



UNIVERSITÀ DI PISA

Dipartimento di Fisica  
Scuola di Specializzazione in Fisica Medica

RADIOLOGIA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI ESTESE E  
SOLUZIONI DI STITCHING CON PANNELLI DR

Tesi di Specializzazione in Fisica Medica

di

Sarah Bassi

Relatori  
Prof. Alessandro Lazzari  
Ing. Stefano Baldini

A.A. 2012/2013



# Indice

<b>INDICE</b> .....	<b>3</b>
<b>INTRODUZIONE</b> .....	<b>5</b>
<b>CAPITOLO 1 METODI DI STITCHING</b> .....	<b>7</b>
INTRODUZIONE STORICA .....	7
TECNICHE .....	11
SOFTWARE DI UNIONE DELLE IMMAGINI .....	13
RISULTATI .....	15
<i>Stitching Lineare</i> .....	16
<i>Stitching Rotazionale</i> .....	24
<i>Wide Stitching</i> .....	27
<i>Valutazioni di dose</i> .....	28
<b>CAPITOLO 2 STITCHING CON PAZIENTI</b> .....	<b>33</b>
INTRODUZIONE .....	33
LUT – LOOK UP TABLE .....	34
FILTRO LAPLACIANO PIRAMIDALE .....	35
STITCHING CON PAZIENTI .....	38
<i>Paziente adulto – colonna in toto AP</i> .....	39
<i>Paziente adulto – colonna in toto LAT</i> .....	40
<i>Paziente adulto – colonna in toto AP</i> .....	41
<i>Paziente Pediatrico – 2</i> .....	47
<i>Paziente Pediatrico - 3</i> .....	48
OBIETTIVI FUTURI .....	49
<b>CAPITOLO 3 FILTRI</b> .....	<b>51</b>
INTRODUZIONE .....	51
LA FILTRAZIONE .....	51
FILTRAZIONE INERENTE .....	56
FILTRAZIONE AGGIUNTIVA .....	56
<i>Materiali di cui sono composti i filtri aggiuntivi</i> .....	57
<i>Filtri compensativi e modifica delle disuniformità</i> .....	57
<i>Vantaggi e svantaggi dei filtri compensativi</i> .....	60
<i>Filtrazione con DR</i> .....	60
SPESSORE DEL FILTRO .....	62
NORMATIVE DI RIFERIMENTO SULLA FILTRAZIONE .....	64
<b>CONCLUSIONI</b> .....	<b>67</b>
<b>REFERENCES</b> .....	<b>71</b>



# Introduzione

In radiologia diagnostica, talvolta, grandi aree del corpo umano vengono esaminate tramite l'utilizzo dei raggi x, per esempio vengono eseguiti esami alla colonna vertebrale oppure agli arti inferiori. Con le cassette digitali (CR), per via della loro estesa area superficiale, è possibile eseguire questo tipo di investigazioni tramite una singola esposizione utilizzando una singola cassetta, di dimensione 35 x 84 cm (Kodak) oppure 35 x 91 cm (Carestream) oppure 43 x 129 cm (Carestream). Con i pannelli digitali (DR), a causa della loro dimensione ridotta e dei loro alti costi, allo stato dell'arte non è possibile fare tali investigazioni con una unica esposizione, ma è necessario effettuare diverse esposizioni in accordo con l'estensione dell'area esaminata, unendo due o più immagini radiologiche. Questa operazione è chiamata "stitching" poiché varie immagini sono unite (*stitch* ossia cucite) insieme. Sono state introdotte e sviluppate tre tecniche che permettono di effettuare un esame di stitching con pannelli DR: rotazionale, lineare e wide. L'obiettivo di questo lavoro è quello di sottolineare le differenze e di evidenziare le problematiche, prendendo in considerazione la qualità dell'immagine e la semplicità di utilizzo, con lo scopo di trovare la tecnica migliore. Le metodologie sono state valutate tramite tre diversi parametri: la qualità dell'immagine, la comodità d'uso (prendendo in considerazione il tempo per effettuare un esame) e la semplicità dello sviluppo meccanico ed elettronico della tecnica.

Ciascun metodo possiede delle qualità buone, ma anche criticità: pertanto la scelta della tecnica migliore non è semplice perché ognuna ha i suoi vantaggi e i suoi

## *Introduzione*

svantaggi. Al giorno d'oggi lo stitching rotazionale è il più utilizzato perché la qualità delle immagini è molto buona e non ci sono errori di parallasse. Però non è un sistema semplice da sviluppare perché ci sono due diversi movimenti meccanici da gestire. Per questa ragione è stato introdotto il sistema di stitching lineare, che è più semplice dal punto di vista meccanico ed elettronico, ma peggiora la qualità delle immagini. Il wide stitching è la tecnica più vicina alla tecnica con cassetta CR e possiede una qualità dell'immagine molto buona, ma la difficoltà nello sviluppo di un collimatore in grado di effettuare questa tecnica e la richiesta di alte prestazioni per il tubo radiogeno sono un grande ostacolo. La conclusione è che sebbene sia complesso e costoso, lo stitching rotazionale risulta la tecnica migliore tra quelle investigate.

# Capitolo 1

## Metodi di Stitching

### Introduzione storica

Per analizzare problemi che coinvolgono disordini della colonna vertebrale, dell'anca oppure delle gambe, solitamente vengono effettuati una serie di esami, alcuni dei quali sono investigazioni con tecniche radiologiche. Queste investigazioni vengono svolte tramite l'uso di una radiografia di tutto lo scheletro [1] oppure di una parte molto ampia del corpo, come, ad esempio, gli arti inferiori. Il vantaggio di avere una singola immagine piuttosto che molte immagini separate si trova nel fatto che è più facile riconoscere una patologia, come ad esempio: scoliosi [2], problemi posturali, asimmetria nella struttura delle ossa delle gambe, o dell'anca. Un modo comune di riconoscere uno di questi disordini è nella misura della gamba o della colonna tramite due o tre radiografie unite insieme. Oppure, per studiare pazienti affetti da scoliosi e classificare il grado di serietà della patologia, viene misurato l'angolo di Cobb (figura 1.1, ref. [2]), per il quale è necessario unire almeno due immagini della colonna vertebrale. Questa operazione di unione di immagini radiologiche è chiamata stitching, ossia cucire, poichè varie immagini radiologiche vengono cucite insieme.

Una tecnica molto utilizzata ai giorni nostri di stitching delle immagini è quella applicata alle fotografie di panorami o fotografie a 360°. Quando si vogliono fare delle foto di aree molto vaste si uniscono insieme foto di aree limitrofe, sovrapponendole utilizzando l'area che hanno in comune.

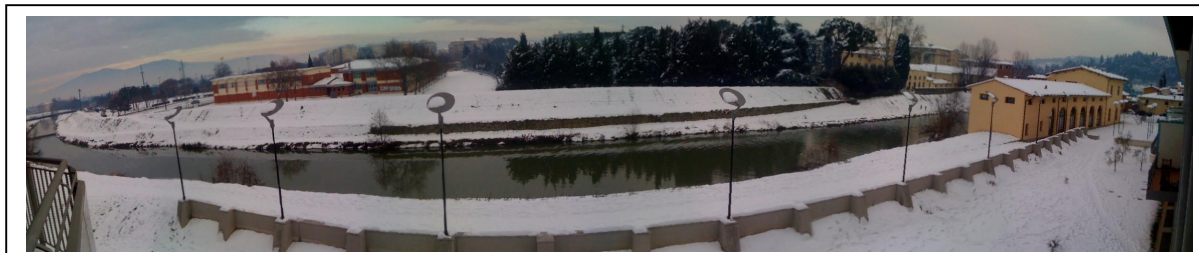


Figura 1.0: Foto del fiume Greve, a Scandicci, dopo la nevicata del 17 Dicembre 2010. Immagine realizzata tramite tecnica di stitching di foto.

