utilizzare un fascio ISO di riferimento. Normalmente il fascio RQA5 è il più vicino alla pratica clinica (70 kV; SEV 7,1mAl; filtrazione addizionale 21mAl)</li><li>2. Rimuovere la griglia antidiffusione (se possibile)</li><li>3. Utilizzare il FOV massimo disponibile (in modo da controllare tutto il rivelatore)</li><li>4. Controllare la pulizia del tubo RX ed acquisire un'immagine uniforme di controllo per verificare la presenza di palesi artefatti.</li><li>5. Tutte le immagini devono essere linearizzate in kerma utilizzando l'inverso del fitting della funzione di conversione</li><li>6. Acquisire le immagini alla massima distanza fuoco-rivelatore possibile (o alternativamente, se c'è differenza, alla distanza di calibrazione del rivelatore).</li><li>7. Per le apparecchiature che possono acquisire sia in landscape (lato lungo del campo di vista rettangolare orientato in orizzontale) che in portrait (lato lungo del campo di vista rettangolare orientato in verticale), è necessario scegliere l'orientazione che tenda a minimizzare l'effetto anodico (tipicamente portrait) o comunque quella di calibrazione della full field flatness.</li></ol>
---------------------------	---

## CARATTERIZZAZIONE DEL RIVELATORE

### Non-Uniformità di segnale

<i>Scopo</i>	verificare presenza di artefatti e disomogeneità
<i>Strumentazione</i>	21 mAs
<i>Procedura</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Acquisire una immagine uniforme per il livello di kerma di utilizzo standard (es.: 2 <math>\mu</math>Gy).</li> <li>• Acquisire l'immagine per la valutazione dell'uniformità possibilmente come primo controllo, in modo da evitare la presenza di eventuali artefatti e effetti di persistenza del segnale</li> <li>• Registrare il valore medio del segnale calcolato in ROI consecutive di 1 cm x 1 cm sovrapposte per metà della loro area.</li> </ul>
<i>Analisi dei dati</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>•La Non-Uniformità locale di segnale (NULS) è valutabile come il rapporto tra la massima differenza tra due ROI contigue ed il segnale medio della ROI considerata</li> <li>•La Non-Uniformità globale (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</li> </ul>
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>L'analisi deve essere effettuata nella parte centrale del rivelatore avendo l'accuratezza di analizzare almeno l'80% dell'area sensibile.</p> <p>NULS &lt; 20%</p> <p>NUGS &lt; 40%</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>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

## CARATTERIZZAZIONE DEL RIVELATORE

### Calcolo della Funzione di Conversione

<i>Scopo</i>	verificare la funzione di conversione del segnale
<i>Strumentazione</i>	21 mmAl e misuratore di kerma
<i>Procedura</i>	<p>Selezionando lo stesso protocollo (se possibile disabilitare le correzioni dinamiche sul gain) ma applicando le correzioni flat/field, acquisire almeno 5 immagini uniformi a vari livelli di kerma intorno a 2 <math>\mu\text{Gy}</math> (da 0,4 <math>\mu\text{Gy}</math> a circa 5-6 <math>\mu\text{Gy}</math>).</p> <p>Misurare il kerma incidente sul rivelatore con il FOV massimo</p>
<i>Analisi dei dati</i>	<p>Mettere in grafico il valore digitale medio di una ROI (di circa 2 cm x 2 cm posta vicina al punto di misura del kerma) in funzione del kerma misurato.</p> <p>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...).</p> <p>Valutare accuratezza e precisione della risposta del rivelatore.</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	Verificare che la funzione di fitting sia consistente con i dati ottenuti nelle misure richiedendo per l'indice di correlazione di Pearson ( $r^2$ ) un valore maggiore di 0,95
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

## CARATTERIZZAZIONE DEL RIVELATORE

### Persistenza di immagini latenti - valutazione qualitativa

<i>Scopo</i>	<p>verificare la presenza della persistenza del segnale nel tempo</p> <p>Il controllo qualitativo della persistenza di immagini latenti deve essere preso in considerazione nei casi in cui sull'apparecchiatura è impossibile, per una qualunque ragione, effettuare il controllo quantitativo e/o come una sua valutazione complementare</p> <p>Per la valutazioni quantitativa della persistenza del segnale si rimanda al documento previsto come Addendum del presente report e di prossima pubblicazione</p>
<i>Strumentazione</i>	<p>Fantoccio CQ dotato di almeno un oggetto di diametro superiore a 5 mm con contrasto <math>\geq 0,1</math> nelle condizioni di fascio scelto (esempio RQA 5).</p>
<i>Procedura</i>	<p>Iniziare l'acquisizione di una sequenza di immagini del fantoccio opportunamente posizionato sul lettino all'isocentro (o come previsto dal manuale di utilizzo del fantoccio).</p> <p>Rimuovere velocemente il fantoccio dal campo di vista ed acquisire una sequenza uniforme con parametri simili a quelli dell'esposizione precedente con fantoccio.</p>
<i>Analisi dei dati</i>	<p>Contare per quanti frame persiste l'immagine del particolare del fantoccio</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>Dopo un tempo <math>t</math> pari ad 1 s non si dovrebbe avere più evidenza del particolare.</p>
<i>Periodicità</i>	<p>Accettazione, stato</p>

## CARATTERIZZAZIONE DEL RIVELATORE

### Dimensione del pixel al variare del FOV

<i>Scopo</i>	verificare che il detettore risponda alle caratteristiche indicate dal fornitore nel capitolato di gara e valutare se vi siano fattori di binning che aumentino la dimensione effettiva del pixel sulle immagini nelle direzioni orizzontale e verticale
<i>Strumentazione</i>	Immagine di un oggetto test con reticolo di dimensioni note (es. Test Leeds T.O. M1).
<i>Procedura</i>	Si acquisisce l'immagine dell'oggetto test di dimensioni note, posizionato sul piano del rivelatore. Si misura la distanza nota sull'immagine in pixel (ipotesi di immagini già calibrate) e si verifica per entrambe le direzioni se la dimensione nominale del pixel (micron) corrisponde a quella dichiarata per il rivelatore in uso. La prova va ripetuta per i diversi FOV utilizzati nella pratica clinica.
<i>Analisi dei dati</i>	Si calcola la dimensione reale del pixel facendo il rapporto tra la distanza nota e la stessa distanza misurata in pixel Dimensione del pixel (mm) = distanza (mm)/n° pixel
<i>Criteri di accettabilità</i>	specifiche del costruttore, dati previsti da capitolato
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato

## CARATTERIZZAZIONE DEL RIVELATORE

### Risoluzione spaziale – frequenza limite - test qualitativo

<i>Scopo</i>	verificare la frequenza spaziale limite del rivelatore digitale
<i>Strumentazione</i>	fantoccio Leeds 18FG o mira di Funk 21 mmAl
<i>Procedura</i>	Posizionare il fantoccio il più vicino possibile al rivelatore <b>e</b> , se possibile, rimuovere la griglia. Orientare il fantoccio in modo che le barre della risoluzione spaziale siano inclinate di 45 gradi rispetto alla matrice di digitalizzazione del fantoccio. Acquisire per i valori di FOV più utilizzati.
<i>Analisi dei dati</i>	Contare il numero di inserti in cui le alternanza B/N sono visibili e determinare la frequenza spaziale limite
<i>Criteri di accettabilità</i>	I valori di riferimento relativi alla risoluzione spaziale limite contenuti nei criteri minimi di accettabilità e nella normativa vigente non sono più attuali perché sono attribuibili ad angiografi con intensificatore di brillantezza. Dovrebbero essere visibili dettagli corrispondenti ad una frequenza spaziale pari ad almeno il 90% della frequenza di Nyquist ( $f_n$ ) <b><math>R \geq 0.9 f_n</math></b> Stabiliti i valori di riferimento in fase di accettazione e/o stato, adottare il seguente criterio per le prove di costanza: la risoluzione spaziale limite visibile deve essere entro +/- 25% rispetto al valore di riferimento
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

**KAP - CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI DI  
KERMA INTEGRATI**

<i>Riferimenti</i>	<ol style="list-style-type: none"><li>1. CEI EN 60601-2-43: 2011-08 “Prescrizioni particolari per la sicurezza fondamentale e le prestazioni essenziali degli apparecchi radiologici per procedure interventistiche” (recepimento della IEC 60601-2-43, V 2.0 2010-03)</li><li>2. IEC 61910-1: 2007 “Radiation kerma Documentation – Part 1: Equipment for Radiography and Radioscopy, riguarda Dicom Radiation kerma Structured Report (RDSR)”</li><li>3. DICOM Supplement 94: “Diagnostic X-Ray Radiation kerma Reporting (kerma SR)”, 2011</li><li>4. AAPM TG 190, Accuracy and Calibration of Integrated Radiation Output Indicators in Diagnostic Radiology-2015</li></ol>
<i>Scopo</i>	Verificare il funzionamento dei dispositivi per la misura e/o calcolo del kerma cumulativo, $k_{a,r}$ , al punto di riferimento interventistico e del prodotto kerma-area, KAP, installati sull'apparecchiatura angiografica
<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"><li>-filtri attenuatori (ad es. piastre di rame di vario spessore (almeno 8 mm totale) oppure 20 cm di PMMA) di ampiezza tale da coprire interamente l'area del fascio radiante a livello del rivelatore;</li><li>-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;</li><li>-metro</li><li>-dispositivo per la misura del campo di radiazione (ad es. piastra con scala graduata radioopaca in 2 direzioni, pellicola radiocromica ...) con opportuno sistema di fissaggio</li><li>-sistema di fissaggio/supporto per il misuratore di kerma.</li></ul>

