



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea in:
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

Tesi di Laurea:
**Ricostruzioni Iterative di seconda generazione,
valutazione su MSCT a 256 strati e DECT di terza
generazione**

Relatore:
Dott. Mari Alberto

Candidato:
Elisei Lorenzo

Correlatore:
Dott. TSRM La Riccia Luigi

Anno Accademico 2018/2019

INDICE

Introduzione

Capitolo 1: La Tomografia Computerizzata

1.1 Evoluzione tecnologica dei sistemi CT

1.2 Dual Source e Dual Energy

1.3 Algoritmi di Ricostruzione

Capitolo 2: Ricostruzioni Iterative

2.1 ASIR - ASIR-V

2.2 IRIS – SAFIRE - ADMIRE

Capitolo 3: Materiali e Metodi

3.1 I sistemi Revolution CT e Somatom Force

3.2 Il Catphan 700

3.3 Protocollo di acquisizione

3.4 Software e metodi di analisi

3.4.1 CT AutoQA Lite

3.5 Parametri analizzati

3.5.1 Risoluzione Spaziale (Beads e Wire)

3.5.2 Linearità dei numeri CT

3.5.3 Basso Contrasto e CNR

3.5.4 Uniformità dell'immagine (numeri CT e Rumore)

Capitolo 4: Risultati

4.1 Risoluzione Spaziale

4.2 Linearità

4.3 Contrasto

4.4 Uniformità

Conclusione

Bibliografia

INTRODUZIONE

L'importante evoluzione tecnologica che ha riguardato le CT negli ultimi anni si è focalizzata soprattutto sugli aspetti software ed in particolare sulle tecniche di ricostruzione iterative. L'incremento di capacità di calcolo dei sistemi informatici ha consentito di impiegare tecniche sempre più raffinate e vicine alla vera metodica iterativa. Le CT di ultima generazione impiegano ora metodi iterativi *Model Based*, che non hanno impatto solo sul rumore, come nelle prime generazioni di software di questo tipo, ma anche sugli altri parametri di qualità dell'immagine. Nonostante il già elevato livello tecnologico hardware raggiunto dagli scanner CT, anche in questo settore negli ultimi anni sono state fatte significative evoluzioni, soprattutto per garantire un imaging sempre più adeguato del distretto cardiaco. In questo lavoro di tesi verranno analizzati gli effetti di sistemi di ricostruzione iterativa di ultima generazione su CT multislice, anch'esse di ultima generazione, con tecnologie di acquisizione estremamente diverse. In un caso si valuterà l'impatto su sistemi a largo banco di rivelatori (*GE Revolution CT 256 strati*) che impiega per le acquisizioni cardiache la tecnica assiale ed esegue acquisizioni spirali con fascio da 80 mm (CBCT), mentre nell'altro caso verrà valutata una DSCT (*Siemens Somatom Force*) che invece ha un banco di rivelatori ridotto (2x192 strati) e predilige come tecnica di acquisizione quella spirale sia con doppia sorgente che con doppia energia. Verranno analizzate le principali modalità di acquisizione e di esse verrà valutata la qualità dell'immagine attraverso i principali parametri di valutazione (*Risoluzione, Rumore, Contrasto*).

CAPITOLO 1

La Tomografia Computerizzata

L'avvento della tomografia computerizzata ha rivoluzionato la diagnostica per immagini negli ultimi trent'anni, consentendo di ottenere una visione analitica di

sezioni del corpo umano, superando la visualizzazione additiva e proiettiva della radiologia convenzionale. Dalla sua introduzione, avvenuta nel 1972, la CT si è trasformata in uno strumento indispensabile per l'imaging diagnostico in una molteplicità di applicazioni cliniche.

1.1 Evoluzione tecnologica dei sistemi CT

Il principio su cui si basa la CT ha origine dal lavoro del matematico austriaco Johann Radon, che nel 1917 dimostrò la possibilità di ricostruire un oggetto tridimensionale mediante un numero infinito di proiezioni bidimensionali dell'oggetto stesso (Trasformata di Radon).

Il vero padre della Tomografia Computerizzata è l'ingegnere inglese Godfrey Hounsfield, che nel 1967 mise a punto il primo tomografo sperimentale, costituito da un tubo a raggi X e da un rivelatore di materiale scintillante montati su un dispositivo che consentiva movimenti sia di traslazione che di rotazione e che impiegava nove giorni per acquisire le immagini.

Nel 1971 Hounsfield creò il primo tomografo commercializzato, cioè di **I Generazione** (Fig. 1), caratterizzato da un fascio di radiazioni a dimensioni assiali, rivelatore costituito da uno scintillatore allo Ioduro di sodio (NaI) ed un unico fascio di raggi X a pennello (*pencil beam*) che incideva su uno o massimo due rivelatori; a causa di un problema dovuto all'intralcio dei cavi, dopo un movimento di traslazione, l'intero sistema doveva per forza ruotare di 1-2 gradi per 180 volte, per un tempo di 4-5 minuti; la ricostruzione dell'immagine veniva realizzata con un algoritmo iterativo (*ART*).

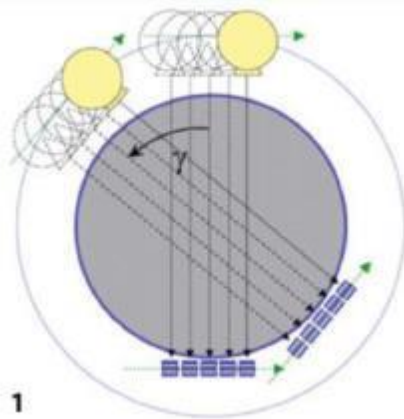


Fig. 1 – SCANNER DI 1° GENERAZIONE

Le prime immagini CT erano di scarsa qualità a causa dei movimenti del paziente durante l'acquisizione; c'era quindi la necessità di ridurre i tempi di scansione e perciò di aumentare il numero di rivelatori per sezione, così, nel 1974, venne prodotto un nuovo modello di scanner tomografico, definito di **II Generazione** (Fig. 2), la cui unica differenza rispetto al precedente era nell'uso di più rivelatori e di un unico fascio più largo (*fan beam*), di 20-30° che incideva su 20-50 detettori; dopo un movimento di traslazione, l'intero sistema ruotava di 5° alla volta per un tempo di 20-30 s/slice. Grazie a questa innovazione le tempistiche degli studi si ridussero drasticamente e furono possibili acquisizioni di sezioni corporee diverse dall'encefalo, che fino a quel momento era l'unico organo possibile da studiare, per poi arrivare a studi in apnea.

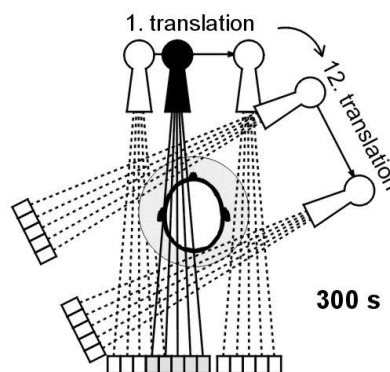


Fig. 2 – SCANNER DI 2° GENERAZIONE

Nel 1975 vennero resi pubblici i tomografi di **III Generazione** (Fig. 3), dotati di rivelatori allo xenon, con incremento dell'angolo di divergenza del fascio (30-50°), del

numero di detettori (300-800) e della rotazione del tubo (240-360°); tempi di scansione di 1-3 s/slice; viene eliminata la componente traslatoria, garantendo quindi immagini volumetriche del corpo studiato; viene infine aggiunta la collimazione ai rivelatori. Questa nuova geometria è oggi alla base della quasi totalità delle apparecchiature CT.

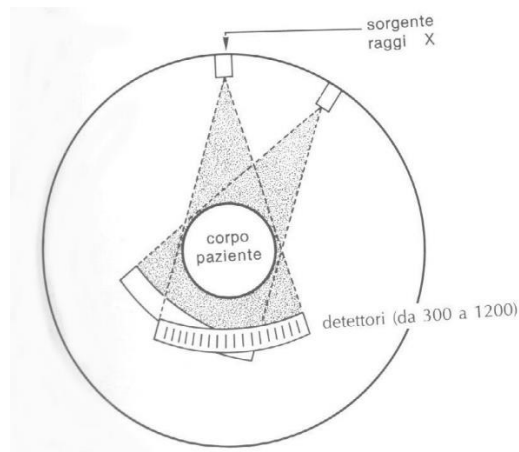


Fig. 3 – SCANNER DI 3° GENERAZIONE

Venne infine prodotta una **IV Generazione** di tomografi, costituiti da una corona completa di detettori fissi (600-4800), con rotazione del solo tubo, e dotati inoltre di fascio largo. Il grande vantaggio è la sensibile riduzione dei tempi di scansione e degli artefatti ad anello; lo svantaggio è la rimozione della collimazione sui detettori, che ha creato problemi legati alla rilevazione di fotoni di scattering. Quest'ultima tipologia di tomografi non ha tuttavia riscontrato successo e quindi non sono stati ulteriormente implementati.

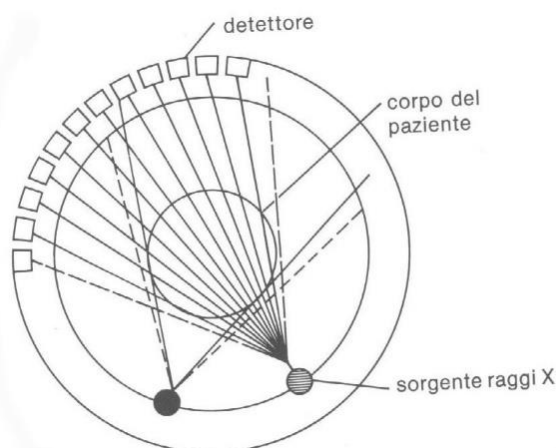


Fig. 4 – SCANNER DI 4° GENERAZIONE

Tuttavia, l'innovazione tecnologica più significativa è avvenuta con la messa a punto dei sistemi slip ring; infatti, nella CT convenzionale la scansione è di tipo "step and shot" (**assiale**) (Fig. 5), cioè l'acquisizione avviene con la rotazione del gantry mentre il letto porta-paziente è fermo ed il lettino che si muove solamente tra un'acquisizione e l'altra; tutto questo è imposto dal vincolo dei cavi di alimentazione di lunghezza limitata.

Con il sistema *slip ring*, invece, i contatti elettrici sono garantiti da anelli di materiale conduttore posti lungo la circonferenza del gantry, permettendo, durante la sua rotazione, il passaggio di corrente in maniera continua senza interruzioni delle scansioni; ciò ha consentito l'eliminazione dei cavi elettrici ed il passaggio ad un sistema di acquisizione **spirale** (o **volumetrica**) (Fig. 6). Tale tecnica consente l'acquisizione in un unico passaggio dei dati relativi ad un intero volume, associando quindi la rotazione del gantry ad uno scorrimento continuo del letto porta-paziente. Con la tecnica a spirale non si ha più l'acquisizione di una serie di strati contigui tra loro, bensì si compie una scansione continua dei dati, acquisiti elicoidalmente, e con uno spessore corrispondente alla collimazione del fascio radiante, la cui ampiezza dipende dalla velocità di avanzamento del letto porta-paziente.

Gli algoritmi di ricostruzione sono gli stessi dei sistemi assiali, ma in quelli a spirale è richiesta l'interpolazione dei dati lungo l'asse z, che può essere di tipo *lineare* o *lineare con rebinning* (riordinamento dei dati provenienti da proiezioni opposte); l'interpolazione genera un set di proiezioni assiali, la cui ricostruzione avviene secondo le usuali procedure basate sulla convoluzione delle proiezioni e sulle tecniche di back projection. Un fattore determinante nell'acquisizione dei dati, introdotto in CT spirale è il pitch, definito come:

$$p=vt/s$$

dove v è la velocità di avanzamento del lettino porta paziente, t il tempo di rotazione del complesso tubo-detettori e s lo spessore di strato (cioè la collimazione del fascio

X); valori di pitch più elevati comportano una riduzione direttamente proporzionale del tempo di scansione, ma producono un peggioramento della risoluzione spaziale, oltre ad un sottocampionamento per valori superiori a 1.

I principali vantaggi della CT spirale rispetto alla CT convenzionale sono: la riduzione del tempo di acquisizione; l'acquisizione di ampi volumi anatomici; l'impiego di tale metodica in numerose altre procedure diagnostiche (studi multifasici, angio-TC), nonché la possibilità di ricostruire a posteriori nuovi set di immagini con caratteristiche diverse da quelle basali; riduzione degli artefatti da movimento e da volume parziale.

L'utilizzo di elevati valori di pitch, unito ad ampie collimazioni, ha comportato la generazione del fenomeno dell'overranging (o *overscanning*), cioè un allungamento della spirale di acquisizione oltre gli estremi di scansione, necessario per ottenere dati spirali completi sull'intero volume di indagine, con un conseguente aumento di dose radiante; esso è particolarmente rilevante quando si acquisiscono spirali brevi ad alto pitch, poichè in questo modo è maggiore l'apporto relativo alla dose radiante complessiva delle porzioni periferiche della spirale, che non contribuiscono alla generazione di immagini nelle regioni esterne al volume di scansione.

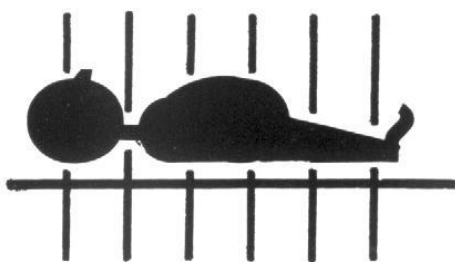


Fig. 5 – CT ASSIALE

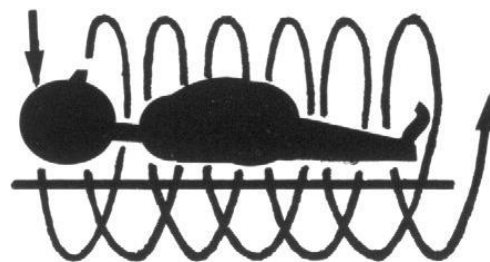


Fig. 6 - CT SPIRALE

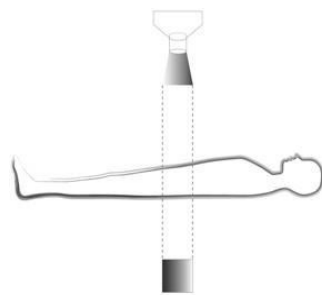
Un'ultima significativa evoluzione è il passaggio da CT a singolo strato (Fig. 7) a **CT multistrato** (Fig. 8-9), in grado di acquisire più strati simultaneamente attraverso un sistema composto da più file di detettori, per ovviare al precedente problema della scarsa risoluzione delle immagini nello studio di grandi volumi a strato sottile, dovuto alle dimensioni dei rivelatori. Il sistema di detettori può essere a *matrice fissa*, quando

tutti i detettori hanno la stessa ampiezza lungo l'asse longitudinale, o a *matrice adattativa*, in cui i detettori periferici e centrali, rispetto al fascio X, hanno lunghezza diversa; attualmente i detettori a matrice fissa rappresentano la tecnologia maggiormente impiegata negli scanner CT. La tecnologia multistrato porta necessariamente ad un aumento delle dimensioni del fascio lungo l'asse z: se l'angolo sotteso dai rivelatori esterni è minore di 1° il fascio viene definito fan beam, altrimenti viene detto cone beam. In questi sistemi il pitch viene definito:

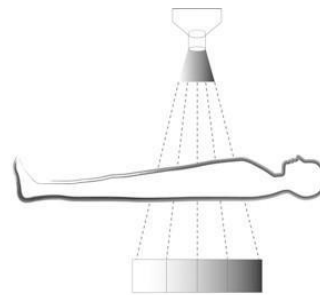
$$p=vt/Nd$$

dove N è il numero di detettori e d è l'ampiezza del singolo detettore lungo l'asse z, il cui prodotto definisce la *collimazione del fascio*.

L'avvento delle CT multistrato ha portato a numerosi vantaggi: drastica riduzione del tempo di acquisizione, significativo miglioramento nella flessibilità del sistema in termini di retro ricostruzione delle immagini, maggior efficienza del tubo e del fascio, miglior risoluzione spaziale lungo l'asse z, possibilità di acquisire ampi volumi, maggior risoluzione temporale dovuta ad una maggiore velocità di rotazione, riduzione degli artefatti da movimento e da volume parziale, possibilità di avere voxel isotropici ovvero stesse dimensioni su tutti e tre i piani dello spazio con conseguente possibilità di ricostruire immagini su piani differenti da quello assiale acquisito con la medesima qualità. Nella tecnologia multistrato si può avere il fenomeno dell'overbeaming, dovuto al fatto che le file di detettori più esterne tendono ad essere colpite con una densità di dose minore (penombra) rispetto a quelle centrali a causa dell'ampiezza maggiore del fascio radiante rispetto alle dimensioni del detettore lungo l'asse longitudinale; di conseguenza, per garantire un irraggiamento omogeneo dei detettori periferici, lo scanner MSCT allarga le porzioni laterali del fascio radiante oltre i detettori stessi, erogando quindi dose aggiuntiva che non contribuisce alla generazione dell'immagine, ma che aumenta comunque la dose al paziente.



Single-slice scanner



Multislice scanner



Fig. 7 - CT SINGOLO STRATO

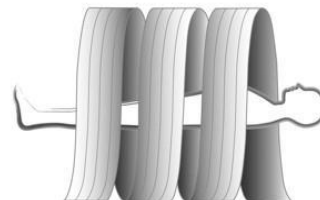


Fig. 8 - CT MULTISTRATO

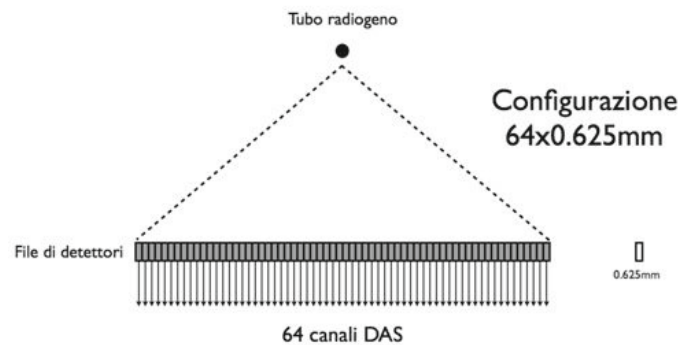


Fig. 9 - TIPOLOGIA DI CONFIGURAZIONE DI UN APPARECCHIO MSCT A 64 STRATI

1.2 Dual Source e Dual Energy

Il tentativo di ottimizzare il più possibile la risoluzione temporale degli scanner CT ha condotto all'introduzione di apparecchi a doppia sorgente radiogena (**Dual Source Computed Tomography, DSCT**), che da un lato hanno consentito di raddoppiare la risoluzione temporale effettiva degli esami e dall'altro hanno aperto nuove prospettive nell'ambito delle possibilità diagnostiche mediante imaging a doppia energia (**Dual Energy Computed Tomography, DECT**).

Gli attuali scanner **DSCT** sono dotati di due tubi a raggi X e due rivelatori corrispondenti; i due sistemi di acquisizione sono montati sul gantry con un offset angolare di 90°, dove un rivelatore copre l'intero campo di vista, mentre l'altro è

limitato ad un campo di vista centrale, al fine di ottenere un sistema geometrico compatto con una breve distanza tra il punto focale ed il rilevatore.

La presenza di due tubi radiogeni consente di acquisire immagini con un quarto del tempo di rotazione ed il doppio della risoluzione temporale rispetto alle apparecchiature ad un solo tubo a raggi X. Rispetto alla CT a tubo singolo, la DSCT consente inoltre di introdurre una nuova tecnica di scansione, la cosiddetta Turbo Flash, resa possibile grazie proprio alla disponibilità delle due sorgenti radiogene e dei due sistemi di detettori che acquisiscono i dati in parallelo: tale acquisizione riduce drasticamente il tempo complessivo di esame garantendo inoltre scansioni pediatriche anche senza l'ausilio della sedazione. Altro vantaggio è il sostanziale aumento del CNR (Rapporto Contrasto-Rumore) nelle immagini. Ha infine la capacità di eseguire acquisizioni in 4D.

La prospettiva forse più importante della tecnologia Dual Source è data dalla possibilità di far lavorare i tubi radiogeni con due tensioni differenti (ad esempio a 70 e 150sn kV): in questo modo si possono rilevare differenze di densità tra sostanze differenti in base ai diversi coefficienti di attenuazione; si possono anche generare immagini virtuali corrispondenti ad una tensione media tra le due utilizzate; inoltre è possibile creare immagini in sottrazione. Analogamente, è possibile mettere in risalto la densità dello iodio per migliorare la visibilità di oggetti a basso contrasto intrinseco e sottrarre le strutture scheletriche dai dataset angio-TC.

1.3 Algoritmi di Ricostruzione

La ricostruzione dell'immagine in CT è un processo matematico che, da una serie di proiezioni (acquisite in varie angolazioni attorno all'anatomia posta in esame), genera immagini in sezione assiale; l'obiettivo è quello di riuscire a garantire immagini diagnostiche limitando il più possibile la dose di radiazioni data al bersaglio, inoltre è necessario cercare di ricostruire le immagini con il minor rumore possibile senza

rinunciare però alla risoluzione spaziale; una buona ricostruzione dell'immagine quindi deve tendere a mantenere costante la qualità della stessa impiegando la minor dose radiante possibile.

Per ricostruire le immagini a partire dalle proiezioni acquisite possono essere utilizzati diversi tipi di algoritmi, che possono comunque essere raggruppati in due categorie: gli **algoritmi Analitici** e gli **algoritmi Iterativi**.

La ricostruzione Analitica viene utilizzata in situazioni in cui sono necessari tempi rapidi per l'elaborazione a discapito della qualità dell'immagine; la scelta è anche condizionata dalle capacità di calcolo dei sistemi di ricostruzione delle CT.

Alla base del sistema c'è la **trasformata di Radon**:

$$(\mathcal{R}(\rho)[f(x, y)]) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(\rho - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy$$

la cui inversa, l'**antitrasformata di Radon**:

$$([f(x, y)]) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{d}{dy} \mathcal{H}[\mathcal{U}(m, y - mx)] dm$$

consente di ricostruire un oggetto bidimensionale.

Il metodo analitico è più diretto e con una sola funzione matematica consente di arrivare all'oggetto bidimensionale studiato; l'antitrasformata di Radon però non è stabile se i dati acquisiti sono soggetti a rumore, si cerca quindi di ovviare a questo problema utilizzando la tecnica della **Retroproiezione Filtrata (FBP)**, che consiste nel retroproiettare il valore numerico di attenuazione di ciascun fascio lungo la sua stessa traiettoria verso il campo di ricostruzione, ottenendo un insieme di valori numerici per ciascun punto del campo di ricostruzione. Trasformando questi numeri nelle corrispondenti tonalità di grigio si ottiene un'immagine che rappresenta un'approssimazione dell'oggetto esaminato.

La semplice operazione di retroproiezione produce però valori imprecisi, in quanto i valori numerici dei singoli punti ricevono contributi anche dai punti adiacenti, generando quindi un'immagine distorta dell'oggetto esaminato (*blurring*); per eliminare questa imprecisione, prima di essere retroproiettati, i dati grezzi vengono

modificati mediante un processo matematico detto *convoluzione*, che modifica il valore di un raggio in base al valore di quelli vicini. I *kernel di convoluzione*, accoppiati con dei *filtri* (rappresentati da funzioni matematiche), consentono di attenuare il rumore dell'immagine, aumentando il SNR; con un filtro ad alta frequenza si riduce il rumore (ma anche la risoluzione spaziale), mentre un filtro a bassa frequenza consente di migliorare la definizione dell'immagine. La scelta di filtri di ricostruzione idonei rappresenta un importante strumento per limitare indirettamente la dose al paziente.

Uno dei vantaggi della FBP è che la ricostruzione dell'immagine può iniziare mentre è ancora in corso l'acquisizione dei dati e quindi risulta un algoritmo semplice e veloce; ha però lo svantaggio di produrre immagini piuttosto rumorose in caso di errore di interpolazione nello spazio delle frequenze e si hanno artefatti su tutta l'immagine; infine, si ha una difficoltà maggiore nell'eseguire ricostruzioni con FOV minori.

Mentre gli algoritmi analitici si basano su argomenti matematici, con gli **Iterativi** si possono utilizzare modelli che tengano conto del processo fisico di acquisizione delle proiezioni e delle caratteristiche dell'immagine prodotta.

CAPITOLO 2

Ricostruzioni Iterative

Un **algoritmo Iterativo** continua a ricostruire ogni slice, cercando la stima che meglio approssima la proiezione dei dati misurati; questa ricerca è condotta massimizzando o minimizzando una determinata funzione che descrive la convergenza tra proiezione dell'immagine stimata e dati misurati. L'iterazione ha inizio con una ipotesi semplice che viene proiettata secondo determinate *modellizzazioni* del sistema ed il risultato viene confrontato con la proiezione misurata per effettuare le opportune correzioni,

per poi retroproiettare e ripetere il procedimento. L'iterazione prosegue fino a che non risulta verificato un determinato criterio di convergenza.

I vari algoritmi iterativi si distinguono in base a se, e come, modellano la natura statistica dei dati o qualsiasi altra informazione nota. Con questi algoritmi non vengono create vere e proprie immagini nel momento dell'arrivo dei dati, ma si vengono a formare dei modelli statistici delle immagini che vengono progressivamente aggiornati in base a nuovi dati ricevuti dalle successive misurazioni; la densità dei pixel va a modificare quella dei pixel vicini e questa viene quindi pesata in base al valore medio di densità riscontrate nelle sottomatrici circostanti.

Esistono due famiglie di algoritmi di ricostruzione iterativa: **Algebrico** (*ART, MART, SMART*) e **Statistico** (*EM, OSEM*).

Ci sono inoltre due metodi di ricostruzione: concomitante, di due strategie differenti, dove nella prima tutti i pixel dell'immagine ricostruita vengono modificati dopo il confronto di ogni singola proiezione calcolata con la rispettiva proiezione misurata (*ML*), mentre nella seconda ogni pixel viene modificato dopo che tutte le proiezioni sono state confrontate; sequenziale, in cui l'immagine in ricostruzione viene modificata in singoli pixel o sottogruppi di pixel scelti in maniera casuale usando tutte le proiezioni, per poi nell'iterazione successiva scegliere un altro gruppo di pixel.

Anche in questo caso possono essere applicati *filtri* per rimuovere il rumore.

L'approccio di ricostruzione iterativa più ampiamente utilizzato è basato sul criterio di Massima Verosimiglianza (*Maximum Likelihood, ML*), in cui si ricerca una stima dell'immagine tale da massimizzare una determinata funzione obiettivo, minimizzando la differenza tra proiezione misurata e stimata.

L'algoritmo iterativo generalmente usato per valutare la probabilità massima è quello di Expectation-Maximization (*EM*). Il problema di tale metodica è che richiede un grande carico di lavoro al sistema di calcolo, quindi per ridurre la mole di lavoro computazionale (e quindi il tempo) si utilizza una versione accelerata dell'EM, l'OSEM

(*Ordered Subset Expectation Maximization*). In questo algoritmo i dati sono suddivisi in sottogruppi (proiezioni in vari angoli), che sono analizzati ciclicamente (numero iterazioni); lavorando con sottoinsiemi più piccoli di dati si velocizza la ricostruzione; aumentando il numero di sottogruppi, però, la qualità dell'immagine diminuisce. Quindi la scelta del numero di sottogruppi è un compromesso tra qualità dell'immagine e velocità di ricostruzione.

La **MBIR** (*Model Based Iterative Reconstruction*) è un tipo di ricostruzione iterativa che differisce dalle altre tecniche in quanto esso tiene conto dell'ottica dello scanner, inclusi il punto focale e le dimensioni del rivelatore. Questo metodo di ricostruzione tenta di modellare l'intero fascio di raggi X mentre viaggia dal catodo al rivelatore; ciò include la modellizzazione del punto focale sull'anodo, la forma del raggio che emerge dall'anodo stesso, l'interazione tridimensionale del raggio con il voxel e quella bidimensionale con il rivelatore. Può essere applicato con un solo livello.

MBIR prevede una stima delle immagini attraverso i dati grezzi; questi vengono quindi confrontati con i dati effettivi misurati in base a metriche statistiche, e la differenza calcolata viene utilizzata per creare un aggiornamento dell'immagine; questa sequenza viene eseguita in serie fino a quando la differenza tra i dati misurati effettivi ed i nuovi dati proiettati scende al di sotto di una soglia predeterminata.

E' stato dimostrato che MBIR porta a riduzioni del rumore e degli artefatti metallici, oltre ad un aumento della risoluzione spaziale e del CNR dell'immagine rispetto al sistema FBP. Lo svantaggio più grande di questo sistema è il tempo di ricostruzione, che si aggira attorno ad un'ora, impedendo quindi eventuali diagnosi urgenti.

In genere i metodi iterativi danno risultati molto buoni, soprattutto in termini di SNR (Rapporto Segnale-Rumore), rispetto alla *FBP*; nonostante ciò, l'ostacolo più grande alla diffusione delle ricostruzioni iterative è collegato alla lentezza di questi algoritmi rispetto a quelli analitici, poiché a livello computazionale implicano moli di calcolo significative, dato che tutte le proiezioni in arrivo vengono continuamente

confrontate fra di loro e con quelle future. Il vantaggio del loro uso sta nel fatto che si può ottenere la stessa qualità dell'immagine con una dose minore o con un minor numero di proiezioni, oppure con meno rumore, quindi immagini con una maggior risoluzione spaziale; si ha inoltre la possibilità di limitare gli artefatti dovuti alla presenza di oggetti metallici.

2.1 ASIR – ASIR-V

La prima casa produttrice ad offrire questo genere di ricostruzioni è stata la *GE (General Electric Healthcare)*, con il nome commerciale **ASIR** (*Adaptive Statistical Iterative Reconstruction*). Lo scopo di tale sistema è quello di ottenere una stima delle proiezioni per formare un'immagine partendo da una matrice algebrica ed applicando una serie di statistiche a ciascun pixel dell'immagine acquisita; viene quindi fatta una stima delle proiezioni che poi sono confrontate dal sistema con le proiezioni realmente misurate; il processo è ripetuto attraverso passaggi iterativi successivi finché la differenza tra le proiezioni reali e quelle stimate non diventa trascurabile. Applicando questo sistema matematico, ASIR è in grado di produrre immagini con un rumore ridotto. Nello scanner è possibile impostare un livello di ASIR dal 0% al 100%, dove con 100% si intende l'immagine ricostruita con ASIR, mentre con 0% l'immagine ricostruita con FBP; all'aumentare della percentuale utilizzata diminuisce la quantità di rumore.

Altri due principali vantaggi offerti da questo algoritmo sono: la possibilità di ridurre i mA nell'acquisizione, diminuendo così la dose, a parità di rumore; consente inoltre il miglioramento della rilevabilità a basso contrasto.

Una variante recentemente prodotta da GE è **ASIR-V**, con maggior capacità di riduzione del rumore ed una velocità di ricostruzione dell'immagine simile a quella

delle ricostruzioni analitiche convenzionali (FBP), e mantenendo comunque una qualità diagnostica confrontabile.

L' algoritmo ASIR-V si concentra principalmente sulla modellizzazione delle statistiche del rumore, degli oggetti e dei processi fisici del sistema, portando ad una riduzione e degli artefatti, e riducendo allo stesso tempo la modellizzazione ottica del sistema.

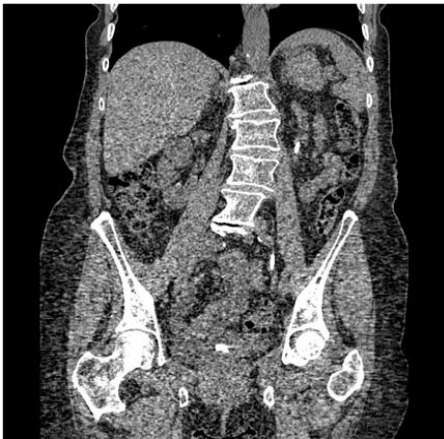


IMMAGINE RICOSTRUITA CON FBP



IMMAGINE RICOSTRUITA CON ASIR

2.2 IRIS – SAFIRE - ADMIRE

Poco dopo la nascita di ASIR, anche la Siemens ha relizzato un algoritmo di ricostruzione iterativa di seconda generazione nel dominio delle immagini, chiamato **IRIS** (*Iterative Reconstruction in Image Space*). Per accelerare la convergenza della ricostruzione e per evitare tempi prolungati, IRIS applica la ricostruzione dei dati grezzi soltanto una volta; durante questa prima ricostruzione basata sui dati grezzi di recente sviluppo viene generata una cosiddetta *immagine master*, che contiene l'intera quantità di informazioni dei dati grezzi, seppur con un notevole rumore. Le seguenti correzioni iterative vengono eseguite velocemente e consecutivamente nel dominio dell'immagine, la ripuliscono e ne rimuovono il rumore senza comprometterne la nitidezza. In tal modo è possibile evitare la ripetizione della proiezione, con notevole risparmio di tempo.

IRIS consente di migliorare la risoluzione spaziale e ridurre la rumorosità dell'immagine introducendo più iterazioni nel processo di ricostruzione.

SAFIRE (*Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction*) è invece un sistema di ricostruzione iterativa di seconda generazione, presentato da Siemens, che utilizza una tecnica di modellazione del rumore sulla base dei dati grezzi.

In pratica esegue una ricostruzione iniziale usando un FBP ponderato, dopodiché vengono introdotti due diversi circuiti di correzione nel processo di ricostruzione. Nel primo ciclo i nuovi dati grezzi sintetizzati vengono confrontati con i dati grezzi originali per correggere le imperfezioni nella ricostruzione originale e rimuovere eventuali artefatti dai dati; le deviazioni rilevate vengono nuovamente ricostruite utilizzando l'FBP ponderato ed il ciclo viene ripetuto più volte in base alla modalità di scansione; all'interno di ogni iterazione viene applicato un modello dinamico di rumore basato su dati grezzi, che consente di ridurre il rumore stesso dell'immagine senza che si noti una perdita di nitidezza. Il secondo ciclo di correzione si verifica invece nello spazio dell'immagine, in cui il rumore viene rimosso attraverso un processo di ottimizzazione statistica; la riduzione si verifica quasi esclusivamente nello spazio dell'immagine, riducendo così la necessità di tornare allo spazio dei dati non elaborati. L'immagine corretta viene poi confrontata con l'originale ed il processo viene ripetuto più volte in base al tipo di esame.

SAFIRE consente di ricostruire più di 20 immagini al secondo, e come ASIR consente di regolare il livello di applicazione dell'algoritmo da un minimo di 1 a un massimo di 5.

Più recentemente Siemens ha creato un nuovo sistema di ricostruzione iterativa di terza generazione: **ADMIRE** (*Advanced Modeled Iterative Reconstruction*). Esso è classificato come algoritmo *MBIR*, ed utilizza metodi di riduzione del rumore più avanzati.

Le immagini cliniche traggono molto vantaggio da questo sistema grazie alla maggior risoluzione fornita ai bordi degli organi; inoltre, anche gli oggetti di bassa densità sono meglio visibili.

Questo algoritmo comprende delle modifiche rispetto ai precedenti sistemi: l'uso di un FBP ponderato, che mira ad una maggior riduzione degli artefatti; i calcoli iniziano con un massimo di due iterazioni, con l'obiettivo di rimuovere le imperfezioni geometriche; include un'analisi del rapporto segnale-rumore e decompone i dati dell'immagine in informazioni e rumore.

Rispetto all'algoritmo SAFIRE, l'analisi incorpora non solo dati vicini tra loro, ma anche quelli di un'area più ampia.

CAPITOLO 3

Materiali e Metodi

In questo studio è stata valutata la qualità dell'immagine ottenuta attraverso acquisizioni del fantoccio *Catphan 700* della ditta *The Phantom Laboratory*, effettuate con due diversi scanner CT di ultima generazione: la *GE Revolution CT 256 strati* e la *Siemens Somatom Force DECT 384 strati*, entrambe installate presso l'Azienda Ospedaliera Universitaria "Ospadali Riuniti" di Ancona, e verificando l'impatto che hanno i rispettivi algoritmi di ricostruzione iterativa: **ASIR-V** (*GE*) ed **ADMIRE** (*Siemens*).

3.1 I sistemi Revolution CT e Somatom Force

La **Revolution CT a 256 strati** (Fig. 1), della ditta *GE Healthcare*, è installata presso la SOD del Pronto Soccorso.

L'apertura del gantry è di 80 cm. Fornisce la ricostruzione di volumi in alta definizione, grazie anche al detettore *Gemstone Clarity Detetctor* che consente una copertura anatomica sino a 160 mm ed una commutazione dei kVp ultra rapida, con riduzione della dose fino all'82%. L'elevata risoluzione temporale è resa possibile da un tempo di rotazione che giunge sino a 0,28 secondi, abbinata alla correzione intelligente del movimento ed alla velocità del tavolo che si spinge fino a 300 mm/sec.

I moduli del rivelatore miniaturizzati consentono di ridurre il rumore elettronico del 25%, migliorando la qualità dell'immagine e limitando gli artefatti. E' costituita anche da un *collimatore 3D*, che assicura una riduzione degli artefatti da dispersione e da indurimento del fascio; diminuisce inoltre lo scatter dovuto alla radiazione primaria incidente di oltre il 50%.



Fig. 1 – REVOLUTION CT 256 STRATI

La **Somatom Force** (Fig. 2), sistema **Dual Source** a 384 strati (2x192), della ditta *Siemens Healthineers*, è invece installata presso la SOD di Neuroradiologia.

La potenza del generatore è di 240 (2x120) kW, e consente di arrivare fino a 2600 mA erogati; mentre la larghezza del gantry è di 78 cm. Consente un'elevata risoluzione spaziale e di contrasto, ed una risoluzione temporale che arriva fino a 66 ms circa con un tempo di rotazione del gantry di 0.25 secondi. I due tubi radiogeni *Vectron* hanno la capacità di creare due punti focali che si alternano; con un punto focale molto

piccolo (0.4x0.5 mm) lo scanner riesce a raggiungere una risoluzione spaziale di 0.22 lp/cm, indipendentemente dai kV utilizzati.

Con la modalità di acquisizione *Turbo Flash* viene aumentata la velocità di scansione a 737 mm/s, con campi di vista fino a 50 cm e conseguente riduzione della dose erogata e degli artefatti da movimento.

Il sistema è in grado di acquisire in modalità *Dual Energy*, cioè con doppia sorgente radiogena e separazione energetica fino al 30%, portando così ad una significativa differenziazione dei tessuti molli, e migliorando quindi la sensibilità e la specificità del sistema. Consente di acquisire fino a 258 mm/s; il range massimo di kV utilizzabili è 70-150sn, con intervalli di 10 kV. E' possibile anche usufruire della *filtrazione Sn* (*stagno*) per esami di pazienti obesi ad esempio.



Fig. 2 - SOMATOM FORCE DECT 384 STRATI

3.2 Il Catphan 700

Il fantoccio **Catphan 700** (Fig. 1) è progettato in modo che tutte le sezioni possono essere individuate con precisione indicizzando il tavolo dal centro di CTP682 al centro

di ogni inserto successivo, eliminando il bisogno di rimontare il fantoccio una volta che il posizionamento del modulo CTP682 è stato verificato.

I moduli test del Catphan 700 (Fig. 2) sono:

- *CTP682*, per la verifica della geometria e linearità
- *CTP714*, contenente 30 coppie di linee per la verifica dell'alta risoluzione
- *CTP515*, con inserti per la valutazione del basso contrasto e del CNR
- *CTP721*, per esaminare la geometria di strato
- *CTP712*, per il calcolo dell'uniformità dell'immagine e del rumore

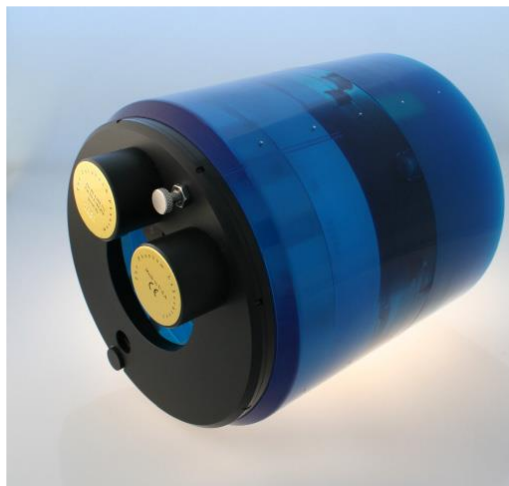


Fig. 1 - CATPHAN 700

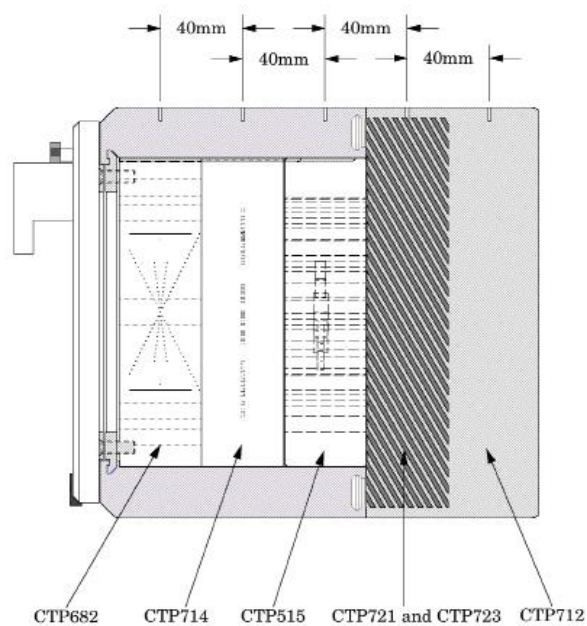


Fig. 2 - POSIZIONE DEI MODULI DEL CATPHAN

In questo studio i moduli interessati sono il *CTP682*, *CTP515* e *CTP712*.

Il modulo **CTP682** (Fig. 3) viene usato per numerose misurazioni, quali: lo spessore di strato, tramite l'utilizzo di diversi tipi di rampe; la verifica del corretto incremento di scansione tra i vari strati; il controllo del sistema di allineamento del paziente; la simmetria circolare del sistema di visualizzazione; la determinazione della risoluzione spaziale tramite la PSF (Point Spread Function) e l'MTF (Modulation Transfer Function); linearità dei numeri CT, cioè la sensitometria.

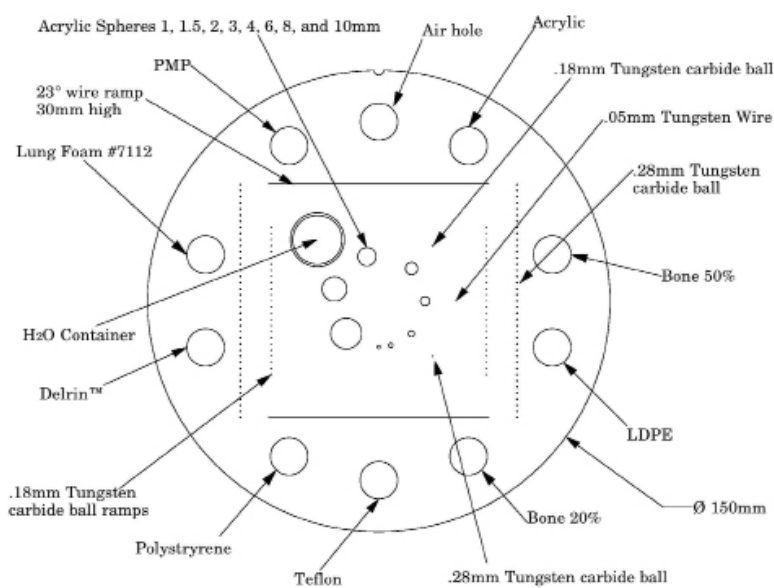


Fig. 3 - CTP682 VISTO NEL DETTAGLIO

Le rampe poste lateralmente (quattro, costituite da sfere metalliche di Tungsteno, di cui due dal diametro di 0.18 mm e due da 0.28 mm), superiormente ed inferiormente (due, formate da un filo di 30 mm di grandezza) vengono utilizzate per il calcolo dello spessore di strato.