Nei primi anni '90, con l'avvento della tecnologia digitale in radiologia, questo tipo di esami era facilmente eseguito utilizzando due o tre radiografie su una cassetta radiografica computerizzata (CR) e unendo via software le immagini. Nella precedente tecnica convenzionale schermo-pellicola, si ricorreva all'uso di cassette speciali e film di lunghezza estesa, dai 60 ai 120 cm [ref. 3], che permettevano di ottenere una immagine singola di una ampia regione anatomica con una unica esposizione.

Purtroppo i film radiografici avevano alcuni svantaggi: il processo dei sviluppo delle pellicole era eccessivamente lungo e i film molto lunghi (36 inch) presentavano distorsioni geometriche nonché una scadente visualizzazione delle strutture vertebrali dovuta alla difficoltà nell'ottenere una corretta esposizione a tutte le strutture della colonna [ref. 4]. Inoltre, per essere processato via software, era necessaria una ulteriore procedura di scannerizzazione, la quale introduceva una perdita di risoluzione spaziale.

Durante gli anni 2000 i primi detettori digitali (DR) divennero disponibili sul mercato. Attualmente i pannelli DR, paragonati alle cassette CR, hanno molti vantaggi, incluso il risparmio di dose al paziente e una alta risoluzione spaziale [ref. 8]. Infatti la sensibilità dei sistemi DR, in termini di carica prodotta dal pannello (prima di qualsiasi amplificazione) per *quanto di raggio X* incidente, è più alta dei sistemi CR. Questo comporta che i sistemi DR siano più sensibili alla radiazione X e c'è un notevole risparmio di dose per il paziente. Le cassette CR più utilizzate e le più prestanti al



giorno d'oggi sono di marca AGFA, modello CR MD4.0. Esse hanno una risoluzione di 9 pixels/mm (10 pixels/mm con il sistema di acquisizione più evoluto), ma la digitalizzazione dell'immagine riduce notevolmente la risoluzione spaziale. Infatti, la risoluzione massima per questo tipo di cassette CR, stimata con la MTF al 10%, è circa di 2.6 coppie di linee/mm [ref.18].

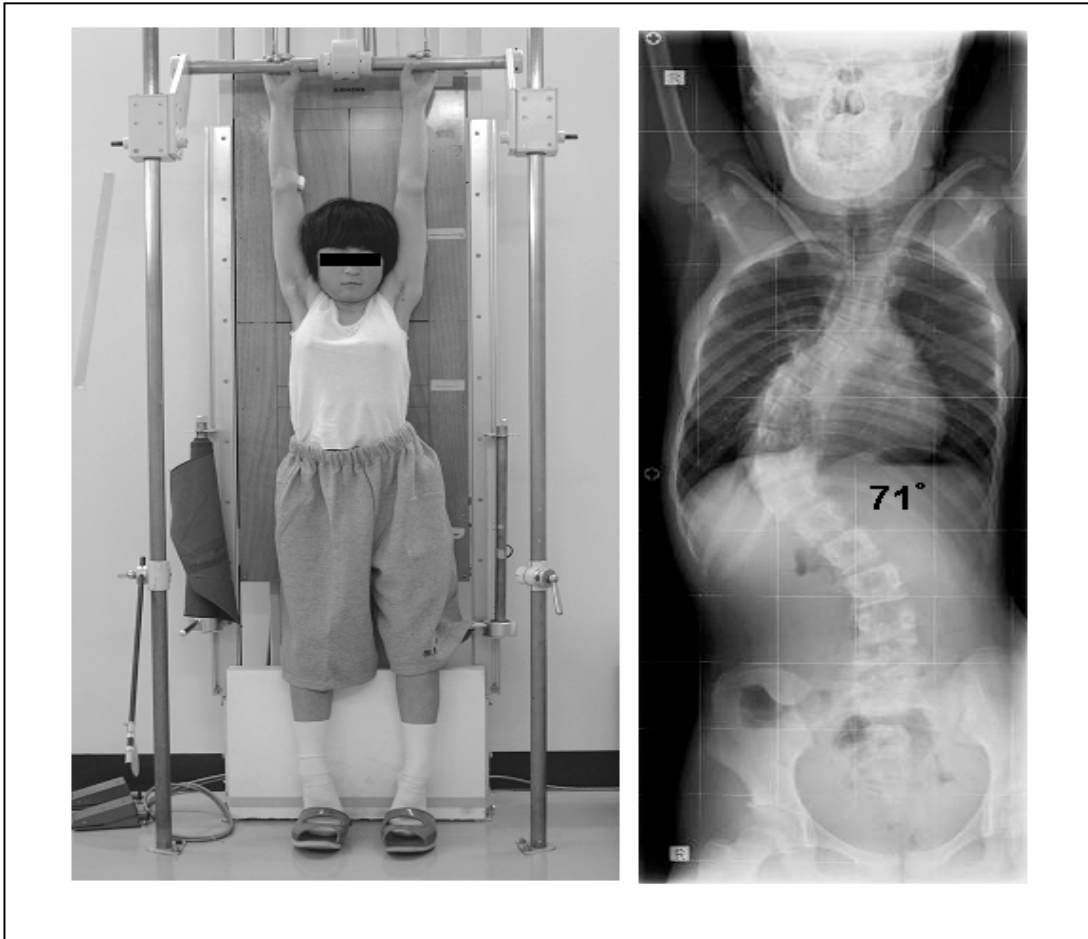


Figura 1.1: esempio di esame radiografico per lo studio della scoliosi in cui è necessaria una radiografia a un'area ampia del corpo [2]

Invece i pannelli digitali hanno una risoluzione spaziale più alta, ossia fino a 3.7coppie di linee/mm, al 10% della MTF. Per questi motivi lo studio dei pannelli DR è progredito e l'utilizzo si è espanso anche nei campi dove le cassette CR venivano tradizionalmente usate. Tuttavia anche dopo l'introduzione sul mercato delle DR, le cassette CR sono state utilizzate per un lungo periodo per gli esami di stitching per via dei loro bassi costi e la semplicità dell'uso.

In questo capitolo verranno trattati i problemi che si incontrano nello sviluppo degli esami di stitching utilizzando i pannelli DR. Innanzi tutto oggi non è possibile

tecnicamente avere pannelli di larga estensione superficiale per le difficoltà di realizzazione ed è costoso unire due o tre pannelli per avere un'area più larga. Questo ha inevitabilmente portato alcuni cambiamenti nella procedura dell'esame: non è possibile fare una esposizione singola ma devono essere fatte due o tre esposizioni di aree limitrofe e le immagini corrispondenti devono essere unite insieme. La multi-esposizione degli esami di stitching comporta un aumento di dose dovuta alla radiazione diffusa che però è compensato dal risparmio di dose per immagine [5].