**KAP - CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI DI  
KERMA INTEGRATI**

**PARTE I: VERIFICHE DI BASE DELLE PRESTAZIONI**

*Verifiche visive preliminari:*

- Display
- Indicazione luminosa correttamente funzionante

<b>Indicazione dello zero correttamente funzionante</b> (Parametro di interesse solo per dispositivi con camera a ionizzazione)	
<i>Procedura</i>	1. Controllare visivamente, senza erogazione raggi, 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, in entrambe le posizioni previste (in zona consolle e sul monitor in sala)
<i>Criterio di accettabilità</i>	Funzione corretta secondo quanto indicato nel manuale d'uso

**KAP - CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI DI  
KERMA INTEGRATI**

<b>Stabilità a breve termine degli indicatori di kerma 1/3</b>	
Metodo di prova (condizioni di riferimento):	<p>Geometria di misura:</p> <ol style="list-style-type: none"><li>1. 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 porta paziente nell'acquisizione deve essere coordinata con la modalità di calibrazione e di verifica del produttore dell'apparecchiatura.</li><li>2. SID (Source to Image Distance): se la SID è variabile, utilizzare la massima distanza fuoco-recettore d'immagine.</li><li>3. 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, per apparecchi con arco a C, all'isocentro. La distanza minima da superfici diffondenti deve essere in ogni caso <math>&gt; 10</math> cm. Distanza fuoco-dosimetro=SDD</li><li>4. Filtrazione aggiuntiva: 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 8 mm Cu oppure 20 cm PMMA-</li><li>5. FOV: campo radiante di dimensioni medie oppure come indicato nelle specifiche di calibrazione.</li><li>6. Collimazione: selezionare una collimazione visibile a monitor, ad es. 10 cm di lato o diametro</li></ol>

**KAP - CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI DI  
KERMA INTEGRATI**

<b>Stabilità a breve termine degli indicatori di kerma 2/3</b>	
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"><li>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;</li><li>2. Annotare i valori di azzeramento di <math>K_{a,r}</math> e KAP prima di ogni esposizione, sia per il dosimetro che per gli indicatori di kerma.</li><li>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).</li><li>4. Annotare i valori misurati di <math>K_{a,r}</math> e KAP e quelli riportati dal misuratore di kerma, assieme ai dati di esposizione (kV, mA, filtrazione aggiuntiva, dimensioni del campo,...). Se la strumentazione non è in grado di misurare contemporaneamente <math>K_{a,r}</math> e KAP, eseguire le misure separatamente.</li><li>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 interventistico. Ripetere la misura 5 volte per le prove di stato e di accettazione.</li><li>6. Per le prove di costanza è possibile ridurre il numero di prove ripetute.</li></ol>

**KAP - CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI DI  
KERMA INTEGRATI**

<b>Stabilità a breve termine degli indicatori di kerma 3/3</b>	
<i>Metodo di calcolo</i>	<p>1. Determinare il KAP al punto di riferimento. Per una misura con dosimetro puntuale:</p> <p><math>KAP = K_{a,r} \text{ misurato} * Area * fg</math>                      con <math>fg =</math> fattore di correzione geometrico per l'inverso del quadrato della distanza secondo</p> <p><math>fg = (SDD / (\text{distanza fuoco-punto di riferimento interventistico}))^2</math></p> <p>dove SDD è la distanza fuoco-dosimetro e Area è l'area del fascio radiante in corrispondenza del punto di riferimento interventistico.</p> <p>2. Calcolare:</p> <p>a) il coefficiente di correzione  <math>C_{KAP} = KAP_{mis} / KAP_{nom}</math>                      dove:  <math>KAP_{mis}</math> è il valore di KAP determinato con il dosimetro esterno al punto di riferimento;  <math>KAP_{nom}</math> è il valore nominale fornito dal misuratore di kerma, separatamente per ogni irraggiamento</p> <p>b) il valore medio <math>C_{KAP,medio}</math> sulle misure effettuate</p> <p>c) il coefficiente di correzione  <math>C_K = K_{a,r,mis} / K_{a,r,nom}</math>                      dove:  <math>K_{a,r,mis}</math> è il valore di <math>K_{a,r}</math> determinato con il dosimetro esterno al punto di riferimento;  <math>K_{a,r,nom}</math> è il valore nominale fornito dal misuratore di kerma, separatamente per ogni irraggiamento</p> <p>d) il valore medio <math>C_{k,medio}</math> sulle misure effettuate</p>
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p><math>\max   C_{KAP} - C_{KAP,medio}   \leq 2\%</math>  <math>\max   C_K - C_{K,medio}   \leq 2\%</math></p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

**KAP - CALIBRAZIONE DEGLI INDICATORI DI  
KERMA INTEGRATI**

<b>Accuratezza indicatori di kerma</b>	
<i>Procedura</i>	<p>Nelle condizioni di riferimento, descritte nella sezione precedente, determinare:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. <i>Dipendenza dal rateo di kerma</i>: ripetere la misura per le altre modalità di esposizione di rilevanza clinica, ad es. ad alto rateo di kerma, a basso rateo di kerma, in fluorografia;</li> <li>2. <i>Dipendenza dall'energia</i>: variare la filtrazione aggiuntiva per ottenere un irraggiamento a differenti energie (nel range 60 – 120 kV) e ripetere la misura;</li> <li>3. <i>Dipendenza dalle dimensioni del campo</i>: ripetere la misura per un campo diverso, più piccolo ca. 5 cm x 5 cm; in caso di recettori &gt; 30 cm x 30 cm anche al massimo campo possibile;</li> </ol>
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p><math>0.65 \leq C \leq 1.35</math>, desiderabile: <math>0.80 \leq C \leq 1.20^*</math></p> <p>Per la dipendenza dal rateo di kerma: Desiderabile: <math>(C_{max} - C_{min})/C_{mean} \leq 0.20^*</math></p> <p>Per la dipendenza dall'energia: Desiderabile: <math>(C_{max} - C_{min})/C_{mean} \leq 0.20^*</math></p> <p>Per la dipendenza dalla dimensione del campo: Desiderabile: <math>(C_{max} - C_{min})/C_{mean} \leq 0.20^*</math></p> <p style="text-align: right;">* valore provvisorio</p>
<i>Periodicità</i>	<p><i>Dipendenza dal rateo di kerma</i>: Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale</p> <p><i>Dipendenza dall'energia</i>: Accettazione, stato</p> <p><i>Dipendenza dalle dimensioni del campo</i>: Accettazione, stato</p>

<p><i>Riferimenti</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Linee Guida Flat Panel AMFPD - AIFM 2009</li> <li>2. Radiation Protection n. 162, 2012 "Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy"</li> <li>3. IPEM Report 91 "Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems" (2005)</li> <li>4. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems" dell'American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report n. 93 Task Group 10 (2006)</li> <li>5. R.T Droege A practical method to measure the MTF of CT scanners Medical Physics 9(5):758-60 · September 1982</li> </ol>								
<p><i>Osservazioni generali</i></p>	<p>In questo capitolo sono inseriti i controlli di qualità dell'immagine del sistema eseguibili mediante l'impiego di fantocci commerciali standard  Vengono analizzate immagini FOR PRESENTATION.  Acquisire le immagini con i protocolli clinici impiegati abitualmente in differenti modalità: fluoroscopia, fluorografia, angiografia digitale sottrattiva.  Utilizzare il FOV di riferimento impiegato per le misure di kerma in ingresso al paziente.</p> <p><b>FOV di riferimento</b></p> <table border="1" data-bbox="395 1473 1200 1624"> <tr> <td>Procedura angiografica</td> <td>FOV</td> </tr> <tr> <td>Cerebrale</td> <td>20, 27</td> </tr> <tr> <td>Cardiologica</td> <td>25</td> </tr> <tr> <td>Vascolare extra cerebrale</td> <td>31</td> </tr> </table> <p>I controlli identificati con *** possono essere eseguiti, in alternativa, con il fantoccio per Low Contrast Detectability (LCD) e con il metodo di calcolo LCD statistico descritto nel documento previsto come Addendum del presente report e di prossima pubblicazione</p>	Procedura angiografica	FOV	Cerebrale	20, 27	Cardiologica	25	Vascolare extra cerebrale	31
Procedura angiografica	FOV								
Cerebrale	20, 27								
Cardiologica	25								
Vascolare extra cerebrale	31								