Al centro sono presenti invece otto sfere costituite da acrilico (rispettivamente da 1, 1.5, 2, 3, 4, 6, 8 e 10 mm), disposte in uno schema circolare di 30 mm di diametro; queste vengono usate per valutare la capacità dello scanner di ottenere immagini, mediando il volume di queste sfere.

A destra sono presenti tre piccoli inserti, superiormente ed inferiormente due *Beads* di Tungsteno di 0.18 e 0.28 mm rispettivamente, mentre al centro un filo (*Wire*),

sempre in Tungsteno, da 0.05 mm, che consentono di calcolare la Risoluzione Spaziale tramite l'MTF.

Infine, vi sono dieci inserti disposti circolarmente ed internamente al perimetro del fantoccio, ed uno al centro; questi, rimpiti ognuno con un materiale diverso, vengono usati per il calcolo della Linearità dei numeri CT. I materiali sono: Aria, Acrilico, Bone 50%, Polietilene a bassa densità (LDPE), Bone 20%, Teflon, Polistirene, Delrin, Lung, Polimetilpentene (PMP), ed al centro Acqua.

Il modulo **CTP515** (Fig. 4) è costituito da inserti di diverse dimensioni a contrasto percentuale, disposti circolarmente, per il calcolo del Basso Contrasto e del CNR (Rapporto Contrasto-Rumore). Più esternamente vi sono gli inserti *supra-slice* (cioè con dimensione nell'asse z maggiore del massimo spessore di strato), mentre internamente i *subslice* (cioè con dimensione nell'asse z minore dello spessore di strato utilizzato medio). I diametri degli inserti supra-slice sono: 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 15 mm; mentre i subslice sono da 3, 5, 7 e 9 mm. I livelli di contrasto sono per entrambe le tipologie di inserti da 0.3, 0.5 e 1%.

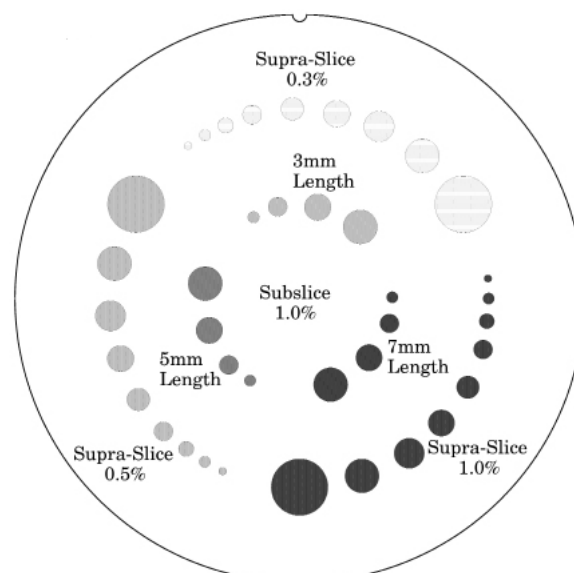


Fig. 4 - CTP515

Il **CTP712** è costituito da un materiale uniforme; il numero CT del materiale deve stare entro il 2% (20 HU) della densità dell'acqua a temperatura standard. Questo modulo è usato per le misure di Uniformità, del Rumore e del numero di CT medio.

3.3 Protocollo di acquisizione

Per effettuare le acquisizioni, il fantoccio è stato agganciato nel bordo del supporto dove è contenuto e posizionato all'estremità del letto porta-paziente dalla parte del gantry (Fig. 1); ci si è inoltre accertato che non ci fosse stata inclinazione. Successivamente il Catphan è stato centrato con i laser di allineamento al centro dell'insero CTP682. Le acquisizioni sono state eseguite in *Head First Supine*.

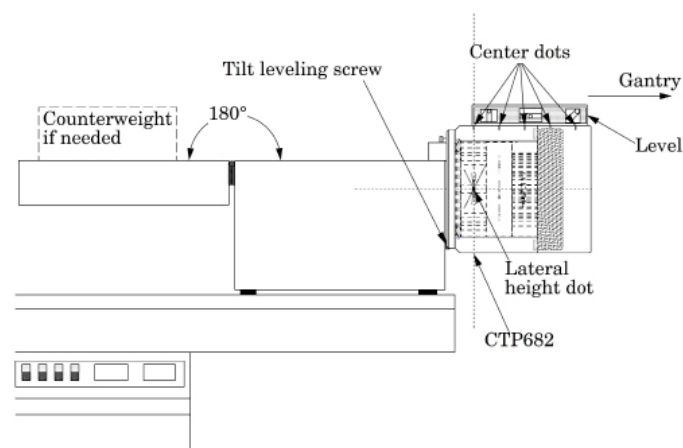


Fig. 1 - POSIZIONAMENTO ED ALLINEAMENTO DEL CATPHAN 700

Le acquisizioni sono state eseguite nelle due apparecchiature variando i seguenti parametri:

- Modalità di scansione
- kV
- Collimazione
- Kernel
- Livello di Ricostruzione Iterativa

In particolar modo, per quanto riguarda la **Revolution CT**, le scansioni del fantoccio sono state eseguite in due diverse modalità: Head e Body; la prima acquisita con FOV di 32 cm ed in *sequenziale*, la seconda con FOV di 50 cm ed in *volumetrica*. I kV utilizzati per ogni modalità sono 70, 80, 100, 120 e 140. Le collimazioni applicate in Head sono 40, 80 e 160 mm; mentre nella modalità Body, solamente 40 e 80 mm. Per entrambe le tipologie di scansione sono stati applicati i kernel Bone e Standard. Infine l'ultima variazione riguarda il livello di ricostruzione iterativa **ASIR-V**, impostata su cinque diversi livelli: 0%, 30%, 50%, 70%, 100%. Sono invece rimasti costanti lo spessore e l'intervallo di ricostruzione, entrambi a 2.5 mm, oltre al FOV di ricostruzione di 25 cm ed alla matrice di 512x512 mm. Inoltre è stato fissato un CTDI di riferimento per ogni acquisizione, che nella modalità Head è di 45 mGy, mentre in Body di 15 mGy; tuttavia non è sempre stato possibile rispettare questi criteri soprattutto con l'utilizzo di bassi kV.

Per garantire dei risultati più attendibili queste acquisizioni sono state ripetute 3 volte, in modo da poter mediare i valori ottenuti ed avere un esito finale migliore.

Sono state ricostruite circa 75000 immagini.

Nella **Somatom Force**, invece, le immagini del Catphan sono state acquisite in quattro diverse modalità: Head, Body, Turbo Flash e Dual Energy.

Head e *Body* sono state acquisite rispettivamente in modalità *sequenziale* e *volumetrica*; i kV utilizzati sono 70, 80, 100, 120, 140, 150sn (cioè con filtrazione allo stagno). Le collimazioni sono state da 57.6 mm (48x1.2 mm) e 115.2 mm (192x0.6 mm). I kernel applicati per le acquisizioni Head sono Hf40 (kernel ad alta risoluzione) e Hr40, mentre per le Body Bf40 (kernel ad alta risoluzione) e Br40.

I CTDI di riferimento per le scansioni Head è di 45 mGy, mentre le Body di 15 mGy; anche in questo caso, per quanto riguarda le acquisizioni in *Turbo Flash*, non è stato sempre possibile rispettare questi range.

Nelle *Turbo Flash*, invece, ottenute con un FOV di acquisizione Body, i kV usati sono stati i medesimi delle due precedenti modalità, ma la collimazione applicata è stata solamente quella da 115.2 mm (192x0.6), mentre il kernel è il Bv40 (Body Vascular). Infine, con le *Dual Energy*, oltre al FOV di acquisizione Body, sono state utilizzate le doppie energie da 70-150sn, 80-140, 80-150sn, 90-150sn e 100-150sn kV. La collimazione applicata è quella da 38.4 mm (64x0.6 mm). Mentre i kernel sono il Bf40 (kernel ad alta risoluzione) ed il Br40.

A tutti questi parametri sono stati variati cinque livelli di **ADMIRE** (1, 2, 3, 4, 5).

In ogni acquisizione di questa apparecchiatura è stato utilizzato lo spessore a 3 mm, così come il FOV di ricostruzione a 25 cm e la matrice di 512x512 mm.

Anche in questo caso, per una miglior riuscita dello studio, sono state eseguite 3 scansioni per ogni tipologia di acquisizione, per un totale di circa 77000 immagini ricostruite.

Una tabella riassuntiva delle acquisizioni:

Scanner	Modalità	Tipo Acquisizione	FOV di Acquisizione	kV	Collimazione (mm)	Kernel	Ricostruzioni Iterative	CTDI di riferimento	Filtro	Spessore di strato	FOV di Ricostruzione	Matrice (mm)
REVOLUTION	Head	Sequenziale	Head	70-80-100-120-140	40 - 80 - 160	Standard Bone	Asir% 0-30-50-70-100	45 mGy	Medium	2.5mm		
	Body	Volumetrica	Body Large	70-80-100-120-140	40 - 80	Standard Bone	Asir% 0-30-50-70-100	15 mGy	Body			
FORCE	Head	Sequenziale	Head	70-80-100-120-140-150Sn	57,6 (48x1,2) 115,2 (192x0,6)	Hr40 - Hr40	Admire 1-2-3-4-5	45 mGy	Flat	3mm	25cm	512x512
	Body	Volumetrica	Body	70-80-100-120-140-150Sn	57,6 (48x1,2) 115,2 (192x0,6)	Br40 - Br40	Admire 1-2-3-4-5	15 mGy				
		Dual Energy	Body	70-150Sn 80-140 80-150Sn 90-150Sn 100-150Sn	38,4 (64x0,6)	Br40 - Br40	Admire 1-2-3-4-5					
		TurboFlash	Body	70-80-100-120-140-150Sn	115,2 (192x0,6)	Bv40	Admire 1-2-3-4-5					

3.4 Software e metodi di analisi

Una volta acquisite le immagini del fantoccio ed inviate nel sistema *PACS*, queste sono state esportate in formato DICOM.

Da ogni serie sono state estratte le immagini corrispondenti alla sezione centrale degli inserti da analizzare. Per effettuare questa selezione è stato utilizzato il software **ImageJ**.

Sono state quindi selezionate le immagini corrispondenti ai moduli **CTP682**, **CTP515** (Fig. 1-2) e **CTP712** (Fig. 3), per poi essere elaborate dal software *CT AutoQA Lite*.

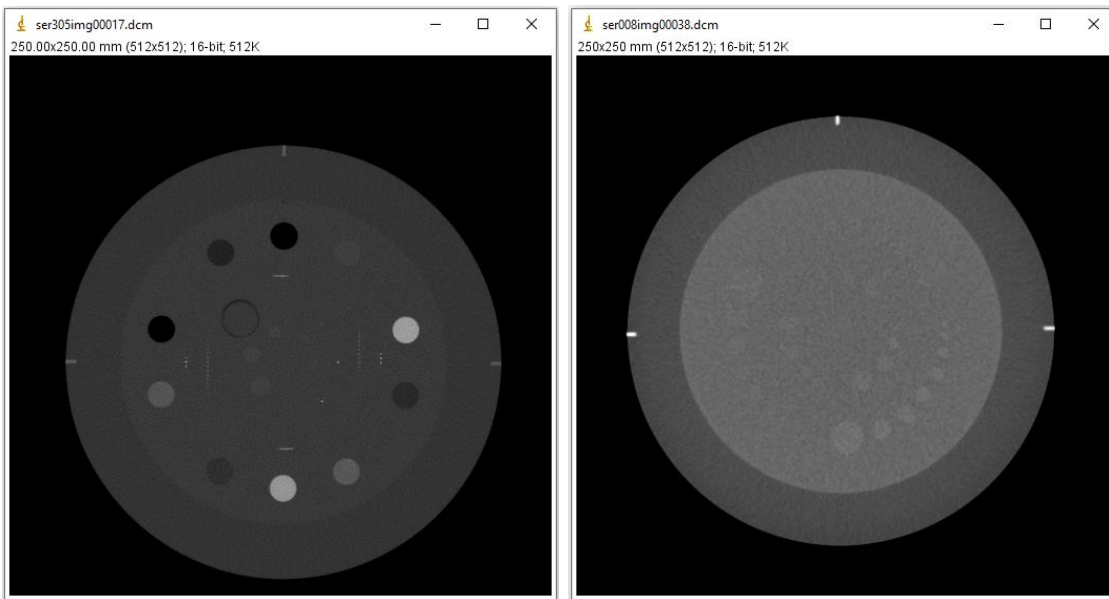


Fig. 1-2 – INSERTI CTP682 E CTP515 VISUALIZZATI CON IMAGEJ



Fig. 3 - INSERTO CTP712 VISUALIZZATO CON IMAGEJ

3.4.1 CT AutoQA Lite

Il software **CT AutoQA Lite** (*Iris QA, LLC, USA*) è stato progettato per gestire formati di tipo **DICOM 3.0**. La versione utilizzata in questo studio è la **3.1.5.9** (Fig. 1).

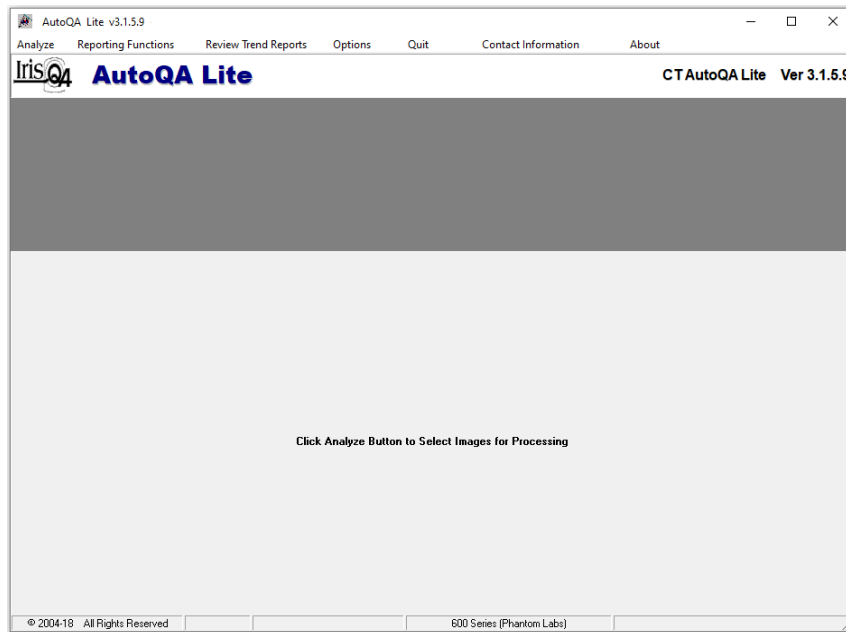


Fig. 1 - FINESTRA PRINCIPALE DI AUTOQA LITE

I risultati ricavati dall'analisi delle immagini vengono visualizzati in una finestra come quella presente in Fig. 2.

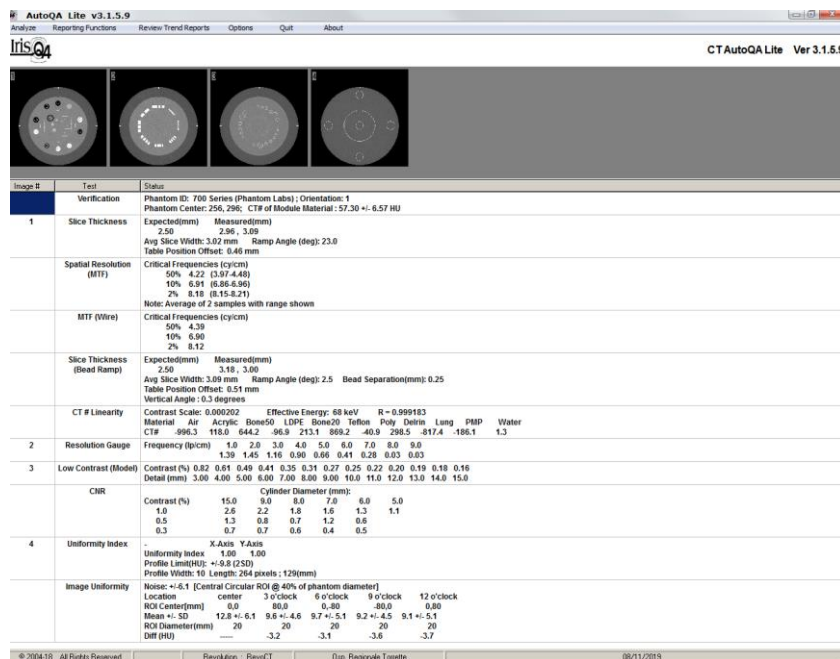


Fig. 2 - FINESTRA TIPICA DEI RISULTATI

Con questo software vi è la possibilità di posizionare manualmente le ROI per il calcolo della *Risoluzione Spaziale* tramite l'*MTF*; quest'ultima opzione è risultata utile durante questa fase di analisi, dato che per alcune acquisizioni è stato necessario eseguire le elaborazioni manualmente.

I risultati sono stati esportati in formato Excel (Fig. 3), per poi essere mediati e confrontati.

	A	B	C	D	E	F	G	H								
33		Slice Thickness	Expected(mm)	Measured(mm)												
34			2.50	2.43, 2.51												
35			Avg Slice Width: 2.47 mm	Ramp Angle (deg): 2.5	Bead Separation(mm): 0.25											
36			Table Position Offset: 0.55 mm													
37			Vertical Angle: 0.2 degrees													
38		CT# Linearity	CT# of following material(s) outside expected range: Bone50													
39			Material	Air	Acrylic	Bone50	LDPE	Bone20	Teflon	Poly	Delrin	Lung	PMP	Water		
40			CT#	-997.8	96.3	933.3	-130.9	306.5	960.1	-66.5	309.0	-819.4	-219.2	5.9		
41		2 Resolution Gau	Frequency (lp/cm)	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	7.0	8.0	9.0	10.0	11.0		
42				1.57	1.75	1.39	1.36	1.11	1.02	0.84	0.57	0.37	0.23	0.08		
43		3 Low Contrast (M	Contrast (%)	2.78	2.09	1.67	1.39	1.19	1.04	0.93	0.83	0.76	0.70	0.64	0.60	0.56
44			Detail (mm)	3.00	4.00	5.00	6.00	7.00	8.00	9.00	10.0	11.0	12.0	13.0	14.0	15.0
45		CNR	Cylinder Diameter (mm):													
46			Contrast (%)	15.0	9.0	8.0	7.0	6.0	5.0							
47				1.0	0.8	0.6	0.6	0.5	0.5	0.5						
48				0.5	0.6	0.4	0.4	0.3	0.4							
49				0.3	0.2	0.2	0.2	0.1	0.1							
50		4 Uniformity Index	-	X-Axis Y-Axis												
51			Uniformity Index	1.00	1.00											
52			Profile Limit(HU): +/-10.0 (Max)													
53			Profile Width: 10 Length: 264 pixels; 129(mm)													
54		Image Uniformity	Noise: +/-22.5 (Central Circular ROI @ 40% of phantom diameter)													
55			Location	center	3 o'clock	6 o'clock	9 o'clock	12 o'clock								
56			ROI Center(mm)	0,0	80,0	0,-80	-80,0	0,80								
57			Mean +/- SD	-13.3 +/- 22.4	-16.1 +/- 18.4	-16.2 +/- 20.6	-16.4 +/- 17.2	-17.5 +/- 17.6								
58			ROI Diameter(mm)	20	20	20	20	20								
59			Diff (HU)	-----	-2.9	-2.9	-3.1	-4.3								

Fig. 3 - RISULTATI DI UN'ANALISI IN FORMATO EXCEL

L'esito delle medie (Fig. 4) tra le acquisizioni è stato trascritto in un ultimo documento (uno per ogni tipo di parametro analizzato), creando infine i grafici e confrontando i dati per tipologia di acquisizione, e tra i due algoritmi di ricostruzione (Fig. 5).

REPORT FINALE														
Spatial Resolution (MTF)		<i>Critical Frequencies (cy/cm)</i>												
50%		7,46												
10%		17,06												
2%		20,02												
<i>Misurazione eseguita con media di due campioni</i>														
MTF (Wire)		<i>Critical Frequencies (cy/cm)</i>												
50%		6,34												
10%		18,73												
2%		20,08												
CT Linearity		<i>Materiale</i>												
		<i>Aria</i>	<i>Acrilico</i>	<i>Bone 50</i>	<i>LDPE</i>	<i>Bone 20</i>	<i>Teflon</i>	<i>Poly</i>	<i>Delrin</i>	<i>Lung</i>	<i>PMP</i>	<i>Acqua</i>		
		-998,4	96,2	932,7	-130,0	307,1	961,3	-66,6	309,7	-819,7	-218,1	5,7		
Low Contrast (Model)		<i>Detail (mm)</i>												
		3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	8,00	9,00	10,00	11,00	12,00	13,00	14,00	15,00
<i>Contrast (%)</i>		2,79	2,10	1,68	1,40	1,20	1,05	0,93	0,84	0,76	0,70	0,65	0,60	0,56
CNR		<i>Cylinder Diameter (mm)</i>												
		15,0	9,0	8,0	7,0	6,0	5,0							
<i>Contrast (%)</i>		1,0	0,7	0,6	0,6	0,5	0,5	0,4						
		0,5	0,5	0,3	0,3	0,3	0,3							
		0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,1							
Image Uniformity		<i>Noise</i>	22,6											
		<i>Location</i>												
		<i>center</i>	<i>3 o'clock</i>	<i>6 o'clock</i>	<i>9 o'clock</i>	<i>12 o'clock</i>	<i>MAX SCARTO DAL CENTRO</i>							
		<i>Mean</i>	-13,3	-16,1	-16,1	-16,1	-17,3	4,0						

Fig. 4 - RISULTATI DELLA MEDIA DI TRE ACQUISIZIONI

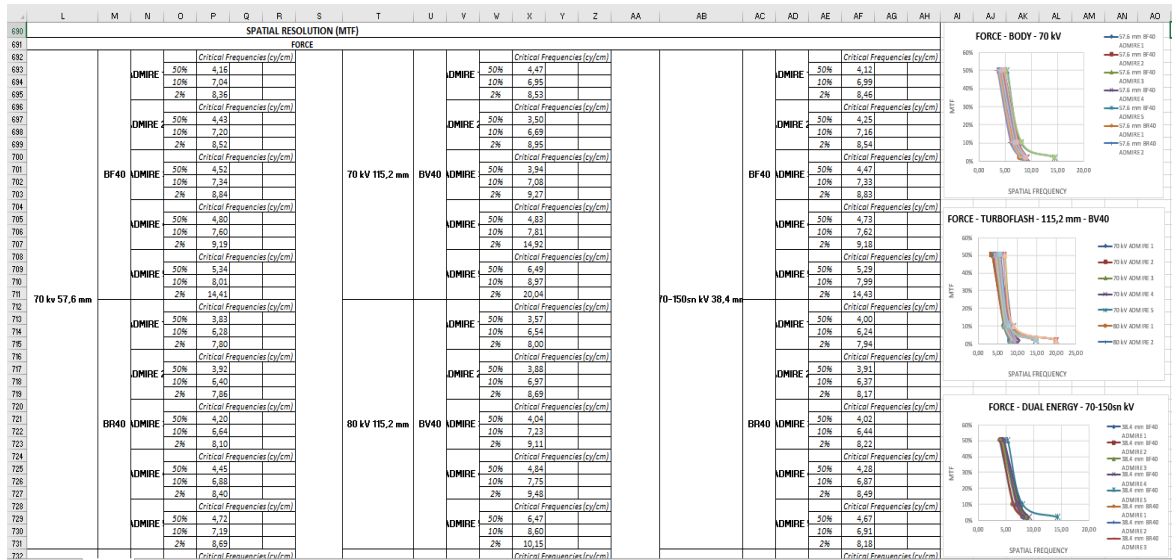


Fig. 5 - RISULTATI RAGGRUPPATI PER TIPO DI PARAMETRO ANALIZZATO, CON RELATIVI GRAFICI

In totale sono state elaborate ed analizzate 2250 immagini per quanto riguarda la *Revolution CT* e 2880 per la *Somatom Force*.

3.5 Parametri analizzati

I parametri valutati in questa indagine sono:

- *Risoluzione Spaziale* calcolata con i *Beads*
- *Risoluzione Spaziale* calcolata con il *Wire*
- *Linearità dei numeri CT*
- *Basso Contrasto*
- *CNR*
- *Uniformità dei numeri CT*
- *Rumore*

3.5.1 Risoluzione Spaziale (Beads e Wire)

Questi due parametri vengono misurati con il modulo CTP682 del Catphan 700 (Fig. 1).

La **Risoluzione Spaziale** viene espressa in coppie di linee per centimetro e la misura più completa del rapporto esistente tra originale e riproduzione radiologica viene rappresentata mediante la **MTF** (Modulation Transfer Function), che è una funzione normalizzata a 1.

Il software *AutoQA Lite* posiziona due ROI, di grandezza 15mm x 15mm, a livello dei due **Beads** di Tungsteno (uno superiore ed uno inferiore) presenti a destra del modulo; viene quindi calcolata la PSF (*Point Spread Function*) creando array bidimensionali di dati numerici derivanti dalle varie funzioni di risposta del sistema, che poi vengono mediati. Dalla PSF viene ricavata la LSF (*Line Spread Function*) attraverso la somma dei numeri presenti nell'asse y dell'array della PSF, formare l'asse x della LSF, ed allo stesso modo, sommando i numeri nell'asse x della PSF per formare l'asse y. Da questi valori numerici, sia della PSF che della LSF, tramite la Trasformata di Fourier, viene fornita l'**MTF**. Questo processo avviene attraverso una media dei pixel all'interno di un'area di 5 mm x 5 mm dal centro della ROI, sottraendo

i restanti pixel dalla zona campionata ed assegnandogli quindi un valore nullo. Vengono determinate la *FWHM* (Full Width at Half Maximum) e la *FWTM* (Full Width at Tenth Maximum) in entrambe le direzioni (orizzontale e verticale); inoltre viene fornita una distanza critica, definita come:

$$\text{Numero di Pixel} = 1.75 * FWHM_{med}$$

dove $FWHM_{med}$ è l'FWHM medio in entrambe le direzioni. Questa rappresenta la distanza al quale viene applicata una *funzione di roll-off* per correggere la matrice della PSF.

I risultati ottenuti nei due inserti vengono infine mediati per ricavare i valori finali.

Per quanto riguarda la valutazione dell'MTF attraverso il **Wire** il procedimento è il medesimo, con l'unica differenza che la misurazione viene effettuata su un filo di Tungsteno posto al centro del fantoccio.

In caso di mancato riconoscimento del fantoccio o non corretto allineamento si è dovuto procedere al posizionamento manuale delle ROI (Fig. 2).

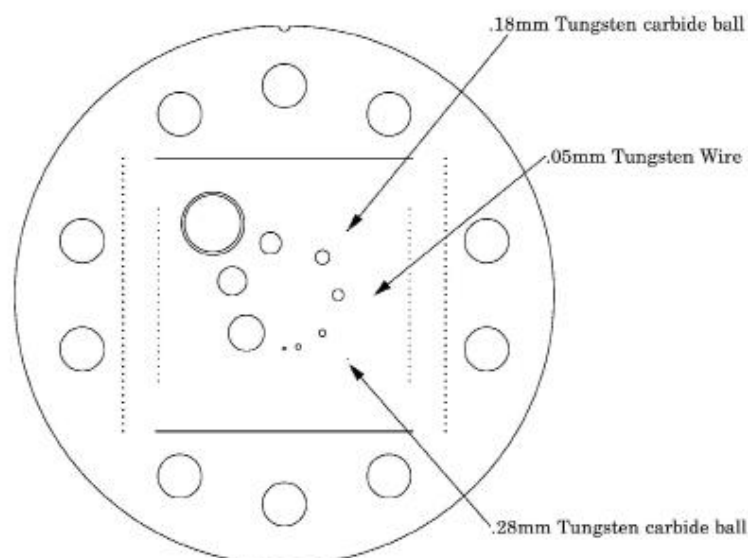


Fig. 1 - IL MODULO CTP682 DOVE VENGONO SEGNALATE LE POSIZIONI DEI TRE INSERTI PER IL CALCOLO DELLA RISOLUZIONE SPAZIALE

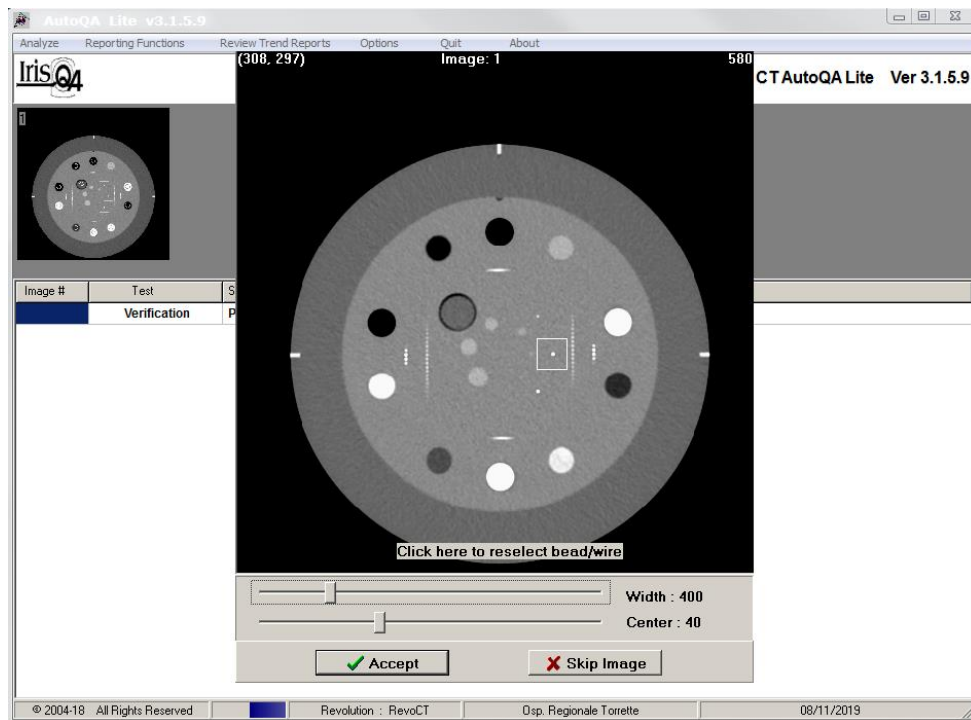


Fig. 2 - POSIZIONAMENTO MANUALE DELLE ROI PER IL CALCOLO DELLA RISOLUZIONE SPAZIALE

3.5.2 Linearità dei numeri CT

Anche questo parametro viene analizzato con il modulo CTP682, tramite gli undici inserti contenenti i vari materiali per il calcolo della linearità. Il software posiziona le ROI negli inserti (Fig. 1) e calcola il valore CT medio di ciascun materiale.

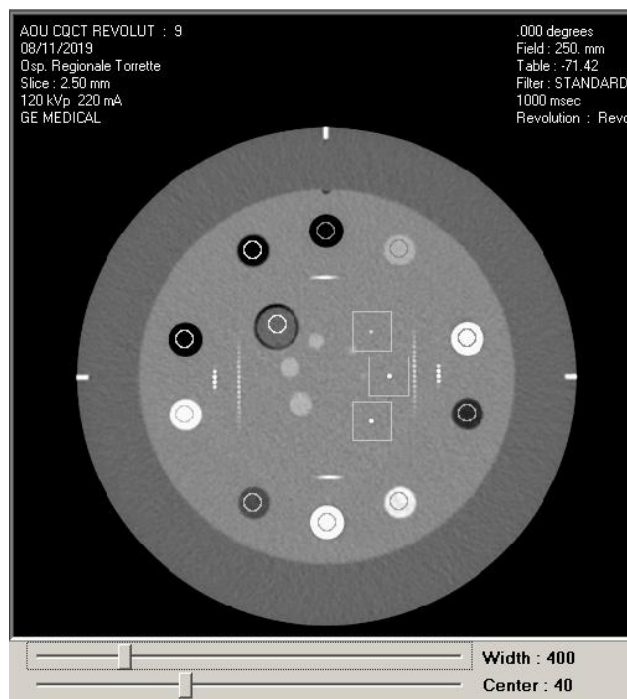


Fig. 1 - POSIZIONAMENTO DELLE ROI NEL MODULO CTP682 CON AUTOQA LITE

In questo caso è stato utilizzato il software *ImageJ* per il posizionamento manuale delle ROI (Fig. 2-3).

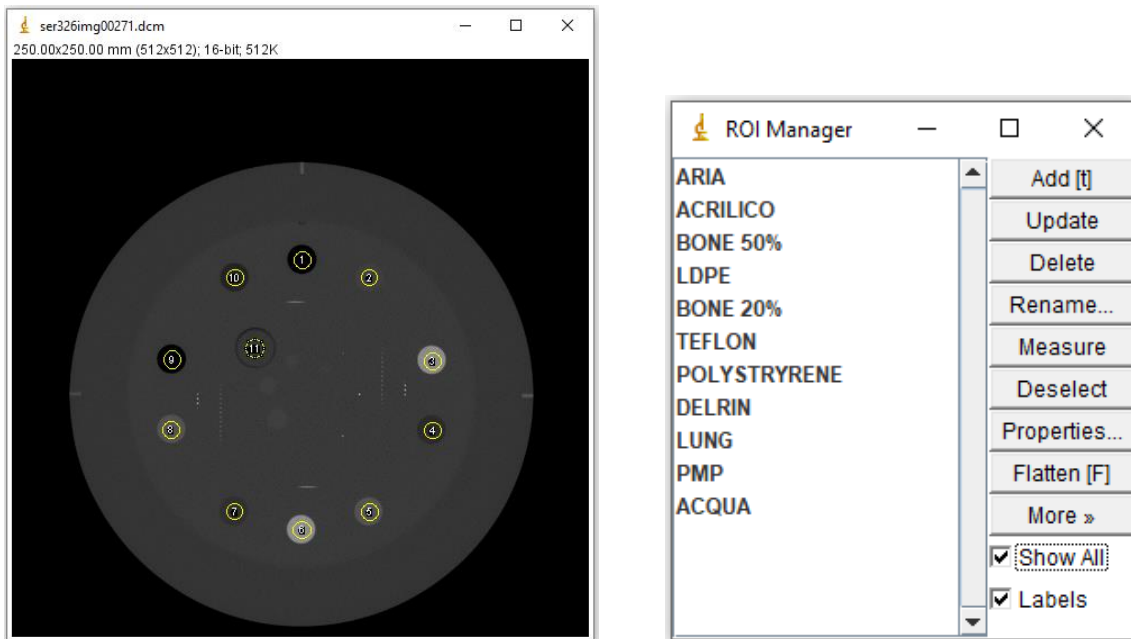


Fig. 2-3 POSIZIONAMENTO DELLE ROI CON IMAGEJ

The image shows the 'Results' window in ImageJ, displaying a table of mean values for 11 ROIs. The table has two columns: 'Mean' and a numerical value for each ROI.

	Mean
1	-1001.125
2	82.843
3	1098.361
4	-150.981
5	351.410
6	1011.295
7	-94.917
8	309.753
9	-827.970
10	-238.929
11	3.853

RISULTATI DI UNA MISURAZIONE ESEGUITA CON IMAGEJ

3.5.3 Basso Contrasto e CNR

La misura della risoluzione a **Basso Contrasto** viene effettuata nel modulo CTP515 del Catphan. Viene creata una *curva contrasto dettaglio* che dipende dal valore del rumore statistico calcolato al centro del modulo attraverso una ROI, e dalle ROI

posizionate negli inserti cilindrici per il calcolo del contrasto percentuale (Fig. 1). La formula che viene utilizzata è:

$$C(\%) = (F * \sigma * \Delta) / d$$

dove σ è la deviazione standard (HU), Δ è la grandezza del pixel (mm), d è il diametro dell'inserto e F è la costante dal valore di 0.75.

Anche il **CNR** (*Rapporto Contrasto-Rumore*) viene misurato in questo modulo del fantoccio, attraverso il posizionamento di ROI negli inserti cilindrici e nelle zone adiacenti ad essi per il calcolo del fondo (Fig. 1).

La formula utilizzata è la seguente:

$$CNR = (ROI_{target} - ROI_{fondo}) / Dev.Std_{fondo}$$

dove ROI_{target} è il valore della ROI all'interno dell'inserto cilindrico, ROI_{fondo} è il valore della ROI nel fondo e $Dev.Std_{fondo}$ è la misura della deviazione standard nella ROI del fondo.

Queste misurazioni sono state eseguite per ogni inserto cilindrico *supra-slice* del modulo.

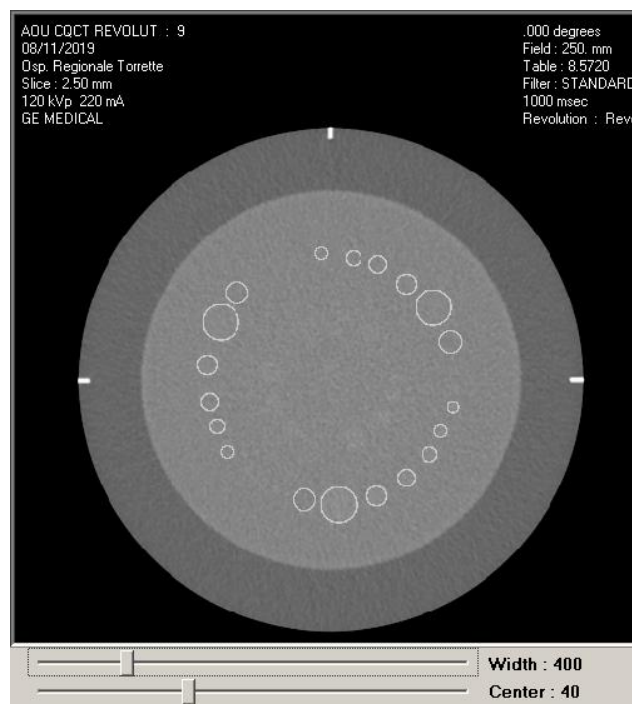


Fig. 1 - POSIZIONE DELLE ROI CON AUTOQA LITE

3.5.4 Uniformità dell'immagine (numeri CT e Rumore)

Questi due parametri vengono analizzati nel modulo CTP712.

Per effettuare la misura dell'**Uniformità** sono state posizionate cinque ROI dal diametro di 20 mm (Fig. 1): una al centro e quattro ai lati del fantoccio, a circa 10 mm dal bordo, e precisamente nelle coordinate *3 o'clock*, *6 o'clock*, *9 o'clock* e *12 o'clock*.

L'uniformità può essere espressa come:

$$Uniformità = \frac{(H_1 - H_2)}{(H_w - H_a)} * 100\%$$

dove H_1 è il numero medio CT nella posizione centrale, H_2 il numero medio CT nella posizione periferica, H_w è il numero medio CT dell'acqua e H_a il numero medio CT dell'aria.

Dal posizionamento delle ROI vengono quindi ricavati i numeri medi CT; successivamente, dopo l'analisi, è stato calcolato separatamente il massimo scarto del numero CT tra le ROI laterali rispetto a quella centrale (Fig. 2).

Per valutare il **Rumore** dell'immagine il programma utilizza una ROI posizionata al centro del modulo, di grandezza pari al 40% del diametro del fantoccio (80 mm), e ne calcola la *deviazione standard* (Fig. 1).

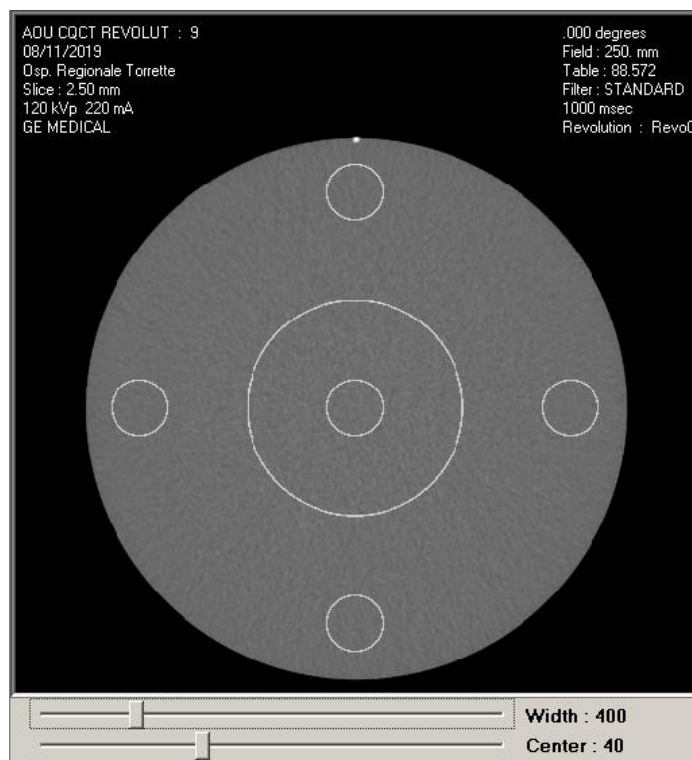


Fig. 1 - POSIZIONAMENTO DELLE ROI ESEGUITO CON AUTOQA LITE

Image Uniformity	Noise	Location					MAX SCARTO DAL CENTRO
		center	3 o'clock	6 o'clock	9 o'clock	12 o'clock	
							21,3
Mean		-13,4	-16,2	-16,0	-16,2	-17,4	4,0

Fig. 2 - FORMAT OTTENUTO CON AUTOQA LITE PER IL CALCOLO DELL'UNIFORMITA'

CAPITOLO 4

Risultati

4.1 Risoluzione Spaziale

Nella valutazione della **Risoluzione Spaziale** tramite i **Beads**, dall'analisi delle immagini acquisite con la CT Revolution, si evidenzia che lo scarto tra kernel ad alta risoluzione (Bone) e kernel Standard è minore in termini di lp/cm (3 lp/cm) per valori di MTF maggiori (50%), mentre al diminuire del potere risolutivo le curve differiscono di circa 10 lp/cm (Fig. 1-2). Utilizzando il filtro Bone, inoltre, la risoluzione incrementa leggermente all'aumentare del livello di ASIR-V: questo dato viene evidenziato a livello di MTF al 50% con una differenza di 1.3 lp/cm tra ASIR-V 100 e ASIR-V 0, mentre

per valori di MTF più bassi le curve si sovrappongono. Il filtro Standard non risente dell'effetto del livello di ASIR-V. Si può infine evidenziare la diminuzione della risoluzione all'aumentare della collimazione per l'energia intermedia di 100 kV, per MTF al 50%, di circa 2 lp/cm, e con una differenza significativamente maggiore tra 160 e 80 mm (fig. 2).