La multi-esposizione ha, da un lato, aperto la strada a nuove procedure di svolgimento dell'esame: lineare, rotazionale e wide. Tuttavia, dall'altro lato, ha portato alla nascita di nuovi problemi. Ad esempio per poter comporre correttamente tutta l'immagine è necessario che le strutture del corpo che cadono sopra all'area dove viene applicata la giunzione di due immagini siano riportate su entrambe le immagini. Ossia è necessario avere nelle due immagini contigue una area comune, con un conseguente aumento del tempo di esecuzione dell'esame completo e un aumento di dose nella zona di giunzione. Un altro problema nasce dall'aumento del tempo impiegato per fare questi esami: mentre con le cassette CR l'esame è immediato in quanto consiste in una unica esposizione, con il sistema DR che utilizza diverse esposizioni l'esame diventa più lungo e i movimenti involontari del paziente possono compromettere la buona riuscita dell'esame. Questo deve essere tenuto in considerazione durante la ricostruzione dell'immagine.

Analizzeremo ora le tre diverse tecniche usate nello stitching con pannelli DR e descriveremo l'installazione sperimentale usata per eseguire i test.

## Tecniche

Sono stati testati i tre diversi metodi di scansione: lineare, rotazionale e wide stitching. Nel primo di questi, sia il pannello DR sia tubo radiogeno si muovono lungo il paziente (figura 1.2).

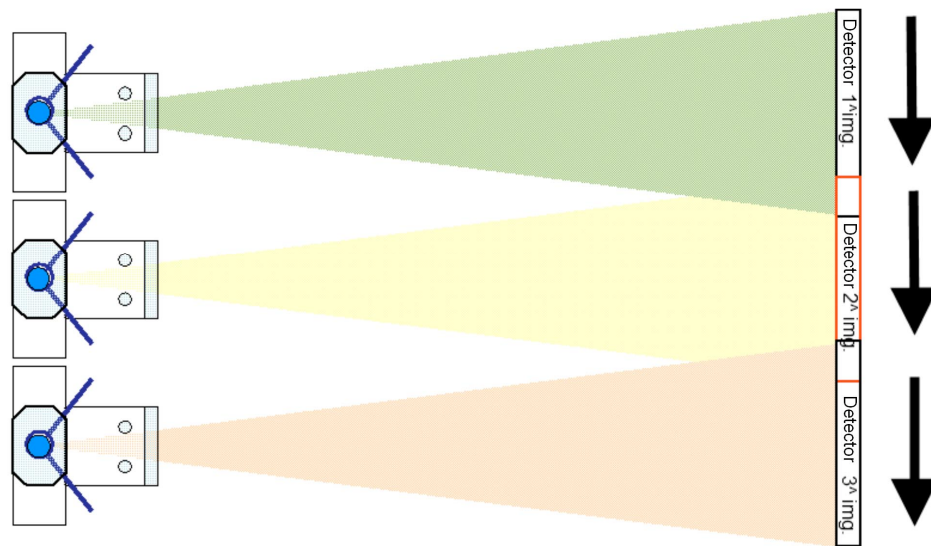


Figura 1.2: STITCHING LINEARE. La figura mostra sulla sinistra i movimenti della sorgente radiogeno e sulla destra la corsa lineare del pannello che è sempre centrato con la sorgente.

Nella seconda modalità il tubo radiogeno è fermo nella stessa posizione mentre il detettore si sposta lungo il paziente. La cuffia del tubo viene ruotata dopo ogni esposizione il fascio radiogeno viene centrato sul pannello prima della seguente esposizione (figura 1.3). Quando non è presente alcuna motorizzazione della sorgente radiogeno (ossia il tubo non si ruota o non si muove automaticamente) si esegue una nuova modalità di scansione: con un supporto statico molto distante dal detettore, gli esami di stitching vengono effettuati mantenendo fisso il tubo (angolo anodico  $12^\circ$ ) e muovendo indipendentemente le lamelle del collimatore. In questo modo solo la parte del fascio radiogeno centrata con il pannello (che scorre lungo il paziente) passa attraverso il collimatore, mentre la rimanente viene fermata. Quest'ultima modalità è chiamata stitching wide, ossia esteso, in quanto il campo del fascio radiogeno è esteso. Questa tecnica è la modalità che si avvicina di più al classico stitching con cassetta CR (figura 1.4).

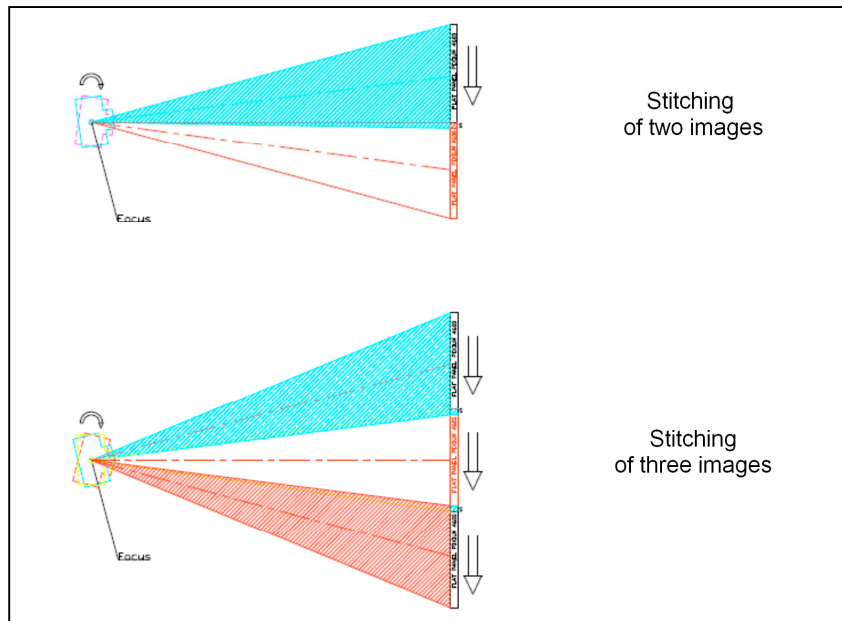


Figura 1.3: STITCHING ROTAZIONALE: la figura mostra in cima lo stitching rotazionale di due immagini e in basso lo stitching di tre immagini. Vengono mostrati sulla sinistra il movimento rotazionale della cuffia e sulla destra il movimento lineare del pannello.

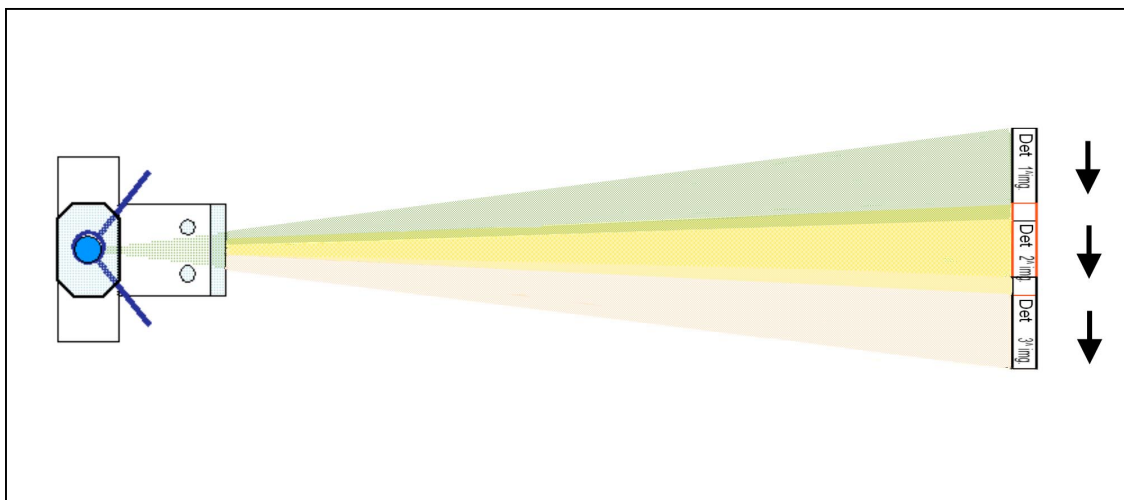


Figura 1.4: WIDE STITCHING. La figura mostra sulla sinistra la sorgente radiogena, fissa in una posizione, e sulla destra il movimento lineare del pannello. Il collimatore ferma i raggi del fascio radiologico nelle aree non coperte dal pannello.