### Risoluzione spaziale limite

<i>Scopo</i>	verificare la risoluzione spaziale limite
<i>Strumentazione</i>	fantoccio Leeds 18FG, mira di Funk o analoghi
<i>Procedura</i>	<p>Posizionare il fantoccio il più vicino possibile al rivelatore, se possibile rimuovere la griglia.</p> <p>Orientare il fantoccio in modo che le barre della risoluzione spaziale siano inclinate di 45 gradi rispetto alla matrice di digitalizzazione del fantoccio</p> <p>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. Acquisire le immagini in differenti modalità: es. fluoroscopia, angiografia ecc.</p> <p>Registrare i valori di kV, mA, SID, FOV e il valore di risoluzione spaziale limite.</p>
<i>Analisi dei dati</i>	<p>Contare il numero di inserti in cui le alternanza B/N sono visibili e determinare la frequenza spaziale limite</p> <p>Eventualmente esportare le immagini. 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 &lt;20% [5]</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>Risoluzione spaziale limite &gt; 0,8 lp/mm per campi di dimensione &gt;25 cm e &gt;1 lp/mm per campi di dimensione ≤25 cm per le immagini fluoroscopiche.</p> <p>Nelle prove di costanza periodiche, inoltre, la frequenza limite non dovrebbe variare più del 25% rispetto alla prova di costanza iniziale.</p> <p>I valori di riferimento relativi alla risoluzione spaziale limite contenuti nei criteri minimi di accettabilità e nella normativa vigente non sono più attuali perché sono attribuibili ad angiografi con intensificatore di brillantezza. Il limite proposto deve essere inteso come passibile di successive variazioni o sulla base di aggiornamenti della letteratura o come risultato di trial multicentrici secondo le indicazioni del Gruppo di lavoro AIFM.</p>

<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale
--------------------	--

### Soglia di contrasto \*\*\*

<i>Scopo</i>	verificare la soglia di contrasto per inserti di grandi dimensioni
<i>Strumentazione</i>	fantoccio Leeds 18FG ( o fantocci analoghi) 1mmCu o l'attenuatore previsto dal fantoccio utilizzato
<i>Procedura</i>	<p>Filtrare il fascio RX con l'attenuatore Posizionare fantoccio il più vicino possibile al rivelatore. 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. Tabella1</p> <p>Registrare i valori di kV, mA, SID, FOV e il numero di inserti visibili. Contare il numero totale di dischi visibili ad una distanza di osservazione pari ad almeno 4 volte il diametro dell'immagine visualizzata a monitor in sala angiografica. Acquisire le immagini in differenti modalità: fluoroscopia, angiografia.</p>
<i>Analisi dei dati</i>	Contare il numero di inserti visibili. Convertire il numero di inserti visibili in minimo contrasto rilevabile utilizzando le tabelle relative al fantoccio impiegato. Come esempio si riporta, in Allegato 1, la tabella di conversione del fantoccio Leeds 18FG
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>In modalità fluoroscopica deve essere visibile l'inserto corrispondente a contrasto pari al 4%.</p> <p>Nelle prove di costanza periodiche, inoltre, la frequenza limite non dovrebbe variare più del 25% rispetto alla prova di costanza iniziale.</p> <p>I valori di riferimento relativi alla soglia di contrasto contenuti nei criteri minimi di accettabilità e nella normativa vigente sono limitati alla sola acquisizione fluoroscopica e non più attuali perché sono attribuibili ad angiografi con intensificatore di brillantezza. Il limite proposto deve essere inteso come passibile di successive variazioni o sulla base di aggiornamenti della letteratura o come risultato di trial multicentrici secondo le indicazioni del Gruppo di lavoro AIFM.</p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

**Sensibilità a basso contrasto \*\*\***

<i>Scopo</i>	verificare la curva contrasto-dettaglio del sistema
<i>Strumentazione</i>	Ad esempio fantoccio Leeds TO20 (TO10, TO15), filtro 1.5 mmCu o l'attenuatore previsto dal fantoccio utilizzato
<i>Procedura</i>	<p>Filtrare il fascio RX con l'attenuatore</p> <p>Posizionare il fantoccio il più vicino possibile al rivelatore.</p> <p>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.</p> <p>Registrare i valori di kV, mA, SID, FOV e il numero di inserti visibili.</p> <p>Contare il numero totale di dischi visibili ad una distanza di osservazione pari ad almeno 4 volte il diametro dell'immagine visualizzata a monitor in sala angiografica</p> <p>Acquisire le immagini in differenti modalità: es. fluoroscopia, angiografia ecc.</p>
<i>Analisi dei dati</i>	Convertire in minimo contrasto rilevabile il numero di inserti visibili secondo le indicazioni del fantoccio utilizzato
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>Non esistono valori di riferimento. Per analogia con il controllo sulla soglia di contrasto si dovrebbe garantire la visibilità dell'inserto di 8 mm di diametro con contrasto 4%.</p> <p>I valori di riferimento saranno il risultato di trial multicentrico del Gruppo di lavoro AIFM.</p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

**Range dinamico \*\*\***

<i>Scopo</i>	verificare il range dinamico del sistema
<i>Strumentazione</i>	Ad esempio: fantoccio Leeds QUAD.TO, filtro 1.5 mmCu mmCu o l'attenuatore previsto dal fantoccio utilizzato
<i>Procedura</i>	<p>Filtrare il fascio RX con l'attenuatore</p> <p>Posizionare fantoccio il più vicino possibile al rivelatore.</p> <p>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.</p> <p>Registrare i valori di kV, mA, SID, FOV e il numero di inserti visibili.</p> <p>Contare il numero totale di dischi visibili nei quattro quadranti a diversa trasmissione 100%, 33%, 10%, 3.3% ad una distanza di osservazione pari ad almeno 4 volte il diametro dell'immagine visualizzata a monitor in sala angiografica.</p> <p>Acquisire le immagini in differenti modalità: es. fluoroscopia, angiografia ecc.</p>
<i>Analisi dei dati</i>	Convertire in minimo contrasto rilevabile il numero di inserti visibili secondo le indicazioni del fantoccio utilizzato
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p>Non esistono valori di riferimento.</p> <p>I quattro quadranti devono essere visibili e distinguibili: l'inserto a contrasto più elevato, 18%, non deve apparire ne' nero saturo ne' bianco saturo (nel caso di inversione di contrasto). Deve essere visibile un progressivo aumento del rumore nei quattro quadranti in funzione della filtrazione. La granulosità del rumore deve rimanere invariata per tutti i quattro quadranti.</p> <p>Per analogia con il controllo sulla soglia di contrasto si dovrebbe garantire la visibilità degli inserti di contrasto 4% nel quadrante a 100% di trasmissione</p>
<i>Periodicità</i>	<p>Accettazione, stat : definire il numero di inserti visibili</p> <p>Prova di costanza con periodicità annuale: tolleranza +/- 2 inserti rispetto al valore di riferimento</p>

**Qualità dell'immagine sottratta- Immagini DSA \*\*\***

<i>Scopo</i>	verificare le prestazioni delle immagini sottratte in termini di: range dinamico, risoluzione di contrasto, uniformità di contrasto, artefatti e errori logaritmici.
<i>Strumentazione</i>	Fantoccio X-CHECK DSA (formerly NORMI 8) DSA Test Object descritto nella norma CEI EN 61223-3-3 o fantocci analoghi
<i>Procedura</i>	<p>Posizionare fantoccio sul lettino porta paziente posizionando l'inserto a basso contrasto all'isocentro.          Acquisire le immagini in modalità DSA.          Acquisire in condizioni di esposizione automatica utilizzando un protocollo angiografico sottrattivo a 1 frame/s di acquisizione. In un unico run, acquisire per 10 s. Agendo sul dispositivo a pompetta, traslare gli inserti a basso contrasto contenuti nel fantoccio e acquisire per altri 10 s. Registrare i valori di kV, mA, SID, FOV. Osservare le immagini sottratte.</p> <p>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 (gli inserti in alluminio di spessore 0.05, 0.1, 0.2, 0.4 mm corrispondono a una soluzione iodata da <math>5 \text{ mg/cm}^2</math> a <math>10 \text{ mg/cm}^2</math>)</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p><u>range dinamico</u>: il vaso di spessore massimo (0.4 mmAl) deve essere visibile sotto tutti gli spessori dello step wedge di rame</p> <p><u>vascular test – risoluzione di contrasto</u>: sotto allo step di 0.8 mmCu devono essere visibili tutti e quattro gli inserti in alluminio (0.4 0.2 0.1 0.05 mmAl)</p> <p><u>uniformità del contrasto</u>: verificare che gli inserti in alluminio visibili siano uniformi in densità e larghezza su tutta l'immagine</p> <p><u>artefatti</u>: verificare che non siano presenti artefatti di registrazione sulle immagini auto sottratte</p> <p><u>errore logaritmico</u>: la densità del 1° e dell'ultimo gradino devono apparire equivalenti</p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

**Allegato 1: Soglia di contrasto**

70 kVp (1mm Cu)

Disc Number	Contrast	Disc Number	Contrast
1	0.167	10	0.039
2	0.148	11	0.032
3	0.128	12	0.027
4	0.109	13	0.022
5	0.088	14	0.017
6	0.075	15	0.015
7	0.067	16	0.013
8	0.053	17	0.011
9	0.045	18	0.009