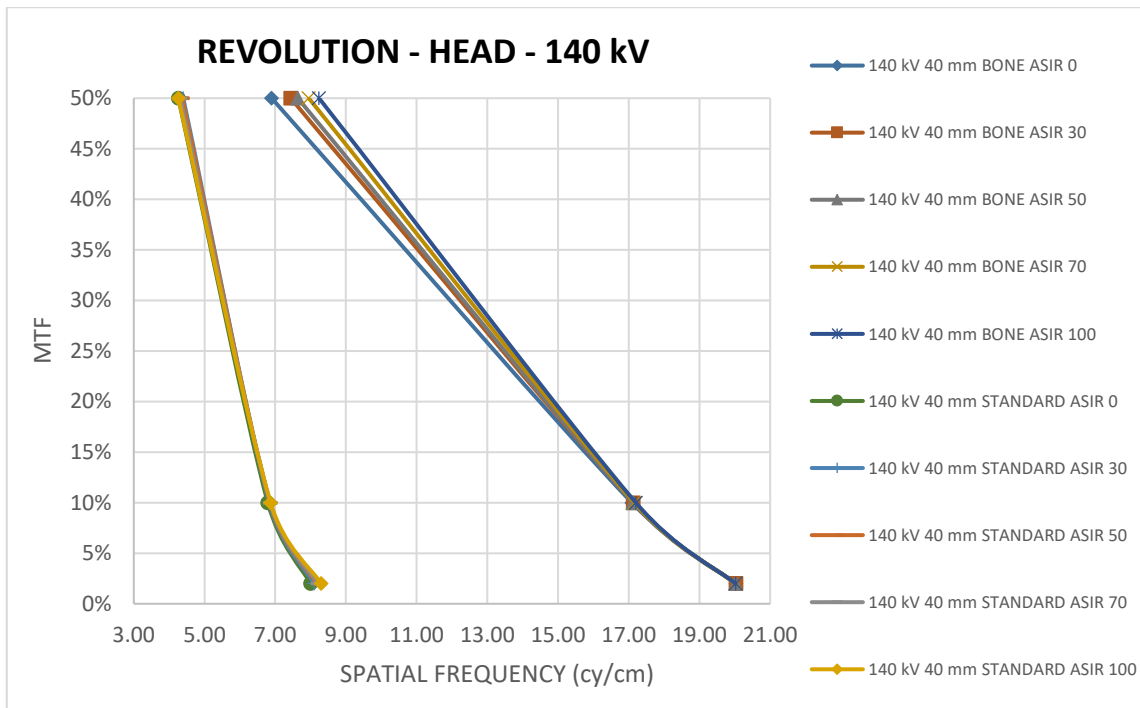


Fig. 1 – RISOLUZIONE AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 140 kV, COLLIMAZIONE 40 mm, ACQUISIZIONE HEAD

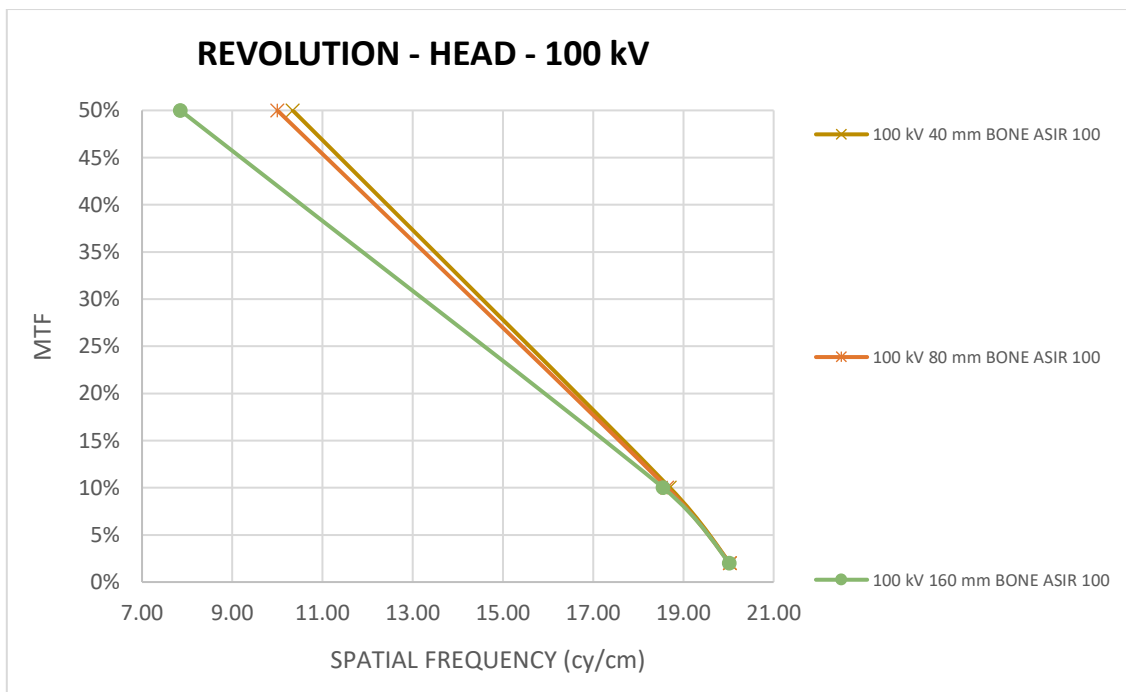


Fig. 2 – RISOLUZIONE AL VARIARE DELLA COLLIMAZIONE IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 100 kV, FILTRO BONE, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE ASIR 100, ACQUISIZIONE HEAD

Come mostra la Fig. 3, con l'acquisizione *Body* la differenza di risoluzione tra il filtro Bone e Standard è minore rispetto a quanto rilevato con la modalità Head: per MTF al 50% il divario è di 2.5 lp/cm, al 10% di 10 lp/cm e al 2% di 8 lp/cm. Valutando il kernel Bone si nota che la differenza tra i vari livelli di ASIR-V è evidenziata soprattutto a livello di MTF al 50% e 10%, mentre si hanno valori praticamente identici per MTF al 2%. L'impatto di ASIR-V in questo filtro è maggiore per i kV più alti (100, 120 e 140), dove la risoluzione cresce leggermente all'aumentare del livello di ASIR-V; si nota infatti che la differenza tra ASIR-V 100 ed ASIR-V 0 è di 1.2 lp/cm. Per quanto riguarda il kernel Standard, invece, l'algoritmo ha un impatto leggermente maggiore rispetto all'acquisizione Head, dove la differenza tra i livelli di ricostruzione iterativa avviene a livello di MTF al 2%: lo scarto tra i livelli di ASIR-V varia da 0.5 lp/cm nei più bassi fino ad arrivare a 2 lp/cm nei più alti, con una differenza di 4 lp/cm tra ASIR-V 100 ed ASIR-V 0.

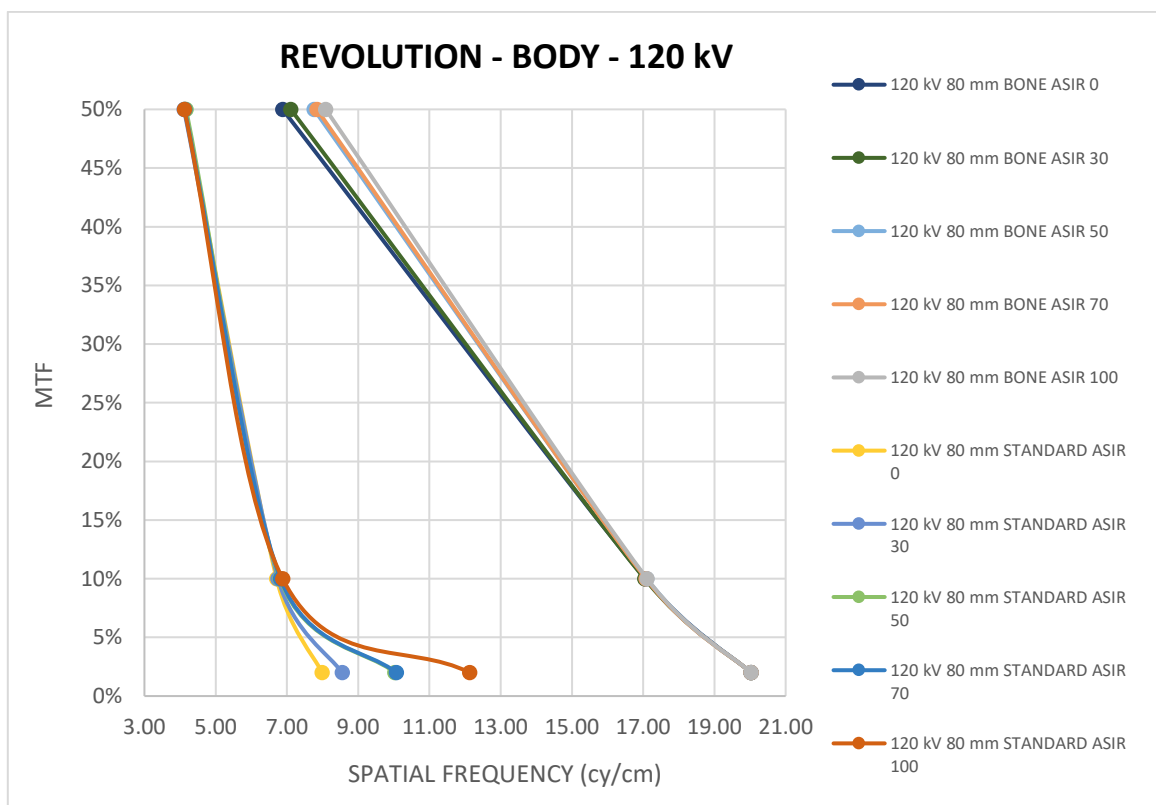


Fig. 3 - RISOLUZIONE AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION CON 120 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, ACQUISIZIONE BODY

Nella CT Force, invece, l'impatto di ADMIRE sulla risoluzione è minore con l'acquisizione *Head*; si sottolinea inoltre che la differenza è ridotta tra il filtro HF40 e HR40, di circa 0.5 lp/cm (Fig. 4). Come mostrato nelle Fig. 5 e 6, si notano, con il filtro HF40 nella collimazione di 115.2 mm, un aumento di risoluzione con ADMIRE 5 nelle alte energie (140 e 150sn kV), per MTF al 2%: di 1 lp/cm la differenza a 140 kV, mentre è più evidente per 150sn kV (5 lp/cm), questo può essere dovuto ad *aliasing*.

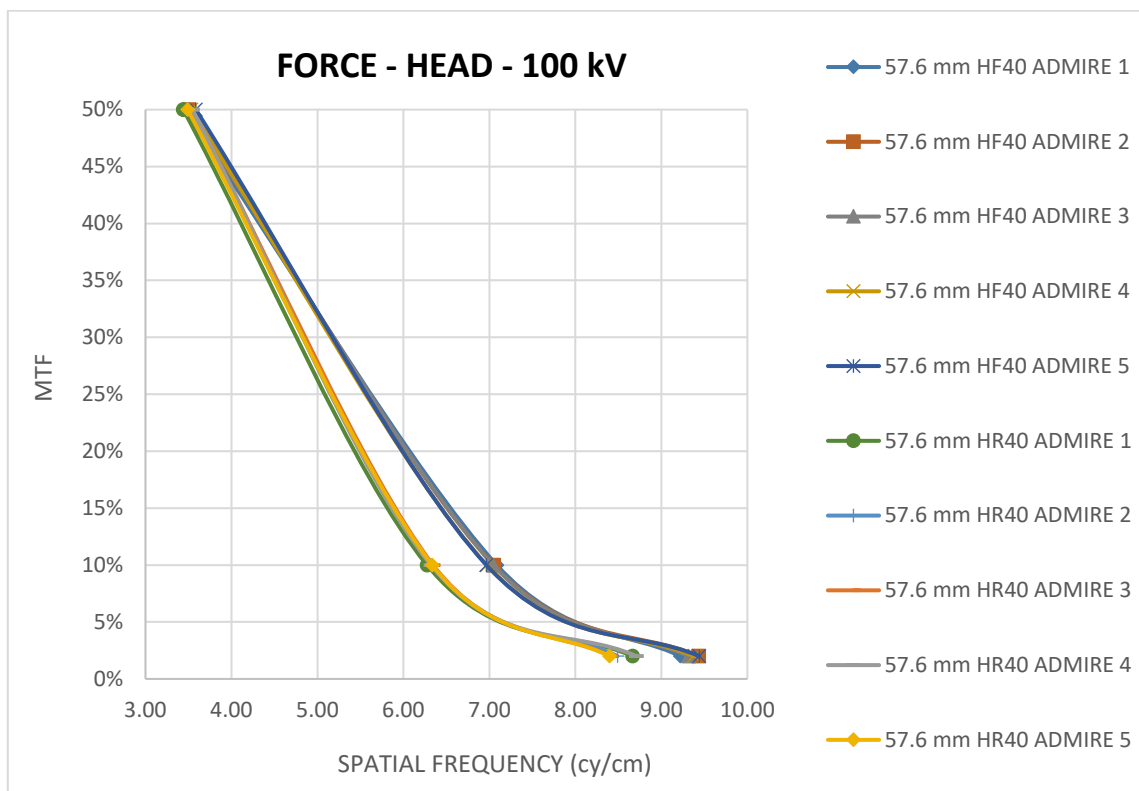


Fig. 4 – RISOLUZIONE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 100 kV, COLLIMAZIONE 57.6 mm, ACQUISIZIONE HEAD

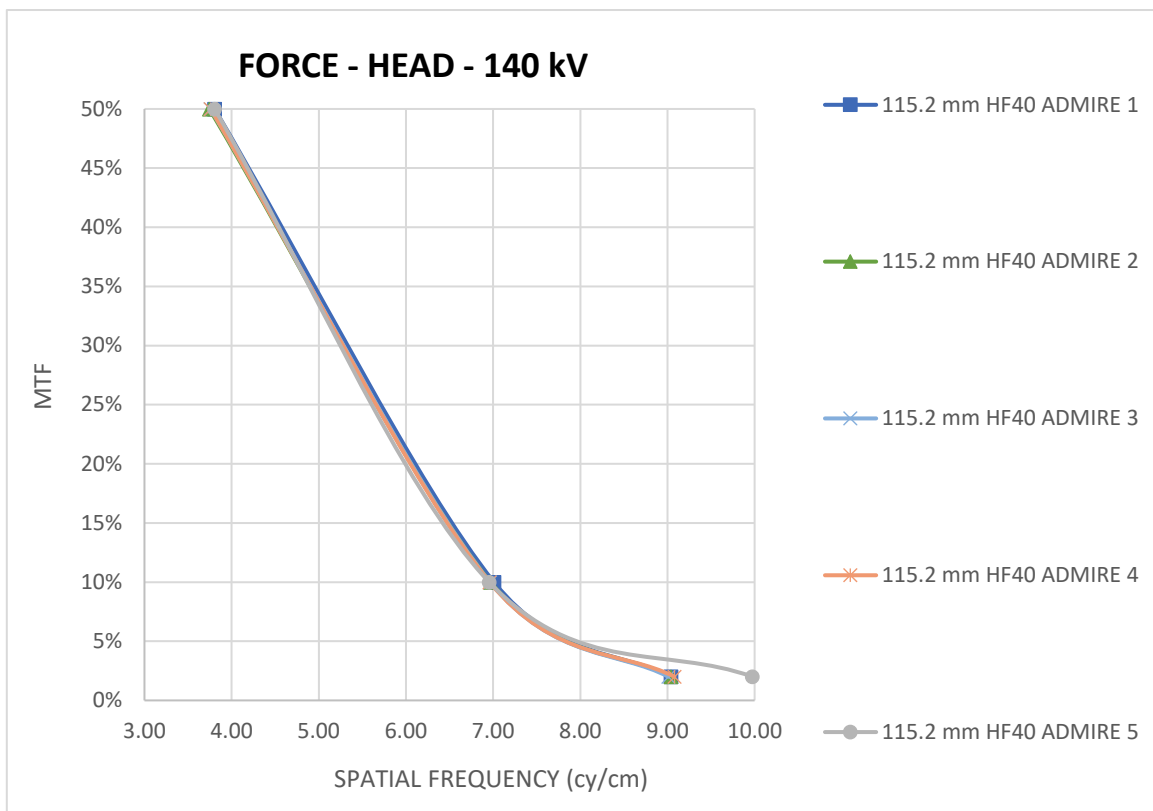


Fig. 5 – RISOLUZIONE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 140 kV, COLLIMAZIONE 115.2 mm, FILTRO HF40, ACQUISIZIONE HEAD

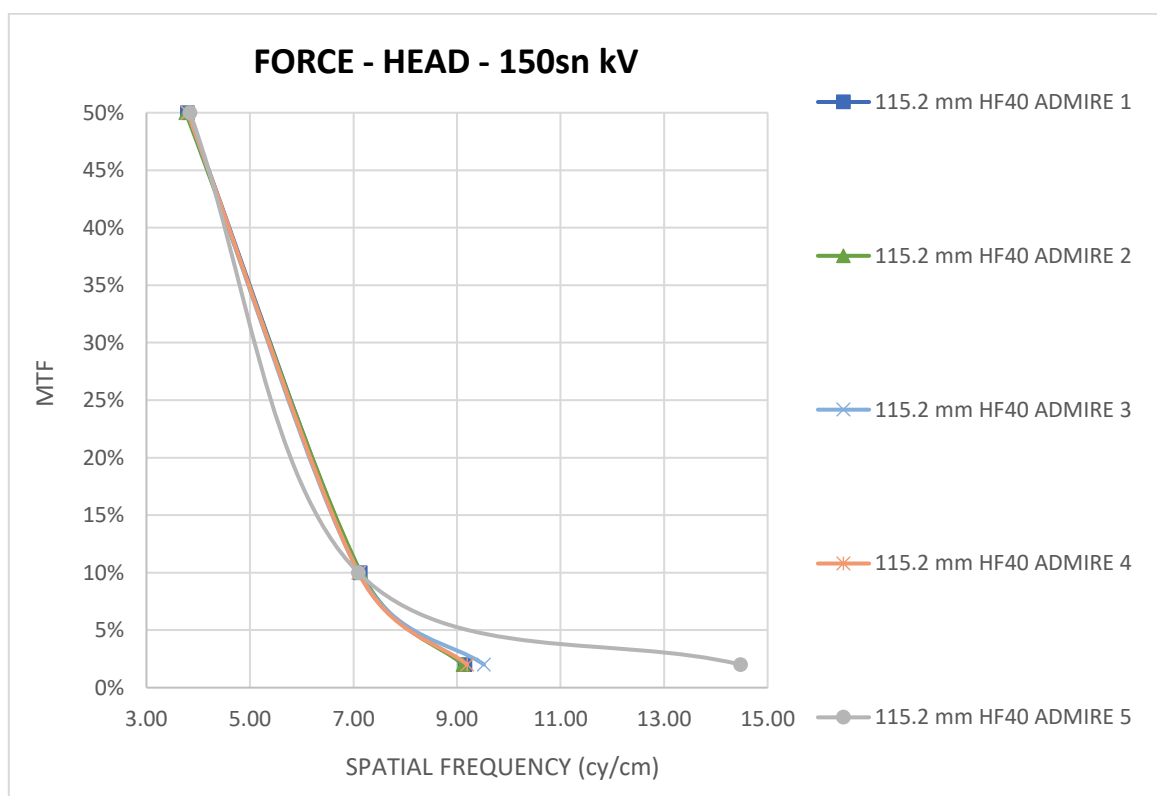


Fig. 6 - RISOLUZIONE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 150sn kV, COLLIMAZIONE 115.2 mm, FILTRO HF40, ACQUISIZIONE HEAD

Nell'acquisizione *Body* la differenza tra i livelli di ricostruzione è sicuramente maggiore in entrambi i kernel e la risoluzione aumenta con il grado di ricostruzione iterativa, con una differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 di 1 lp/cm per MTF al 50% (Fig. 7). Come mostrato nella Fig. 8, con la collimazione di 57.6 mm la risoluzione è maggiore per 80 kV di energia, con una differenza evidenziata per MTF al 10% (0.55 lp/cm). In ambedue le collimazioni si notano dei picchi di risoluzione con ADMIRE 5 al 2% di MTF che arrivano fino a 14 lp/cm (Fig. 8-9).

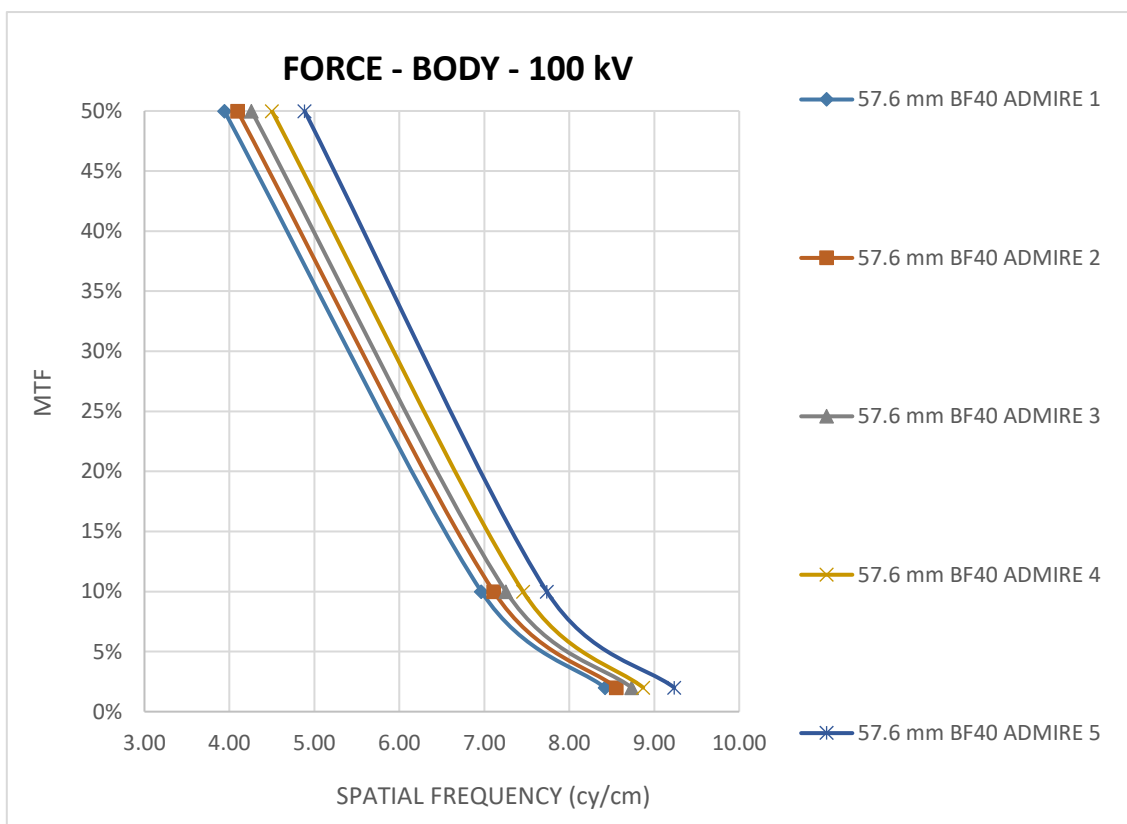


Fig. 7 – RISOLUZIONE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 100 kV, COLLIMAZIONE 57.6 mm, FILTRO BF40, ACQUISIZIONE BODY

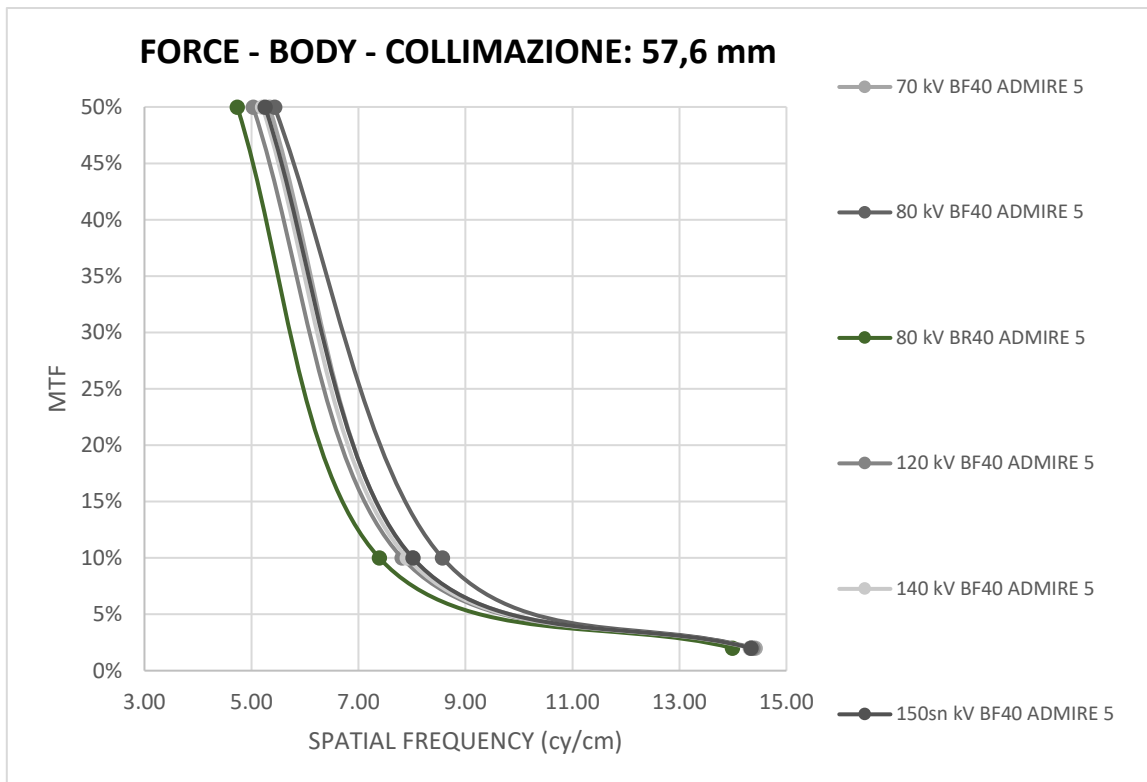


Fig. 8 – RISOLUZIONE AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT FORCE, COLLIMAZIONE 57.6 mm, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE ADMIRE 5, ACQUISIZIONE BODY

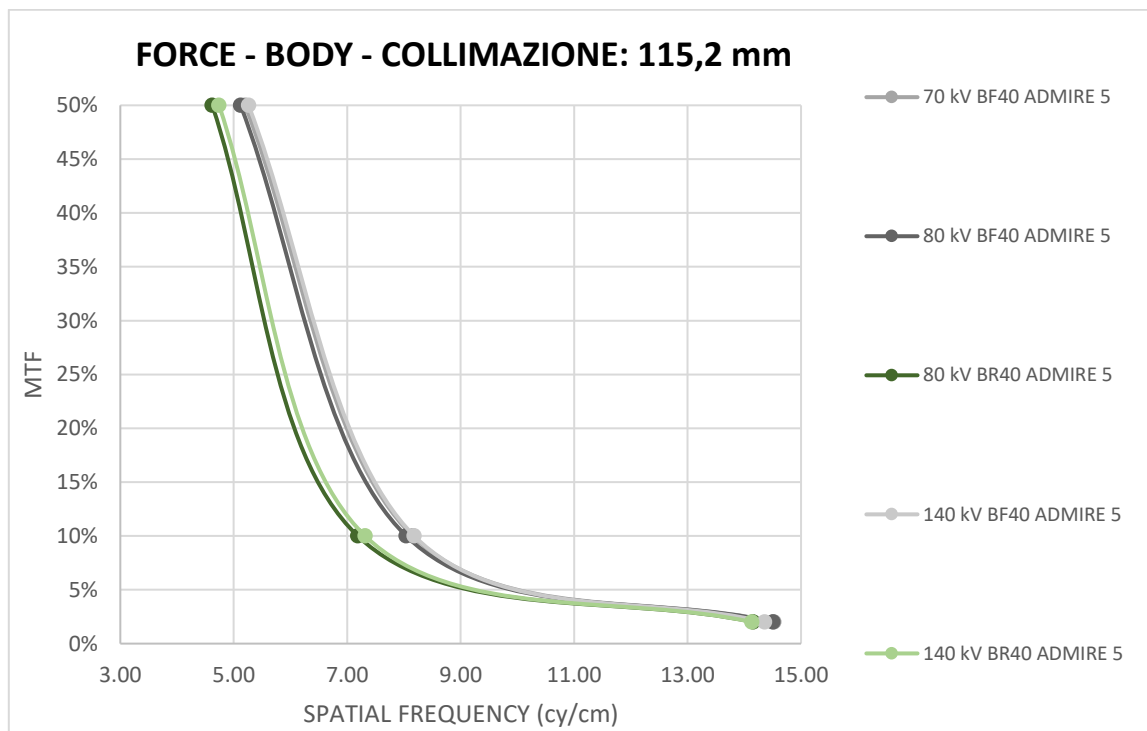


Fig. 9 - RISOLUZIONE CON ENERGIE DI 70, 80 E 140 kV IN CT FORCE, COLLIMAZIONE 115.2 mm, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE ADMIRE 5, ACQUISIZIONE BODY

Anche nelle acquisizioni *Turbo Flash* la risoluzione aumenta al crescere di ADMIRE, in maniera meno significativa nei bassi livelli di ricostruzione, con differenze di 0.3 lp/cm, e più rilevanti all'aumentare del grado di ADMIRE per valori di 1 lp/cm al 50%

di MTF e di 5.5 lp/cm per MTF al 2%, dove tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 si ha una differenza di 7 lp/cm (Fig. 10). Si notano degli aumenti di risoluzione a livelli di ricostruzione più alti, evidenziati al 2% di MTF, da 15 lp/cm fino ad un massimo di 20 lp/cm (Fig. 11).

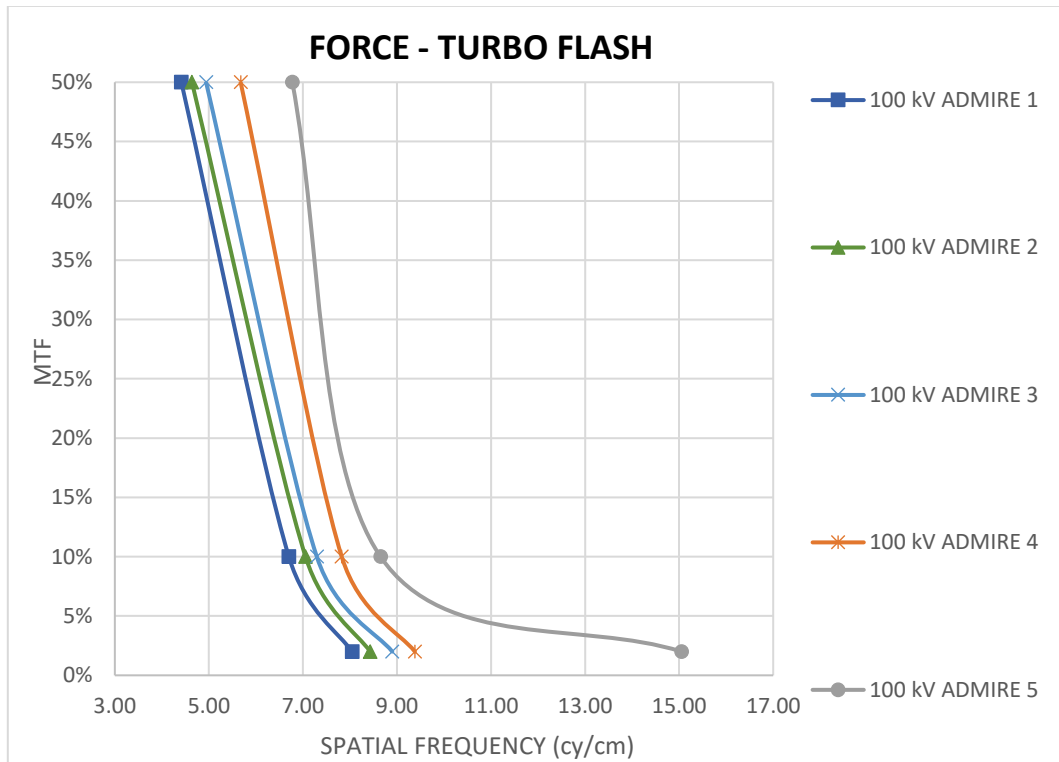


Fig. 10 - RISOLUZIONE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, ENERGIA DI 100 kV, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

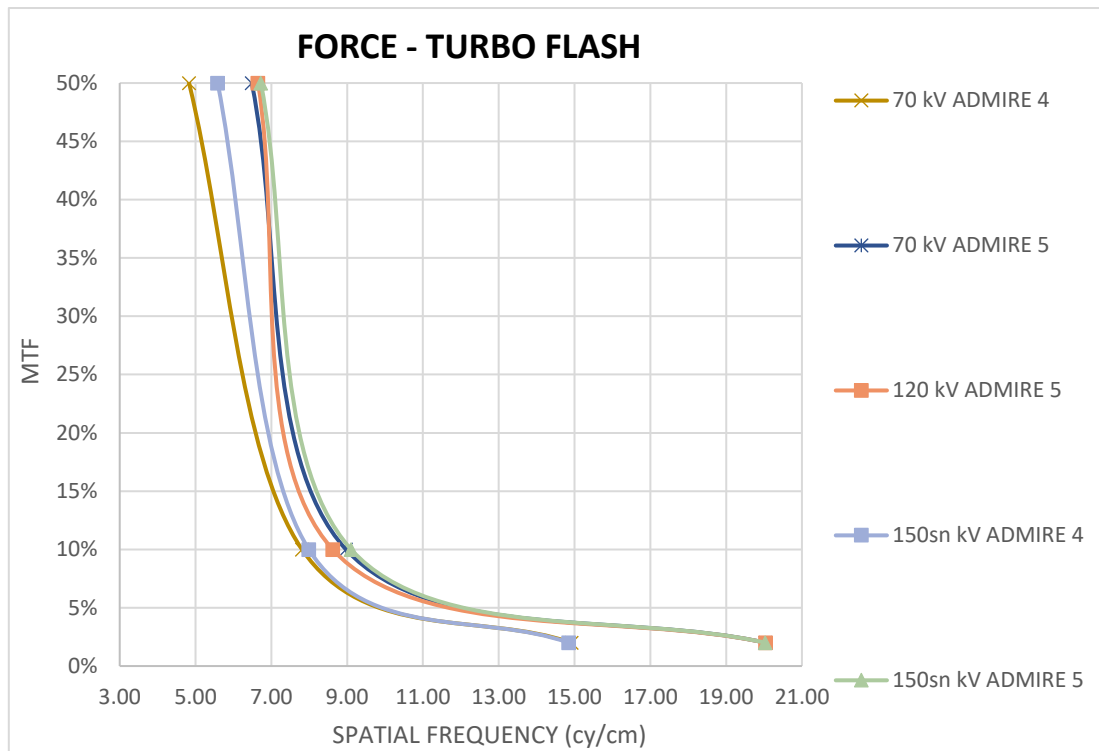


Fig 11 - RISOLUZIONE CON ENERGIE DI 70, 120 E 150sn kV IN CT FORCE, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

In *Dual Energy* la risoluzione cresce all'aumentare del livello di ADMIRE, dove il divario tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 1.4 lp/cm per MTF al 50% e di 0.8 lp/cm al 10% (Fig. 12); l'impatto è meno evidente con il filtro BR40.

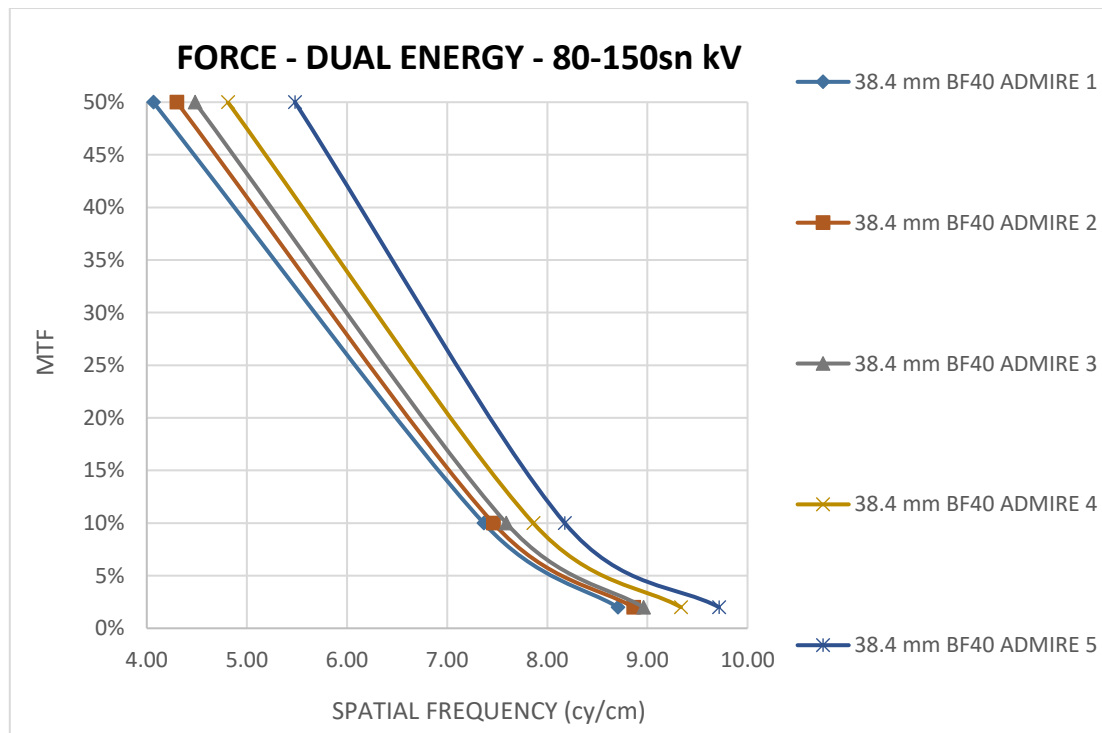


Fig. 12 – RISOLUZIONE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 80-150sn kV, FILTRO BF40, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

Nel confronto tra i due algoritmi si evidenzia che in *Head*, ASIR-V ha una miglior risoluzione rispetto ad ADMIRE: confrontando i kernel ad alta risoluzione (Bone e HF40), il divario è di 4 lp/cm per MTF al 50%, e cresce fino a 11 lp/cm al 2%; confrontando invece lo Standard con HR40, il divario è di 0.7 lp/cm per MTF al 50% e diminuisce fino ad avere valori praticamente identici al 2% (Fig. 13).

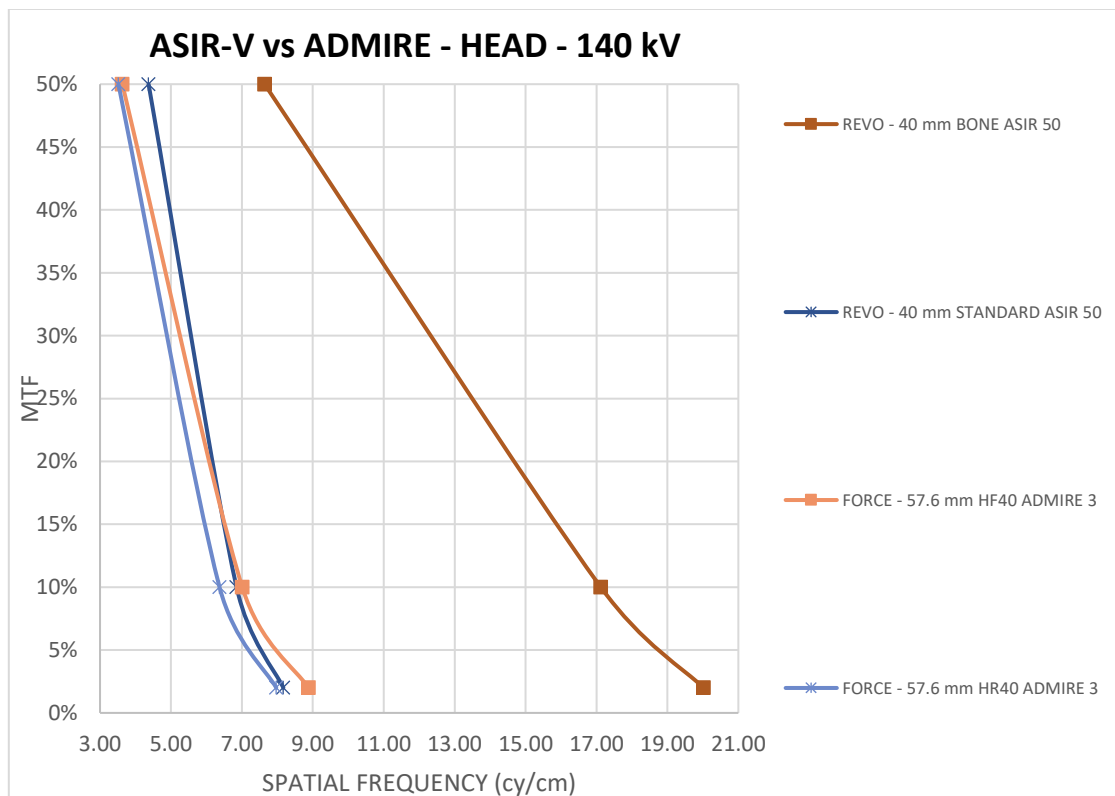


Fig. 13 – RISOLUZIONE NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE PER ENERGIA DI 140 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

Con la modalità *Body* rimane la differenza tra Bone e BF40, di 0.3 lp/cm per MTF al 50%, e cresce fino a 11 lp/cm al 2%; in questo caso non c'è differenza tra Standard e BR40, tranne un leggero aumento del secondo kernel (0.3 lp/cm) al 2% di MTF (Fig. 14).

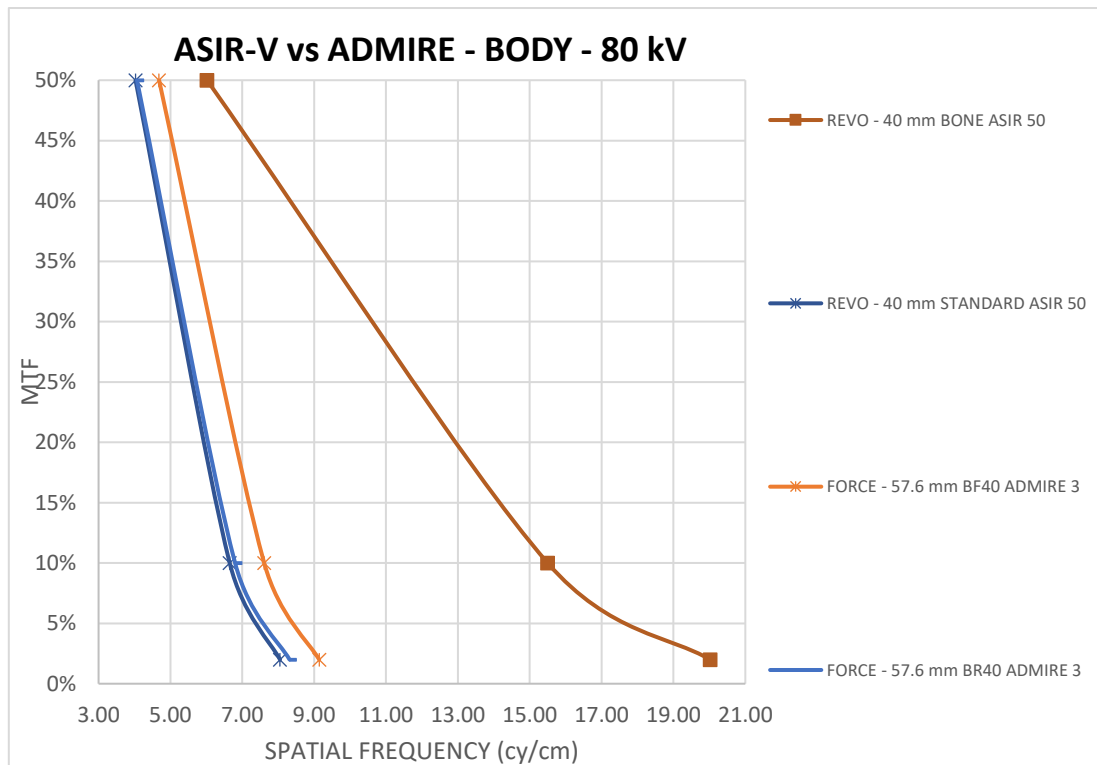


Fig. 14 – RISOLUZIONE NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE PER ENERGIA DI 80 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

Nella valutazione del **Wire**, con la Revolution, ed in modalità *Head*, si può notare che anche in questo caso, con il kernel Bone, la risoluzione aumenta al crescere del grado di ASIR-V con una differenza di 1.3 lp/cm tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 per MTF al 50% e al 10%, mentre al 2% si hanno valori praticamente identici; invece è basso l’impatto dell’algoritmo sul kernel Standard (Fig. 15).