## **Software di unione delle immagini**

Come è stato detto precedentemente, una tecnica che viene molto utilizzata ai giorni nostri di stitching delle immagini è quella applicata alle fotografie di panorami, il photo stitching. Generalmente l'elaborazione delle immagini è diviso in tre passi principali: la registrazione, la calibrazione e il blending. Durante la fase di registrazione l'algoritmo trova nelle immagini i tratti uguali su cui effettuare l'unione. In questa fase l'algoritmo minimizza la somma delle differenze assolute oppure massimizza la correlazione. Nella fase di calibrazione, vengono cancellati i difetti ottici, come, ad esempio, differenze di esposizione delle immagini. Nella fase di blending l'algoritmo aggiusta l'immagine finale, compensando il movimento, togliendo gli artefatti e aggiustando i colori.

Queste tre fasi di elaborazione sono presenti anche quando vengono unite immagini radiologiche, tuttavia la modalità di esecuzione è, per ovvi motivi, diversa. Durante l'esposizione, scegliendo l'intera altezza dell'immagine (ottenuta come differenza tra la posizione iniziale e finale del pannello), il sistema calcola il numero di esposizioni richieste per avere la più piccola sovrapposizione possibile tra le immagini. Dato che lunghezze selezionabili sono fisse (60cm, 90cm, 120cm), il sistema già a priori sa di quanto deve spostare pannello e tubo radiogeno, quante immagini deve fare e quanto margine di sovrapposizione delle immagini deve lasciare. Tuttavia il sistema deve calcolare la posizione di dove dovranno trovarsi a ogni esposizione tubo radiogeno e pannello, partendo dalla posizione iniziale che è variabile. L'informazione sulla posizione da raggiungere viene calcolata durante l'esame, inviata a una scheda che gestisce il movimento del pannello e del tubo radiogeno. Tale scheda invia l'informazione ai motori di quanto devono spostare tubo e pannello e riceve dai potenziometri l'informazione della posizione raggiunta da essi.

L'algoritmo del software di stitching ha bisogno di un'area comune tra due immagini per poterle unire correttamente. Le immagini sono sovrapposte lungo l'area comune tramite l'uso di differenti valori di shift orizzontali e verticali. Per ogni coppia di valori di shift, viene calcolato un indice di cross-correlazione; l'indice più elevato corrisponde alla minima differenza tra le regioni sovrapposte e quindi la giunzione ottimale. Quando la giunzione viene trovata, le due immagini vengono unite. L'immagine finale è calcolata come una somma pesata delle due immagini "cucite" assieme. L'immagine della parte più alta, nella zona di giunzione, ha pesi crescenti allontanandosi dal centro dell'area di

giunzione verso l'alto mentre ha pesi decrescenti muovendosi dal centro dell'area verso il basso. L'immagine più bassa ha pesi opposti. Le due immagini sono pesate in ugual modo nel centro dell'area di giunzione [ref. 17]. L'altezza dell'area comune necessaria per il funzionamento dell'algoritmo va dai 3 ai 5 cm; questa dimensione è un compromesso ragionevole tra la massimizzazione dell'indice di cross-correlazione e la necessità di ridurre la dose al paziente il più possibile. Da qui in poi, per i confronti che andremo ad effettuare, assumeremo che l'algoritmo non abbia difetti e che tutti gli artefatti presentati non siano imputabili all'algoritmo ma alla geometria del sistema.

Per ogni metodo, vengono effettuate tre esposizioni e tre diverse immagini verranno unite insieme.

Allo scopo di valutare le differenze tra i tre metodi e rispetto al sistema CR è stato utilizzato un fantoccio composto da torace e bacino di altezza 81 cm,. I test sono stati effettuati presso la ditta Italray s.r.l. a Scandicci (Firenze, Italia).

Il sistema è mostrato in figura 1.5.

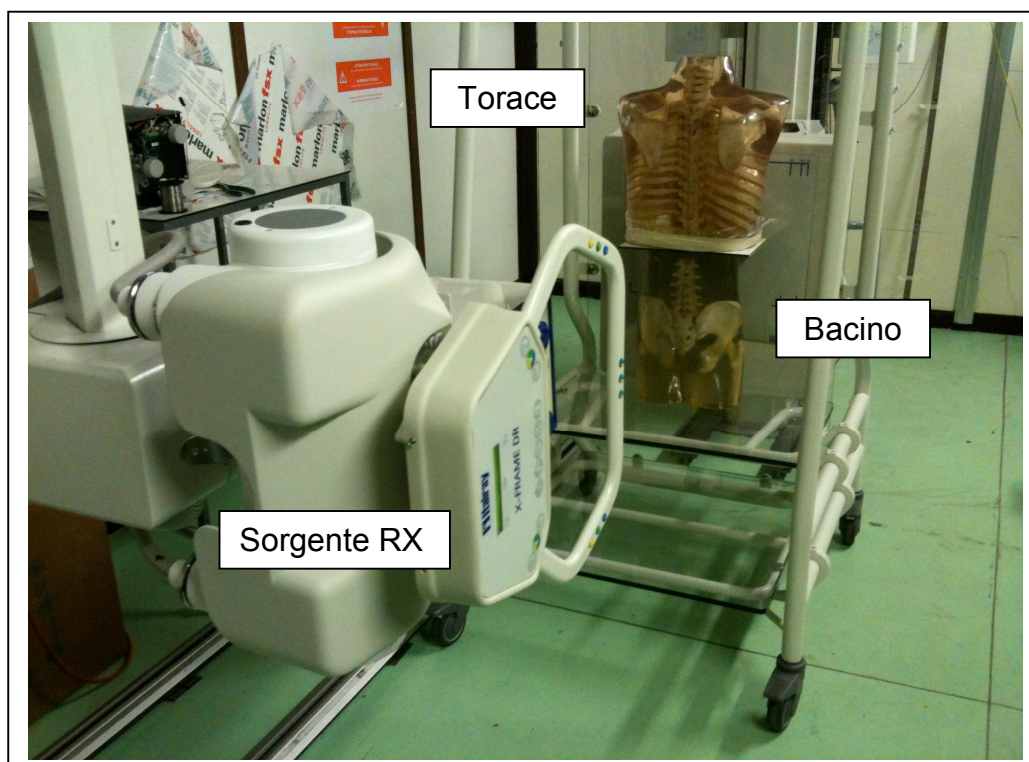


Figura 1.5: la figura mostra il sistema utilizzato per le prove di stitching, composto da: supporto per il tubo radiogeno, supporto per il pannello, fantoccio in resina (torace e bacino sovrapposti).

## **Risultati**

Le immagini sono state valutate dapprima tramite una valutazione visiva, prestando attenzione agli artefatti dell'immagine finale. La valutazione è stata effettuata da diverse persone, tra cui: progettisti, sviluppatori, tecnici installatori, venditori, programmatori imaging con pluriennale esperienza nel settore dell'imaging medico che hanno visionato le immagini dando un responso comune.

Un artefatto geometrico facilmente visibile si manifesta con la ripetizione di alcune strutture e la completa o parziale assenza di altre. Questo artefatto avviene soprattutto nella tecnica di stitching lineare a causa della geometria del sistema.