60 kVp (1mm Cu)

Disc Number	Contrast	Disc Number	Contrast
1	0.213	10	0.046
2	0.190	11	0.038
3	0.165	12	0.032
4	0.141	13	0.025
5	0.113	14	0.020
6	0.096	15	0.018
7	0.088	16	0.015
8	0.067	17	0.013
9	0.059	18	0.010

80 kVp (1mm Cu)

Disc Number	Contrast	Disc Number	Contrast
1	0.149	10	0.036
2	0.132	11	0.030
3	0.114	12	0.025
4	0.097	13	0.020
5	0.078	14	0.016
6	0.067	15	0.015
7	0.060	16	0.012
8	0.047	17	0.010
9	0.040	18	0.008

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

<p><i>Osservazioni generali</i></p>	<p>Alcuni sistemi angiografici dispongono di una modalità di acquisizione “Rotazionale” che consente la ricostruzione di immagini tomografiche multiplanari (denominata Cone Beam CT o Flat Panel CT) e/o di immagini tridimensionali di strutture ad altro contrasto (denominata talvolta 3D DSA) a partire da proiezioni planari effettuate durante una rotazione parziale o completa dell’arco tubo RX – rivelatore di immagine attorno al distretto l’esame.</p>  <p><b>Figura.1:</b> (a) installazione sistema arco a C con rivelatore digitale a pannello piatto , (b) immagine 3D DSA (c) immagine tomografica assiale di zona con emorragia ottenuta dal CBCT dell’installazione, (d) stessa immagine ottenuta da un TC multistrato.</p> <p>Per armonizzare l’approccio del Fisico Medico a questo tipo di apparecchiature è conveniente adeguare i controlli per i sistemi angiografici alle linee guida presenti in letteratura per le CBCT, in particolare al protocollo EFOMP – ESTRO - IAEA, come di seguito proposto.</p> <p>Ogni acquisizione prevede la scelta di un protocollo che differisce per angolo di acquisizione, tempo di rotazione totale, frame rate, numero di proiezioni. Per l’acquisizione di fantocci test potrà essere necessaria la collaborazione con personale della ditta costruttrice e le scelte del set up di misura saranno in molti casi vincolate alle specificità di ogni sistema.</p> <p>Inoltre i sistemi angiografici richiedono generalmente una calibrazione specifica della modalità rotazionale basata su fantocci e procedure dedicate. Queste procedure tengono conto sia della calibrazione del pannello sia di una correzione specifica per la rotazione. Per l’esecuzione dei test indicati nei paragrafi seguenti è fondamentale che le calibrazioni previste dall’apparecchiatura siano state effettuate con esito favorevole e con la periodicità definita dal costruttore.</p>
-------------------------------------	---

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

<p><i>Osservazioni sui possibili approcci dosimetrici</i></p>	<p>Nella progressiva implementazione di apparecchiature CBCT per le diverse applicazioni sono stati adottati diversi indicatori di dose, derivati in parte dalla radiologia tradizionale e in parte dalla tomografia computerizzata.</p> <p>Per quanto riguarda le metodiche CBCT basate sull'impiego di archi a C, l'indicatore di dose fornito da tutte le apparecchiature attuali al termine di ogni scansione è il KAP. Tale indicazione, impiegata anche nel contesto di archiviazione dei sistemi di registrazione della dose, deve quindi essere verificata con una misura diretta effettuata tipicamente con camera a ionizzazione trasmissiva applicata al tubo radiogeno e verrà ripresa in seguito. Oltre a questa misura il protocollo EFOMP indica la possibilità di valutare il kerma in aria cumulativo all'ingresso del detector: questo approccio risulta in molti casi non applicabile laddove l'acquisizione CBCT può essere realizzata soltanto con controllo automatico dell'esposizione.</p> <p>Volendo invece considerare la dose assorbita all'interno di un fantoccio, per avere un'indicazione più immediata e più prossima alla possibile dose assorbita da un paziente reale, si pone la questione di quale setup applicare. Questo aspetto è discusso nell'appendice 3 del protocollo EFOMP, alla quale si rimanda per un approfondimento. Dal punto di vista operativo, si possono valutare le seguenti scelte:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>- per la camera a ionizzazione: l'impiego di una camera puntuale per la misura del <i>central cumulative dose</i> in linea con l'impostazione AAPM TG 111 oppure l'impiego di una camera pencil per la valutazione della dose media sui 10 cm centrali del campo (anche definito <i>come cone beam dose index</i> CBDI). In questo caso occorre verificare che la lunghezza attiva della camera sia completamente inclusa nel FOV</li><li>- per i fantocci: di base si considera l'utilizzo di un singolo fantoccio, in base alle dimensioni del campo e alle indicazioni fornite dalla ditta costruttrice occorre considerare l'opzione di impiegare 2 o 3 fantocci (come considerato nell'AAPM TG 111) in accettazione. In letteratura sono presenti alcune comparazioni di valutazioni fatte con fantocci singoli o multipli per CBCT per radioterapia [5-6].</li></ul>
---	--

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

<p><i>Fantocci test utilizzabili e configurazioni sperimentali</i></p>	<p>La maggior parte dei controlli di qualità possono essere effettuati utilizzando i fantocci commerciali con inserti multipli già in uso negli scanner TC, come ad esempio il CatPhan 500/600 (The Phantom Laboratory, Salem, NY) o AAPM CT performance Phantom (CIRS, Norfolk, VA). Per un elenco completo dei fantocci utilizzabili si veda il capitolo 4 del report EFOMP: alcuni fantocci recentemente introdotti sul mercato sono limitati all'impiego per CBCT dentali a causa principalmente delle dimensioni degli inserti e delle mire in essi contenute, mentre altri risultano essere "universali" e quindi utilizzabili anche in radioterapia e radiologia interventistica.</p> <p>E' molto importante che il fantoccio e che tutti i parametri di esposizione utilizzati nei test d'accettazione/di stato siano sempre gli stessi nelle misure delle prestazioni successive nell'ambito del sistema dei controlli di qualità periodici. Va quindi posta particolare attenzione alla ricerca di una configurazione ottimale assolutamente riproducibile per rilevare lo standard di funzionamento dell'apparecchiatura. Quest'aspetto può essere più difficile nel contesto degli archi a C, dove di solito non sono presenti laser per l'individuazione dell'isocentro ed il perfetto allineamento del fantoccio (come nei CBCT in RT e negli scanner TC). Si può procedere, alternativamente:</p> <ol style="list-style-type: none"><li>1. Centrare l'asse dal campo di radiazione sull'elemento del fantoccio oggetto del test utilizzando due proiezioni ortogonali. Quindi eseguire una acquisizione distinta per ogni parametro di qualità indagato.</li><li>2. Procedere con un'unica acquisizione, poi ricostruire una immagine bidimensionale centrata in corrispondenza di ogni inserto test del fantoccio.</li></ol> <p>E' inoltre importante considerare che le immagini CBCT possono avere modalità DICOM differenti che dipendono dall'apparecchio (XA o CT) e i livelli di grigio non sempre sono tarati in termini di numeri Hounsfield come in TC. Per tale motivo si fa riferimento ai Pixel Values (PV) e si suggerisce di verificare l'eventuale applicazione di Rescaling dei PV da parte del software di analisi utilizzati (ImageJ, IQWorks, RADIA).</p>
--	--

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

<i>Riferimenti</i>	<p>[1] Report AIFM n.4 del 2007 "Tomografia computerizzata: descrizione e misura dei parametri caratteristici</p> <p>[2] CEI EN 61223-2-6: Prove di valutazione e di routine nei reparti di produzione di immagini mediche - Parte 2-6: Prove di costanza - Apparecchiature di tomografia computerizzata</p> <p>[3] AAPM Report n°111 " Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography", February 2010</p> <p>[4] QUALITY CONTROL IN CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY (CBCT) EFOMP – ESTRO - IAEA PROTOCOL <a href="http://dx.medra.org/10.19285/CBCTEFOMP.V1.0.2017.06">http://dx.medra.org/10.19285/CBCTEFOMP.V1.0.2017.06</a></p> <p>[5] Hu N1, McLean D. Measurement of radiotherapy CBCT dose in a phantom using different methods. Australas Phys Eng Sci Med. 2014 Dec; 37(4):779-89.</p> <p>[6] Rampado O, Giglioli FR, Rossetti V, Fiandra C, Ragona R, Ropolo R. Evaluation of various approaches for assessing dose indicators and patient organ doses resulting from radiotherapy cone-beam CT. Med Phys. 2016 May;43(5):2515.</p> <p>[7] Steiding C, Kolditz D, Kalender W. A quality assurance framework for the fully automated and objective evaluation of image quality in cone-beam computed tomography. Med Phys. 2014 March;41(3):31901.</p>
--------------------	--