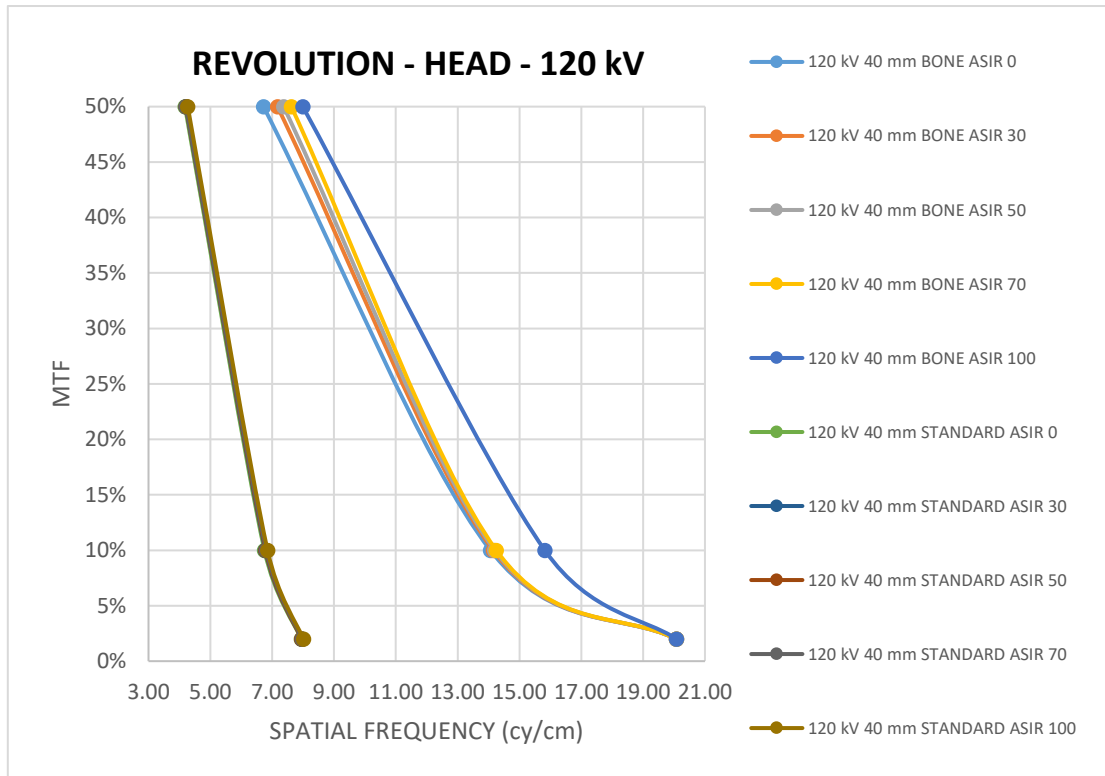


Fig. 15 – RISOLUZIONE (WIRE) AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, ENERGIA DI 120 kV, COLLIMAZIONE 40 mm, ACQUISIZIONE HEAD

Con l'acquisizione *Body* la situazione è differente rispetto alla modalità Head, cioè si ha poco impatto con il kernel Standard, mentre nel Bone si nota che la risoluzione non sempre aumenta al crescere di ASIR-V, soprattutto con i bassi kV (70 e 80) (Fig. 16).

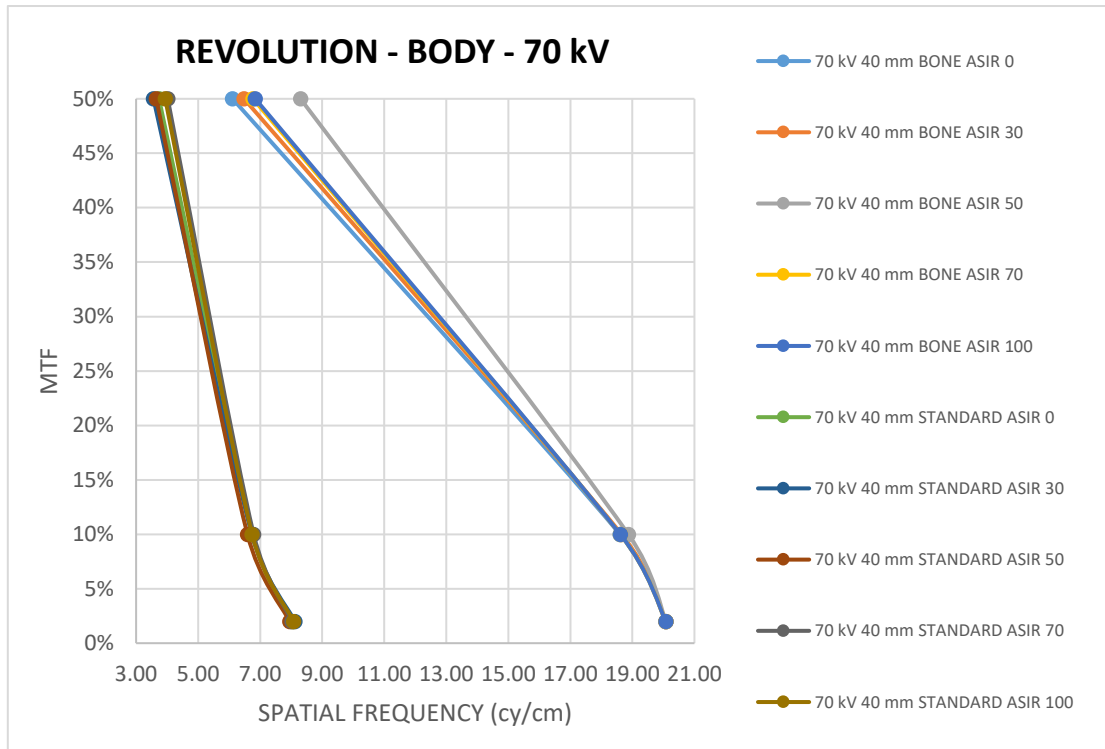


Fig. 16 – RISOLUZIONE (WIRE) AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, ENERGIA DI 70 kV, COLLIMAZIONE 40 mm, ACQUISIZIONE BODY

Nella Force, con l'acquisizione *Head*, emerge anche in questo caso lo scarso impatto sulla risoluzione al variare di ADMIRE. Inoltre vi è una differenza molto meno sostanziale tra il filtro HF40 e HR40 rispetto alla Revolution, dove il distacco è massimo per MTF al 2% (0.9 lp/cm) (Fig. 17).

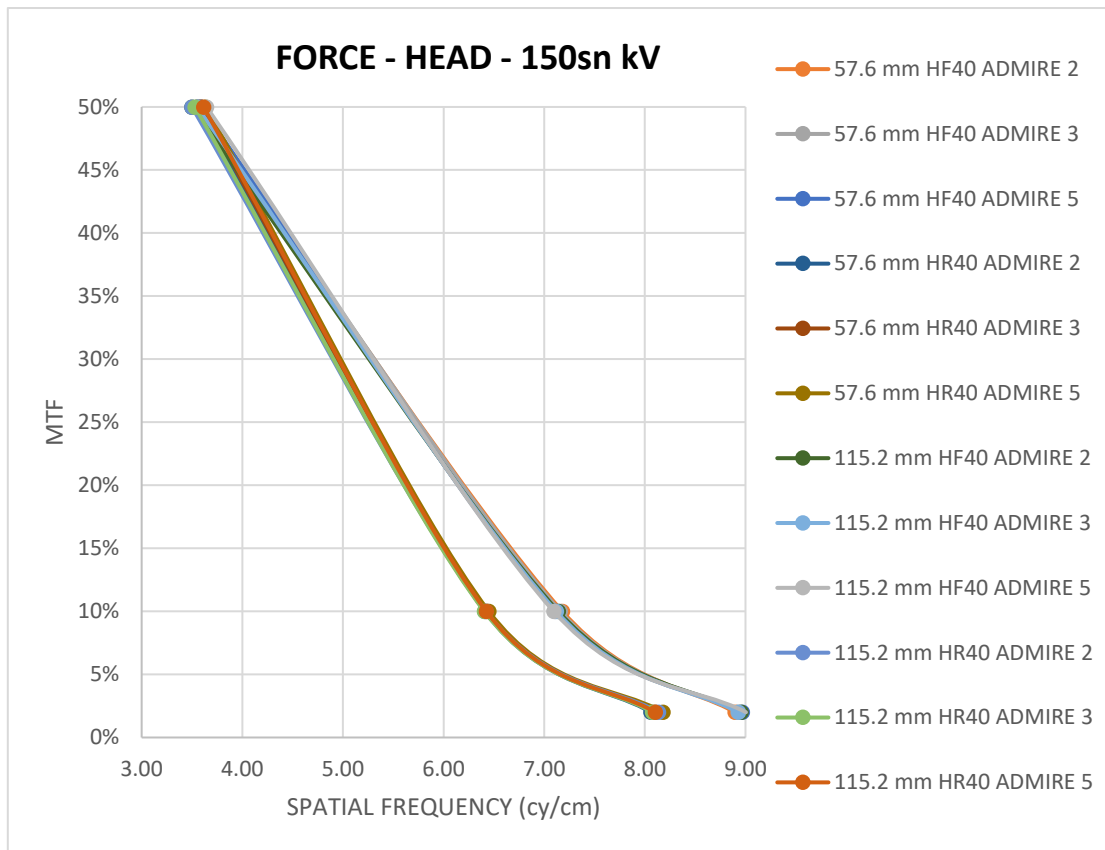


Fig. 17 – RISOLUZIONE (WIRE) AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, ENERGIA DI 150sn kV, ACQUISIZIONE HEAD

Con *Body* invece la risoluzione aumenta al crescere di ADMIRE, più evidente all'incrementare del grado di ricostruzione iterativa, dove con ADMIRE 5 si ha un aumento massimo di 0.7 lp/cm rispetto ad ADMIRE 1 al 2% dell'MTF, mentre con BR40 il divario massimo è di 0.5 lp/cm al 50% di nitidezza (Fig. 18). Si nota inoltre che con la collimazione di 115.2 mm si ha una maggior risoluzione per 70 kV di energia in entrambi i kernel, con divario di 0.15 lp/cm evidenziato per MTF al 50% (Fig. 19).

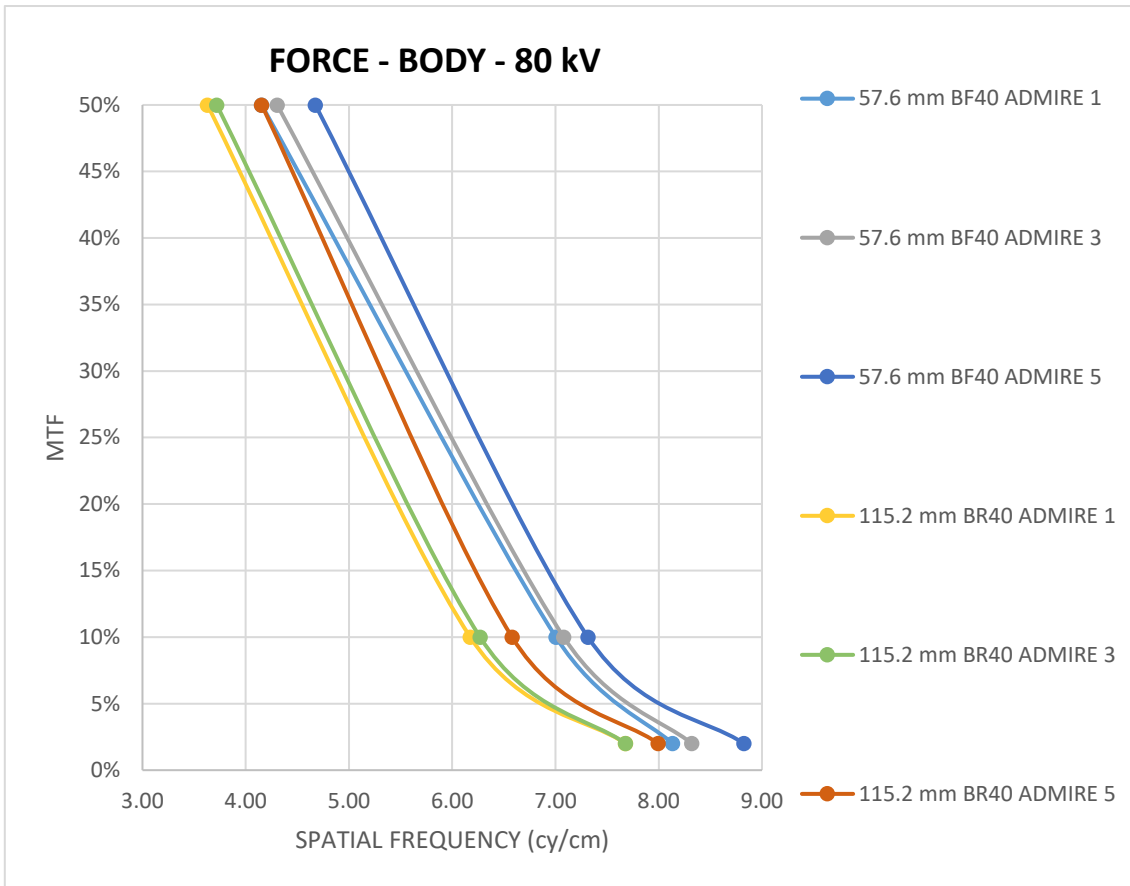


Fig. 18 – RISOLUZIONE (WIRE) AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, ENERGIA DI 80 kV, ACQUISIZIONE BODY

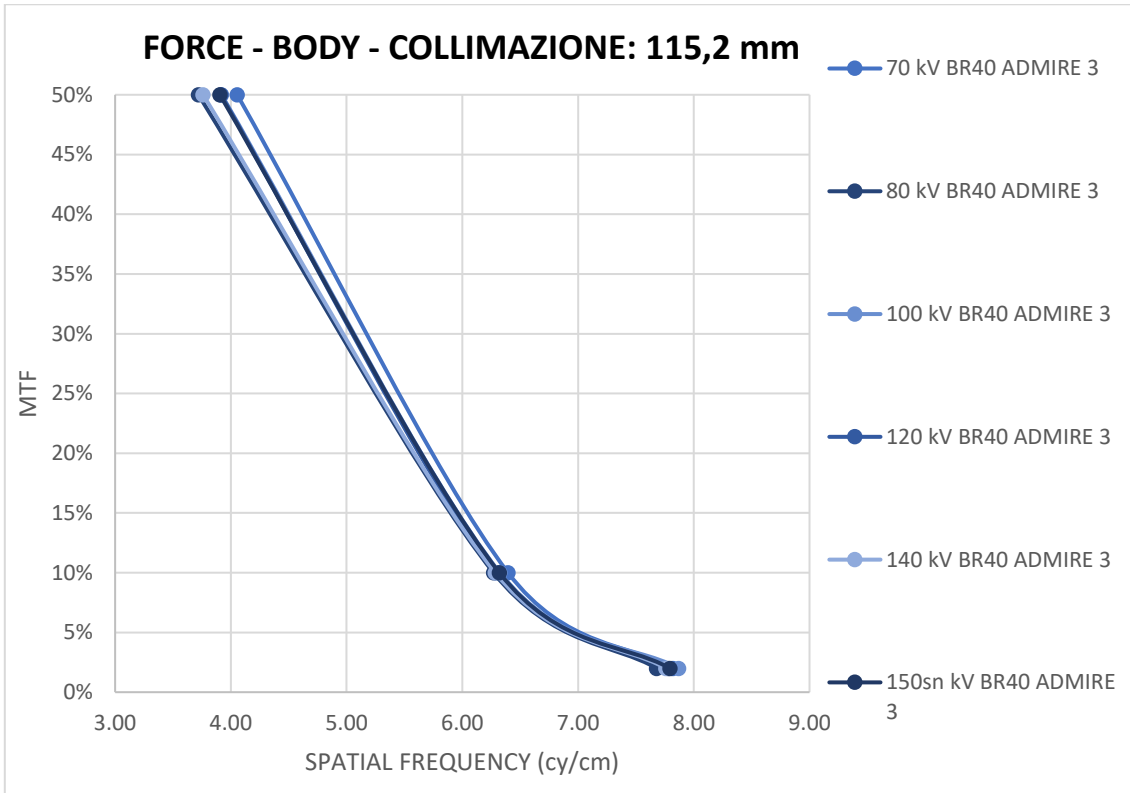


Fig. 19 – RISOLUZIONE (WIRE) AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT FORCE, COLLIMAZIONE 115.2 mm, FILTRO BR40, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

Anche nelle acquisizioni *Turbo Flash* la risoluzione aumenta al crescere di ADMIRE; l'impatto è maggiore al 2% di MTF con i livelli di ricostruzione più alti (4-5), con una differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 di 2.4 lp/cm per MTF al 50%, che aumenta a 14 lp/cm al 2% (Fig. 20).

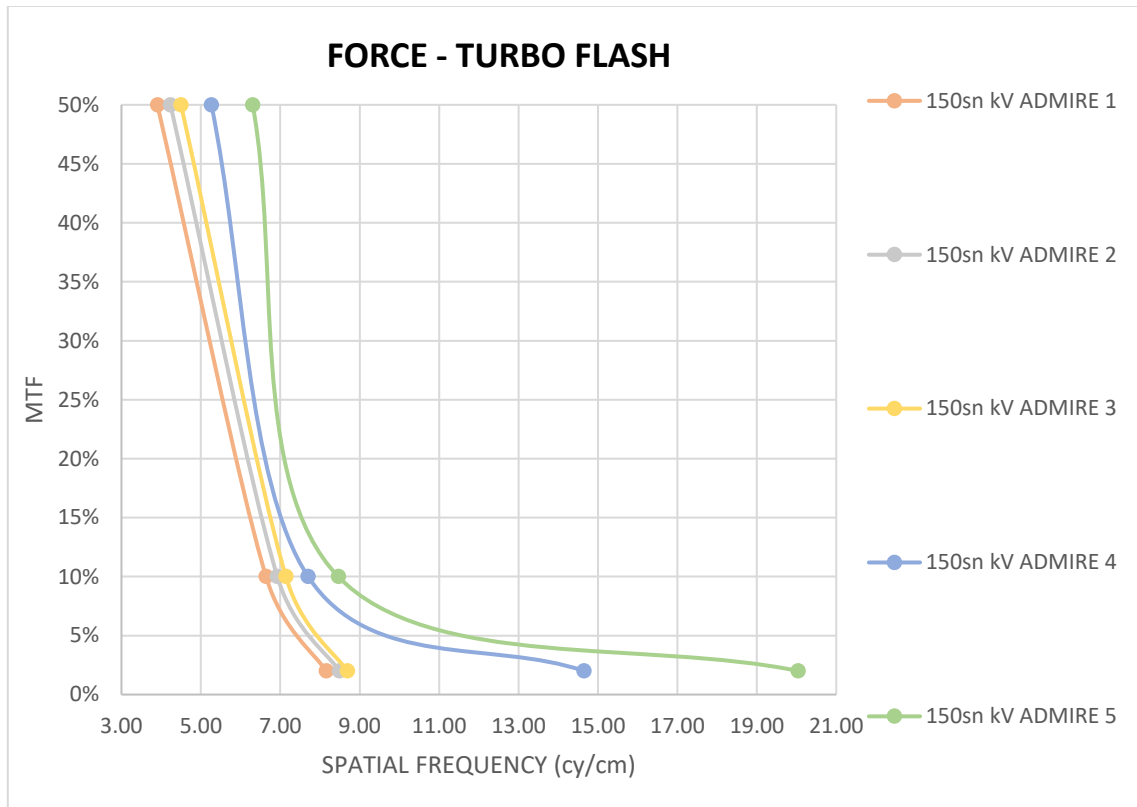


Fig. 20 – RISOLUZIONE (WIRE) AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, ENERGIA DI 150sn kV, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

Come mostra la Fig. 21, nella *Dual Energy* la risoluzione aumenta sempre al crescere di ADMIRE, evidenziata in maniera più significativa per MTF al 50%, dove con BF40 la differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 0.6 lp/cm e scende leggermente a 0.3 lp/cm al 2%; mentre con BR40 il divario è più significativo per MTF al 50% (0.45 lp/cm) e diminuisce al 2% (0.25 lp/cm).

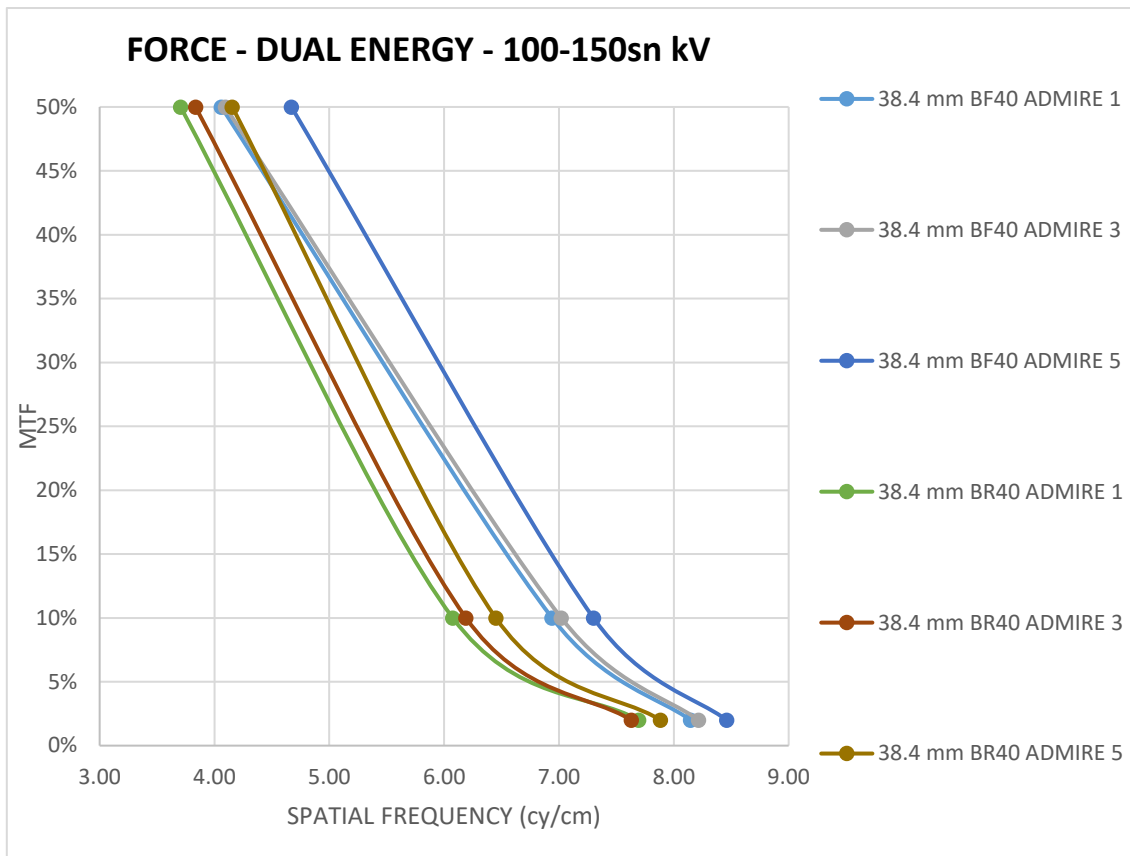


Fig. 21 – RISOLUZIONE (WIRE) AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, ENERGIE DI 100-150sn kV, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

Nel confronto tra i due algoritmi si può appurare che in *Head ASIR-V* fornisce una maggior risoluzione rispetto ad ADMIRE, dove con il kernel Bone la differenza è di 5 lp/cm al 50% di MTF, ed aumenta fino a 11 lp/cm per MTF al 2% (Fig. 22); anche il filtro Standard ha una miglior risoluzione rispetto a HR40, ed il divario in questo caso è di 0.7 lp/cm al 50%, mentre diminuisce sensibilmente al diminuire della percentuale di MTF, con un leggero incremento finale di HR40 (0.2 lp/cm) per MTF al 2% (Fig. 22).

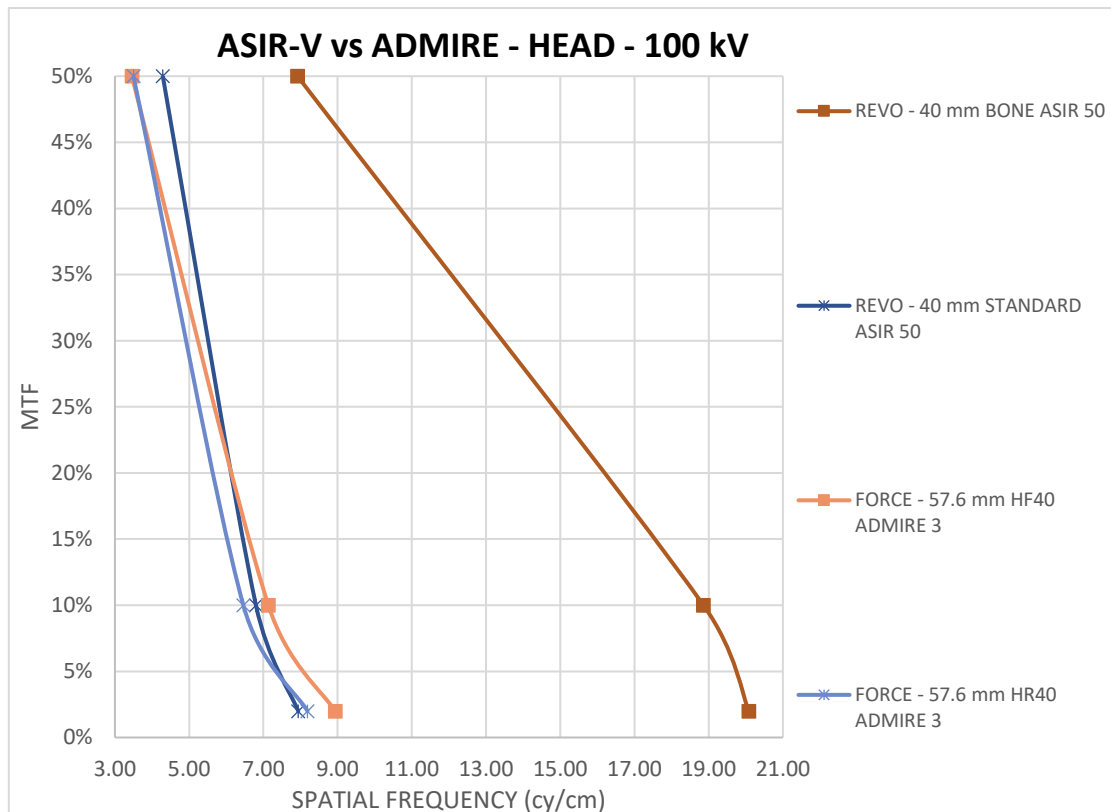


Fig. 22 – RISOLUZIONE (WIRE) NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE PER ENERGIA DI 100 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

Con *Body* si nota che solamente con i kV più alti si ha una maggior risoluzione del filtro Standard rispetto a BR40, con il divario che si evidenzia meno all'aumentare del grado di ricostruzione: con il quinto livello di iterativa la differenza è di 0.3 lp/cm per MTF al 10%, mentre al 50% e 2% si hanno valori praticamente identici, mentre il divario con il secondo livello è di 0.7 lp/cm. Tra il kernel Bone e BF40 la differenza rimane uguale a Head, che per MTF al 50% è di 5 lp/cm, e cresce al 10% e 2% (11 lp/cm) (Fig. 23).

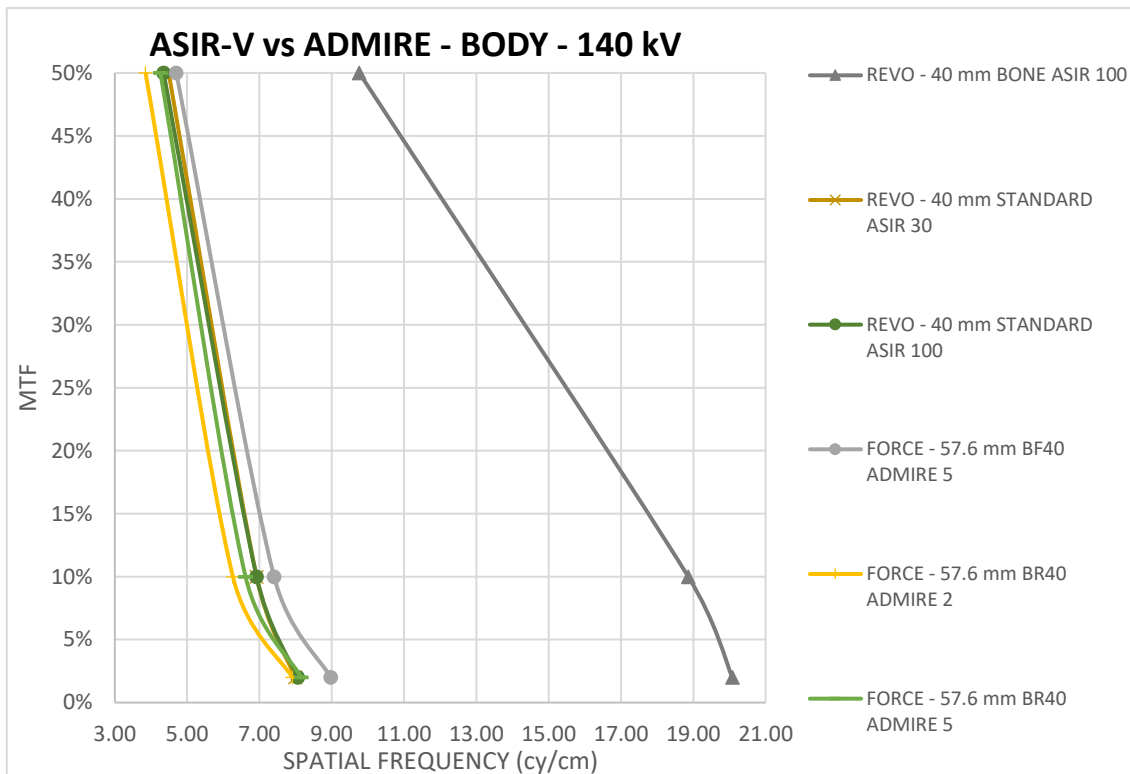


Fig. 23 – RISOLUZIONE (WIRE) NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE PER ENERGIA DI 140 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE MASSIMO, ACQUISIZIONE BODY

Nel confronto tra Risoluzione Spaziale valutata con i *Beads* ed il *Wire*, con la CT Revolution, si può notare che in entrambe le acquisizioni, per la collimazione di 80 mm ed il filtro Bone, la risoluzione valutata con *Wire* risulta maggiore che valutata coi *Beads*: in *Head* la differenza è meno evidente al 50% di MTF (0.75 lp/cm), ed aumenta al 10% (4.7 lp/cm); inoltre si nota che non vi è una rilevante differenza di risoluzione con il filtro Standard (Fig. 24). Con *Body* la situazione è inversa: al 50% la differenza è leggermente maggiore (2.2 lp/cm) rispetto al 10% (1.7 lp/cm) (Fig. 25).

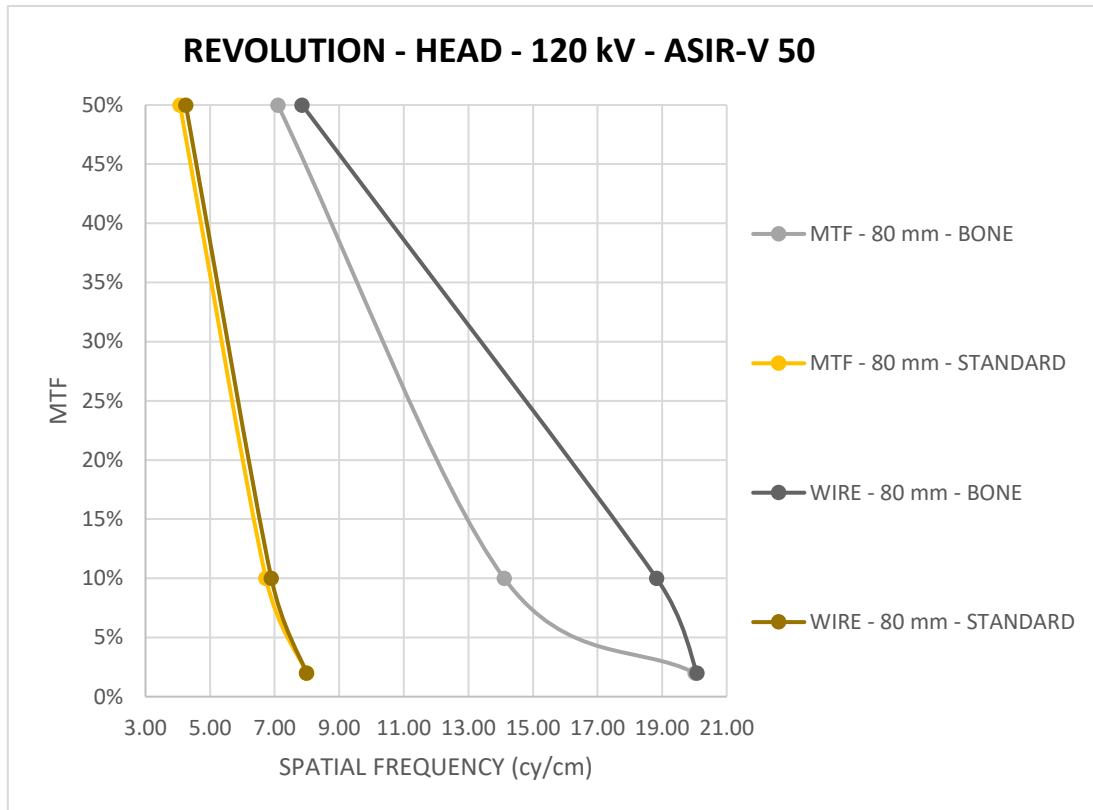


Fig. 24 – CONFRONTO TRA RISOLUZIONE SPAZIALE VALUTATA COI BEADS ED IL WIRE IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 120 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

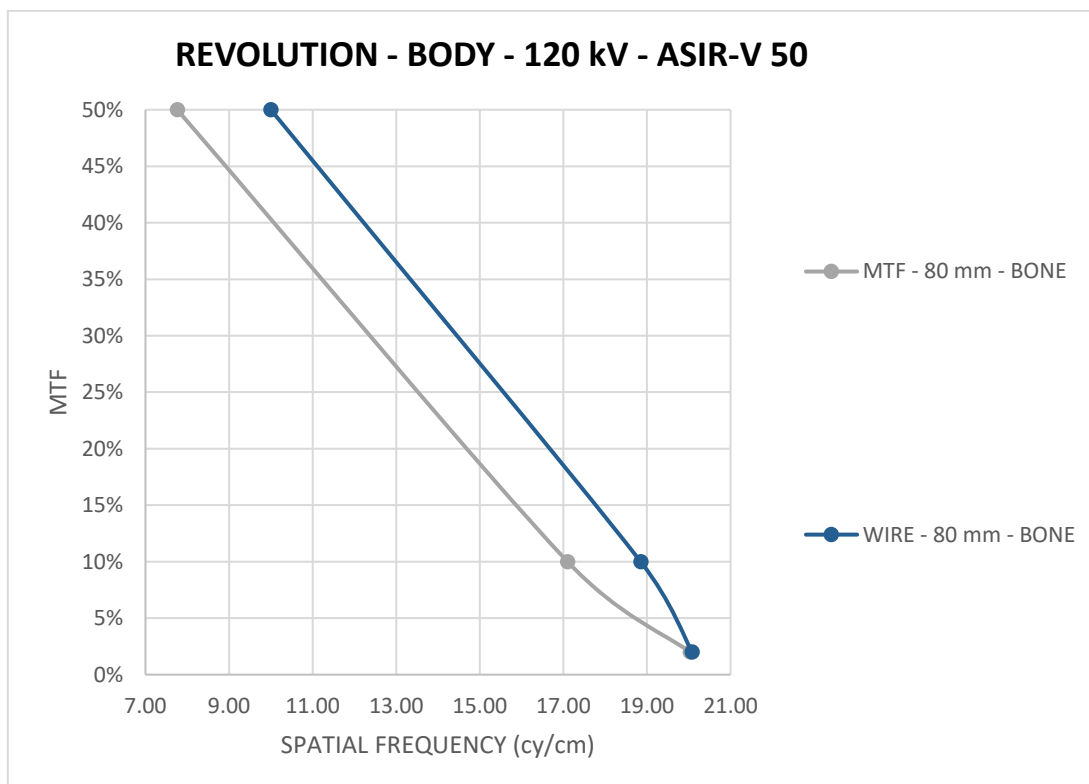


Fig. 25 – CONFRONTO TRA RISOLUZIONE SPAZIALE VALUTATA COI BEADS ED IL WIRE IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 120 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, FILTRO BONE, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

Nella Force si può invece evidenziare che in *Head* non vi è quasi nessuna differenza rilevante tra Risoluzione Spaziale calcolata coi Beads ed il Wire. Come mostrato nelle Fig. 27-28-29, con *Body*, *Turbo Flash* e *Dual Energy* si nota invece che valutando la risoluzione coi Beads essa risulta maggiore che valutata col Wire: nel primo caso la differenza è maggiore per MTF al 10% (0.75 lp/cm), mentre nel secondo si nota un netto aumento di 5.6 lp/cm al 2%; anche in Dual il distacco si evidenzia al 10% (0.9 lp/cm)

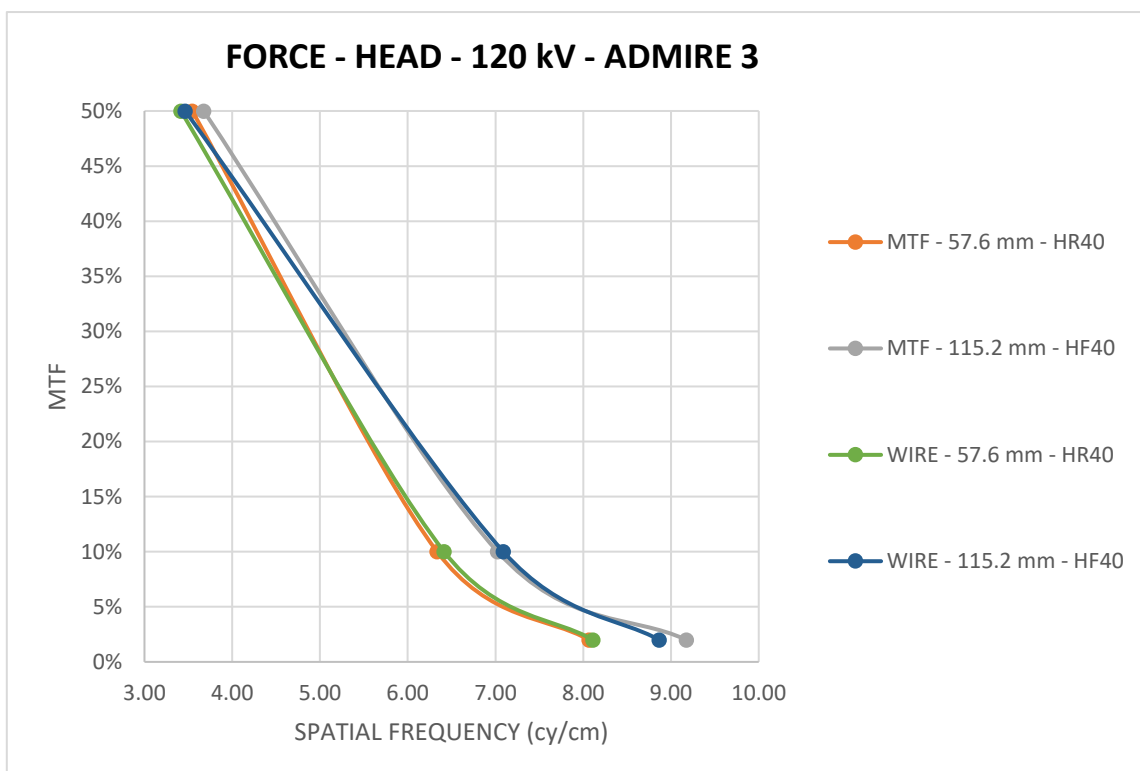


Fig. 26 - CONFRONTO TRA RISOLUZIONE SPAZIALE VALUTATA COI BEADS ED IL WIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 120 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

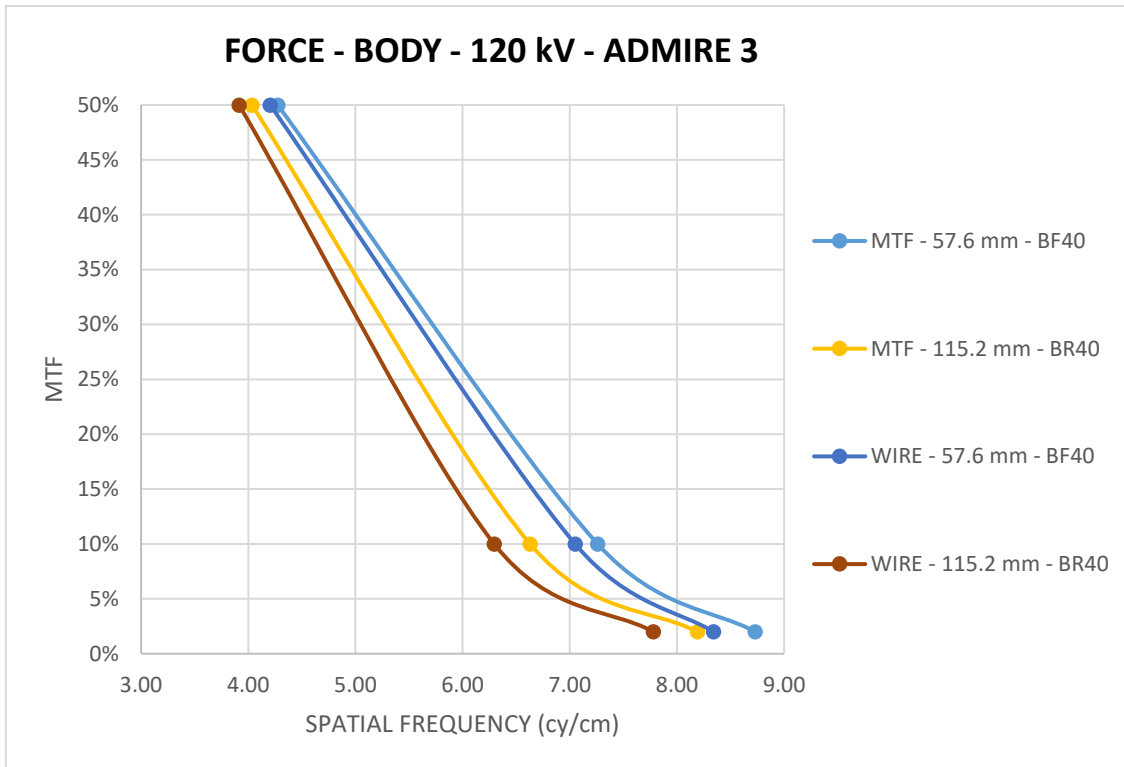


Fig. 27 - CONFRONTO TRA RISOLUZIONE SPAZIALE VALUTATA COI BEADS ED IL WIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 120 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