Nello stitching rotazionale, le estremità più alte e più basse dell'immagine finale (l'immagine unita) sono deformate perché il fascio è obliquo al pannello ma non mostra gli artefatti geometrici tipici dello stitching lineare.

Infine il wide stitching sembra non mostrare gli artefatti di ripetizione o assenza delle strutture dello stitching lineare e ha meno deformazioni dovute al fascio obliquo rispetto allo stitching rotazionale.

## Stitching Lineare

Nello stitching lineare (mostrato in figura 1.2) sia il pannello che il tubo radiogeno si muovono lungo il paziente con un movimento di tipo lineare. Per testare l'immagine risultante, sul fantoccio in resina (torace e bacino) sono stati attaccati dei righelli radiopachi, posti davanti e dietro al torace. Il torace è stato messo in posizione antero-posteriore. Sono state effettuate tre esposizioni a 180 cm di DFF (distanza fuoco-film), in 21 s di tempo complessivo di esame.

La posizione dei righelli è stata scelta in modo che i righelli cadessero a cavallo della zona di giunzione. Nell'immagine mostrata in figura 1.6 vengono evidenziate le aree dove sono posizionati i righelli. Osserviamo che nell'area di giunzione alcuni numeri sono ripetuti mentre altri sono mancanti (per esempio in figura 1.6, i numeri 15 e 16 del righello sulla sinistra sono ripetuti, mentre i numeri 13, 14 e 15 del righello sulla destra sono mancanti).

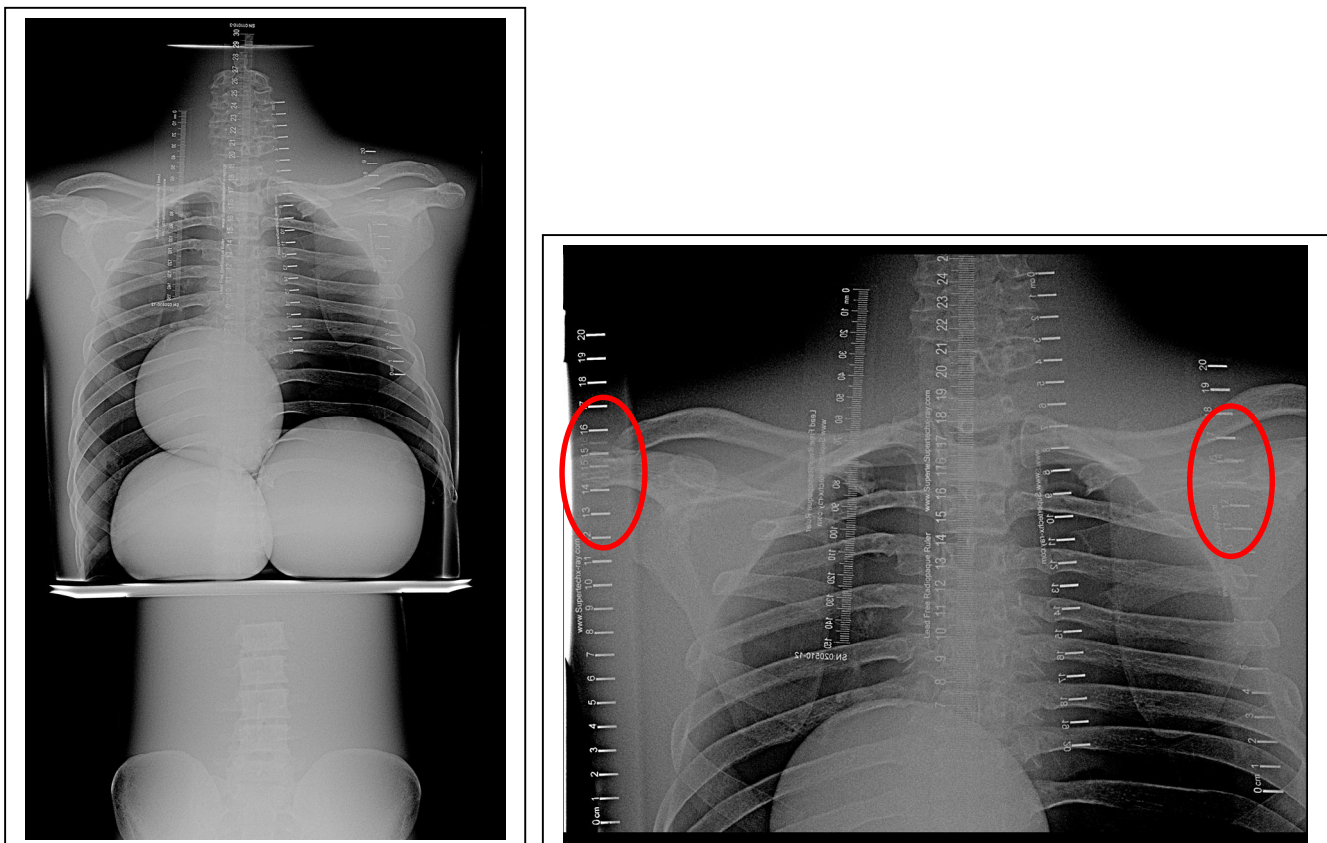


Figura 1.6: la figura mostra un fantoccio, scansionato tramite stitching lineare e un particolare dell'area di giunzione tra due immagini. In particolare sulla giunzione i numeri 15 e 16 del righello sulla sinistra sono ripetuti, mentre i numeri 14, 15 e 16 del righello sulla destra sono mancanti.



Il fenomeno può essere spiegato in questo modo: per esempio se abbiamo tre oggetti a tre profondità diverse nel corpo (1, 2, 3), la cui posizione sull'immagine cade proprio sopra il punto di giunzione tra due immagini adiacenti, la loro reciproca profondità determinerà la posizione sulle due immagini. A causa della differente prospettiva (creata dallo scorrimento dello sorgente), la posizione relativa degli oggetti nel piano immagine sarà diversa. In figura 1.7 è presentato tale fenomeno e si può osservare una vera e propria inversione della posizione degli oggetti sulle due immagini che è creata dalla diversa prospettiva. Se uniamo due immagini in modo da mettere "a fuoco" l'oggetto in posizione 2, ossia l'oggetto che è in posizione centrale rispetto agli altri due, notiamo che sull'immagine finale gli oggetti 1 e 3 sono ripetuti perché sono fuori dal "fuoco" (figura 1.7).