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

### Uniformità e Rumore

<i>Scopo</i>	Verificare la costanza dell'uniformità e del rumore di immagine ottenibile con un protocollo di acquisizione normalmente impiegato nella clinica e l'assenza di artefatti.
<i>Strumentazione</i>	Fantoccio test cilindrico con sezione omogenea, contenente acqua o materiale plastico equivalente, di diametro per distretto anatomico testa.
<i>Procedura</i>	Posizionare il fantoccio all'isocentro. Utilizzare un protocollo clinico comune.
<i>Analisi dei dati</i>	<p>Sulla/sulle immagini MPR in corrispondenza della zona omogenea si individuano delle ROI in 4 posizioni ortogonali (ore 12,3,6,9) distanti almeno 1 cm dal bordo del fantoccio e una ROI centrale, di dimensione tale da contenere un numero di pixel significativo (diametro circa 20% diametro fantoccio). Per ciascuna ROI si valuta il valore medio in tutte le immagini adiacenti comprese nel volume omogeneo del fantoccio e si rappresenta graficamente in funzione della posizione dello strato. Per le ROI centrali si valuta anche la deviazione standard.</p> <p>Sulle immagini valutare la presenza di artefatti e annotare le principali caratteristiche riferendosi anche a quanto riportato nella pubblicazione EFOMP.</p>
<i>Livelli di azione</i>	<p>Nel caso (più semplice) in cui il produttore abbia dichiarato un valore di riferimento, i valori misurati devono trovarsi all'interno della tolleranza prevista. In assenza è importante che i valori di uniformità e rumore rimangano costanti nel tempo, per cui le singole misure non devono variare oltre il 10% del range dinamico inteso come differenza <math>PV_{acqua} - PV_{aria}</math>.</p> <p>Il rumore in termini di deviazione standard normalizzata al range dinamico non deve variare oltre il 20% rispetto ai valori misurati nella prova di accettazione.</p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

**ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM**

**Costanza dei Valori dei Pixel**

<i>Scopo</i>	Verificare la costanza con cui il sistema è in grado di assegnare determinati valori dei pixel (PV -Pixel Value) a materiali di diversa densità. La scala utilizzata può essere a seconda dei casi espressa in Unità Hounsfield o in unità numeriche arbitrarie.
<i>Strumentazione</i>	I fantocci da utilizzare possono sempre essere quelli utilizzati per la stessa misura negli scanner TC. Per valutazioni quantitative devono essere presenti degli strumenti di analisi dei valori dei pixel. Il fantoccio deve poter permettere la valutazione dell'aria e di materiale acqua equivalente.
<i>Procedura</i>	Posizionare il fantoccio all'isocentro. E' fondamentale mantenere la stessa centratura dell'inserito nelle successive prove di costanza. Utilizzare un protocollo clinico comune con corrente anodica relativamente elevata e massima dimensione pixel tra quelle disponibili.
<i>Analisi dei dati</i>	Si effettuano una (o più) ricostruzioni MPR in corrispondenza della zona contenente gli inserti dedicati a questo test, con metodi quantitativi in corrispondenza di ogni inserto si valuta il valore medio dei valori dei pixel.
<i>Livelli di azione</i>	In assenza di indicazioni del costruttore si può considerare una differenza massima tra le successive prove di costanza per gli stessi inserti di 50 PV o il 10% del range dinamico ( $PV_{acqua} - PV_{aria}$ ) (auspicabile 5%)
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

### Accuratezza geometrica

<i>Scopo</i>	Quando le immagini tomografiche sono utilizzate per misure di distanze ed angoli si deve essere sicuri che le misurazioni del sistema corrispondano ai valori veri. Gli scostamenti tra valori trovati e quelli reali devono essere contenuti ed eventuali differenze superiori ai limiti accettati sono sintomo di una variazione della geometria dello scanner, che generalmente degrada anche la risoluzione spaziale.
<i>Strumentazione</i>	I fantocci da utilizzare possono sempre essere quelli utilizzati per la stessa misura negli scanner TC, in ogni caso un oggetto test contenente inserti di dimensione e posizione relativa nota.
<i>Procedura</i>	Posizionare il fantoccio all'isocentro. Utilizzare un protocollo clinico comune con corrente anodica relativamente elevata
<i>Analisi dei dati</i>	Sull'immagine MPR ricostruita si effettuano delle misurazioni di oggetti di dimensioni note all'interno del fantoccio e di posizione relativa nota (distanze ed angoli), utilizzando gli strumenti quantitativi presenti alla consolle di elaborazione dei dati. Si può effettuare un'analisi più dettagliata calcolando le dimensioni del pixel sul piano assiale: ad esempio nell'inserto CatPhan 404 contare il n° di pixel tra due inserti noti.
<i>Livelli di azione</i>	Si può avere una stima precisa dell'accuratezza con cui le dimensioni dell'oggetto ricostruito corrispondono alle dimensioni dell'oggetto reale per tutte le orientazioni di un volume nello spazio. L'accuratezza della misura deve essere entro 2 mm .
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

### Risoluzione a basso contrasto

<i>Scopo</i>	La risoluzione a basso contrasto dei sistemi CBCT è tipicamente più bassa di quella degli scanner TC diagnostici. Il test è finalizzato a valutare la costanza del rapporto contrasto rumore di strutture note.
<i>Strumentazione</i>	Utilizzare un fantoccio dedicato per il controlli di qualità in tomografia, con inserti di dimensione variabile a contrasto fisso e/o variabile, possibilmente maggiore di del 2 %.
<i>Procedura</i>	La procedura è simile a quella utilizzata per gli scanner Fan Beam. Si effettuano una (o più) ricostruzioni MPR in corrispondenza della zona contenente gli inserti dedicati a questo test.
<i>Analisi dei dati</i>	<p>A vista si deve individuare il diametro del minimo oggetto rilevabile a fissata finestra di contrasto e dose erogata (controllo di primo livello): questo deve rimanere costante nel tempo. Se presenti delle specifiche da parte del costruttore queste devono essere rispettate. Per una valutazione di secondo livello si può verificare la costanza del contrasto stimando quantitativamente il contrasto percentuale riferendosi a dettagli da 1% o 2% o maggiori di contrasto dichiarato, secondo la formula seguente</p> $CNR=(PV_t-PV_b)/\sigma_b$ <p>dove  <math>PV_t</math> : PV medio calcolato nella ROI localizzata nell'inserto a contrasto noto  <math>PV_b</math> : PV medio calcolato nella ROI sul fondo  <math>\sigma_b</math> : deviazione standard calcolata nella ROI sul fondo</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	Il valore ottenuto non deve differire dal valore di riferimento per più del 40% .
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

### Risoluzione spaziale ad alto contrasto

<i>Scopo</i>	Il controllo è finalizzato ad una valutazione quantitativa della risoluzione spaziale e a verificarne la stabilità nel tempo. Trattandosi di un volume tomografico la risoluzione può essere valutata con gli stessi criteri sui diversi piani tomografici.
<i>Strumentazione</i>	Fantoccio per tomografia computerizzata con inserti a mira per valutazione soggettiva o con inserti costituiti da microsfera, filo sospeso o scalino per i relativi metodi di valutazione dell'MTF.
<i>Procedura</i>	Posizionare il fantoccio all'isocentro. E' fondamentale mantenere la stessa centratura dell'inserto nelle successive prove di costanza, in quanto la risoluzione spaziale nelle diverse regioni del campo di vista può mostrare differenze significative. Ove disponibile è raccomandabile l'impiego di due diversi protocolli, uno standard ed uno ad alta risoluzione e FOV ridotto.
<i>Analisi dei dati</i>	Valutazione soggettiva: valutare visivamente il più piccolo dettaglio ad alto contrasto distinguibile nelle mire. Valutazione quantitativa: per una valutazione quantitativa della funzione MTF riferirsi ai metodi standard di valutazione utilizzati in CT (metodo di Droege o calcolo di MTF dalla PSF). In caso di valutazione della PSF o LSF l'oggetto test deve permettere un adeguato sovracampionamento, per cui è preferibile che sia costituito da un filo, un foglio o uno scalino inclinato e di densità tale da non comportare errori conseguenti ad artefatti da indurimento (questo aspetto è discusso nel capitolo 3 del protocollo EFOMP).
<i>Livelli di azione</i>	In attesa di maggiori dati dalla letteratura, si può considerare un livello minimo di risoluzione di 5 lp/cm ad un livello dell'MTF al 10%. I valori misurati nelle successive prove dovrebbero presentare differenze dai valori di base inferiori a 1 lp/cm o al 20% per risoluzioni al di sopra di 5 lp/cm.
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale

## ACQUISIZIONI VOLUMETRICHE CONE BEAM

### Controllo dell'indicazione della dose e stabilità della dose erogata

<i>Scopo</i>	Verificare l'accuratezza dell' indicazione della dose erogata e la stabilità della dose erogata durante un'acquisizione rotazionale
<i>Strumentazione</i>	Fantoccio cilindrico per standardizzazione parametri definiti da controllo automatico esposizione (fantoccio CTDI o per qualità immagine), Kap meter
<i>Procedura</i>	<p>Posizionare il fantoccio al centro di rotazione; utilizzare le due proiezioni AP e LL in scopia per una corretta centratura.</p> <p>Posizionare il KAP meter sull'housing del tubo in modo che non ostacoli la rotazione del sistema.</p> <p>Selezionare il protocollo di riferimento ed effettuare un'acquisizione "Rotazionale".</p> <p>Ripetere le misure per i protocolli di interesse.</p> <p>Nel caso in cui l'accuratezza del KAP meter dell'angiografo sia già stata verificata in altre fasi del controllo dell'apparecchio, non è necessario valutare l'accuratezza e viene valutata solo la stabilità della dose erogata.</p>
<i>Analisi dei dati</i>	<p><u>Accuratezza</u>: Confrontare il valore misurato di KAP dell'angiografo con quello indicato del KAP meter calibrato.</p> <p><u>Stabilità</u>: Confrontare il valore misurato di KAP dell'angiografo con quello di riferimento.</p>
<i>Criteri di accettabilità</i>	<p><u>Accuratezza</u> : La differenza tra il valore misurato e il valore indicato deve essere inferiore al 35%.</p> <p><u>Stabilità</u> : La differenza tra il valore misurato e il valore di riferimento deve essere inferiore al 20 %.</p>
<i>Periodicità</i>	Accettazione, stato e costanza con periodicità annuale.