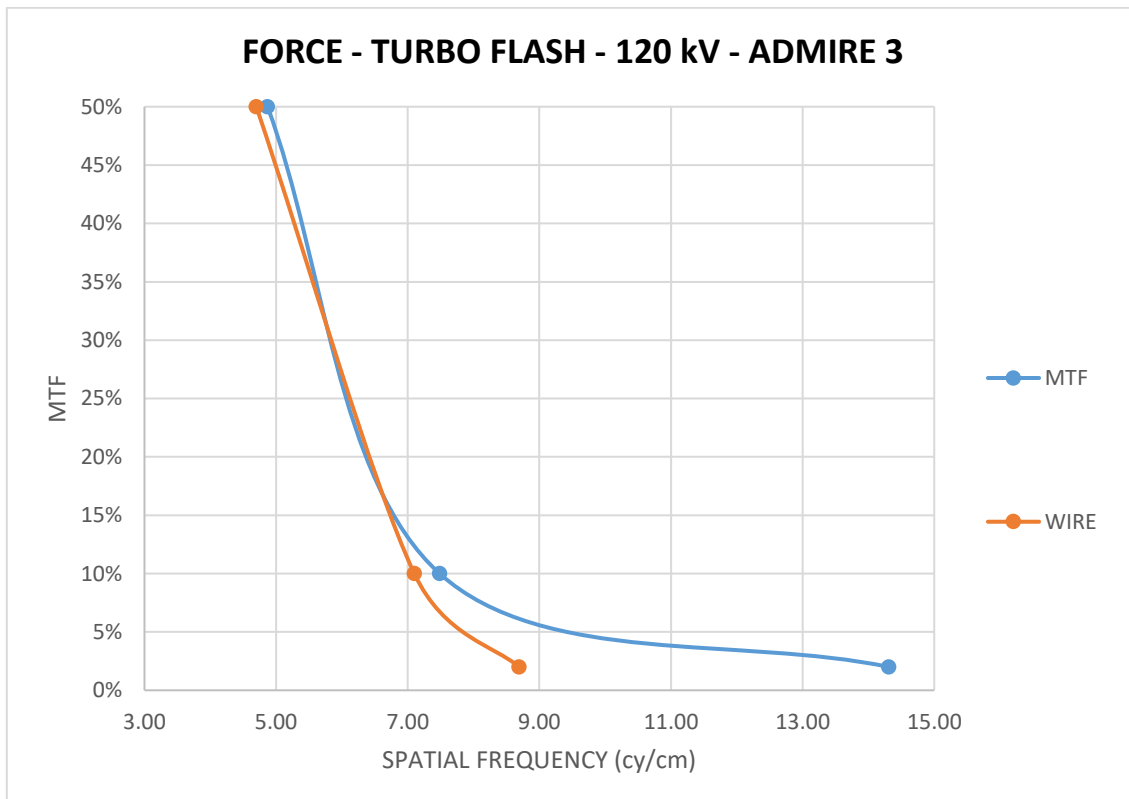


Fig. 28 - CONFRONTO TRA RISOLUZIONE SPAZIALE VALUTATA COI BEADS ED IL WIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 120 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

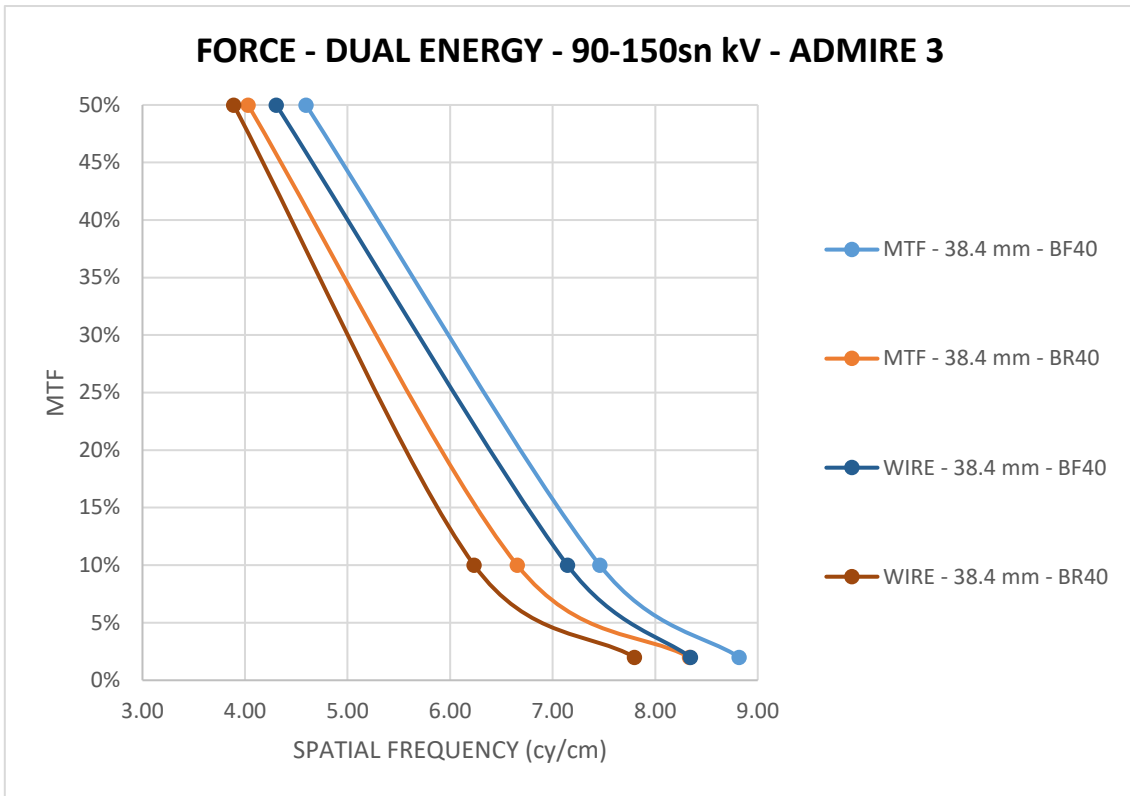


Fig. 29 - CONFRONTO TRA RISOLUZIONE SPAZIALE VALUTATA COI BEADS ED IL WIRE IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 90-150sn kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

4.2 Linearità

Per quanto riguarda la valutazione della **linearità dei numeri CT**, si può evidenziare che con entrambi gli algoritmi di ricostruzione non ci sono sostanziali differenze dei numeri CT tra un livello di ricostruzione iterativa e l'altro, indipendentemente dal parametro di acquisizione; si nota solamente una variazione dell'errore percentuale nell'*Acqua* rispetto agli altri materiali (Tab. 1-2). Per l'acquisizione *Tuboflash*, la deviazione standard a 70 kV tende ad assumere valori più elevati di oltre il doppio per i materiali intermedi (Tab. 3).

		MATERIALI											
		ARIA	ACRILICO	BONE 50	LDPE	BONE 20	TEFLON	POLY	DELRIN	LUNG	PMP	ACQUA	
100 kV 80 mm	BONE	ASIR 0	-995,5	108,0	770,0	-112,7	258,0	917,8	-54,9	307,0	-816,0	-200,6	2,3
		ASIR 30	-995,4	107,7	770,1	-112,7	257,9	917,7	-54,7	306,9	-815,9	-200,5	2,1
		ASIR 50	-995,5	107,7	770,2	-112,7	258,1	917,6	-54,9	306,7	-816,0	-200,6	2,2
		ASIR 70	-995,5	107,4	770,3	-112,6	258,0	917,6	-54,8	306,8	-815,8	-200,7	2,1
		ASIR 100	-995,6	107,4	770,3	-112,6	258,0	917,6	-55,0	306,3	-815,6	-200,8	1,9
		MEDIA	-995,5	107,6	770,2	-112,7	258,0	917,7	-54,9	306,8	-815,9	-200,6	2,1
		DEV. STAND.	0,1	0,2	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,3	0,2	0,1	0,1
		ERR. PERC.	-0,01%	0,22%	0,01%	-0,03%	0,02%	0,01%	-0,19%	0,09%	-0,02%	-0,04%	6,21%
	STANDARD	ASIR 0	-995,7	108,0	770,3	-111,9	258,0	916,5	-55,1	306,5	-816,4	-200,9	1,5
		ASIR 30	-995,7	107,8	770,4	-111,9	258,6	916,5	-55,1	306,1	-816,4	-200,9	1,4
		ASIR 50	-995,7	107,8	770,5	-112,0	258,6	916,6	-55,1	306,1	-816,4	-200,8	1,5
		ASIR 70	-995,7	107,8	770,5	-112,0	258,5	916,5	-55,0	306,2	-816,4	-200,8	1,6
		ASIR 100	-995,7	107,7	770,6	-112,1	258,5	916,5	-55,0	306,1	-816,3	-200,8	1,7
		MEDIA	-995,7	107,8	770,5	-112,0	258,4	916,5	-55,1	306,2	-816,4	-200,8	1,6
		DEV. STAND.	0,0	0,1	0,1	0,1	0,3	0,0	0,1	0,2	0,0	0,0	0,1
		ERR. PERC.	0,00%	0,10%	0,01%	-0,05%	0,10%	0,00%	-0,10%	0,05%	-0,01%	-0,02%	7,53%

Tab. 1 – LINEARITA' AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 100 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, ACQUISIZIONE HEAD

		MATERIALI											
		ARIA	ACRILICO	BONE 50	LDPE	BONE 20	TEFLON	POLY	DELRIN	LUNG	PMP	ACQUA	
70 kV 115.2 mm	BF40	ADMIRE 1	-979,6	85,0	1026,2	-141,8	343,8	996,4	-82,6	323,5	-804,2	-224,4	-2,3
		ADMIRE 2	-979,6	85,0	1026,2	-141,8	343,8	996,2	-82,7	323,5	-804,2	-224,4	-2,4
		ADMIRE 3	-979,5	84,9	1026,2	-141,8	343,7	996,2	-82,6	323,4	-804,2	-224,4	-2,4
		ADMIRE 4	-979,5	84,9	1026,3	-141,8	343,7	996,1	-82,6	323,3	-804,3	-224,4	-2,4
		ADMIRE 5	-979,3	85,1	1026,4	-141,7	343,6	996,0	-82,4	323,2	-804,1	-224,5	-2,4
		MEDIA	-979,5	84,9	1026,2	-141,8	343,7	996,2	-82,6	323,4	-804,2	-224,4	-2,4
		DEV. STAND.	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0,0
		ERR. PERC.	-0,01%	0,09%	0,01%	-0,05%	0,02%	0,01%	-0,12%	0,03%	-0,01%	-0,02%	-1,89%
	BR40	ADMIRE 1	-1017,0	87,6	1064,7	-147,6	357,0	1034,3	-86,0	335,4	-837,1	-234,7	-1,5
		ADMIRE 2	-1017,1	87,6	1064,5	-147,7	356,8	1034,2	-86,0	335,4	-837,2	-234,8	-1,5
		ADMIRE 3	-1017,4	87,7	1064,4	-147,6	356,9	1034,2	-86,0	335,4	-837,4	-234,8	-1,5
		ADMIRE 4	-1017,6	87,7	1064,5	-147,5	356,8	1034,2	-86,0	335,4	-837,5	-234,9	-1,4
		ADMIRE 5	-1017,9	87,7	1064,6	-147,7	356,8	1034,4	-86,0	335,6	-837,9	-235,1	-1,4
		MEDIA	-1017,4	87,6	1064,5	-147,6	356,8	1034,2	-86,0	335,4	-837,4	-234,8	-1,4
		DEV. STAND.	0,4	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,3	0,1	0,1
		ERR. PERC.	-0,04%	0,03%	0,01%	-0,05%	0,02%	0,01%	-0,03%	0,03%	-0,03%	-0,06%	-4,53%

Tab. 2 – LINEARITA' AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 70 kV, COLLIMAZIONE 115.2 mm, ACQUISIZIONE BODY

		MATERIALI											
		ARIA	ACRILICO	BONE 50	LDPE	BONE 20	TEFLON	POLY	DELRIN	LUNG	PMP	ACQUA	
70 kV	BV4	ADMIRE 1	-971,7	86,0	1004,6	-135,6	338,4	998,2	-77,3	325,7	-800,6	-220,1	-3,0
		ADMIRE 2	-972,7	85,3	1002,0	-136,7	335,3	996,1	-76,9	327,1	-799,8	-220,0	-3,4

		ADMIRE 3	-972,9	85,3	1002,1	-136,9	335,4	995,9	-77,0	326,9	-799,9	-220,1	-1,9
		ADMIRE 4	-973,1	85,2	1002,2	-137,3	335,7	995,8	-77,1	326,8	-800,0	-220,3	-3,4
		ADMIRE 5	-972,9	84,8	1004,3	-137,2	336,8	995,4	-75,9	325,2	-801,3	-222,4	-2,8
		MEDIA	-972,6	85,3	1003,0	-136,7	336,3	996,3	-76,8	326,3	-800,3	-220,6	-2,9
		DEV. STAND.	0,6	0,4	1,3	0,7	1,3	1,1	0,5	0,8	0,6	1,0	0,6
		ERR. PERC.	-0,06%	0,51%	0,13%	-0,49%	0,39%	0,11%	-0,68%	0,25%	-0,08%	-0,46%	-21,50%
		ADMIRE 1	-977,7	97,6	878,9	-119,7	298,7	967,8	-62,6	332,3	-801,3	-206,7	-2,1
80 kV 115.2 mm	BIV40	ADMIRE 2	-977,8	97,5	879,1	-119,9	299,0	967,9	-62,5	332,3	-801,4	-206,8	-2,3
		ADMIRE 3	-977,8	97,5	879,1	-120,0	299,3	968,0	-62,5	332,2	-801,5	-206,8	-2,5
		ADMIRE 4	-978,0	97,5	879,3	-120,1	300,5	967,9	-62,5	332,2	-801,6	-207,0	-2,7
		ADMIRE 5	-978,2	97,4	879,5	-120,2	300,8	968,1	-62,5	332,3	-801,6	-207,1	-2,7
		MEDIA	-977,9	97,5	879,2	-119,9	299,6	967,9	-62,5	332,2	-801,5	-206,9	-2,4
		DEV. STAND.	0,2	0,1	0,2	0,2	0,9	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1	0,3
		ERR. PERC.	-0,02%	0,08%	0,02%	-0,17%	0,31%	0,01%	-0,09%	0,01%	-0,02%	-0,07%	-10,95%

Tab. 3 – LINEARITA' AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORZE, PER ENERGIE DI 70 E 80 kV, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

4.3 Contrasto

Per il **Basso Contrasto**, in entrambe le modalità di acquisizione della Revolution, le differenze tra livelli di ricostruzione aumentano al diminuire delle dimensioni dei dettagli. Si nota che il contrasto diminuisce all'aumentare del grado di ASIR-V in entrambe le modalità di acquisizione, in cui la differenza tra ASIR-V 0 ed ASIR-V 100 è di 0.6% per il filtro Bone e di 0.4% per lo Standard (Fig. 1); si evidenzia inoltre che il filtro Standard ha un contrasto minore rispetto al Bone di circa l'1.8%. Infine si può notare che con 80 mm di collimazione il contrasto è maggiore per i kV più bassi, soprattutto con 70 kV, la cui differenza, con il filtro Bone, è di 1.5%, mentre con lo Standard è di 0.3% (Fig. 2).

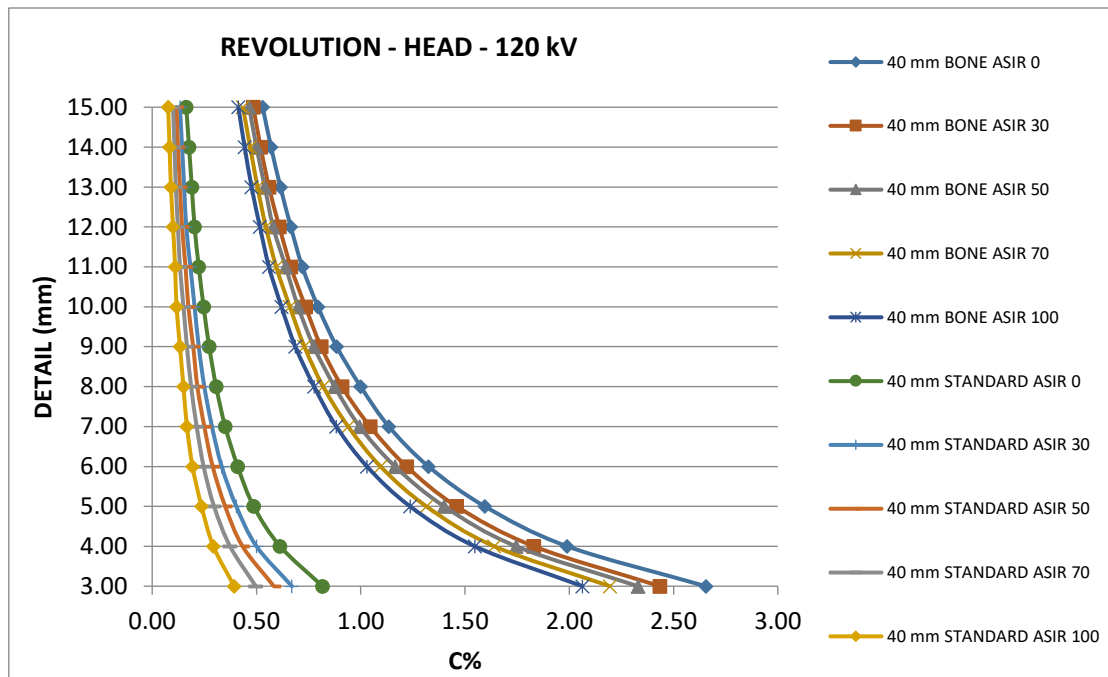


Fig. 1 – CONTRASTO AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 120 kV, COLLIMAZIONE 40 mm, ACQUISIZIONE HEAD

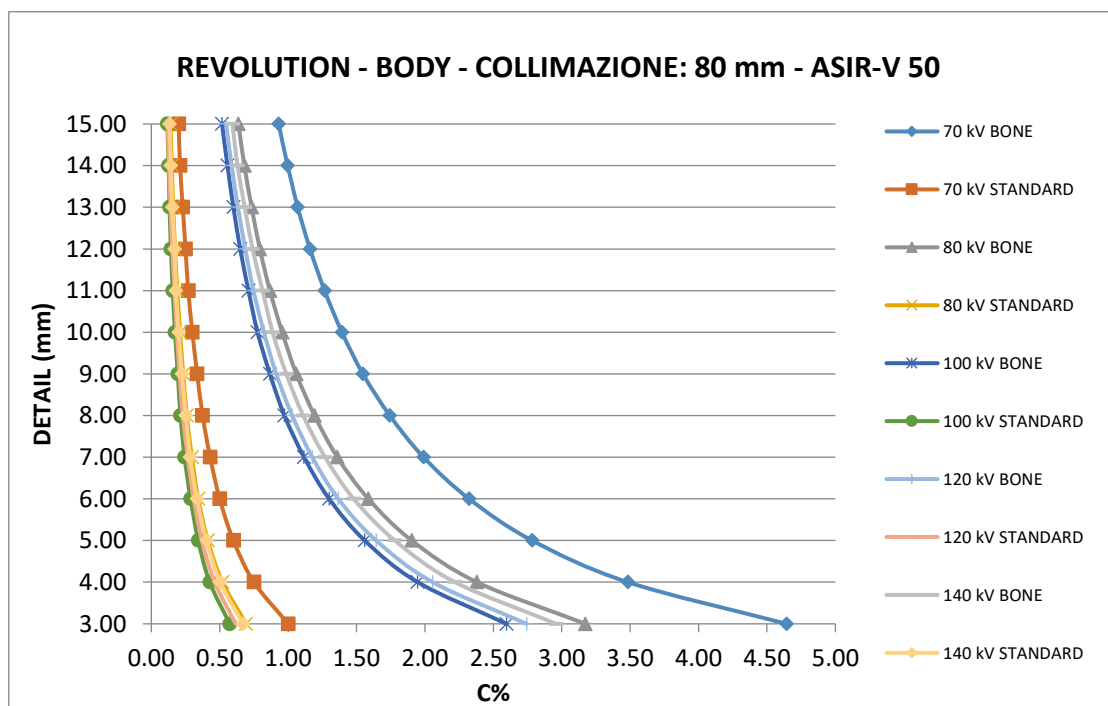


Fig. 2 – CONTRASTO AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT REVOLUTION, COLLIMAZIONE 80 mm, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

Anche nella Force il contrasto diminuisce all'incrementare di ADMIRE, sia per l'acquisizione Head che Body, con una differenza di 0.3% tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 (Fig. 3). Inoltre si evidenzia che la collimazione 115.2 mm ha un maggior contrasto a parità del livello di ADMIRE, con un aumento di 0.2% (Fig. 4).

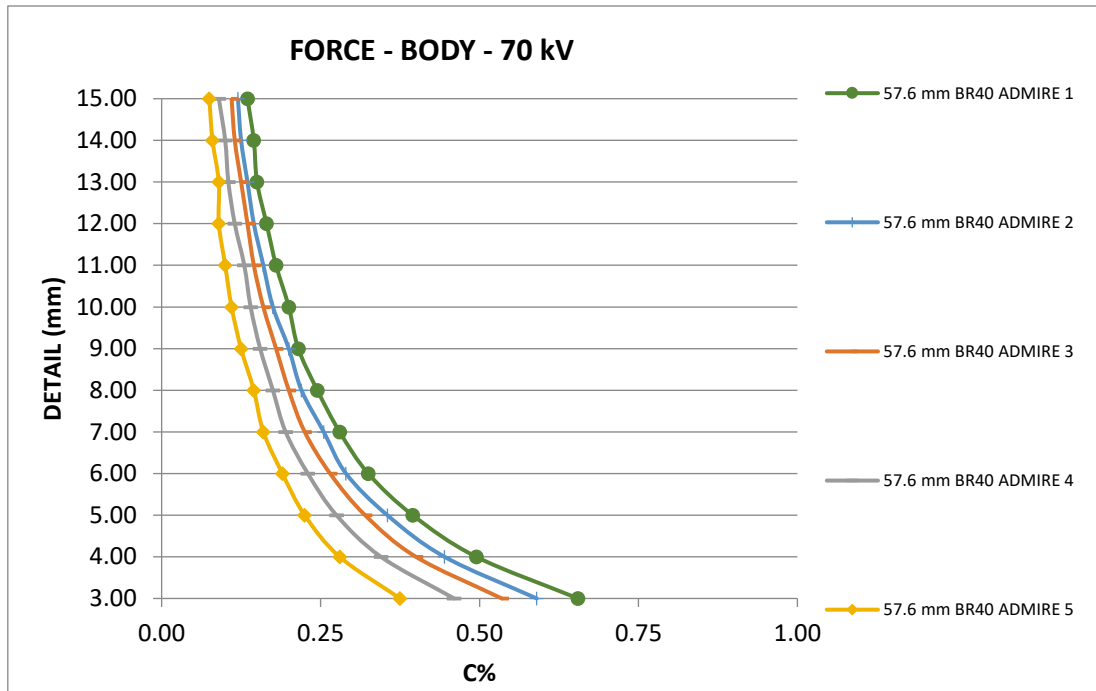


Fig. 3 – CONTRASTO AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 70 kV, COLLIMAZIONE 57.6 mm, FILTRO BR40, ACQUISIZIONE BODY

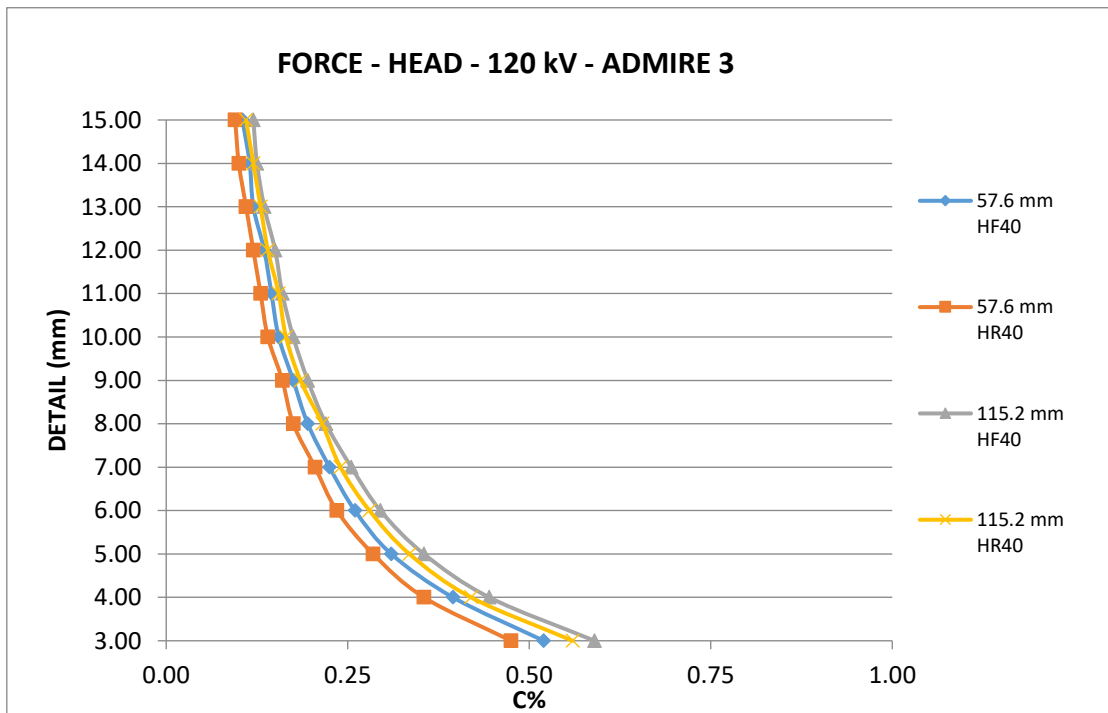


Fig. 4 – CONTRASTO AL VARIARE DELLE COLLIMAZIONI IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 120 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

Con l'acquisizione *Turbo Flash* l'aumento del contrasto al diminuire di ADMIRE è di 0.5% tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 (Fig. 5). Si nota inoltre che il contrasto è maggiore con i bassi kV, in particolare per l'energia di 70 kV, con una differenza di 0.3% (Fig. 6).

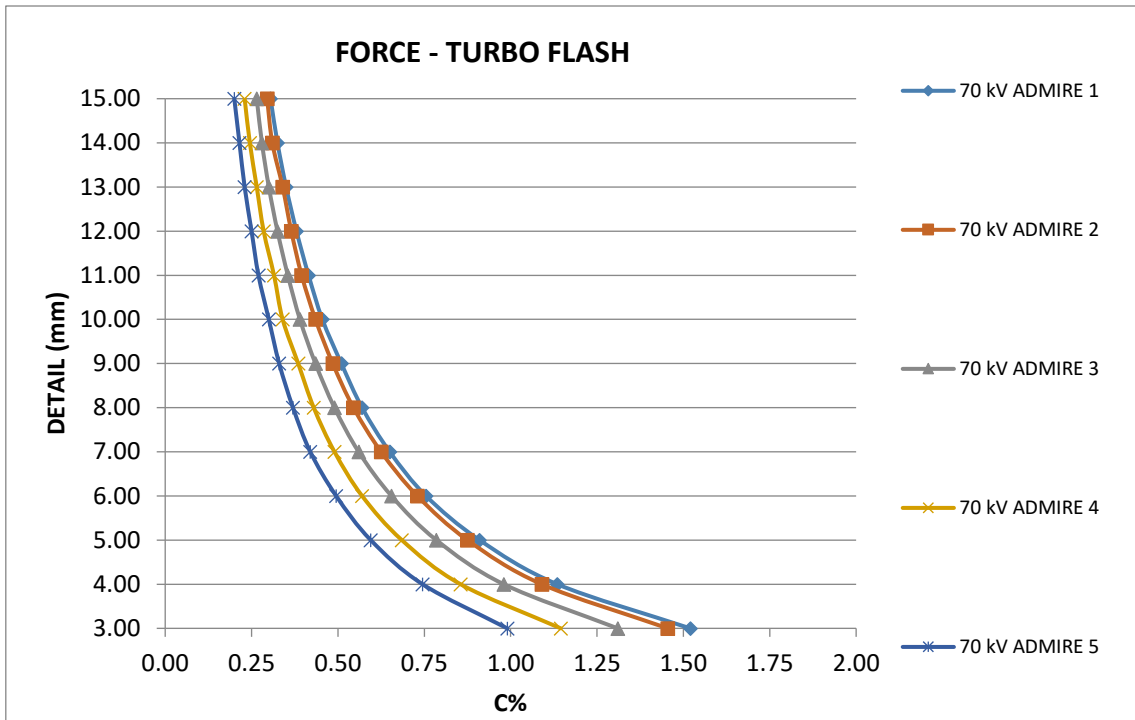
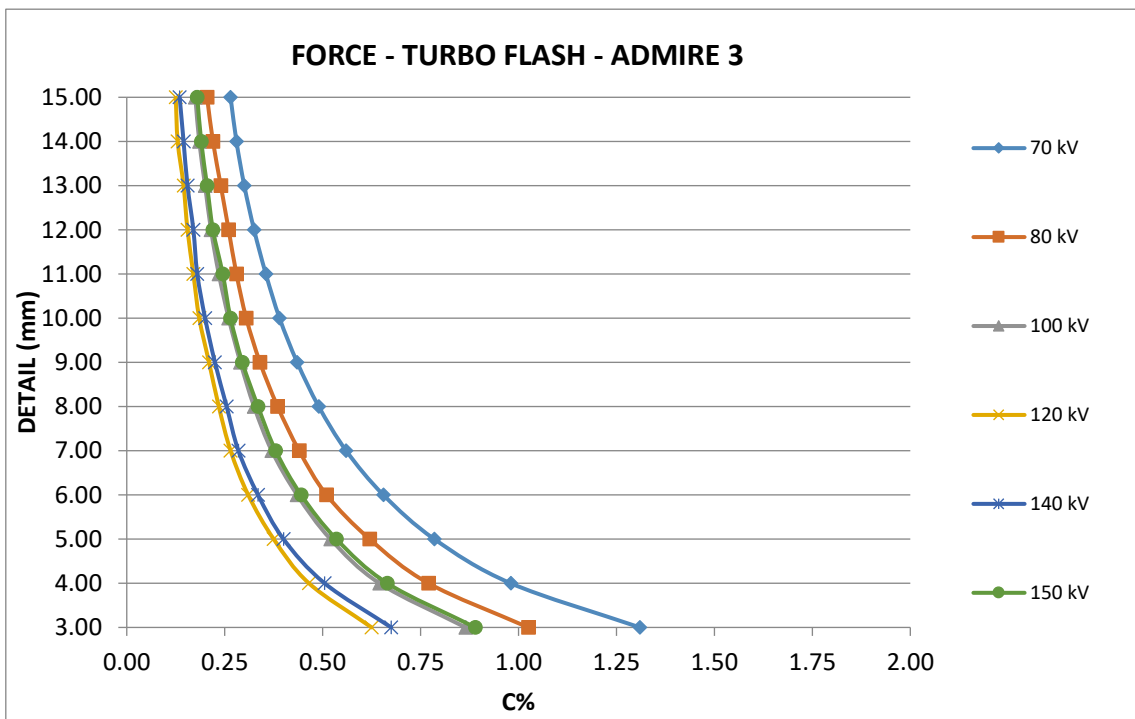


Fig. 5 – CONTRASTO AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 70 kV, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

Fig.



6 –

CONTRASTO AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT FORCE, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

Anche in *Dual Energy* si ha un aumento del contrasto al diminuire di ADMIRE, e la differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 0.35% (Fig. 7). In questo caso vi è poca differenza tra il filtro BF40 e BR40, con un divario di 0.04% (Fig. 8).

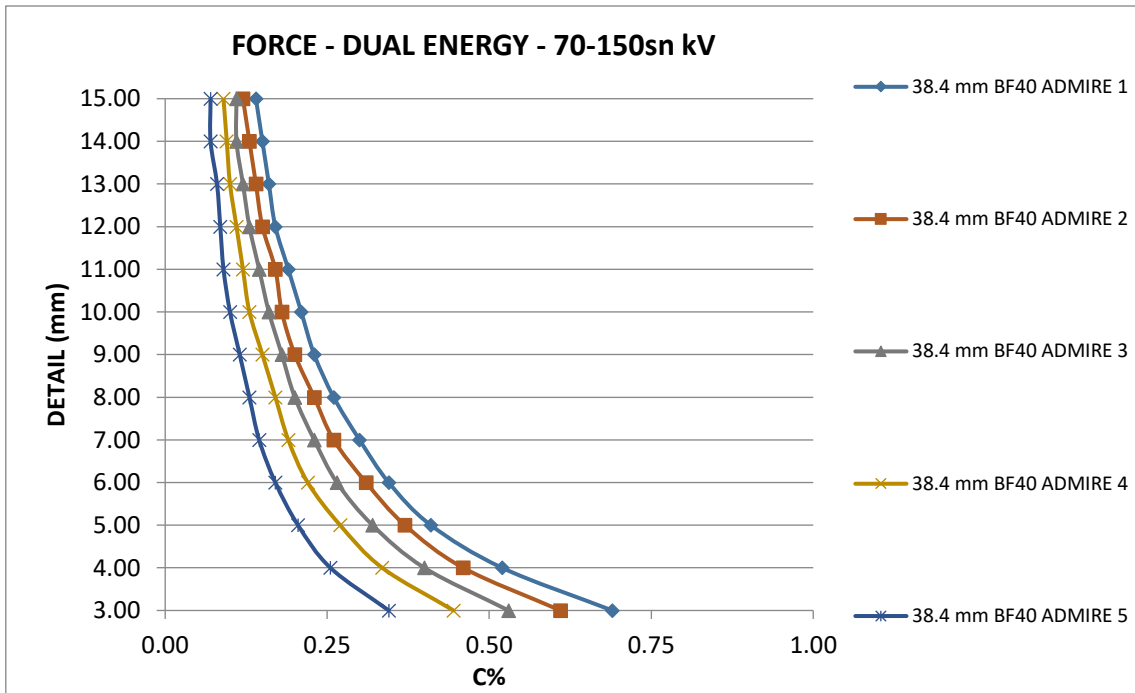


Fig. 7 – CONTRASTO AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 70-150sn kV, FILTRO BF40, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

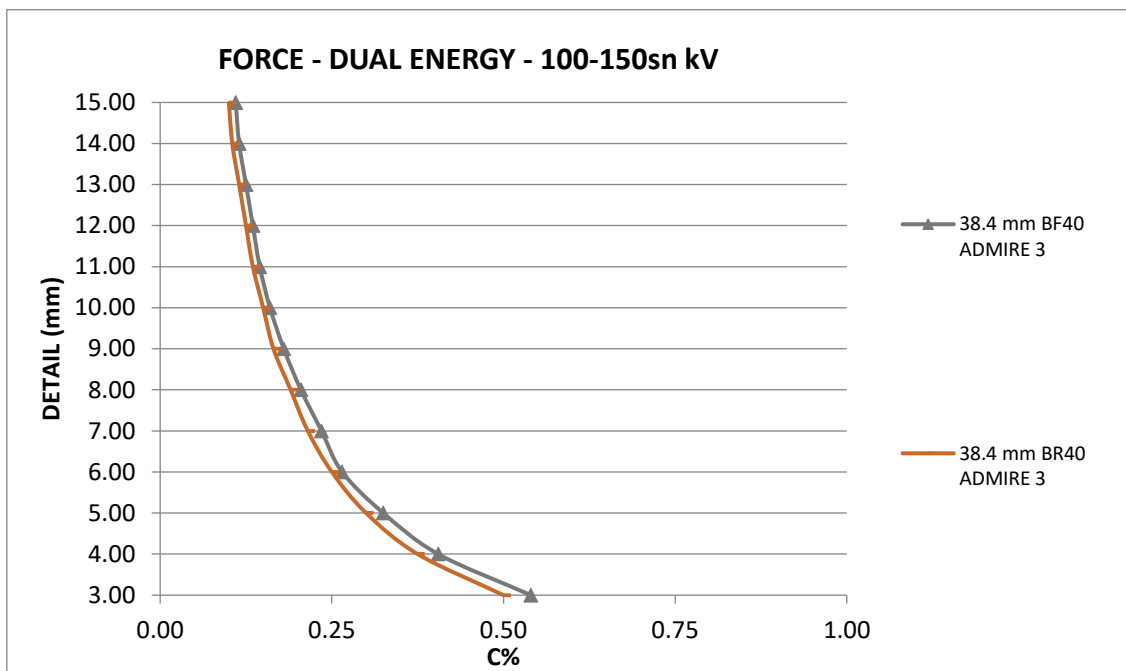


Fig. 8 – CONTRASTO AL VARIARE DEL KERNEL IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 100-150sn kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

Nel confronto tra i due algoritmi di ricostruzione emerge che in entrambe le modalità di acquisizione, ASIR-V fornisce un maggior contrasto rispetto ad ADMIRE: con il filtro Bone la differenza è massima con la più piccola dimensione del dettaglio, ed è di 1.9% in *Head* e 2.1% nella modalità *Body* (Fig. 9-10); con il filtro Standard la differenza è di

0.15% con livelli di ricostruzione più bassi, e all'aumentare del grado di ricostruzione e dei kV utilizzati la situazione si va a ribaltare di 0.1% (Fig. 10).

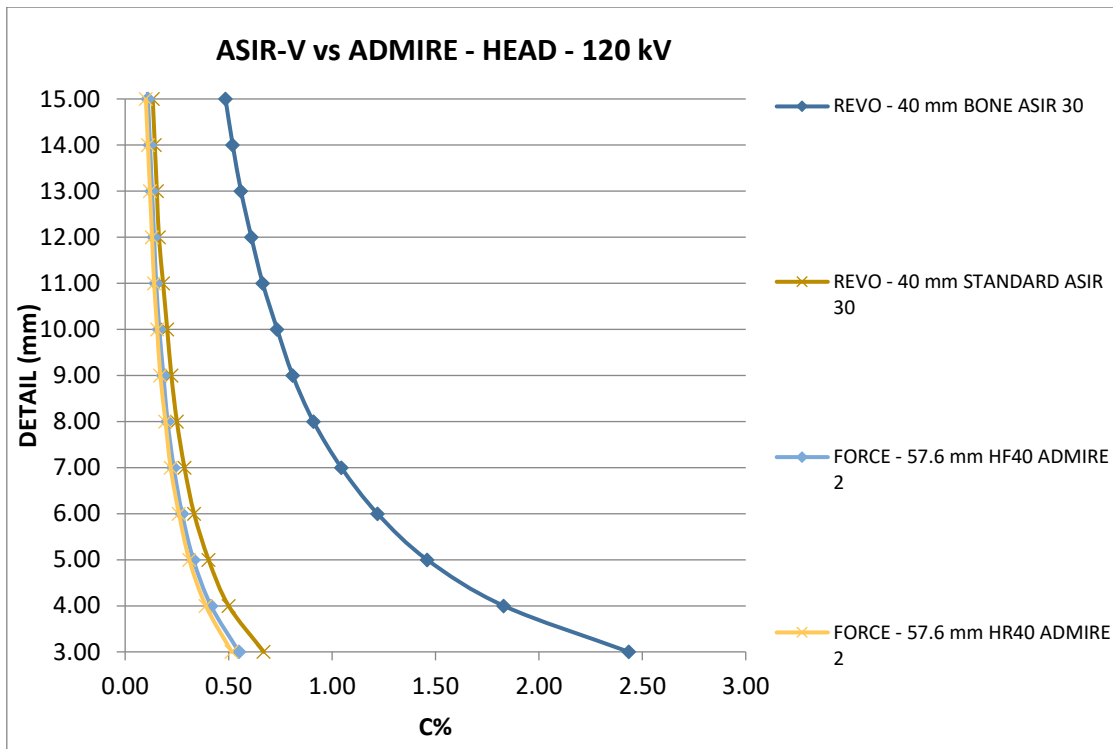


Fig. 9 - CONTRASTO NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE, PER ENERGIA DI 120 kV, BASSI LIVELLI DI RICOSTRUZIONE, ACQUISIZIONE HEAD

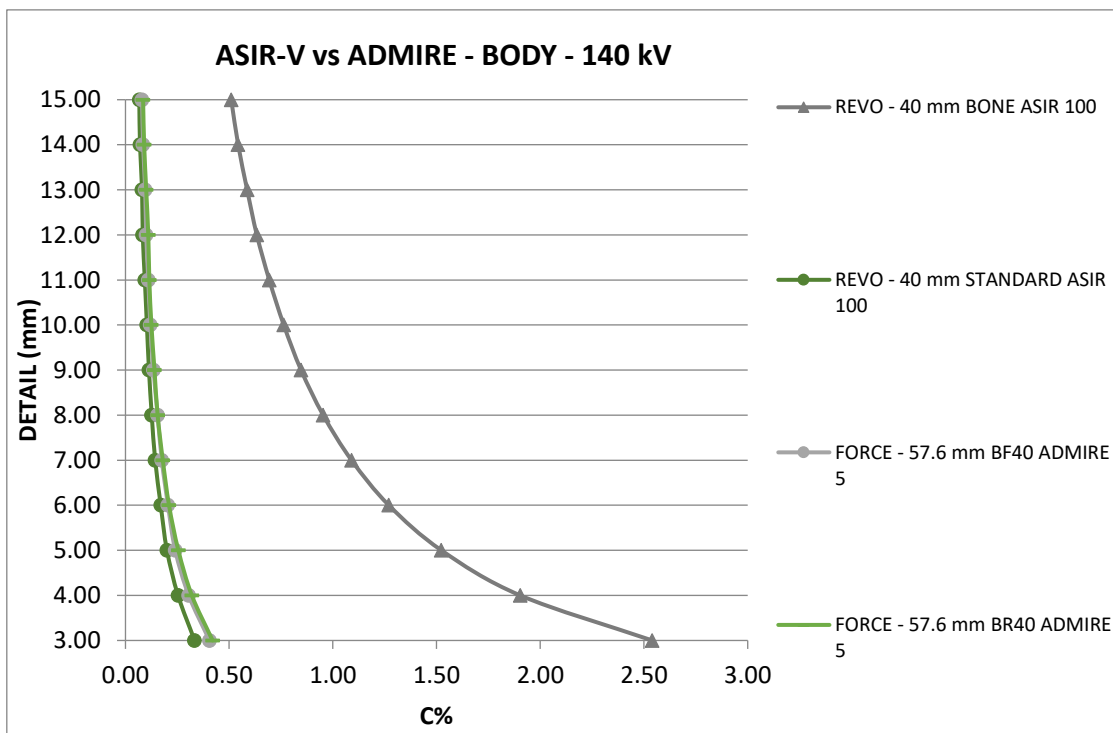


Fig. 10 - CONTRASTO NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE, PER ENERGIA DI 140 kV, LIVELLI DI RICOSTRUZIONE MASSIMI, ACQUISIZIONE BODY

Nella valutazione del **CNR**, invece, sono stati presi in considerazione gli inserti di 15 mm e 6 mm di diametro, studiandoli separatamente.