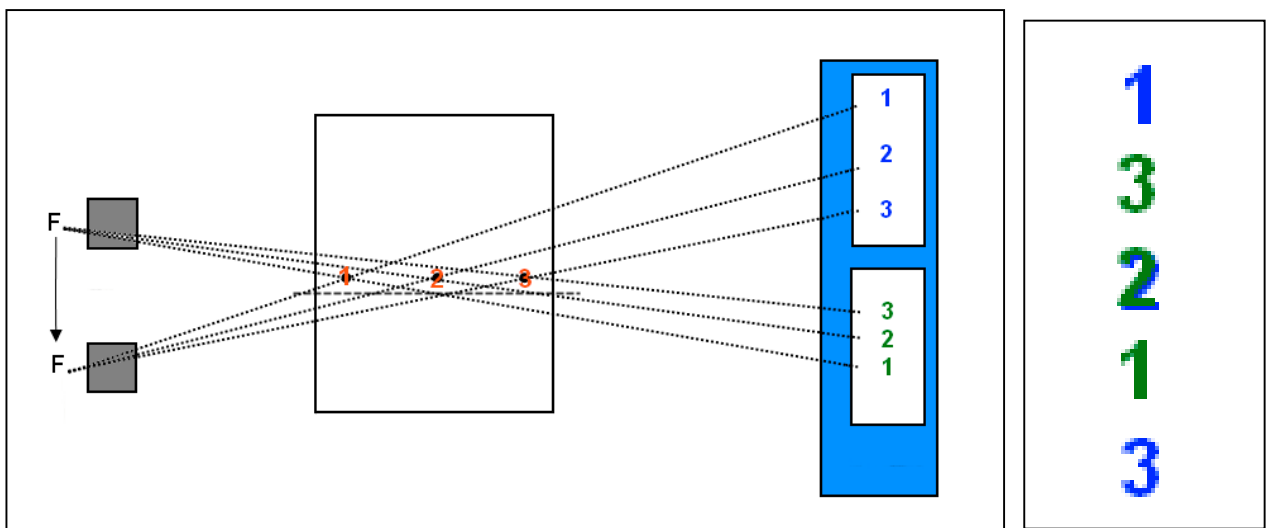


Figura 1.7: la figura mostra tre oggetti in tre posizioni diverse (1,2,3) all'interno di un corpo. Quando la sorgente radiogena viene spostata, la proiezione degli oggetti sul piano immagine viene rovesciata. Assumendo che la posizione degli oggetti sulle due immagini cada proprio sul punto di giunzione tra le due immagini, unendole si può mettere a fuoco solo un piano (in questo caso è il piano dove si trova l'oggetto in posizione 2) mentre i piani rimanenti verranno ripetuti perché non a fuoco. La figura è volutamente sproporzionata e fuori scala per accentuare questo difetto geometrico.

In questa analisi, si è supposto che lo stitching sia stato effettuato per ricostruire l'oggetto posizionato in posizione 2, ma l'algoritmo di unione calcola un indice di

correlazione tra le due immagini da unire che può non corrispondere alla profondità che è stata analizzata.

Supponiamo ora che in posizione 3 ci sia un righello (come in figura 1.8). Per semplicità, rinominiamo i due oggetti in posizione 1 e 2 con A e B, mantenendo l'oggetto in posizione 2 (ora B) a fuoco nell'immagine ricostruita. Come succedeva nell'immagine radiografica mostrata in figura 1.6, i numeri del righello vengono ripetuti sulla giunzione. A causa del fenomeno di parallasse i numeri hanno posizioni inverse sulle immagini nel punto di giunzione. Nello stesso modo, se mettiamo il righello in posizione 1, chiamiamo B e C gli oggetti in posizione 2 e 3, e mettiamo a fuoco l'oggetto in posizione 3 abbiamo la situazione mostrata in figura 1.9. Come succede nella radiografia mostrata in figura 1.6, c'è la perdita di un numero del righello. Nel caso di figura 1.9 il numero che viene eliminato è l'1, nel caso di figura 1.6 i numeri mancanti sono 14, 15 e 16 che indicano il fatto che una fascia alta circa 5 mm alla profondità di quel righello non compare sull'immagine.

Questi effetti che vediamo nelle immagini radiologiche sono più pronunciati se aumentiamo l'altezza della giunzione [6-8]. Senza i righelli, gli effetti delle strutture ripetute e mancanti è quasi invisibile a occhio nudo.

Consideriamo adesso di fare un esame di stitching a un paziente posizionato con una proiezione antero-posteriore (AP) e cerchiamo di associare a questi fenomeni di moltiplicazione o di perdita degli oggetti una conseguenza fisica sulle strutture anatomiche del paziente. Il fenomeno di ripetizione degli oggetti, su strutture anatomiche, può apparire come una ripetizione delle costole, oppure come un ispessimento delle stesse. Dall'altra parte, il fenomeno di perdita di alcuni oggetti, sulle strutture anatomiche, appare come una sovrapposizione delle strutture, ad esempio delle vertebre, con un conseguente errore di misura della lunghezza della colonna.

Se facciamo una quantificazione della moltiplicazione e della perdita in termini di pixel dell'immagine (che sono strettamente correlati ai pixel del pannello digitale) vediamo dalla figura 1.6, che l'area con ripetizione, ossia il piano dove sono presenti le costole, è alto circa 5 mm. Questi 5 mm corrispondono alla ripetizione di circa 16 pixel nell'immagine. Invece l'area con i punti mancanti (piano delle vertebre) è di 20 mm, che corrispondono alla perdita di circa 135 pixel nell'immagine.

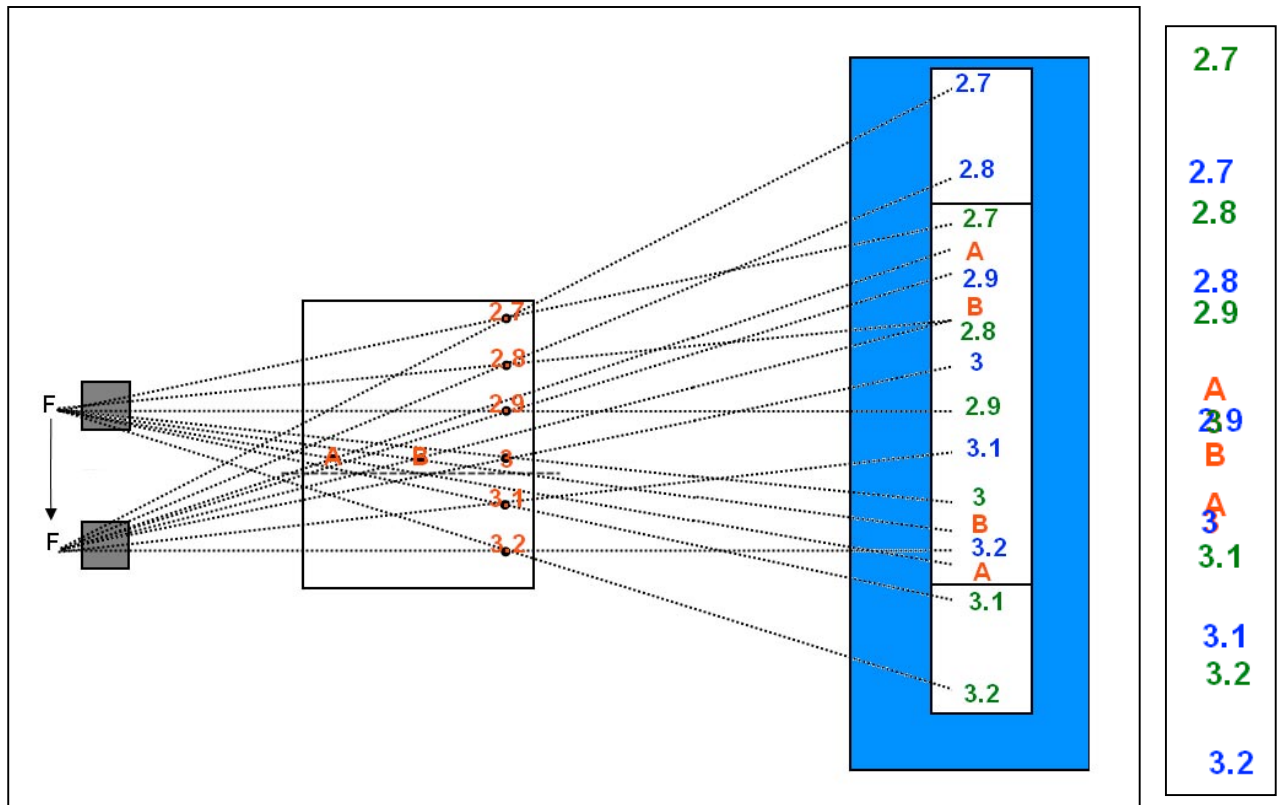


Figura 1.8: la figura mostra l'effetto di due immagini unite assieme quando un righello è posizionato a cavallo del punto di giunzione. I due quadrati grigi sulla sinistra mostrano le due posizioni della sorgente radiologica. Al centro, il rettangolo bianco contiene i due oggetti in posizione A e B e il righello. Sulla destra, nel rettangolo blu, sono presenti le due immagini, create dalle due diverse posizioni della sorgente. Infine, sulla destra, è presentata l'immagine unita con il fuoco sull'oggetto in posizione B. Quello che si vuole sottolineare con questa immagine è la duplicazione dei numeri del righello (soprattutto di 2.9, 3.1) e dell'oggetto in posizione A.