CONTROLLI DOSIMETRICI

<p><i>Tipologia del controllo</i></p>	<p><b><u>PARTE I: controlli dosimetrici fondamentali</u></b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente - modalità fluoroscopia</li> <li>• Rateo di kerma all'ingresso del paziente – modalità fluoroscopia/fluorografia</li> <li>• Rateo di kerma in ingresso al rivelatore – modalità fluoroscopia /fluorografia</li> </ul>
<p><i>Scopo</i></p>	<p>Tali controlli sono finalizzati a verificare il rispetto dei limiti/valori soglia indicati a livello normativo o consigliati dai documenti tecnici di riferimento. Per questi controlli si è ritenuto opportuno definire in modo dettagliato le condizioni di misura.</p>

<p><i>Tipologia del controllo</i></p>	<p><b><u>PARTE II: controlli finalizzati a verificare la riproducibilità di funzionamento dell'apparecchiatura angiografica</u></b></p>
<p><i>Scopo</i></p>	<p>Per questo tipo di controlli non si ritiene utile identificare in modo rigido le condizioni di misura. Considerata la complessità delle apparecchiature di cui si occupa il documento e la varietà di procedure che possono essere effettuate, appare più realistico che ogni centro stabilisca un set di controlli adeguato alla realtà locale.</p> <p>Il suggerimento è di definire una sequenza di controlli da ripetere con frequenza più elevata rispetto ai controlli della PARTE I utilizzando filtri di rame o alluminio come attenuatori.</p> <p>Per le prove di costanza può essere sufficiente verificare che i parametri di esposizione selezionati automaticamente dal sistema si mantengano costanti.</p>

CONTROLLI DOSIMETRICI

<p><i>Riferimenti</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>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</li> <li>2. Radiation Protection n. 162, 2012 “Criteria for acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy”</li> <li>3. IAEA 457: Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice IAEA Technical reports series 457, 2007</li> <li>4. A. Dowling, A. Gallagher, U. O’ Connor et al “Acceptance testing and QA of interventional cardiology systems” Radiation Protection Dosimetry 2008, pp. 1-4</li> <li>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</li> <li>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</li> <li>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</li> </ol>
<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-filtri attenuatori, 2 mm Pb, almeno 30 cm di PMMA o materiale equivalente di ampiezza tale da coprire interamente l’area del fascio radiante a livello del rivelatore;</li> <li>-misuratore del rateo di kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti</li> <li>-metro</li> <li>-sistema di fissaggio/supporto per il misuratore di kerma.</li> </ul>
<p><i>Grandezza dosimetrica</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <math>K_{a,e}</math> (entrance air kerma con backscatter) per misure col backscatter</li> <li>- <math>K_{a,i}</math> (incident air kerma senza backscatter) per le misure scatter-free.</li> </ul>

CONTROLLI DOSIMETRICI

PARTE I

MASSIMO RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE –  
MODALITA' FLUOROSCOPIA 1/2

<p><i>Procedura</i></p>	<p><b>Modalità 1 (con filtro in Piombo)</b>                      Appoggiare 2 mm di piombo sul rivelatore. Utilizzando un sostegno adeguato, posizionare il dosimetro a 30 cm dal rivelatore, in aria. Eseguire le misure nella modalità di fluoroscopia che ha la regolazione di dose più alta, senza rimuovere la griglia.</p> <p><b>Modalità 2 (con 30 cm PMMA)</b>                      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.</p> <p><u>Controllo alla massima distanza fuoco-detettore</u></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. posizionare l'arco a C – scegliere la rotazione 0° (proiezione PA) o 90° (proiezione laterale)</li> <li>2. selezionare la massima distanza fuoco-detettore disponibile</li> </ol> <p><i>Proiezione PA</i>                      Posizionare il fantoccio di PMMA sul tavolo portapaziente 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> <p><i>Proiezione laterale</i>                      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.</p>
-------------------------	---

## CONTROLLI DOSIMETRICI

## PARTE I

**MASSIMO RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE –  
 MODALITA' FLUOROSCOPIA 2/2**

<i>Procedura</i>	<p>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> <p>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</p> <p>Eeguire le misure nella modalità di fluoroscopia che ha la regolazione di dose più alta.</p> <p>Controllo alla minima distanza fuoco-detettore Ripetere il controllo modificando unicamente la distanza fuoco-detettore, che deve essere la minima disponibile.</p> <p>Le misure devono essere eseguite con la griglia inserita. La grandezza misurata è <math>K_{a,i}</math> (incident air kerma senza backscatter). I limiti si intendono "under scatter-free conditions", quindi se si utilizza una camera a ionizzazione, bisogna correggere opportunamente la lettura con il fattore di backscattering (1.3, oppure utilizzare la Tabella IAEA 457) vedi Allegati Tabella 1a e 1b</p>
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p>Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente: in modalità "Normal level" &lt;88 mGy/min [1] in modalità "High level" &lt;176 mGy/min [1]</p>
<i>Tipologia controllo e periodicità</i>	<p>Accettazione, Stato, Costanza con periodicità annuale</p>

CONTROLLI DOSIMETRICI

PARTE I

RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE - MODALITA' FLUOROSCOPIA /FLUOROGRAFIA 1/3

<p><i>Strumentazione</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fantoccio attenuatore di 20 cm di spessore e di ampiezza tale da coprire interamente l'area del fascio radiante a livello del rivelatore; materiale del fantoccio: PMMA o <u>in alternativa</u> contenitore riempito con 20 cm d'acqua.</li> </ul> <p><i>NB A parità di spessore, il PMMA comporta un incremento del rateo di kerma rispetto all'acqua pari a 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> <ul style="list-style-type: none"> <li>- misuratore di kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti</li> <li>- Metro</li> </ul>
<p><i>Procedura</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. posizionare l'arco a C – scegliere la rotazione 0° (proiezione PA) o 90° (proiezione laterale)</li> </ol> <p><i>Proiezione PA</i></p> <p>Posizionare il fantoccio sul tavolo portapaziente 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.</p> <p><i>Proiezione laterale</i></p> <p>Posizionare 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.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>2. Selezionare una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm</li> </ol> <p>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</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>4. Selezionare il/i protocollo/i clinico/i più frequentemente utilizzato/i</li> <li>5. Effettuare la misura in modalità fluoroscopica "Normal Level", in modalità angiografia e in fluorografia cardiaca, in base all'impiego dell'apparecchiatura</li> <li>6. Registrare i parametri di esposizione selezionati automaticamente</li> </ol>

CONTROLLI DOSIMETRICI

PARTE I

RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE - MODALITA' FLUOROSCOPIA /FLUROGRAFIA 2/3