Nella Revolution, i *CTDI* presi come riferimento nelle acquisizioni erano di 45 mGy in Head e 15 mGy nella modalità Body, ma per le basse energie (70 e 80 kV) non si è riuscito ad arrivare a questi valori, dove in Head la dose è diminuita di 25 mGy per 70 kV e di 10 mGy per 80 kV, mentre nelle acquisizioni Body i valori sono diminuiti di 10 mGy per 70 kV e di 5 mGy per 80 kV rispetto al valore di riferimento. Dall'analisi emerge che con entrambe le modalità di acquisizione e per ambedue gli inserti, il CNR aumenta al crescere del grado di ASIR-V, dove si nota anche un netto incremento con ASIR-V 100, la cui differenza in *Head* rispetto ad ASIR-V 0 è di 2.2 con l'inserto di 15 mm e di 1 con quello da 6 mm (Fig. 11-12), mentre con Body è di 4.7 e 2.2 rispettivamente (Fig. 13-14). L'impatto è maggiore con il filtro Standard, mentre l'algoritmo non influisce significativamente sul kernel Bone. Si nota che lo Standard ha un CNR nettamente maggiore al Bone, con differenza massima in *Head* di 3.2 con l'inserto di 15 mm e 1.6 con quello da 6 mm (Fig. 11-12), e con *Body* di 3.7 e 1.5 rispettivamente (Fig. 13-14). Infine, prendendo in considerazione l'inserto di 15 mm, si nota che in entrambe le acquisizioni l'energia di 70 kV ha un peggior CNR in ogni collimazione, con una differenza di 0.7 in *Head* e 0.6 con *Body* (Fig. 15-16).

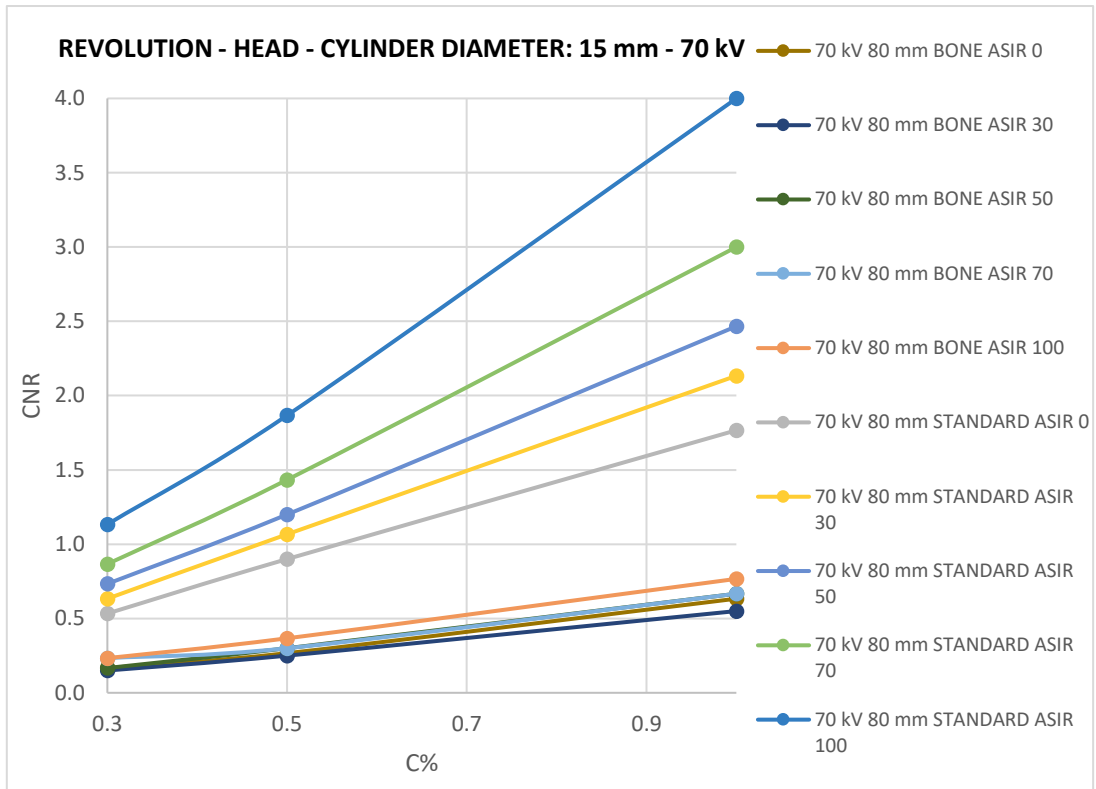


Fig. 11 – CNR AL VARIARE DI ASIR-V CON INSERTO DI 15 mm IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 70 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, ACQUISIZIONE HEAD

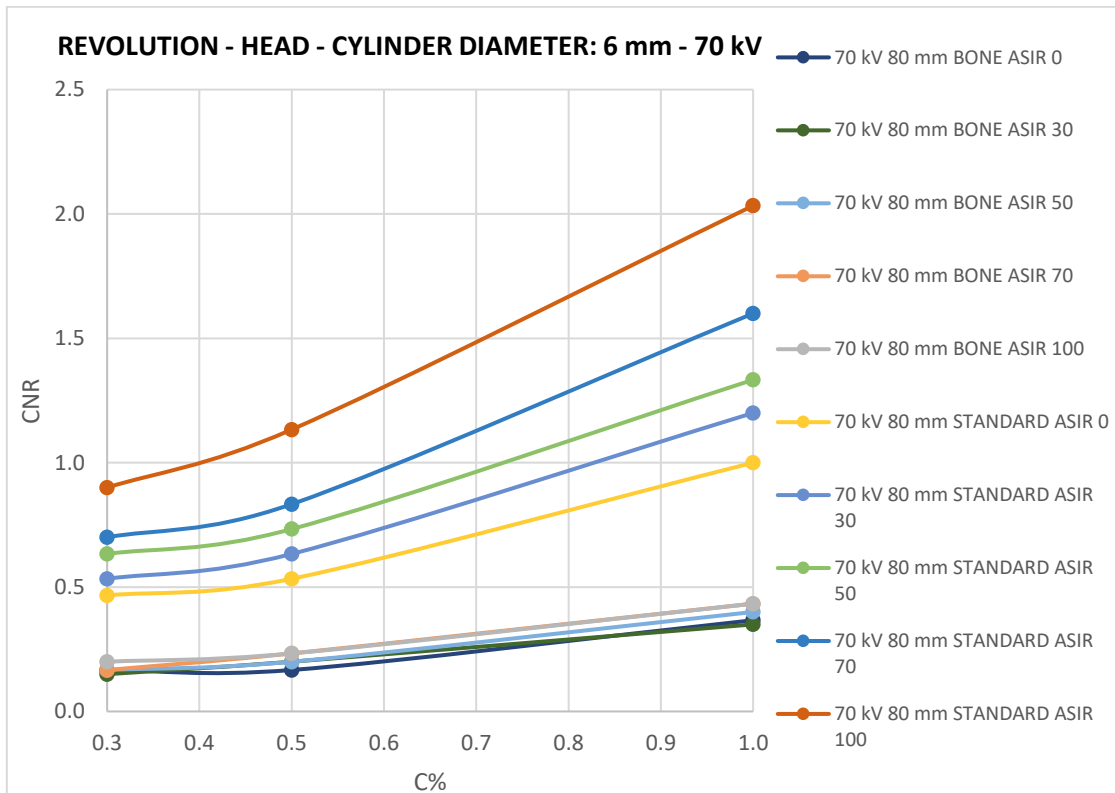


Fig. 12 – CNR AL VARIARE DI ASIR-V CON INSERTO DI 6 mm IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 70 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, ACQUISIZIONE HEAD

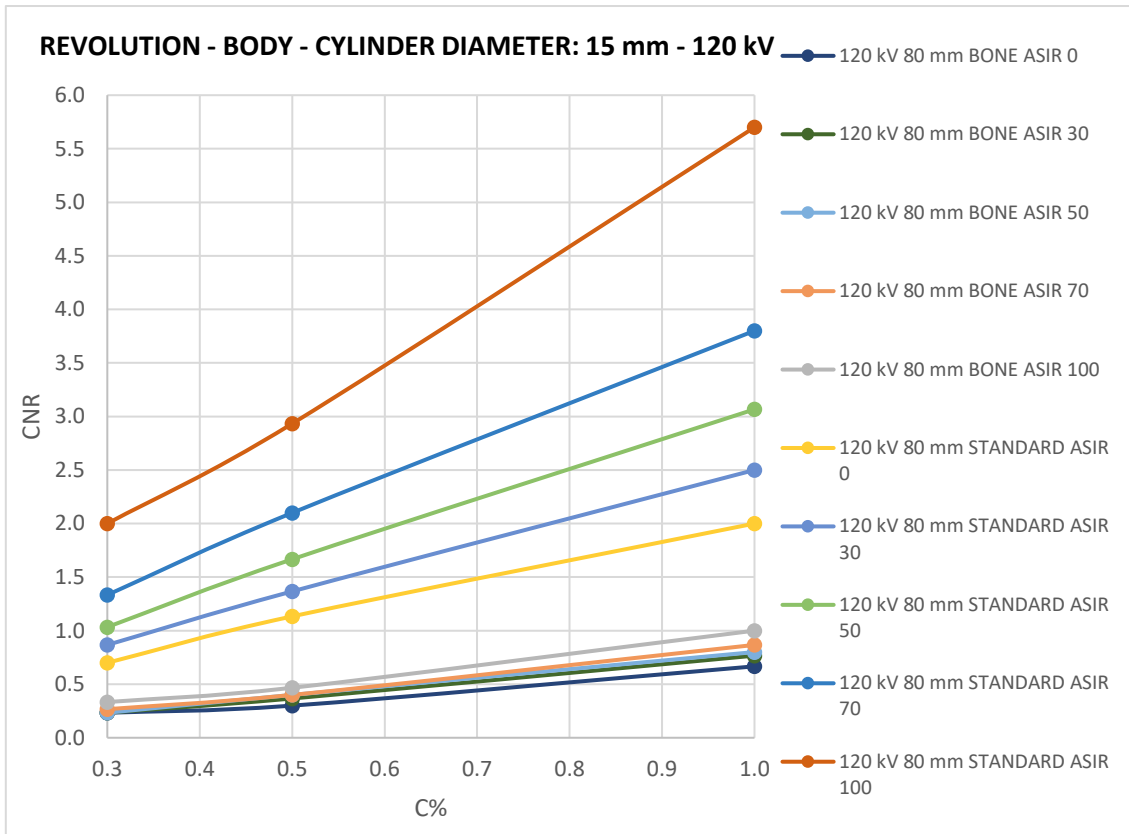


Fig. 13 - CNR AL VARIARE DI ASIR-V CON INSERTO DI 15 mm IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 120 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, ACQUISIZIONE BODY

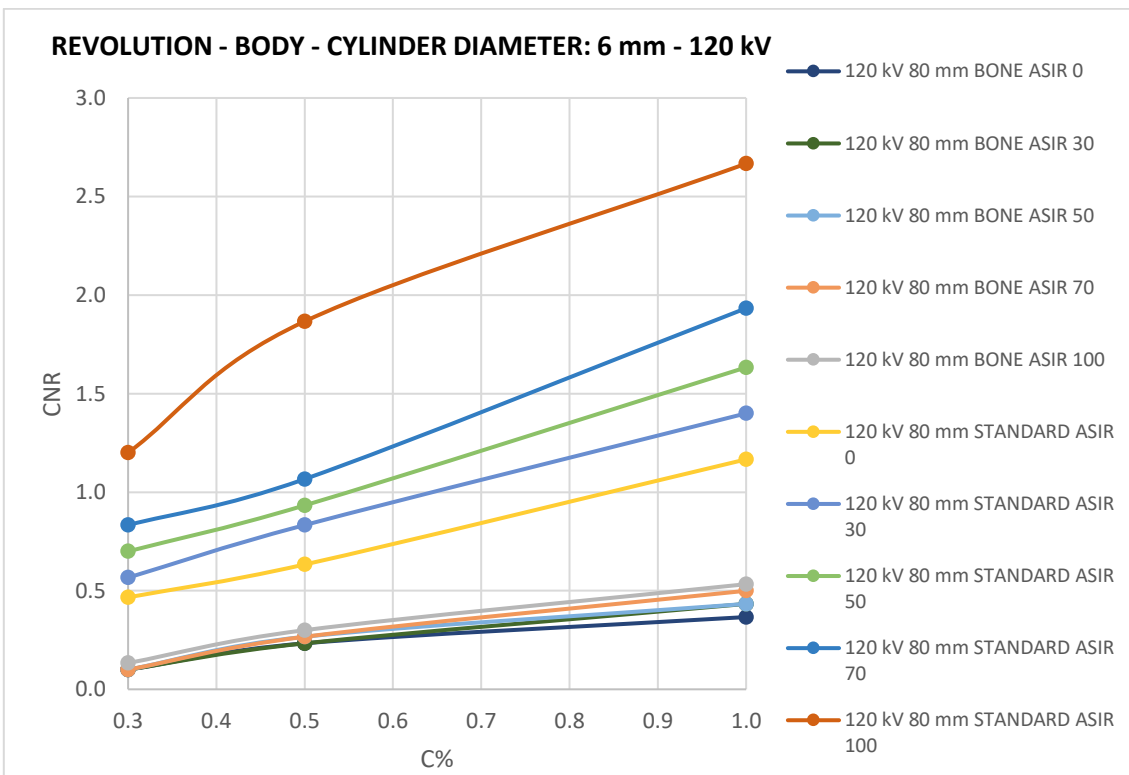


Fig. 14 - CNR AL VARIARE DI ASIR-V CON INSERTO DI 6 mm IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 120 kV, COLLIMAZIONE 80 mm, ACQUISIZIONE BODY

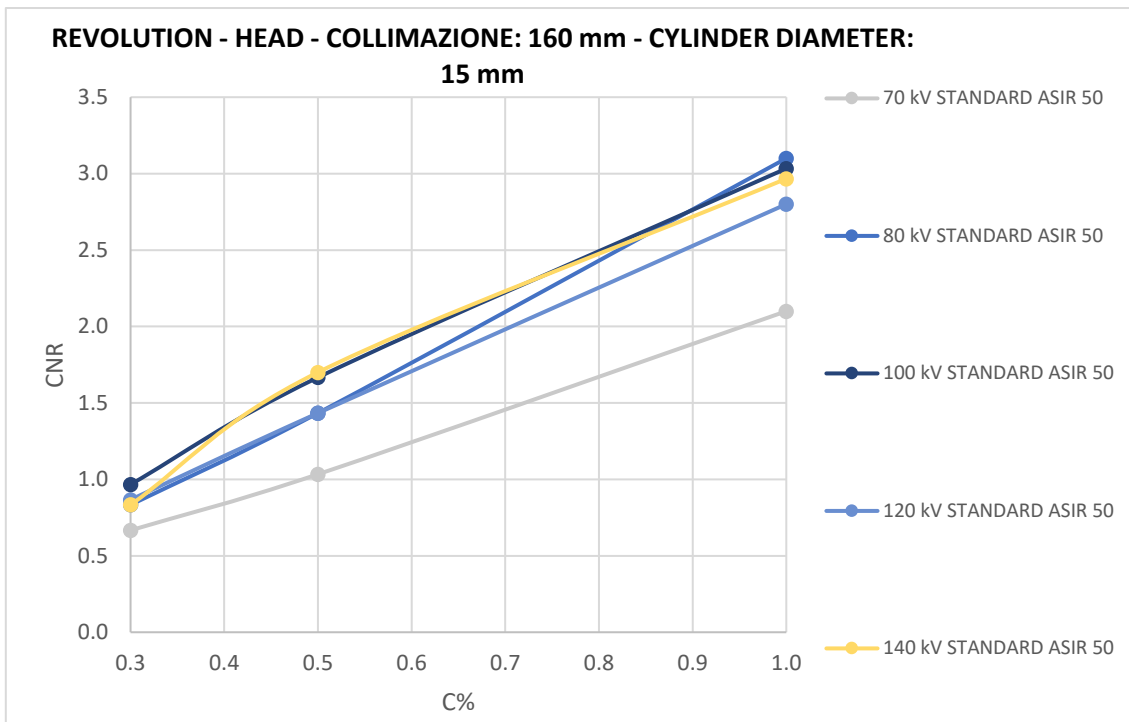


Fig. 15 - CNR AL VARIARE DELLE ENERGIE CON INSERTO DI 15 mm IN CT REVOLUTION, COLLIMAZIONE 160 mm, FILTRO STANDARD, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

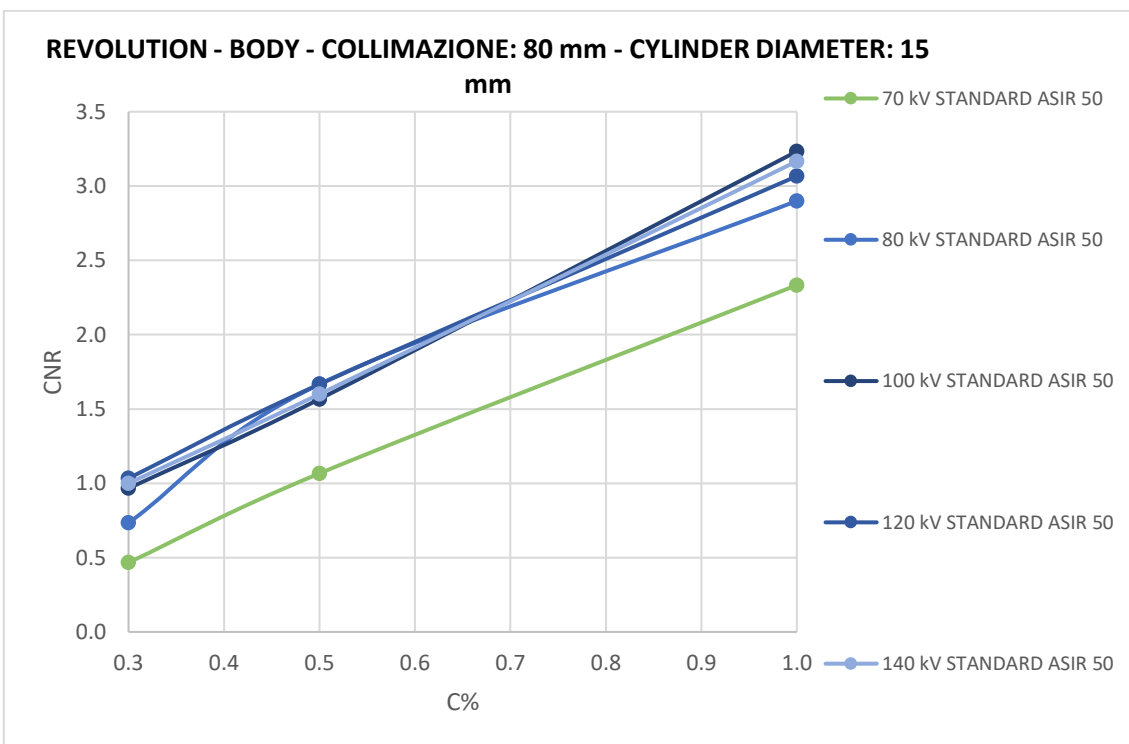


Fig. 16 - CNR AL VARIARE DELLE ENERGIE CON INSERTO DI 15 mm IN CT REVOLUTION, COLLIMAZIONE 80 mm, FILTRO STANDARD, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

Anche nella Force i *CTDI* presi come riferimento nelle acquisizioni erano di 45 mGy in Head e 15 mGy nelle altre modalità, ma in questo caso nelle acquisizioni in Turbo Flash i valori sono diminuiti notevolmente al decrescere delle energie fino ad un massimo di 13 mGy per 70 kV e con un minimo di 5 mGy per 140 kV, mentre per 150sn

kV il CTDI è diminuito di 12 mGy rispetto al valore di riferimento. Dall'analisi emerge che il CNR aumenta al crescere del livello di ADMIRE in entrambi gli inserti, evidenziato per $C\%=1$, dove la differenza in *Head* tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 2 con l'inserto di 15 mm e 0.7 con quello da 6 mm (Fig. 17-18), mentre con *Body* è di 2.5 e 0.8 rispettivamente (Fig. 19-20). Inoltre si nota che HR40 e BR40 forniscono un maggior CNR rispetto ai due corrispettivi kernel, con divario di 0.3 in *Head* (Fig. 21) e 0.1 nell'acquisizione *Body* (Fig. 22).

Infine, in entrambi i filtri, la collimazione di 115.2 mm fornisce il CNR più alto con l'inserto di 15 mm, con una differenza di 1 per $C\%=1$ (Fig. 22).

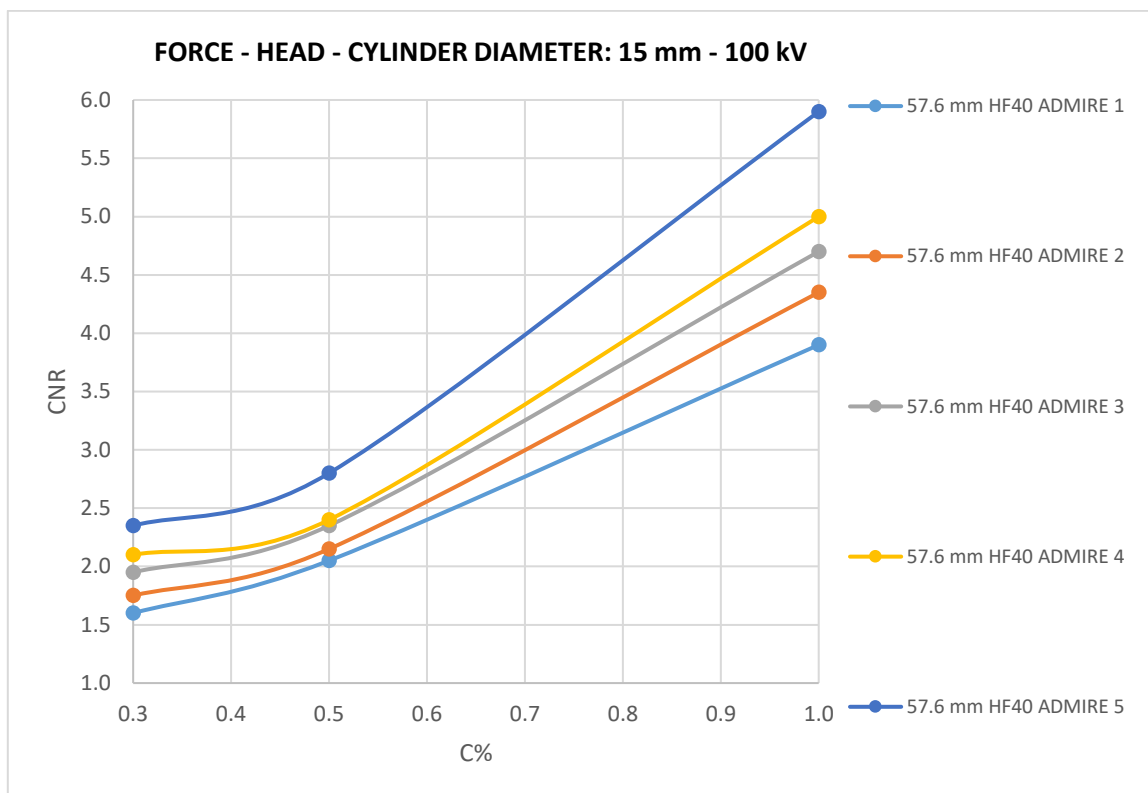


Fig. 17 - CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 100 kV, COLLIMAZIONE 57.6 mm, FILTRO HF40, ACQUISIZIONE HEAD

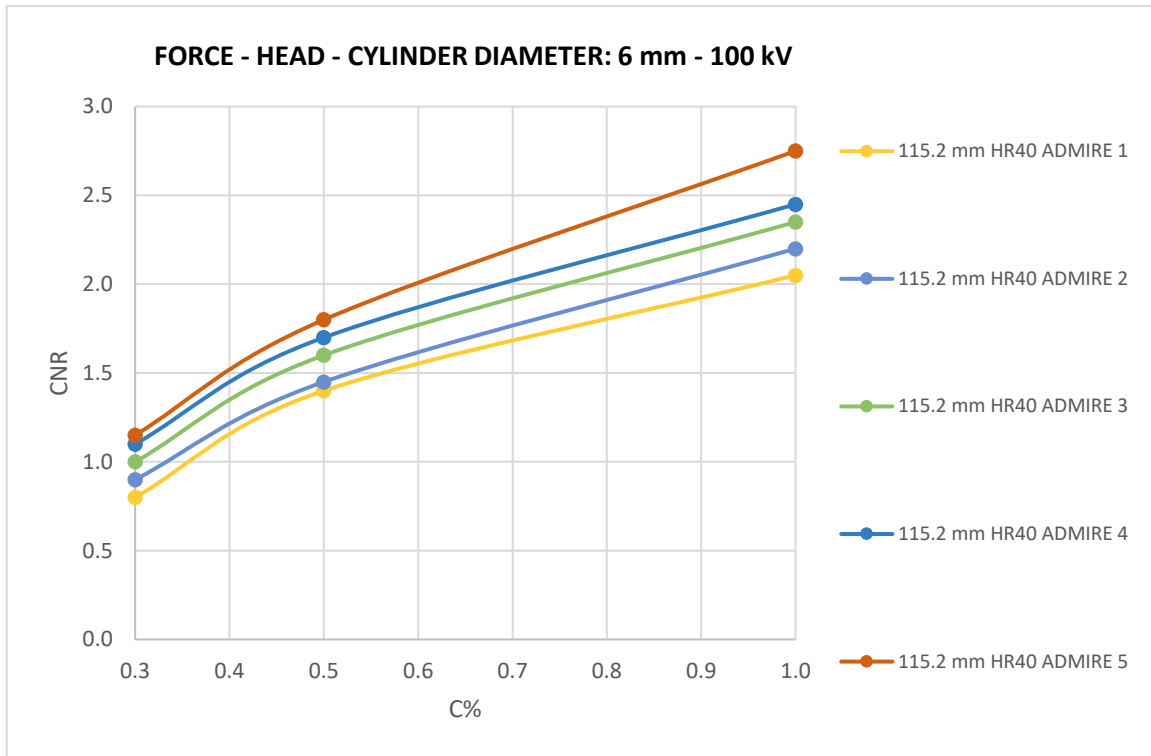


Fig. 18 - CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 6 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 100 kV, COLLIMAZIONE 115.2 mm, FILTRO HR40, ACQUISIZIONE HEAD

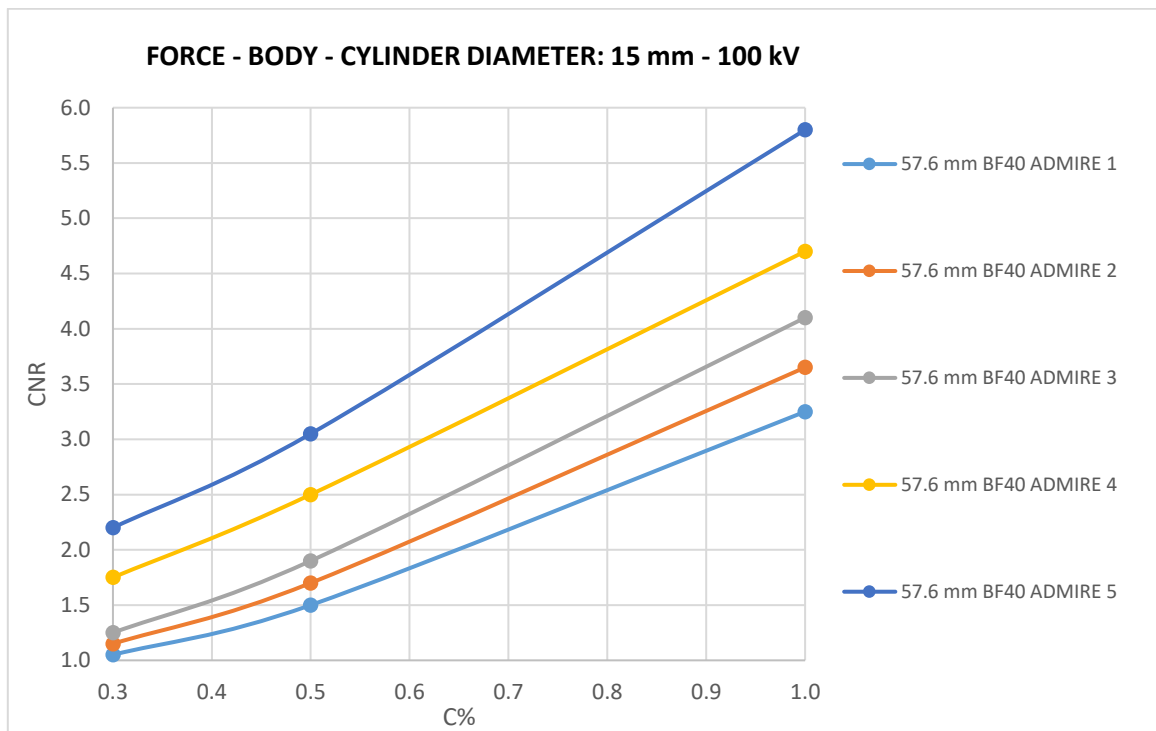


Fig. 19 - CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 100 kV, COLLIMAZIONE 57.6 mm, FILTRO BF40, ACQUISIZIONE BODY

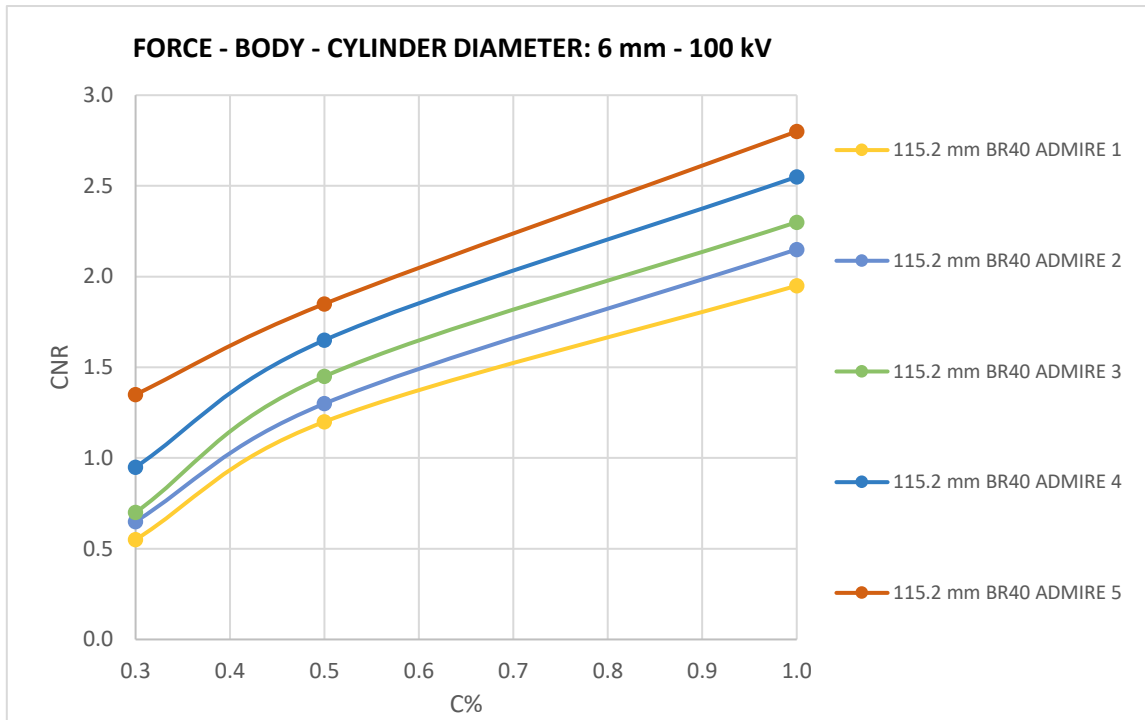


Fig. 20 - CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 6 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 100 kV, COLLIMAZIONE 115.2 mm, FILTRO BR40, ACQUISIZIONE BODY

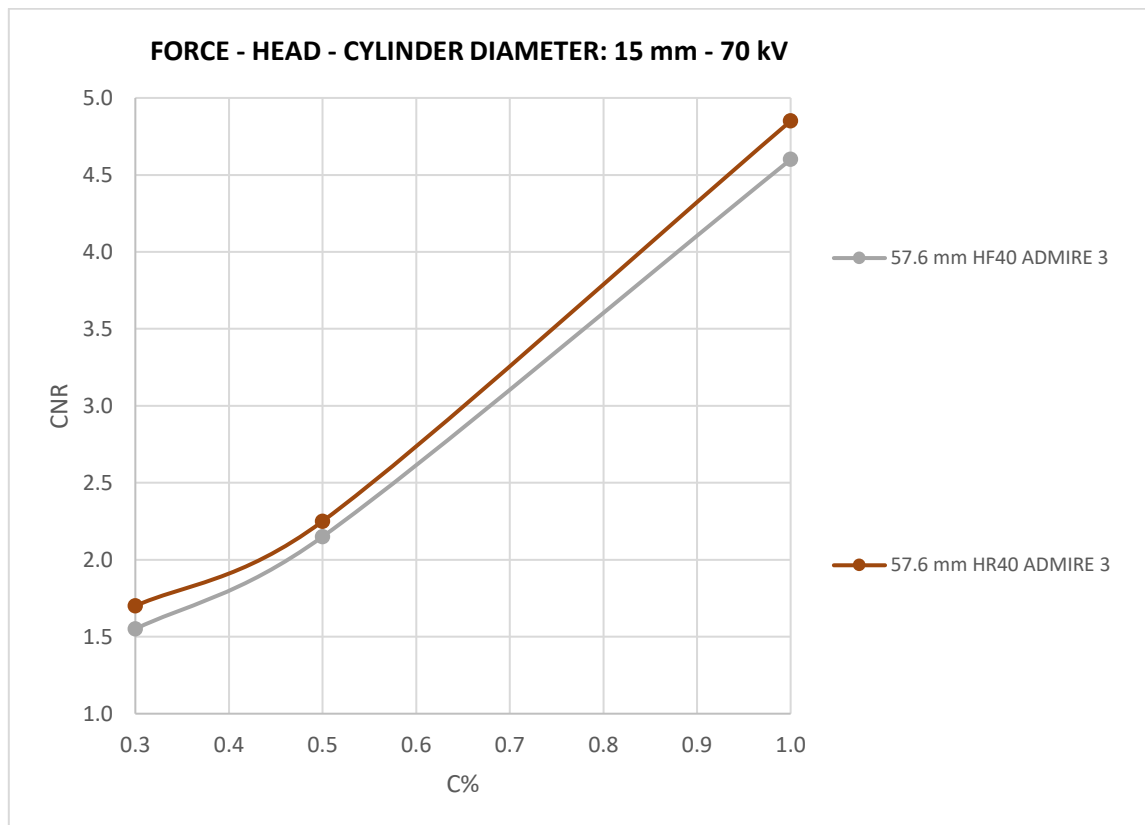


Fig. 21 - CNR AL VARIARE DEL KERNEL CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 70 kV, COLLIMAZIONE 57.6 mm, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

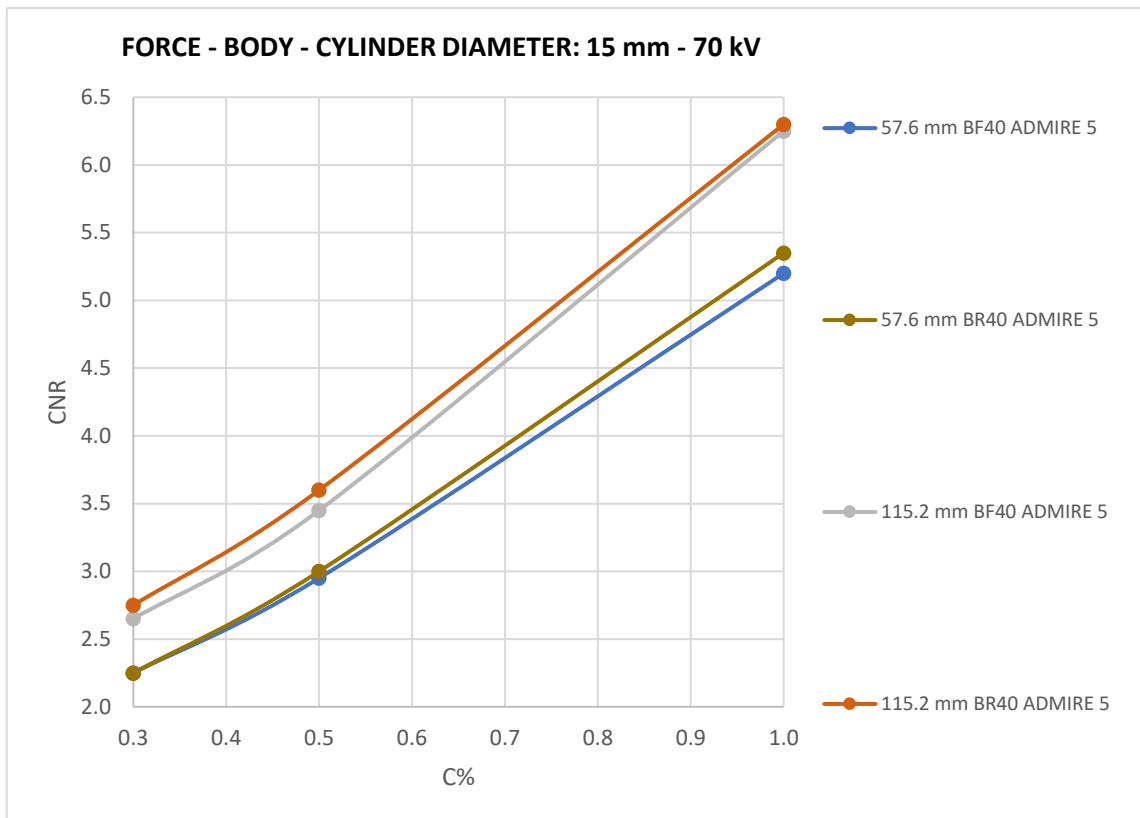


Fig. 22 - CNR AL VARIARE DELLA COLLIMAZIONE E DEL KERNEL CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 70 kV, MASSIMO LIVELLO DI RICOSTRUZIONE, ACQUISIZIONE HEAD

In *Turbo Flash* il CNR aumenta al crescere di ADMIRE in entrambi gli inserti, dove la differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 1.5 con l'inserto di 15 mm (Fig. 23) e 0.6 con quello di 6 mm (Fig. 24). Con l'inserto da 15 mm si nota che il contrasto incrementa con i kV, tranne l'energia di 150sn kV, il quale fornisce uno scarso CNR; le differenze tra un'energia e l'altra si notano soprattutto all'aumentare del C% e sono di 0.8, con una leggera diminuzione tra 80 e 100 kV (0.3) (Fig. 25).