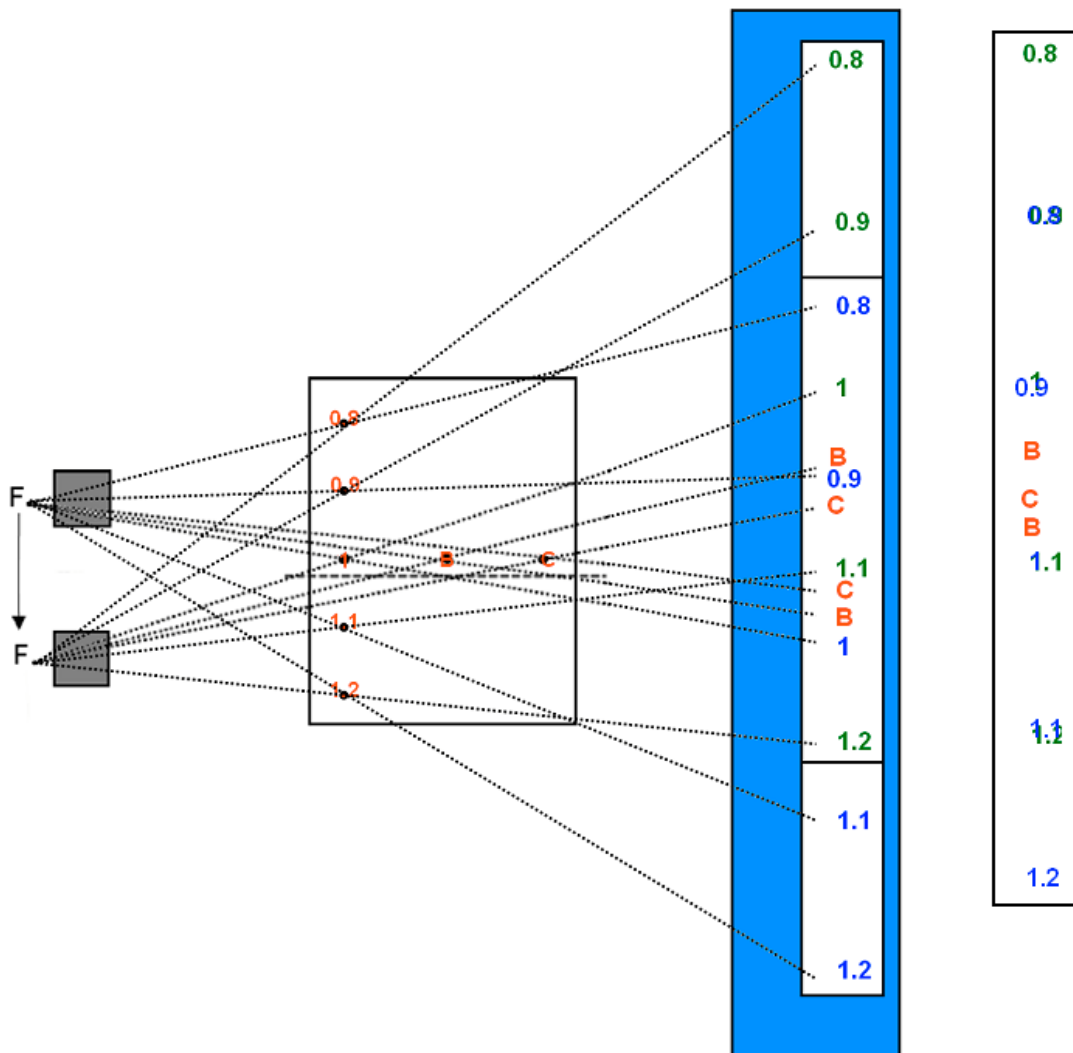


Figura 1.9: la figura mostra l'effetto di due immagini unite assieme quando un righello è posizionato a cavallo del punto di giunzione. I due quadrati grigi sulla sinistra mostrano le due posizioni della sorgente radiologica. Al centro, il rettangolo bianco contiene un righello, un oggetto in posizione B e uno in posizione C. Sulla destra, nel rettangolo blu, sono presenti le due immagini, create dalle due diverse posizioni della sorgente. Infine, sulla destra, è presentata l'immagine unita con il fuoco sull'oggetto in posizione C. Quello che si vuole sottolineare con questa immagine è la perdita del numero 1 del righello.

Per la riduzione dei problemi di parallasse, i raggi X devono essere il più possibile paralleli: la distanza fuoco film (DFF) deve essere portata ad almeno 250 cm per avere una perdita delle strutture sull'immagine inferiore a 1 cm (34 pixel persi).

La DFF più lunga risolve anche un altro problema: a causa della geometria del sistema, l'area più vicina alla sorgente non viene completamente irradiata- Questo è dovuto al fatto che il fascio è collimato in modo che solo la superficie sensibile del pannello venga irraggiata. Il cono di raggi x prodotto lascia scoperta l'area del paziente più vicina alla sorgente (in figura 1.10 viene visivamente mostrato questo fenomeno, ossia le zone più vicine al pannello digitale sono completamente irraggiate mentre le zone più vicine alla sorgente, a causa della conicità del fascio radiologico, sono in parte non irraggiate). Tale problema è maggiormente riscontrabile in pazienti obesi, poiché alcune strutture del corpo non sono esaminate. Aumentando la DFF, l'area irradiata aumenta, e a 250 cm di DFF l'area irradiata è profonda 30 cm. Comunque l'incremento della DFF non è sempre attuabile sia per le dimensioni fisiche delle sale radiologiche delle cliniche (e anche di alcuni ospedali) sia perché è richiesto un tubo radiologico di alte prestazioni. Inoltre l'aumento della DFF non risolve tutti i problemi perché non possiamo esaminare i pazienti in posizione laterale, dove le aree investigate (la colonna vertebrale principalmente) sono più vicine alla sorgente.