<p><i>Procedura</i></p>	<p>dal sistema (kV, mA, impulsi/s, filtrazioni aggiuntive)                      7. Ripetere la misura di rateo di <math>K_{a,e}</math> o <math>K_{a,e}</math> per frame per verificarne la stabilità, controllando contemporaneamente la variabilità dei parametri                      Eseguire le misure con la griglia inserita                      Se la misura viene eseguita con un dosimetro allo stato solido moltiplicare il valore per il fattore di backscattering (1.3 oppure utilizzare la Tabella IAEA 457). Vedi Allegati tabella 1a e 1b                      Eseguire le misure per i valori di FOV di riferimento riportati nella Tabella 1:</p> <table border="1" data-bbox="395 1010 1062 1406"> <thead> <tr> <th colspan="2">Tabella 1: FOV di riferimento</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Procedura angiografica</td> <td>FOV</td> </tr> <tr> <td>cerebrale</td> <td>20, 27</td> </tr> <tr> <td>cardiologica</td> <td>25</td> </tr> <tr> <td>Vascolare extra cerebrale</td> <td>31</td> </tr> </tbody> </table>			Tabella 1: FOV di riferimento		Procedura angiografica	FOV	cerebrale	20, 27	cardiologica	25	Vascolare extra cerebrale	31																	
Tabella 1: FOV di riferimento																														
Procedura angiografica	FOV																													
cerebrale	20, 27																													
cardiologica	25																													
Vascolare extra cerebrale	31																													
<p><i>Valori di riferimento [5]                      Fluoroscopia                      Fantoccio di 20 cm di acqua</i></p>	<table border="1" data-bbox="395 1435 1166 2045"> <thead> <tr> <th rowspan="2">FOV</th> <th colspan="3">Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente (mGy/min)</th> </tr> <tr> <th>Low</th> <th>Normal</th> <th>High</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>11-14</td> <td>&lt;25</td> <td>25-50</td> <td>51-75</td> </tr> <tr> <td>15-18</td> <td>&lt;23</td> <td>23-46</td> <td>47-79</td> </tr> <tr> <td>22-27</td> <td>&lt;15</td> <td>15-30</td> <td>31-45</td> </tr> <tr> <td>28-33</td> <td>&lt;12</td> <td>12-24</td> <td>25-36</td> </tr> <tr> <td>36-40</td> <td>&lt;9</td> <td>9-18</td> <td>19-27</td> </tr> </tbody> </table>			FOV	Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente (mGy/min)			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	36-40	<9	9-18	19-27
FOV	Rateo di kerma in aria in ingresso al paziente (mGy/min)																													
	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																											
36-40	<9	9-18	19-27																											

CONTROLLI DOSIMETRICI

**PARTE I**

**RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL PAZIENTE - MODALITA'  
FLUOROSCOPIA /FLUOROGRAFIA 3/3**

<i>Critero di accettabilità</i>	<p>Rateo di kerma all'ingresso del fantoccio (<math>K_{a,e}</math>) , per la modalità fluoroscopica "Normal»: &lt;100 mGy/min [2, 5, 6] Kerma all'ingresso del fantoccio per frame(<math>K_{a,e}/frame</math>): Modalità angiografica &lt; 2 mGy/frame [2, 6] Modalità cardiaca &lt; 0.2 mGy/frame [2, 4]</p> <p>I limiti sono indicati per misure in fantoccio di 20 cm di acqua nelle condizioni di esposizione indicate nel documento [5]</p>
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	Accettazione, Stato, Costanza con periodicità annuale

CONTROLLI DOSIMETRICI

PARTE I

RATEO DI KERMA IN ARIA ALL'INGRESSO DEL RIVELATORE DI IMMAGINE -  
MODALITA' FLUOROSCOPIA /FLUOROGRAFIA

<i>Strumentazione</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- filtri di Cu (~2 mm) o Alluminio (~20 mm).</li> <li>-misuratore di kerma idoneo per tutto il range di misura e tarato per le qualità di radiazione rilevanti</li> <li>-metro</li> </ul>
<i>Procedura</i>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Posizionare l'arco a C – scegliere la rotazione 0° (proiezione PA)</li> <li>2. Posizionare i filtri a contatto con il collimatore</li> <li>3. Selezionare una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm, oppure quella più usata nella pratica clinica.</li> <li>4. Rimuovere la griglia (<i>vedi nota</i>)</li> <li>5. Appoggiare il dosimetro sul recettore d'immagine</li> <li>6. Selezionare il/i protocollo/i clinico/i più frequentemente utilizzato/i</li> <li>7. Effettuare la misura in modalità "Normal Level"</li> <li>8. Registrare i parametri di esposizione selezionati automaticamente dal sistema (kV, mA, impulsi/s, filtrazioni aggiuntive)</li> <li>9. Ripetere la misura di rateo di kerma per verificarne la stabilità, controllando contemporaneamente la variabilità dei parametri</li> <li>10. Eseguire le misure per i valori di FOV di riferimento riportati nella Tabella 1 parte 2/3</li> </ol> <p>Nota: 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.</p>
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p>Non esistono valori di riferimento. I valori di riferimento contenuti nei documenti [2] devono essere riferiti alle sole apparecchiature munite di intensificatore di immagine.</p>
<i>Tipologia di controllo e periodicità</i>	<p>Accettazione, Stato</p>

CONTROLLI DOSIMETRICI

PARTE II

RIPRODUCIBILITA' DEL FUNZIONAMENTO DELLA APPARECCHIATURA ANGIOGRAFICA 1/2

<i>Strumentazione</i>	- Filtri di Cu o Alluminio o PMMA
<i>Procedura</i>	<p>Modalità fluoroscopia:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Posizionare l'arco a C – scegliere la rotazione 0° (proiezione PA)</li> <li>2. Posizionare i filtri a contatto con il collimatore</li> <li>3. Selezionare una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm, oppure quella più usata nella pratica clinica.</li> <li>4. Selezionare il/i protocollo/i clinico/i più frequentemente utilizzato/i</li> <li>5. Al variare delle dimensioni del campo, delle modalità fluoro più utilizzate (low, normal, high) e dello spessore del fantoccio (per esempio da 1 a 4 mm Cu), riportare la filtrazione aggiunta dall'apparecchiatura, i kV e i mA selezionati dal sistema automatico.</li> </ol>
<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 semestrale
<i>Criterio di accettabilità</i>	Verificare la costanza di questi parametri. La tolleranza rispetto alla prova di stato per i kV è del 5%, per i mA del 20%.

CONTROLLI DOSIMETRICI

PARTE II

RIPRODUCIBILITA' DEL FUNZIONAMENTO DELLA APPARECCHIATURA ANGIOGRAFICA 2/2

<i>Strumentazione</i>	<p>- Filtri di Cu o Alluminio o PMMA o Acqua N.B. Per la scelta del fantoccio fare riferimento alle tabelle 2 e 3 riportate in allegato</p>
<i>Procedura</i>	<p>Modalità fluorografia:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Posizionare l'arco a C – scegliere la rotazione 0° (proiezione PA)</li> <li>2. Posizionare i filtri a contatto con i collimatori</li> <li>3. Selezionare una distanza fuoco-detettore pari a 100 cm, oppure quella più usata nella pratica clinica.</li> <li>4. Selezionare il/i protocollo/i clinico/i più frequentemente utilizzato/i</li> <li>5. Al variare delle dimensioni del campo, dei protocolli clinici più utilizzati (per esempio: vascolare - testa - cerebrale 2fps, cardio - cardiaca - coronaria sinistra 12,5 - 15fps, ...) e dello spessore del fantoccio (per esempio da 1 a 4 mm Cu), riportare la filtrazione aggiunta dall'apparecchiatura, i kV e i mAs selezionati dal sistema automatico. Verificare la costanza di questi parametri.</li> </ol>
<i>Periodicità</i>	<p>La periodicità deve essere fissata considerando le modalità di utilizzo dell'apparecchiatura: essendo l'obiettivo del controllo quello di testare le performance della macchina si consiglia una periodicità almeno semestrale</p>
<i>Criterio di accettabilità</i>	<p>La tolleranza rispetto alla prova di stato per i kV è del 5%, per i mAs del 20%.</p>

CONTROLLI DOSIMETRICI

ALLEGATI:

Tabella 1a BACKSCATTER FACTOR IAEA technical report n°457

TABLE VIII.1. BACKSCATTER FACTORS,  $B$ , FOR WATER, ICRU TISSUE AND PMMA FOR 21 DIAGNOSTIC X RAY BEAM QUALITIES AND FOR THREE FIELD SIZES AT A FOCUS TO SKIN DISTANCE OF 1000 mm\*

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	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	Water	ICRU tissue	PMMA		
50	2.5 mm Al	1.74	1.24	1.25	1.33	1.26	1.27	1.36	1.26	1.28	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	1.42	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	1.35	1.36	1.46	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	1.38	1.48	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	1.46	1.47	1.59	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	1.38	1.39	1.50	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	1.40	1.41	1.52	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	1.49	1.51	1.63	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	1.41	1.42	1.53	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	1.44	1.55	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	1.51	1.53	1.65	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	1.41	1.42	1.53	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	1.45	1.46	1.57	1.45	1.46	1.57

CONTROLLI DOSIMETRICI

**Tabella 1b BACKSCATTER FACTOR IAEA technical report n°457**

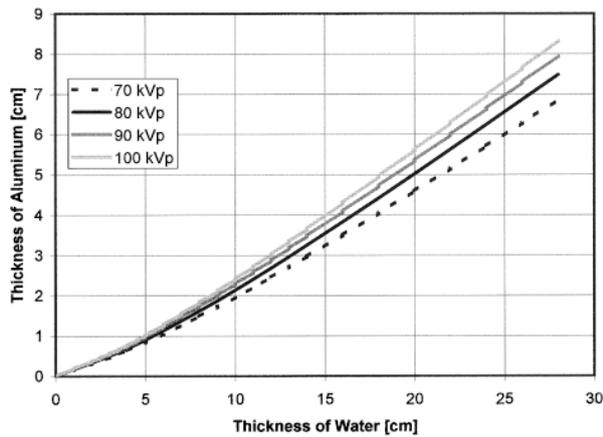
TABLE VIII. BACKSCATTER FACTORS,  $B$ , FOR WATER, ICRU TISSUE AND PMMA FOR 21 DIAGNOSTIC X RAY BEAM QUALITIES AND FOR THREE FIELD SIZES AT A FOCUS TO SKIN DISTANCE OF 1000 mm\* (cont.)