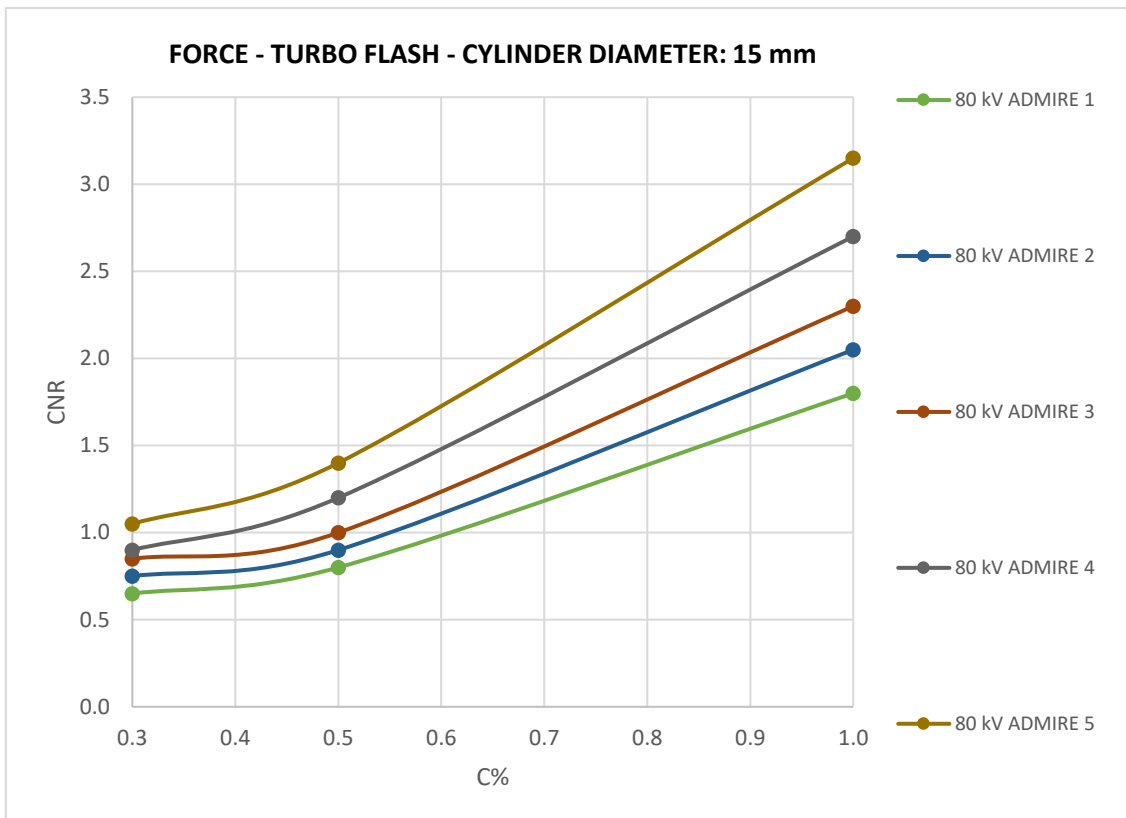


Fig. 23 – CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 80 kV, ACQUISIZIONE IN TURBO FLASH

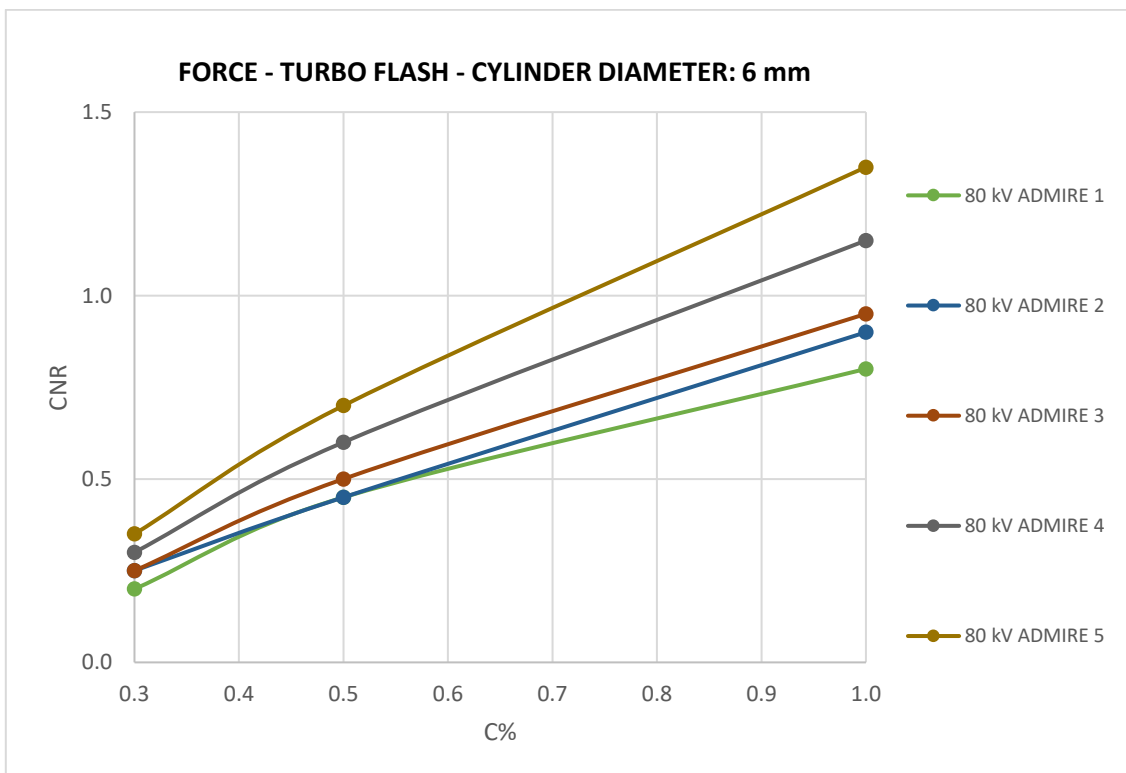


Fig. 24 – CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 6 mm IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 80 kV, ACQUISIZIONE IN TURBO FLASH

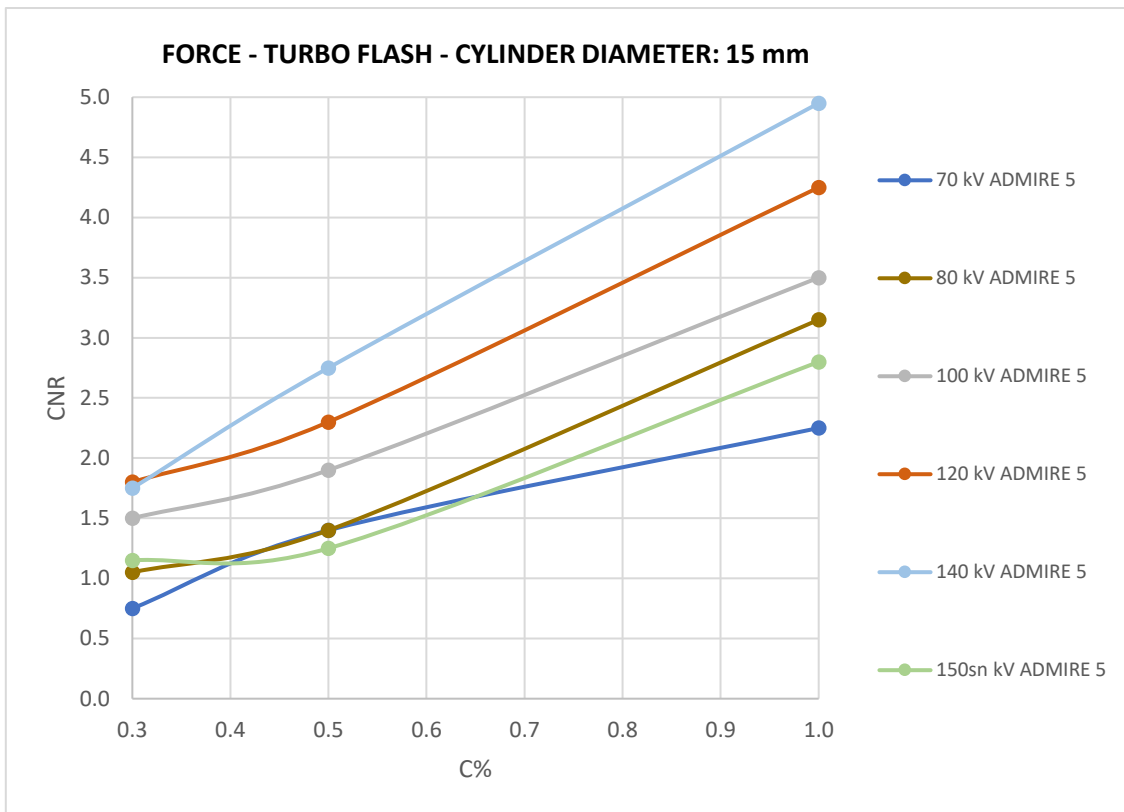


Fig. 25 – CNR AL VARIARE DELLE ENERGIE CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, MASSIMO LIVELLO DI RICOSTRUZIONE, ACQUISIZIONE IN TURBO FLASH

Anche in *Dual Energy* il CNR aumenta al crescere del livello di ADMIRE, per entrambi gli inserti: con quello di 15 mm la differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 2.4 (Fig. 26); mentre con l'inserto da 6 mm è di 0.9, dove si evidenzia un divario maggiore tra ADMIRE 5 ed ADMIRE 4 (0.6) a C%=0.5 (Fig. 27). Si nota inoltre che il filtro BR40 fornisce un miglior contrasto rispetto a BF40, con differenza di 0.3 nell'inserto di 15 mm e 0.2 con quello di 6 mm (Fig. 28-29).

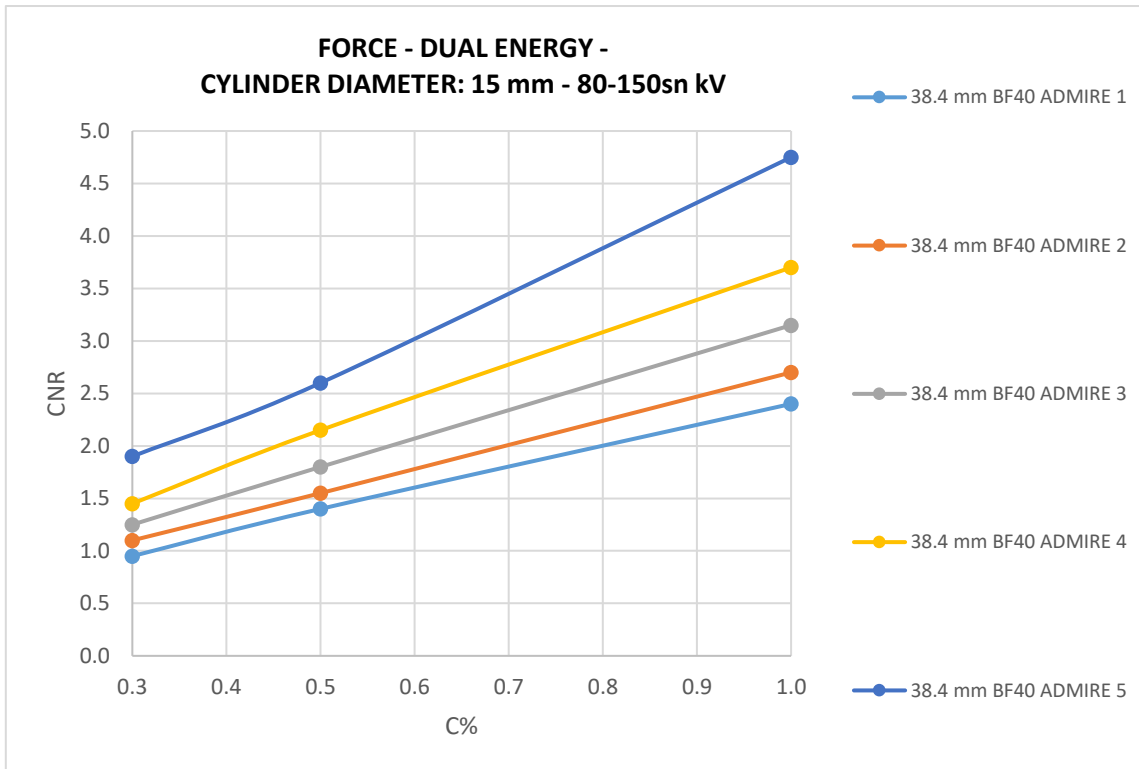


Fig. 26 - CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 80-150sn kV, FILTRO BF40, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

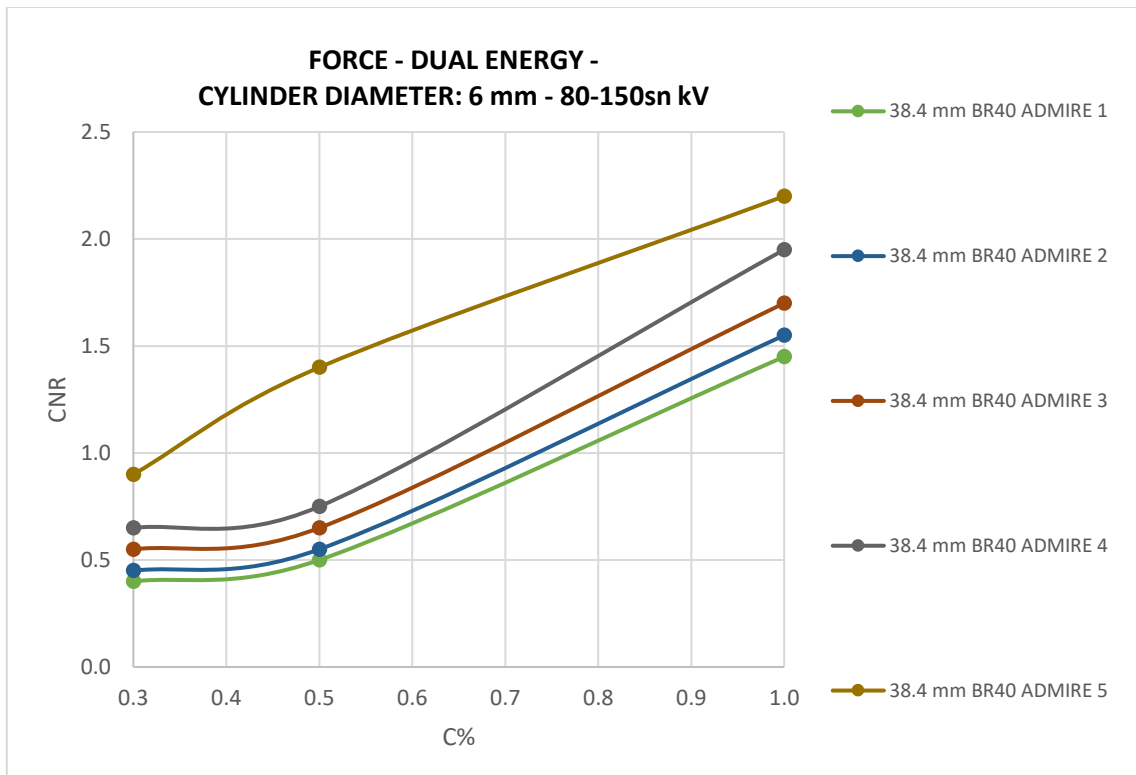


Fig. 27 - CNR AL VARIARE DI ADMIRE CON INSERTO DI 6 mm IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 80-150sn kV, FILTRO BR40, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

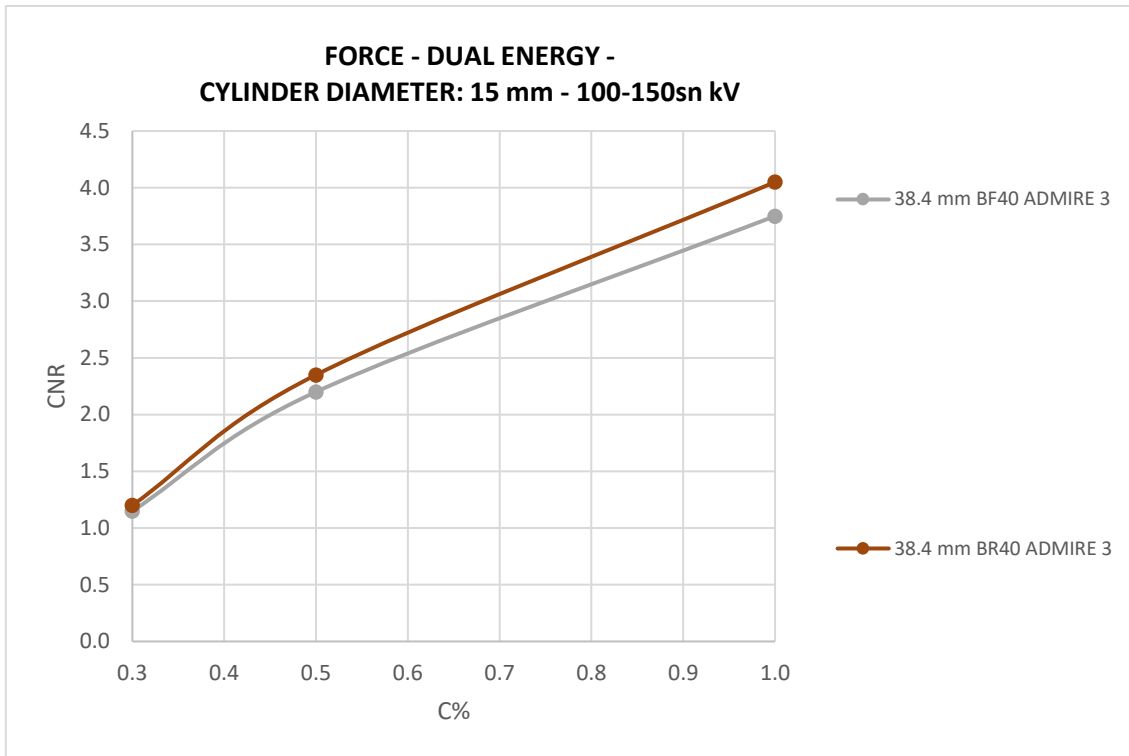


Fig. 28- CNR AL VARIARE DEL KERNEL CON INSERTO DI 15 mm IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 100-150sn kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

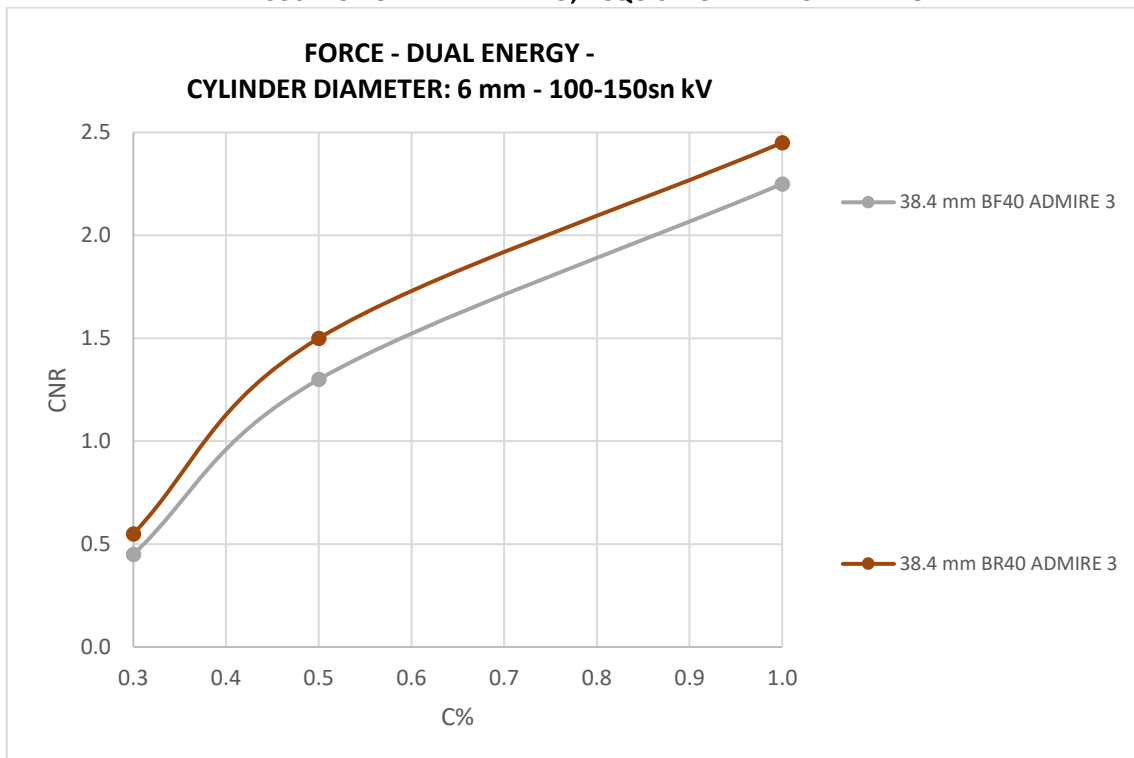


Fig. 29 – CNR AL VARIARE DEL KERNEL CON INSERTO DI 6 mm IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 100-150sn kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

Confrontando i due algoritmi di ricostruzione si può evidenziare che in entrambe le modalità di acquisizione e per ambedue gli inserti, ADMIRE fornisce un CNR maggiore rispetto ad ASIR-V. Le differenze tra un kernel e l'altro si evidenziano con C% più

elevati. Come mostrato dalle Fig. 30 e 31, in *Head* la differenza tra i filtri ad alta risoluzione è di 2.8 con l'inserto di 15 mm e di 1.6 con quello di 6 mm; con lo Standard la differenza è minore e diminuisce sensibilmente all'aumentare del grado di ricostruzione iterativa, con un divario di 0.4 per l'inserto di 15 mm ad un livello di ricostruzione intermedio, mentre con l'inserto di 6 mm e ad un livello di ricostruzione più alto la situazione si ribalta e si nota un incremento del filtro Standard rispetto a HR40 di 0.8. Come mostrano le Fig. 32 e 33, nella modalità *Body* la differenza tra i filtri ad alta risoluzione è di 5 con l'inserto di 15 mm e di 1.8 con quello di 6 mm, mentre il kernel BR40 ha un CNR maggiore di 0.5 con l'inserto di 15 mm e 0.7 con quello di 6 mm.

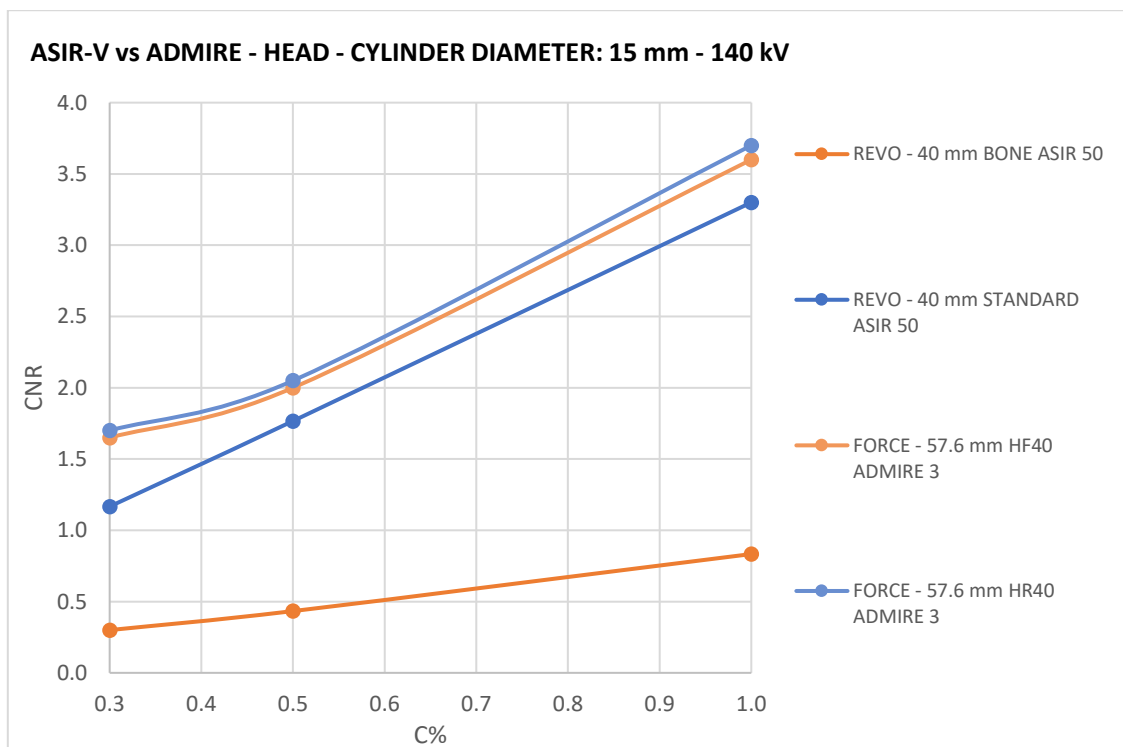


Fig. 30 - CNR NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE CON INSERTO DI 15 mm, PER ENERGIA DI 140 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE HEAD

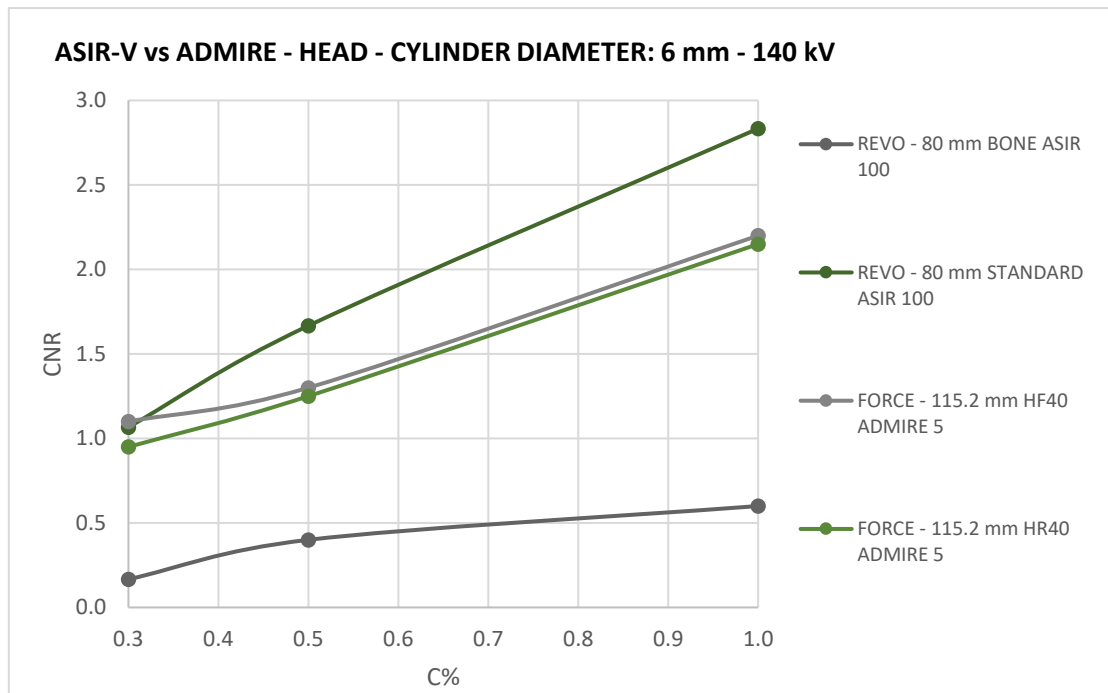


Fig. 31 – CNR NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE CON INSERTO DI 6 mm, PER ENERGIA DI 140 kV, MASSIMO LIVELLO DI RICOSTRUZIONE, ACQUISIZIONE HEAD

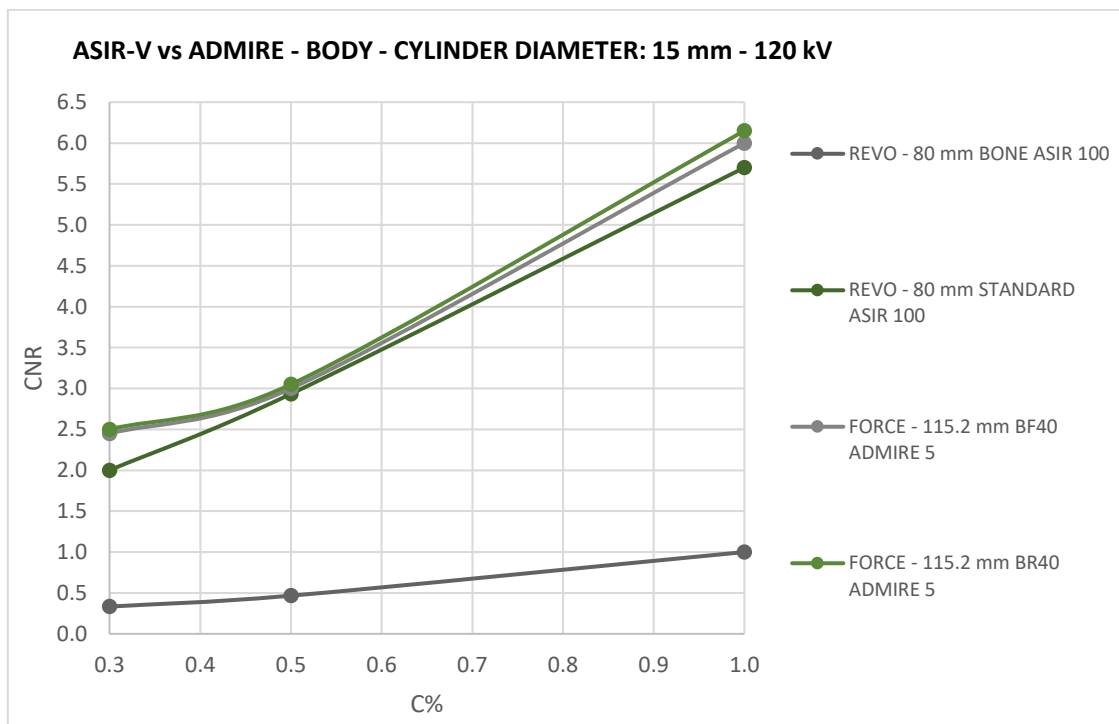


Fig. 32 - CNR NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE CON INSERTO DI 15 mm, PER ENERGIA DI 120 kV, MASSIMO LIVELLO DI RICOSTRUZIONE, ACQUISIZIONE BODY

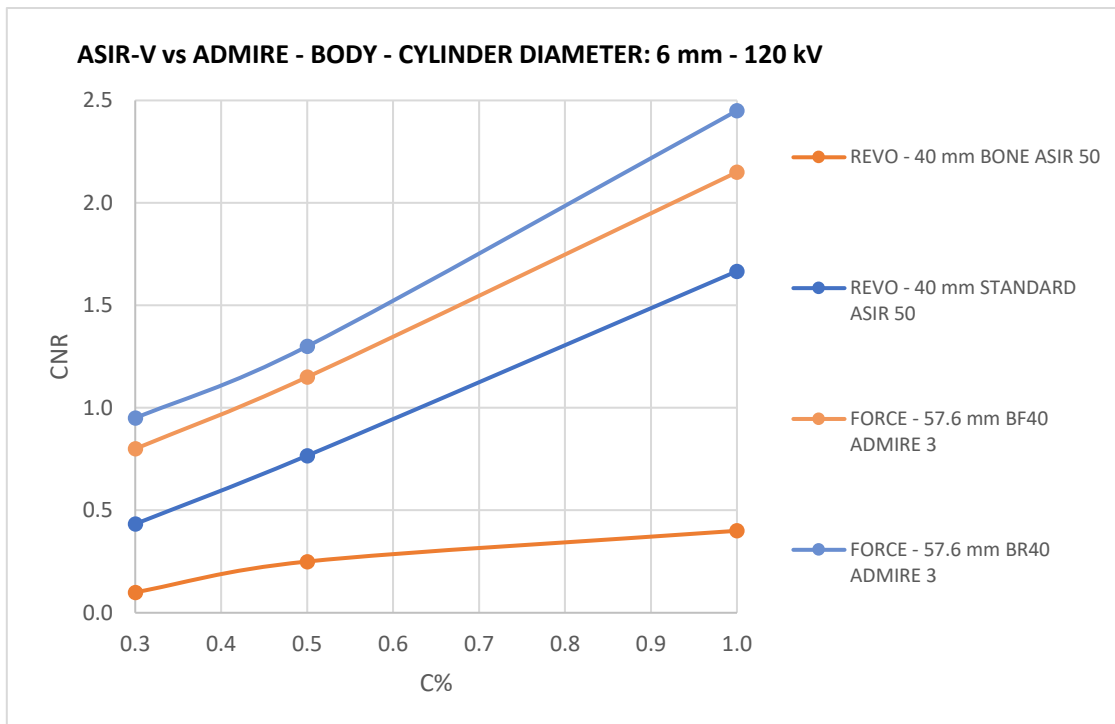


Fig. 33 – CNR NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE CON INSERTO DI 6 mm, PER ENERGIA DI 120 kV, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

4.4 Uniformità

Ricordiamo che sia per la CT Revolution che per la CT Force, i *CTDI* presi come riferimento nelle acquisizioni erano di 45 mGy in Head e 15 mGy nella modalità Body. Nella Revolution, per le basse energie (70 e 80 kV) non si è riuscito ad arrivare a questi valori, infatti in Head la dose è diminuita di 25 mGy per 70 kV e di 10 mGy per 80 kV, mentre nelle acquisizioni Body i valori sono diminuiti di 10 mGy per 70 kV e di 5 mGy per 80 kV rispetto al valore di riferimento. Con la Force, invece, nelle acquisizioni in Turbo Flash i valori sono diminuiti notevolmente al decrescere delle energie fino ad un massimo di 13 mGy per 70 kV e con un minimo di 5 mGy per 140 kV, mentre per 150sn kV il CTDI è diminuito di 12 mGy rispetto al valore di riferimento.

Nella valutazione del **Rumore**, con la Revolution, in entrambe le modalità di acquisizione, si può notare che esso diminuisce gradualmente all'aumentare del livello di ASIR-V. In *Head* la differenza tra ASIR-V 0 ed ASIR-V 100 è di 5 con il filtro Bone e 3 con lo Standard (Fig. 1), mentre nell'acquisizione *Body* aumenta a 7 con il

kernel ad alta risoluzione e di 5 con lo Standard (Fig. 2). Come ci si aspettava, si evidenzia che il rumore è nettamente minore con il filtro Standard, con un divario massimo di 14 in *Head* (Fig. 1) e 17 con la modalità *Body* (Fig. 2). Infine si sottolinea che in ogni collimazione, il rumore cresce con i kV più bassi, con un incremento maggiore tra 70 e 80 kV (10 con il filtro Bone e 2.5 con lo Standard), mentre la situazione tra le varie energie e tra le collimazioni è abbastanza costante (Fig. 3-4).

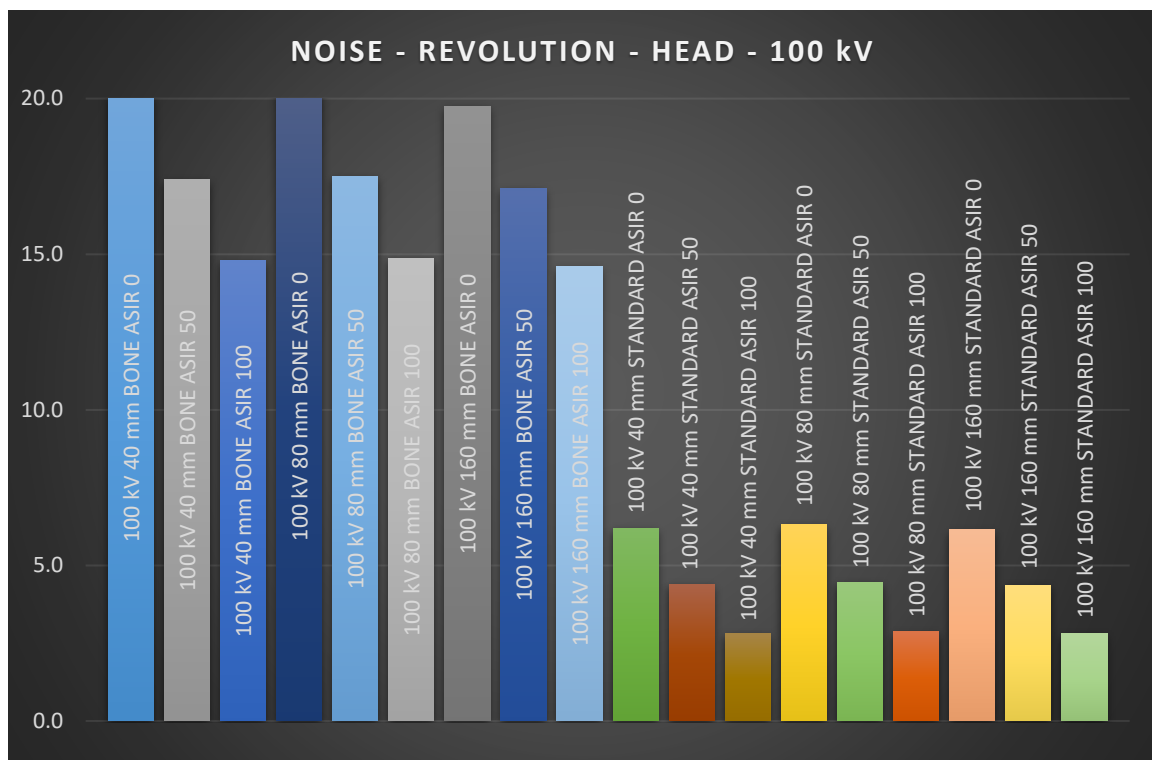


Fig. 1 - RUMORE AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 100 kV, ACQUISIZIONE HEAD

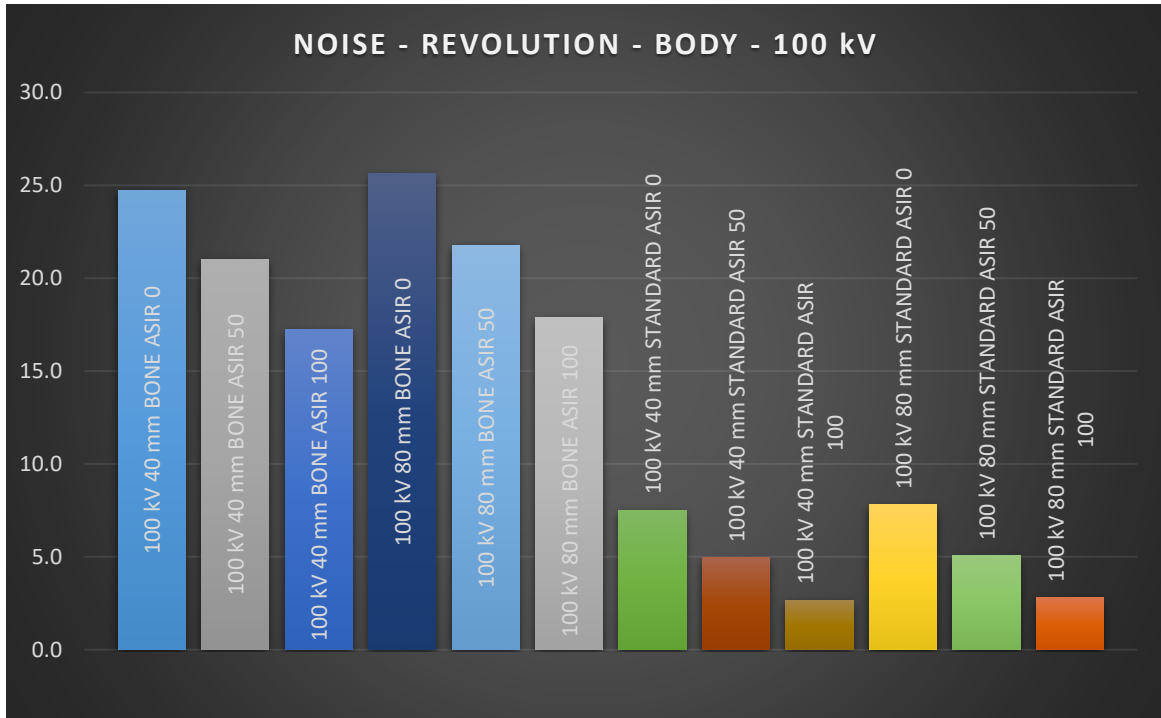


Fig. 2 – RUMORE AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 100 kV, ACQUISIZIONE BODY

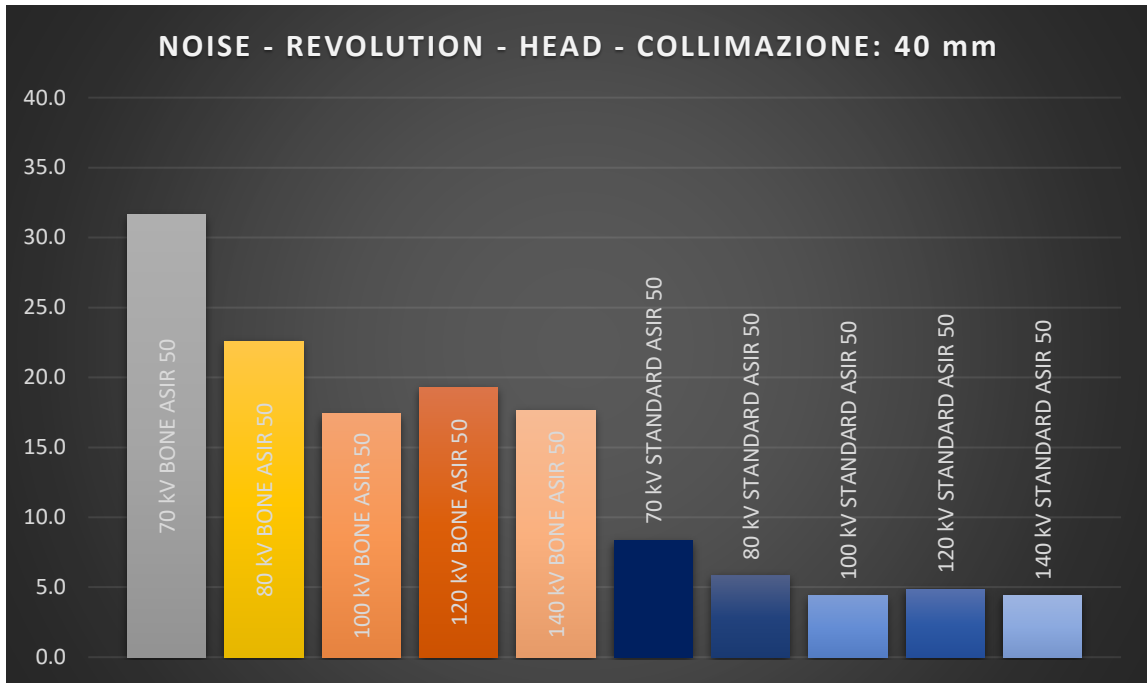


Fig. 3 - RUMORE AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT REVOLUTION, COLLIMAZIONE 40 mm, LIVELLI DI RICOSTRUZIONE INTERMEDI, ACQUISIZIONE HEAD

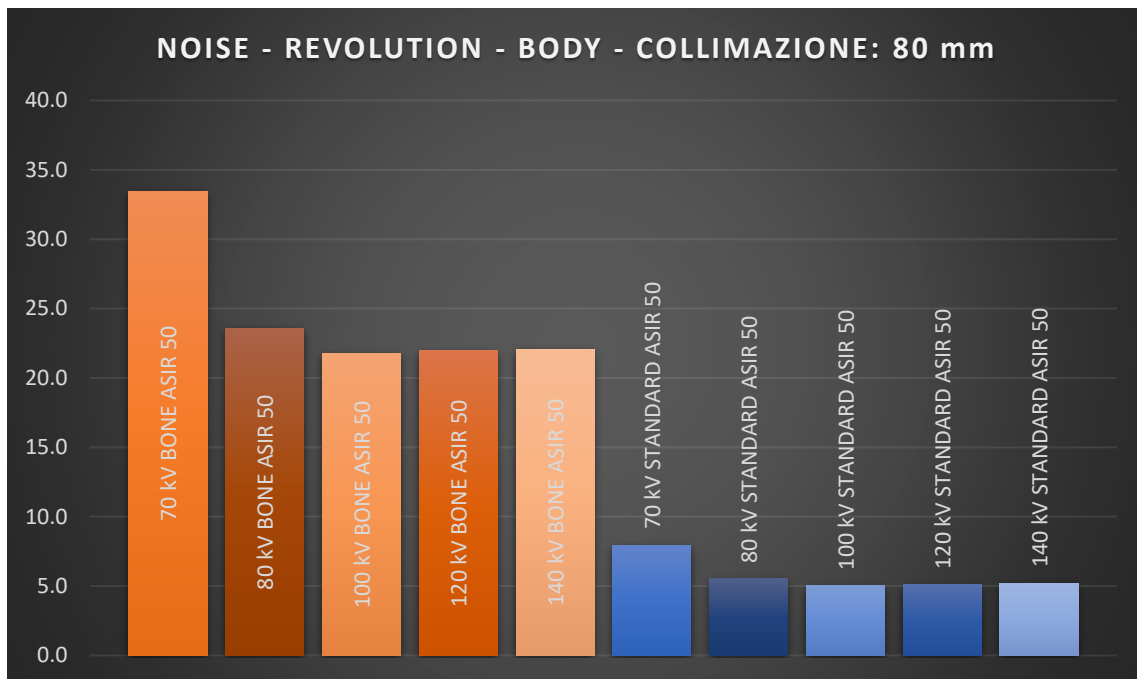


Fig. 4 – RUMORE AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT REVOLUTION, COLLIMAZIONE 80 mm, LIVELLI DI RICOSTRUZIONE INTERMEDI, ACQUISIZIONE BODY

Nella CT Force il rumore diminuisce all'aumentare del grado di ADMIRE. In *Head* la differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 1.4 con il filtro HF40 e di 1.2 con HR40 (Fig. 5); il kernel HR40 fornisce un rumore leggermente minore rispetto a HF40, con una differenza di 0.2 (Fig. 5). Si nota inoltre che la collimazione 115.2 mm ha in assoluto un rumore maggiore in ogni kV, la cui differenza è di 0.2 per HF40 e di 0.3 con HR40 (Fig. 5); mentre l'energia di 140 kV ha un rumore maggiore in entrambe le collimazioni, con una differenza di 0.4 per HF40 e 0.5 per HR40 (Fig. 6).