Tube voltage (kV)	Filter	Backscatter factor ( $B$ )												
		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			
100	3.0 mm Al		1.41	1.42	1.50	1.51	1.53	1.64	1.53	1.55	1.66	1.53	1.55	1.66
	+0.1 mm Cu	5.65												
110	2.5 mm Al	3.59	1.35	1.35	1.43	1.42	1.43	1.53	1.43	1.44	1.55	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	1.49	1.60	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	1.56	1.67	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	1.47	1.57	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	1.48	1.58	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	1.50	1.53	1.63	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	1.53	1.57	1.67	1.55	1.57	1.67

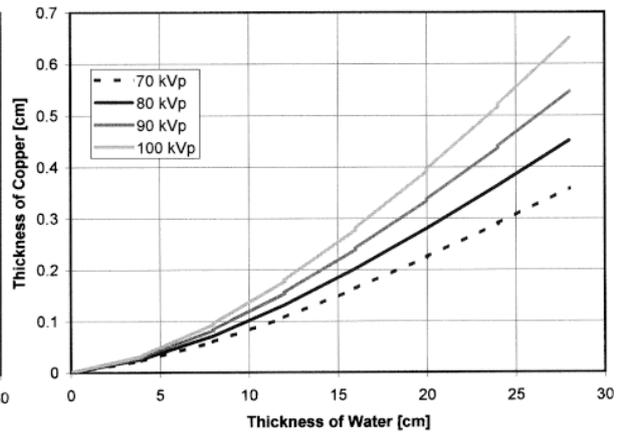
\* Data taken from Petoussi-Hens et al. [VIII.1].

CONTROLLI DOSIMETRICI

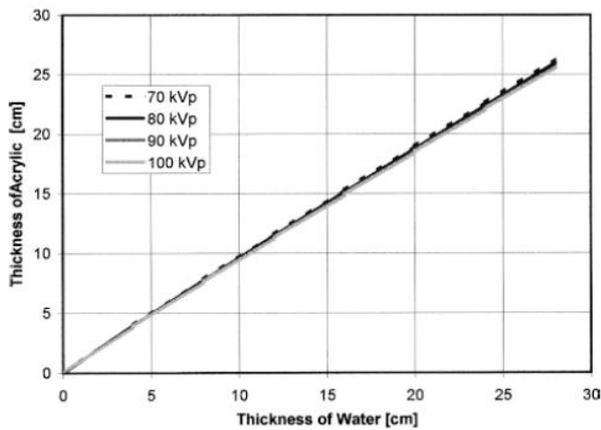
**Tabella 2** Exposure equivalency of aluminum, copper, PMMA and water. [7]



The thickness of aluminum required to produce the same exposure attenuation as a given thickness of water



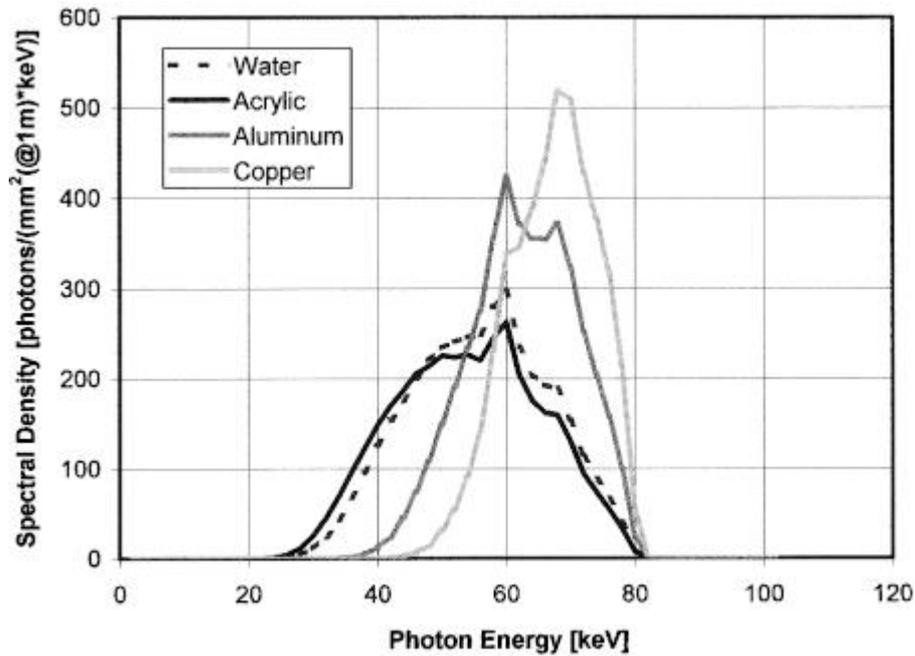
The thickness of Copper required to produce the same exposure attenuation as a given thickness of water



The thickness of PMMA required to produce the same exposure attenuation as a given thickness of water

CONTROLLI DOSIMETRICI

**Tabella 3** Effetto della tipologia fantoccio sulla densità spettrale [7]



Beam hardening of an 80-kVp x-ray beam filtered by phantoms that produce the same exposure attenuation as 20 cm of water. Water and Plexiglas (*acrylic*) produce similar beams, but aluminum and copper shift the average energy of the beam upward

**ELENCO DEI CONTROLLI E PERIODICITA'**

1-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle funzionalità del **tubo radiogeno e del generatore**

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Accuratezza kV	Accettazione e stato	-	1
Verifica SEV	Accettazione, stato	-	1
Verifica dell'output del tubo RX	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Controllo automatico del rateo di esposizione	Accettazione, stato e costanza	annuale	2

2-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche geometriche** dell'apparecchiatura angiografica

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Verifica del FOV	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Ortogonalità del fascio e del recettore di immagine	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Minima apertura dei diaframmi	Accettazione, stato	-	1
Minima distanza fuoco-pelle	Accettazione	-	1
Verifica distanza fuoco-isocentro	Accettazione, stato	-	1
Verifica indicatori dei movimenti meccanici lineari	Accettazione, stato	-	1
Verifica indicatori dei movimenti meccanici angolari	Accettazione, stato	-	1

3-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche del rivelatore di immagine** dell'apparecchiatura angiografica

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Non-Uniformità di segnale	Accettazione, stato e costanza	Annuale	1
Calcolo della Funzione di conversione	Accettazione, stato e costanza	annuale	2
Persistenza di immagini latenti - valutazione qualitativa	Accettazione, stato	-	2
Dimensione del pixel al variare del FOV	Accettazione, stato	-	2
Risoluzione spaziale – frequenza limite - test qualitativo	Accettazione, stato e costanza	annuale	2

**ELENCO DEI CONTROLLI E PERIODICITA'**

4-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche dei misuratori di kerma integrati** dell'apparecchiatura angiografica

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Verifiche visive preliminari	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Stabilità a breve termine degli indicatori di kerma	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Accuratezza e calibrazione degli indicatori di kerma integrati: dipendenza dall'energia e dalle dimensioni del campo	Accettazione, stato	-	1
Accuratezza e calibrazione degli indicatori di kerma integrati : dipendenza dal rateo di kerma	Accettazione, stato e costanza	annuale	1

5-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico della **qualità dell'immagine** dell'apparecchiatura angiografica

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Risoluzione spaziale limite	Accettazione, stato e costanza	Annuale	1
Soglia di contrasto	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Sensibilità a basso contrasto	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Range dinamico	Accettazione, stato e costanza	Annuale	2
Qualità dell'immagine sottratta- Immagini DSA	Accettazione, stato e costanza	Annuale	2

6-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico della **acquisizioni volumetriche CBCT** dell'apparecchiatura angiografica

Controllo	Tipologia di controllo	Periodicità	Livello
Uniformità e Rumore	Accettazione, stato e costanza	Annuale	2
Costanza dei Valori dei Pixel	Accettazione, stato e costanza	annuale	2
Accuratezza geometrica	Accettazione, stato e costanza	annuale	2
Risoluzione basso contrasto	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Risoluzione spaziale ad alto contrasto	Accettazione, stato e costanza	Annuale	1
Controllo dell'indicazione della dose e stabilità della dose erogata	Accettazione, stato e costanza	Annuale	1

## ELENCO DEI CONTROLLI E PERIODICITA'

7-Verifiche finalizzate alla caratterizzazione e al controllo periodico delle **caratteristiche dosimetriche** dell'apparecchiatura angiografica

<b>Controllo</b>	<b>Tipologia di controllo</b>	<b>Periodicità</b>	<b>Livello</b>
Massimo rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Rateo di kerma in aria all'ingresso del paziente	Accettazione, stato e costanza	annuale	1
Rateo di kerma in aria all'ingresso del rivelatore	Accettazione, stato	-	1
Riproducibilità del funzionamento dell'apparecchiatura angiografica	Accettazione, stato e costanza	semestrale	1