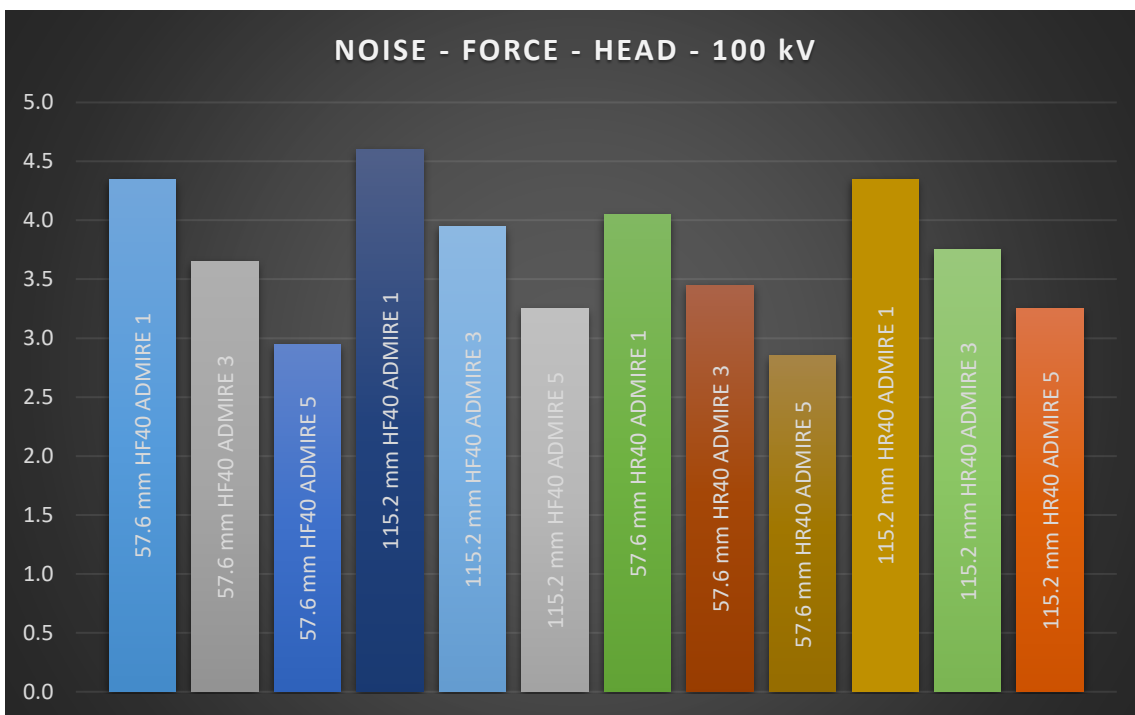


Fig 5 – RUMORE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 100 kV, ACQUISIZIONE HEAD



Fig. 6 – RUMORE AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT FORCE, COLLIMAZIONE 57.6 mm, LIVELLI DI RICOSTRUZIONE INTERMEDI, ACQUISIZIONE HEAD

Nell'acquisizione *Turbo Flash*, come mostra la Fig. 7, il rumore diminuisce al crescere di ADMIRE, con una differenza massima a 70 kV di 5.5 tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5, e minima a 120 kV di 2.5; si nota inoltre una diminuzione del rumore all'aumentare dei kV, con un aumento di 7 tra 70 e 140 kV, ed un incremento finale di 4 per l'energia 150sn kV rispetto a 140 kV.

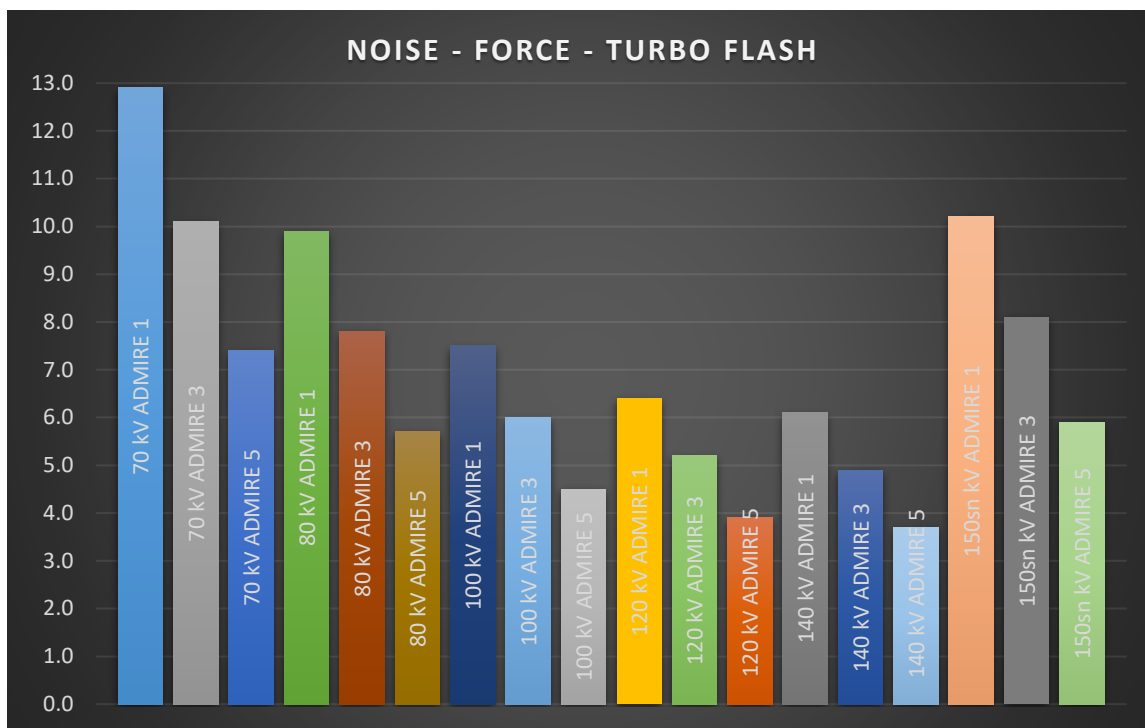


Fig. 7 – RUMORE AL VARIARE DI ADMIRE E DELLE ENERGIE IN CT FORCE, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

Anche nelle acquisizioni in *Dual Energy* il rumore diminuisce gradualmente all'aumentare del livello di ADMIRE, con una differenza maggiore tra ADMIRE 5 ed ADMIRE 4 (0.9 con BF40 e 0.8 per BR40), mentre la differenza tra ADMIRE 1 ed ADMIRE 5 è di 3 per BF40 e 2.5 con BR40 (Fig. 8).

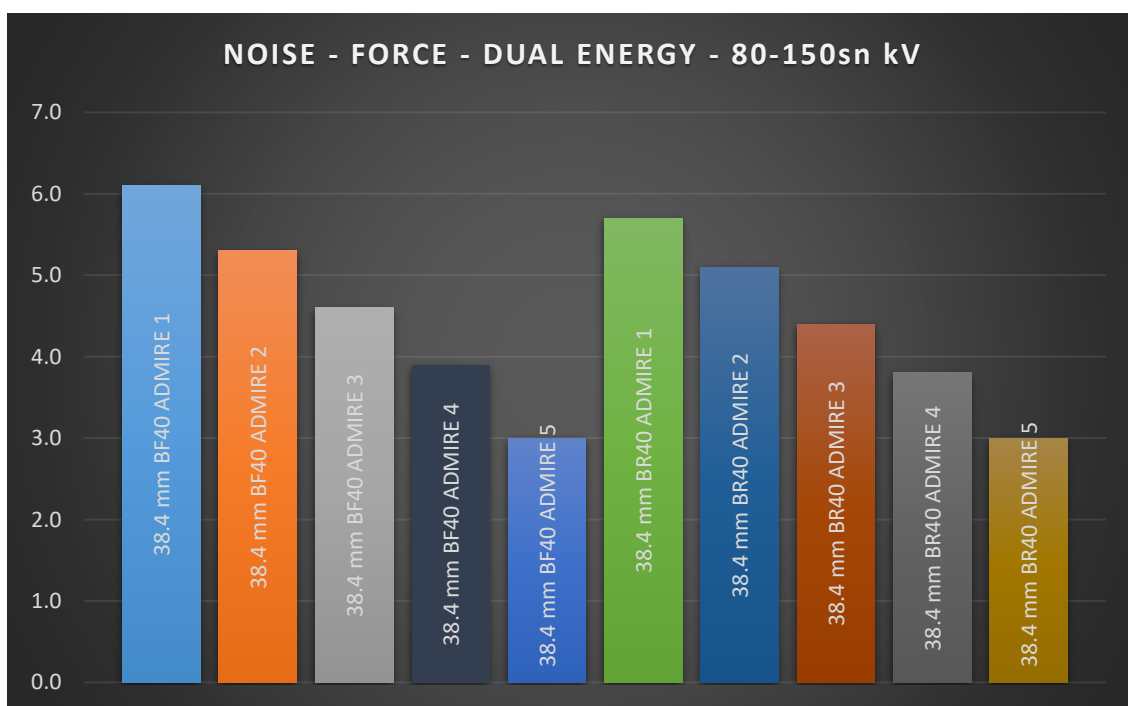


Fig. 8 – RUMORE AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIE DI 80-150sn kV, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

Nel confronto tra i due tipi di ricostruzione iterativa si nota che ASIR-V ha un rumore nettamente maggiore rispetto ad ADMIRE: con il kernel Bone la differenza è di 14.5 in *Head* e cresce a 15.5 nella modalità *Body* (Fig. 9-10); mentre per il filtro Standard il divario massimo è di 1.5 (Fig. 9), e a livelli di ricostruzione più alti l'impatto è costante con quello di ADMIRE (Fig. 10).

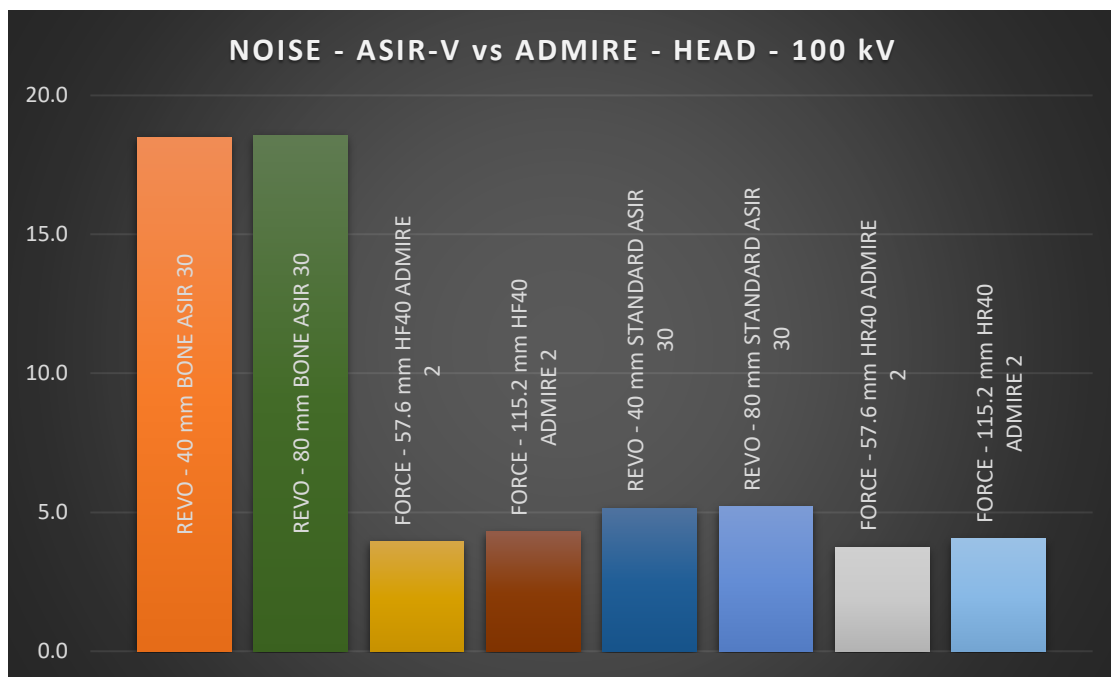


Fig. 9 – RUMORE NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE, PER ENERGIA DI 100 kV, BASSI LIVELLI DI RICOSTRUZIONE, ACQUISIZIONE HEAD

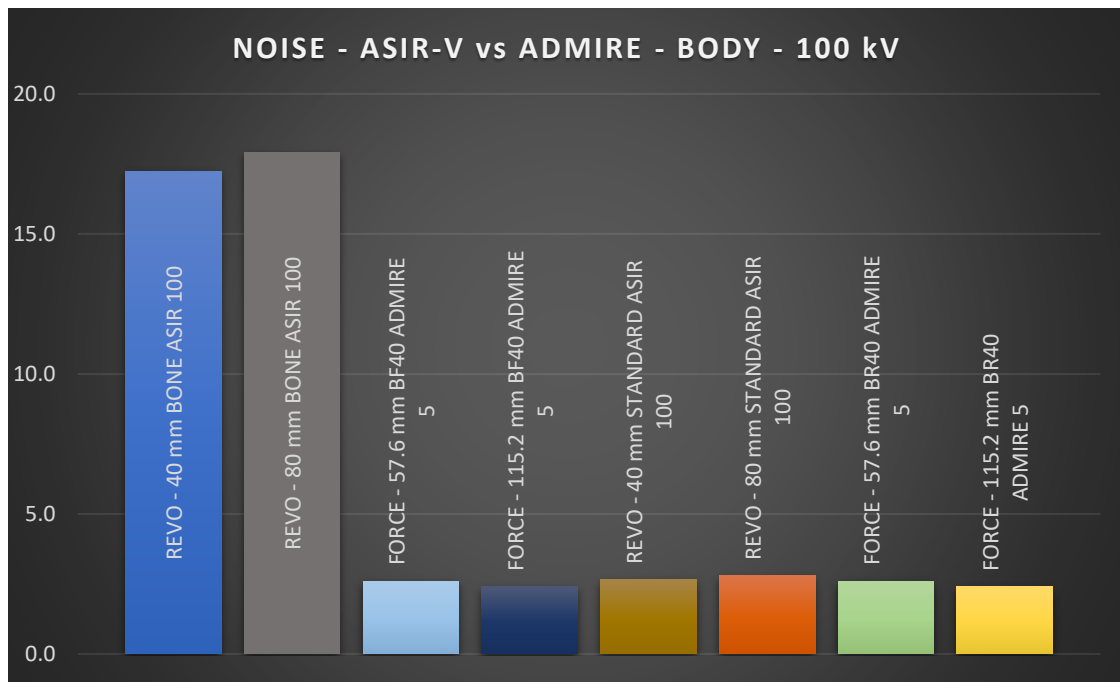


Fig. 10 – RUMORE NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE, PER ENERGIA DI 100 kV, MASSIMI LIVELLI DI RICOSTRUZIONE, ACQUISIZIONE BODY

Valutando lo **scarto massimo** dei numeri CT dal centro dell'immagine, nella Revolution si nota che ASIR-V non ha un grande impatto su questo parametro, infatti si hanno differenze poco sostanziali in ogni energia al variare del grado di ricostruzione; la situazione è abbastanza costante anche tra i due filtri (Fig. 11). Nella modalità *Head* esso è sempre maggiore per la collimazione di 160 mm; inoltre emerge che lo scarto aumenta all'incrementare della collimazione per le alte energie, con una differenza massima di 1.5 HU tra quella da 160 mm e la collimazione di 40 mm (Fig. 11). Infine si evidenzia che lo scarto in ogni collimazione aumenta al diminuire dei kV, dove si ha una differenza più netta tra 70 e 80 kV (3 HU con il filtro Bone e 4 HU per lo Standard), mentre il divario massimo tra 70 e 140 kV è di 5.5 HU per il kernel Bone e cresce a 6.5 HU con lo Standard (Fig. 12).

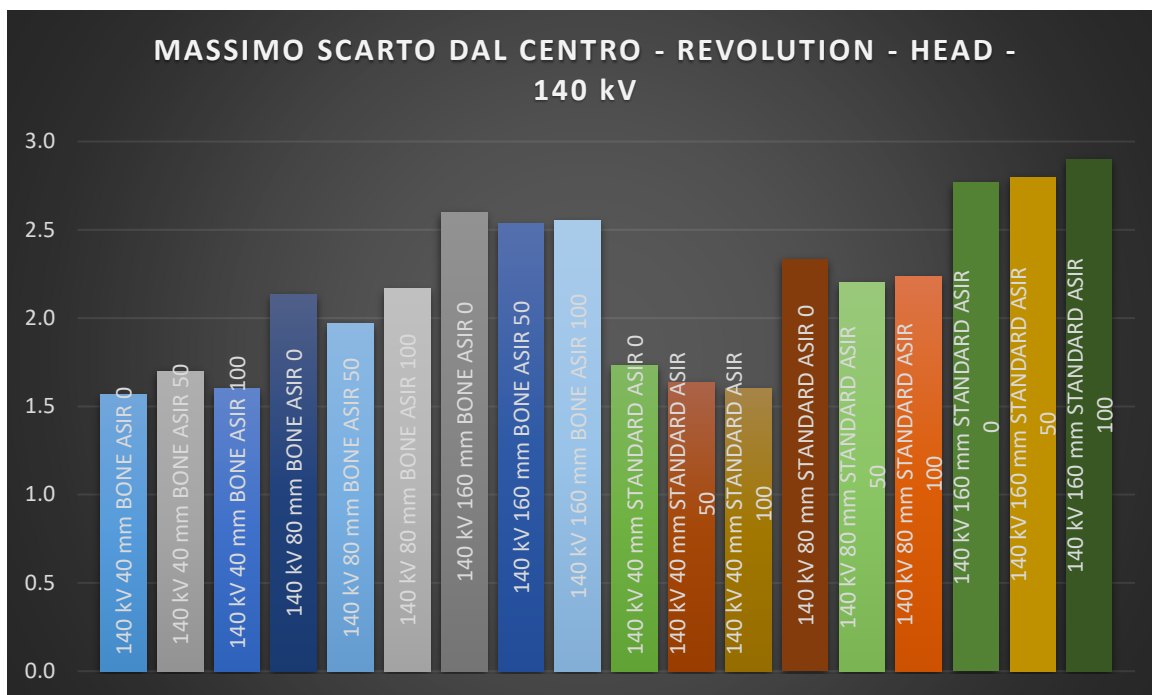


Fig. 11 – MASSIMO SCARTO AL VARIARE DI ASIR-V IN CT REVOLUTION, PER ENERGIA DI 140 kV, ACQUISIZIONE HEAD

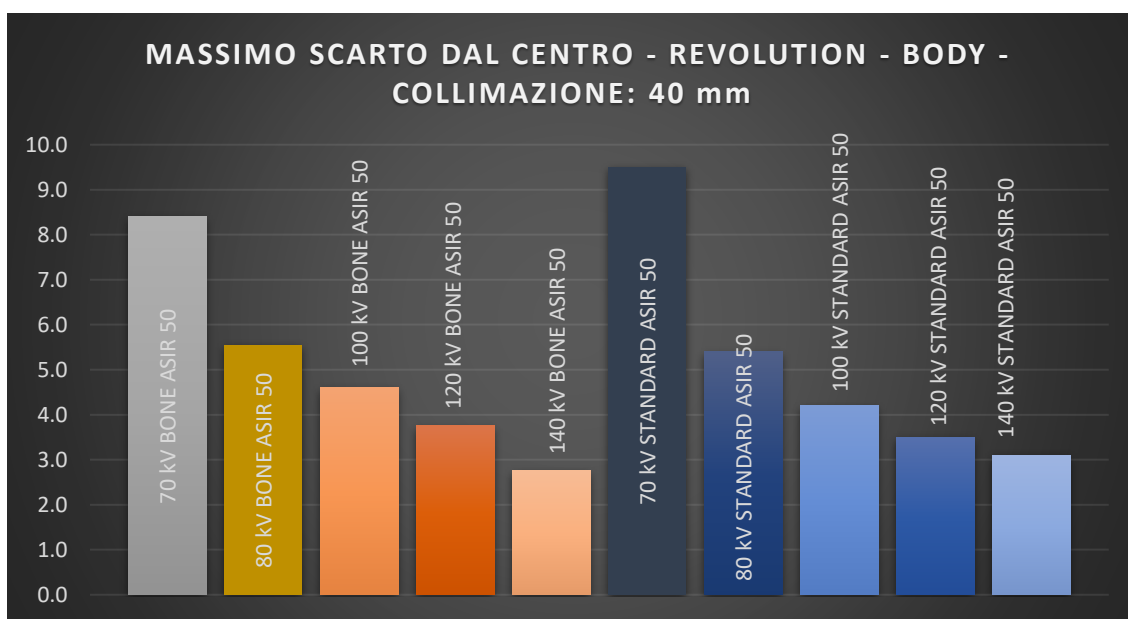


Fig. 12 – MASSIMO SCARTO AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT REVOLUTION, COLLIMAZIONE 40 mm, LIVELLO DI RICOSTRUZIONE INTERMEDIO, ACQUISIZIONE BODY

Anche nella Force, ADMIRE ha uno scarso impatto su questo parametro, con una differenza poco sostanziale tra i due filtri. Nell'acquisizione *Head* si ha uno scarto maggiore utilizzando la collimazione di 57.6 mm in ogni kV, con un aumento di 1.3 HU per HF40 e di 1 con HR40 (Fig. 13). Si nota inoltre che lo scarto diminuisce all'aumentare delle energie, con una differenza di 4 HU tra 70 e 150sn kV per la

collimazione di 57.6 mm (Fig. 14), mentre in quella di 115.2 mm si nota un finale incremento con l'energia di 150sn kV (di 0.9 con BF40 e 0.8 per BR40) (Fig. 15).

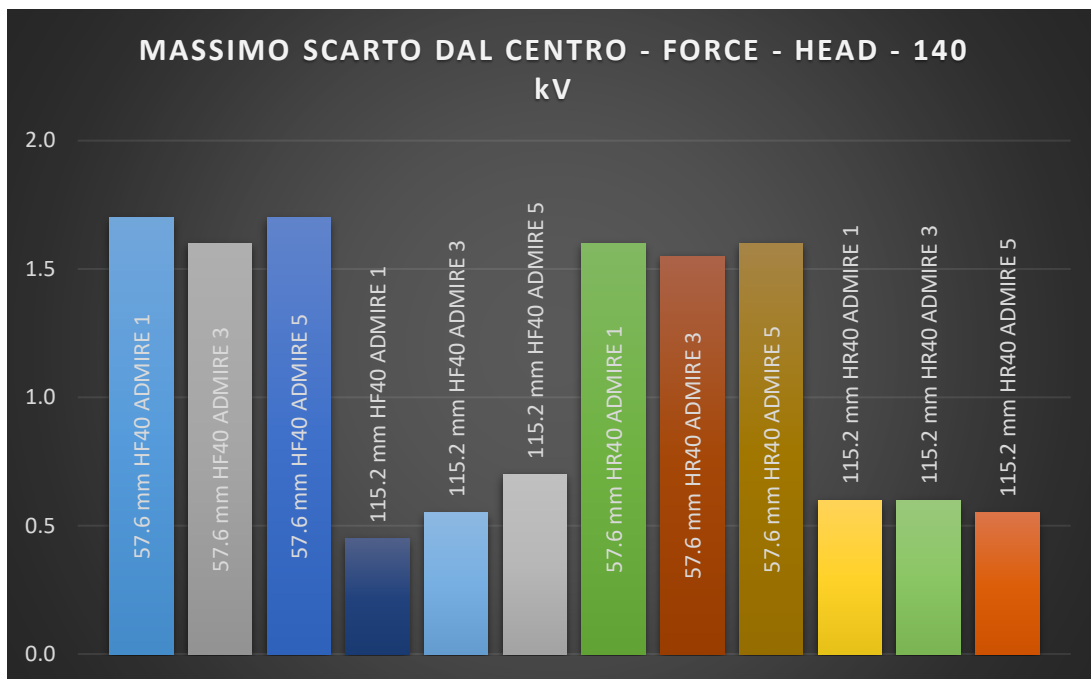


Fig. 13 – MASSIMO SCARTO AL VARIARE DI ADMIRE IN CT FORCE, PER ENERGIA DI 140 kV, ACQUISIZIONE HEAD

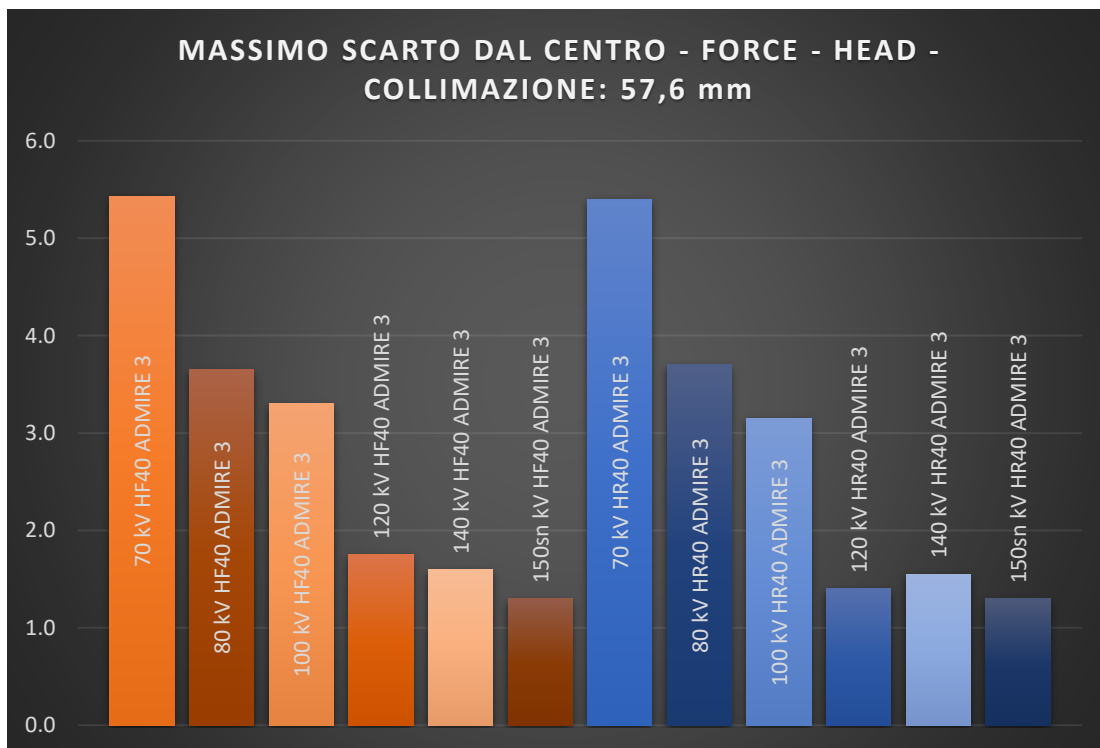


Fig. 14 - MASSIMO SCARTO AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT FORCE, COLLIMAZIONE 57.6 mm, LIVELLI DI RICOSTRUZIONE INTERMEDI, ACQUISIZIONE HEAD

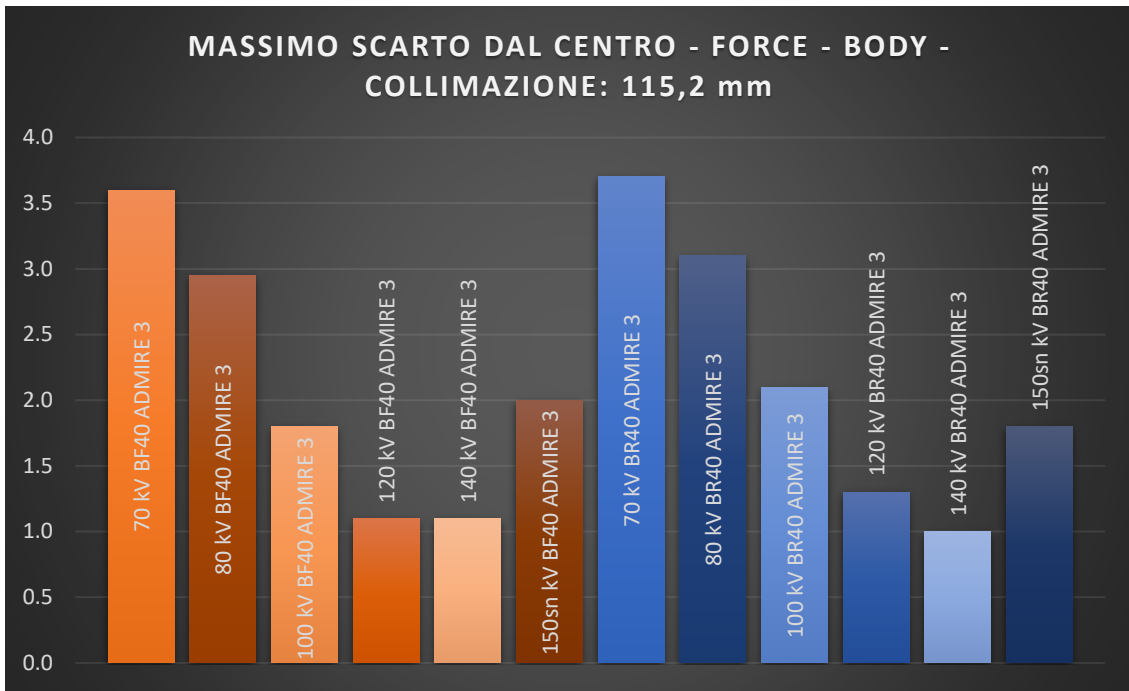


Fig. 15 – MASSIMO SCARTO AL VARIARE DELLE ENERGIE IN CT FORCE, COLLIMAZIONE 115.2 mm, LIVELLI DI RICOSTRUZIONE INTERMEDI, ACQUISIZIONE BODY

Anche nella modalità *Turbo Flash* ADMIRE ha un basso impatto su questo parametro. Si nota solamente che esso diminuisce al crescere dei kV utilizzati, con una differenza massima di 12.5 HU tra 70 e 150sn kV (Fig. 16).

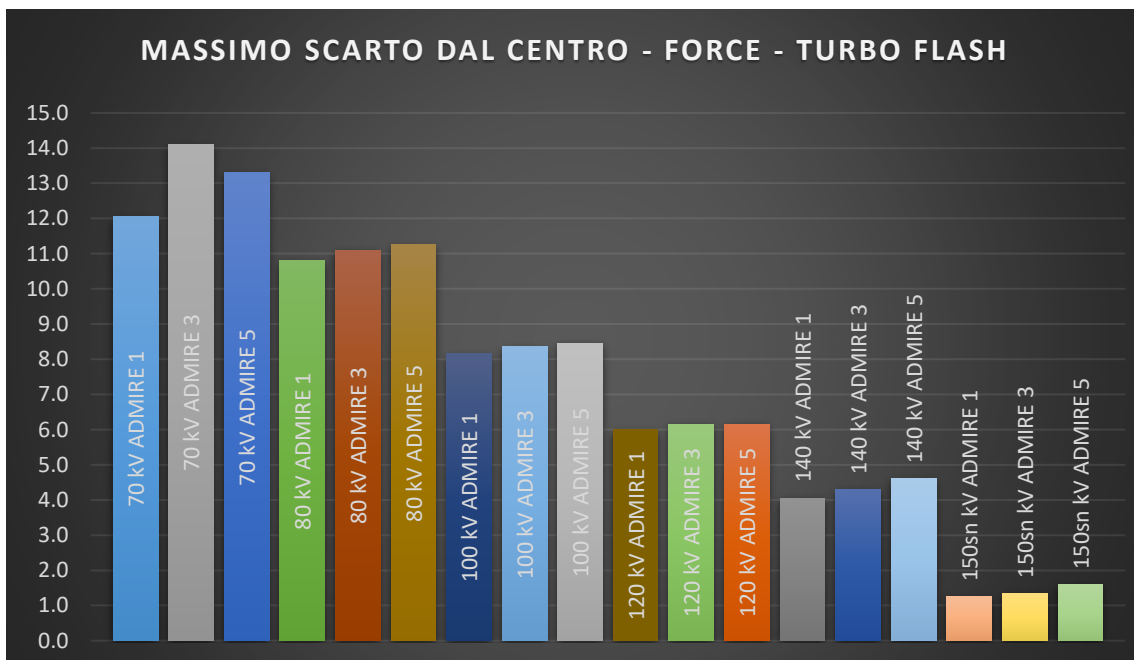


Fig. 16 – MASSIMO SCARTO AL VARIARE DI ADMIRE E DELLE ENERGIE IN CT FORCE, ACQUISIZIONE TURBO FLASH

In *Dual Energy* l'impatto al variare di ADMIRE non cambia. Emerge solamente che lo scarto è nettamente maggiore per le energie di 70-150sn kV, con una differenza massima di 2 HU (Fig. 17)

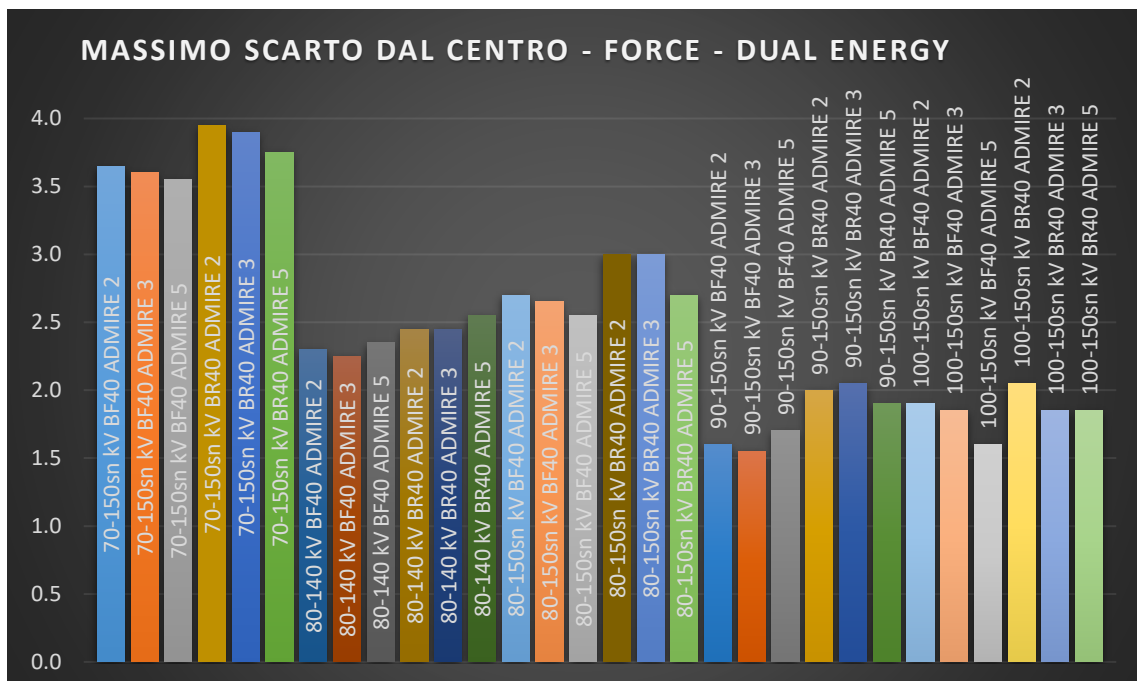


Fig. 17 – MASSIMO SCARTO AL VARIARE DI ADMIRE E DELLE ENERGIE IN CT FORCE, ACQUISIZIONE IN DUAL ENERGY

Confrontando i due algoritmi emerge che con l'acquisizione *Body*, ASIR-V ha uno scarto nettamente maggiore rispetto ad ADMIRE in ogni energia, con una differenza massima di 2.3 HU tra i kernel ad alta risoluzione e di 3 HU tra Standard e BR40 (Fig. 18).

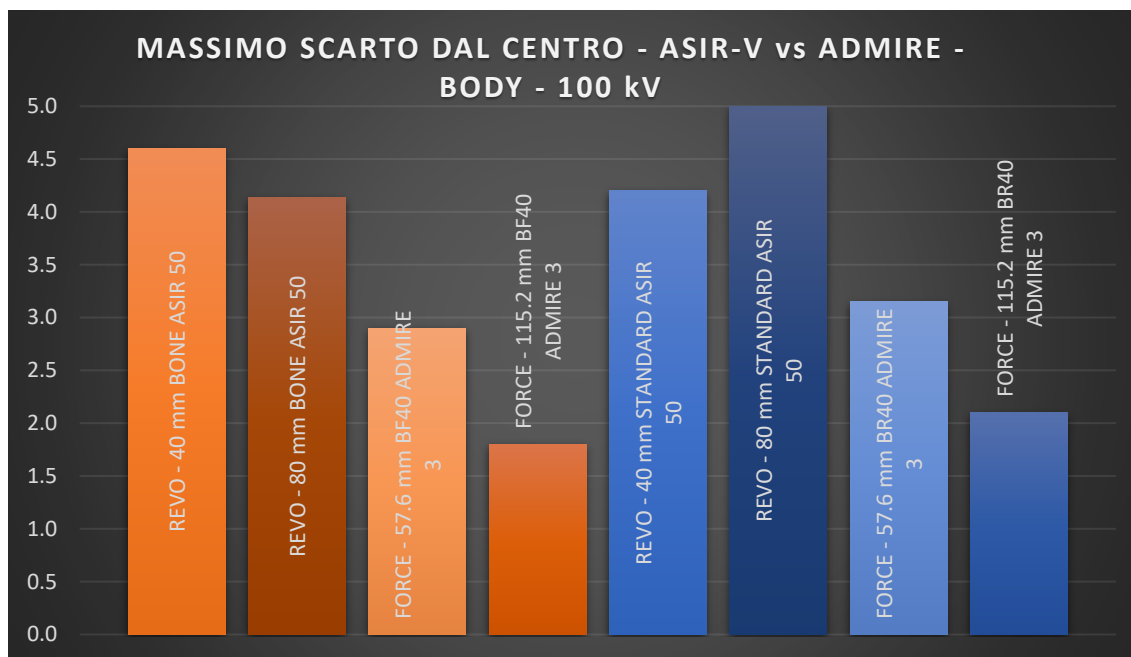


Fig. 18 – MASSIMO SCARTO NEL CONFRONTO TRA ASIR-V ED ADMIRE, PER ENERGIA DI 100 kV, LIVELLI DI RICOSTRUZIONE INTERMEDI, ACQUISIZIONE BODY

Conclusione

Dai risultati ottenuti in questo lavoro di tesi si evidenzia, come previsto, che i nuovi algoritmi di ricostruzione iterativa *Model Based* risultano efficaci non solo nella riduzione del *Rumore* ma anche sugli altri parametri di qualità dell'immagine.

Mentre il sistema GE sembra non risentire particolarmente dell'impatto della ricostruzione iterativa sulla *Risoluzione*, indipendentemente dalla modalità di acquisizione, il sistema Siemens invece mostra un piccolo incremento di risoluzione all'aumentare del livello di ricostruzione iterativa. Entrambi i sistemi hanno mostrato una tendenza all'*aliasing* per le alte frequenze, il che richiede ulteriori indagini. Il sistema GE mostra, per il filtro ad alta risoluzione, prestazioni nettamente più elevate e maggior sensibilità all'algoritmo, tuttavia per Siemens si devono effettuare maggiori approfondimenti in relazione all'ampia gamma di kernel disponibili, che potrebbero fornire risultati analoghi a GE. Le acquisizioni Body, in entrambi i casi risultano quelle più sensibili agli algoritmi. Nel caso delle acquisizioni in Dual energy o Dual source

Turbo Flash, ADMIRE fornisce risoluzioni più elevate all'aumentare del livello di applicazione.

Per quanto riguarda il *Basso Contrasto* entrambi i sistemi si comportano in maniera analoga: all'aumentare del livello di iterazione il contrasto si riduce lievemente, con maggiore impatto sulle acquisizioni Body che su quelle Head, inoltre non si riscontrano significative differenze tra i due tomografi o per tecniche di acquisizione più spinte.

Il *CNR* invece aumenta significativamente all'aumentare del livello di iterazione, ed in entrambi i casi si ha un maggiore impatto sulle acquisizioni Body. Il sistema Force sembra risentire maggiormente dell'effetto di riduzione del rumore, soprattutto nelle condizioni di acquisizione con doppio tubo, ma anche la Revolution, nel caso di spirali a 80 mm di collimazione, ha un netto aumento del *CNR*. Messi a confronto i due sistemi sembra esserci un miglior *CNR* per la CT Force, che però ha un andamento più omogeneo delle immagini.

Per quanto riguarda l'*Uniformità*, l'impatto degli algoritmi iterativi è ridotto, agendo essi sull'intera immagine ed in maniera omogenea. Si riconosce in Siemens un maggior livello di Uniformità a fronte di una maggiore omogeneità dell'immagine.

Dall'analisi effettuata in questo lavoro si evidenzia quindi l'efficacia dei sistemi di ricostruzione iterativa di ultima generazione, che in effetti riescono a recuperare informazioni a vantaggio della risoluzione, rispetto agli algoritmi di prima generazione. Essendo tuttavia ancora algoritmi ibridi, non si riscontra un vantaggio netto a livello di contrasto, anzi il contrasto assoluto tende a diminuire.

Risulta evidente tuttavia che pur non essendoci sostanziali differenze tra le prestazioni dei due tomografi, per quanto riguarda i sistemi iterativi, gli scarti tra di essi possono essere ricondotti alle caratteristiche progettuali sostanzialmente differenti. ADMIRE ed ASIR-V si adattano molto bene alle rispettive acquisizioni e

riescono a migliorare quelle con minor contenuto di informazioni o con tecniche di acquisizione più estreme per le basse energie, le ampie collimazioni, e gli elevati pitch.

Bibliografia

1. Hendee WR (1980) - History of computed tomography. In: Fullerton GD, Zagzebski JA (eds) Medical physics of CT and ultrasound.
2. Ambrose J (1975) - A brief review of the EMI scanner.
3. Passariello R (ed) (2005) - Radiologia - Elementi di tecnologia.
4. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW (1993) - Spiral (helical) CT.
5. Brink JA, Heiken JP, Wang G et al (1994) - Helical CT: principles and technical considerations.
6. Brink JA (1995) - Technical aspects of helical (spiral) CT.
7. Liang Y, Kruger RA (1996) - Dual-slice spiral versus single-slice spiral scanning: comparison of the physical performance of two computed tomography scanners.
8. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K et al (2005) - Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques.
9. Dalrymple NC, Prasad SR, El-Merhi FM, Chintapalli KN (2007) - Price of isotropy in multidetector CT.
10. Mahesh M (2002) - Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector.
11. Dalrymple NC, Prasad SR, Freckleton MW, Chintapalli KN (2005) - Informatics in radiology (info-RAD): introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT.
12. Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS et al (2000) - Multisection CT: scanning techniques and clinical applications.
13. von Falck C, Galanski M, Shin HO (2010) - Informatics in radiology: sliding-thin-slab averaging for improved depiction of low-contrast lesions with radiation dose savings at thin-section CT.
14. Faggioni L., Paolicchi F., Neri E. (2010) - Elementi di Tomografia Computerizzata.
15. J. Hsieh (2008) - Adaptive Statistical Iterative Reconstruction.
16. J.B. Thibault (2010) - Veo CT Model-Based Iterative Reconstruction.
17. Bruder H, Raupach R, Sunnegårdh J, Stierstorfer K, Flohr T (2011) - Translation of Statistical Iterative Reconstruction into Non-Linear Image Processing.
18. Bruder H, Raupach R, Sunnegårdh J, Stierstorfer K, Flohr T (2011) - Iterative Reconstruction in Image Space Using a Raw Data Based Non-Isotropic Noise Model.
19. Bruder H, Raupach R, Sunnegårdh et al (2011) - Adaptive Iterative Reconstruction.
20. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W (2009) - Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study.
21. Beister M, Kolditz D, Kalender WA (2012) - Iterative reconstruction methods in X-ray CT.
22. Katsura M, Matsuda I, Akahane M, et al (2012) - Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique.
23. Siemens Healthcare GmbH (2018) – Get two steps ahead with Dual Source CT SOMATOM Force.
24. The Phantom Laboratory Incorporated (2016) – Catphan 700 Manual.
25. IrisQa, LLC (2016) – CT Auto QALite v3.1.5 Operators Manual.
26. Tiago Ferreira, Wayne Rasband (2012) – ImageJ User Guide 1.46r.