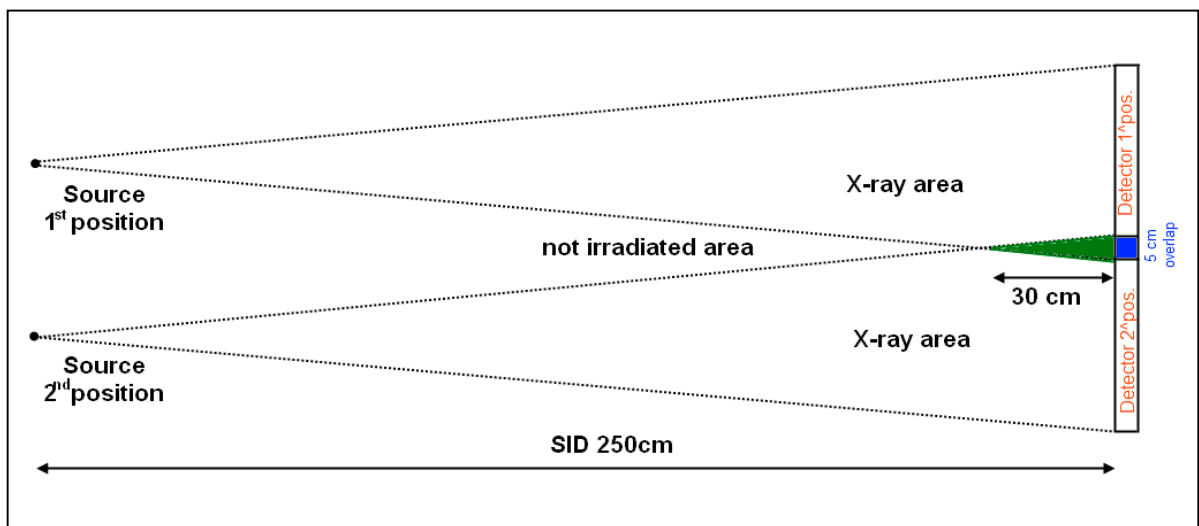


Figura 1.10: la figura mostra l'area irradiata con il metodo di stitching lineare. Sulla sinistra è presente la sorgente radiogena in due diverse posizioni. Sulla destra è presente il pannello nelle due diverse posizioni (con fascio radiologico centrato sul pannello). Al centro, nella zona evidenziata in verde, la figura mostra l'area dove i due fasci si sovrappongono. La profondità di questa zona definisce la massima distanza dal pannello rivelabile.

Oltre all'aumento della DFF, per aumentare l'area irradiata, si può procedere in un altro modo: si possono ridurre le distanze tra varie le posizioni della sorgente radiologica durante le esposizioni in modo da sfruttare la parte più centrale del fascio radiogeno dove i raggi viaggiano più paralleli. Pur non diminuendo l'area di sovrapposizione (perché l'algoritmo ha bisogno di una altezza minima di 5 cm dell'area comune per poter lavorare correttamente) è possibile modificare l'altezza dell'area dell'immagine in modo da ravvicinare la posizione della sorgente su due esposizioni contigue. Per esempio, invece di lavorare con immagini di dimensioni 43x43 cm, si può lavorare con immagini di 43x20 cm. In questo caso si riduce la distanza tra le due posizioni della sorgente da 38 cm a 15 cm. Tuttavia diminuendo l'estensione dell'area per immagine, necessariamente si deve aumentare il numero di immagini per ottenere lo stesso risultato. Ad esempio il fantoccio usato per queste prove è alto 81 cm. Sfruttando tutta l'area sensibile del pannello (43x43cm) bastano 2 immagini per completare l'esame, utilizzando solo una parte dell'area sensibile (43x20 cm), tenendo in considerazione l'area di sovrapposizione, sono necessarie 5 immagini per completare l'esame (figura 1.11).

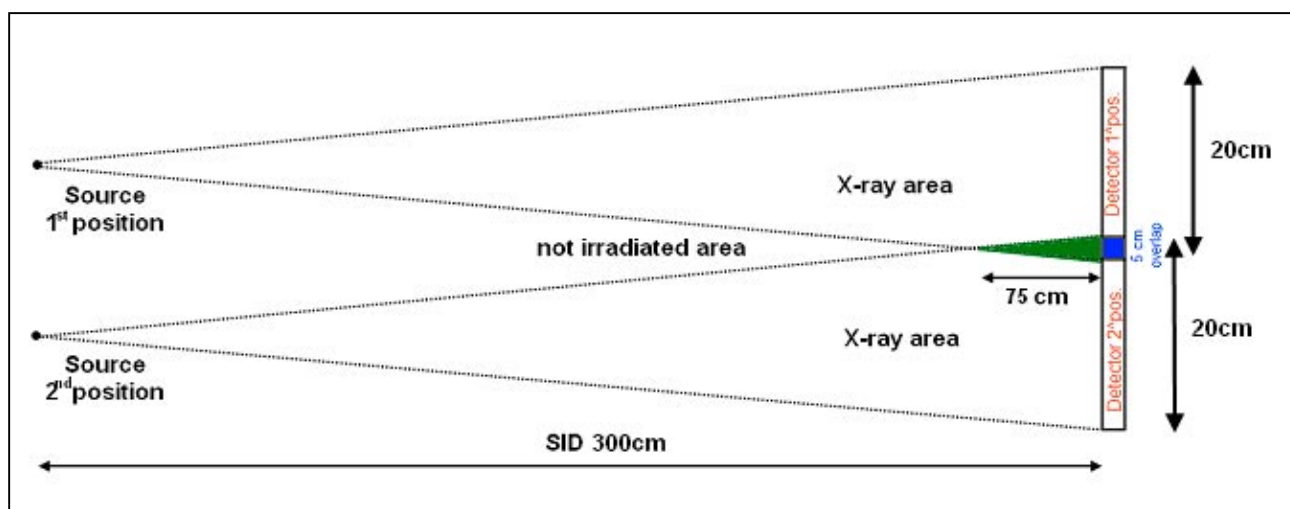


Figura 1.11: la figura mostra l'area irradiata con il metodo di stitching lineare. In questo caso, l'area dell'immagine ha un lato di 20 cm e, a 300 cm di DFF, la profondità dell'area investigata (area evidenziata in verde) è di 75 cm. Nella figura precedente quest'area era profonda solo 30 cm e gli esami su pazienti in posizione laterale non erano effettuabili.

Questo non è di principio un grosso svantaggio purché il sistema sia veloce nell'acquisizione delle immagini. Allo stato dell'arte i sistemi sono piuttosto lenti a causa del lungo ciclo di acquisizione immagini dei pannelli digitali: un esame di stitching di 5 immagini richiede 39 secondi, circa 9 secondi tra un'esposizione e quella successiva.

Il problema maggiore con questo ultimo approccio per lo stitching lineare è che aumentando il numero di immagini aumenta troppo il tempo di esame e questo aggiunge ulteriori errori al sistema, portati dai movimenti involontari del paziente. Sono in corso delle ricerche per migliorare il tempo del ciclo di acquisizione per rendere più breve il tempo di esame e ridurre gli errori di movimento.

## Stitching Rotazionale

Lo stitching rotazionale (mostrato in figura 1.4) è più simile di quello lineare allo stitching classico con la cassetta CR. In questa modalità tubo radiogeno ruota, mantenendo la sorgente fissa e il fascio sempre centrato con il pannello che si muove linearmente lungo il paziente. Il problema maggiore di questo sistema è che le estremità in cima e in fondo all'immagine finale sono leggermente deformate dal fascio che raggiunge obliquamente il pannello (figura 1.12). Questo difetto è accentuato quando la DFF è corta ( $< 150$  cm) e se l'oggetto è lontano dalla superficie del pannello. Per esempio, a una DFF di 250 cm, un oggetto lontano 25 cm dal pannello ha una deformazione dell'11% circa della sua altezza sull'immagine (per esempio, se facciamo un paragone anatomico, una costola alta 2 cm, sull'immagine apparirà più alta di 0,2 cm ossia di 2,2 cm). A 100 cm di DFF, un oggetto distante 25 cm dal pannello avrà una deformazione del 35% (utilizzando lo stesso paragone anatomico, una costola alta 2 cm, sull'immagine avrà una altezza di 2.7 cm).

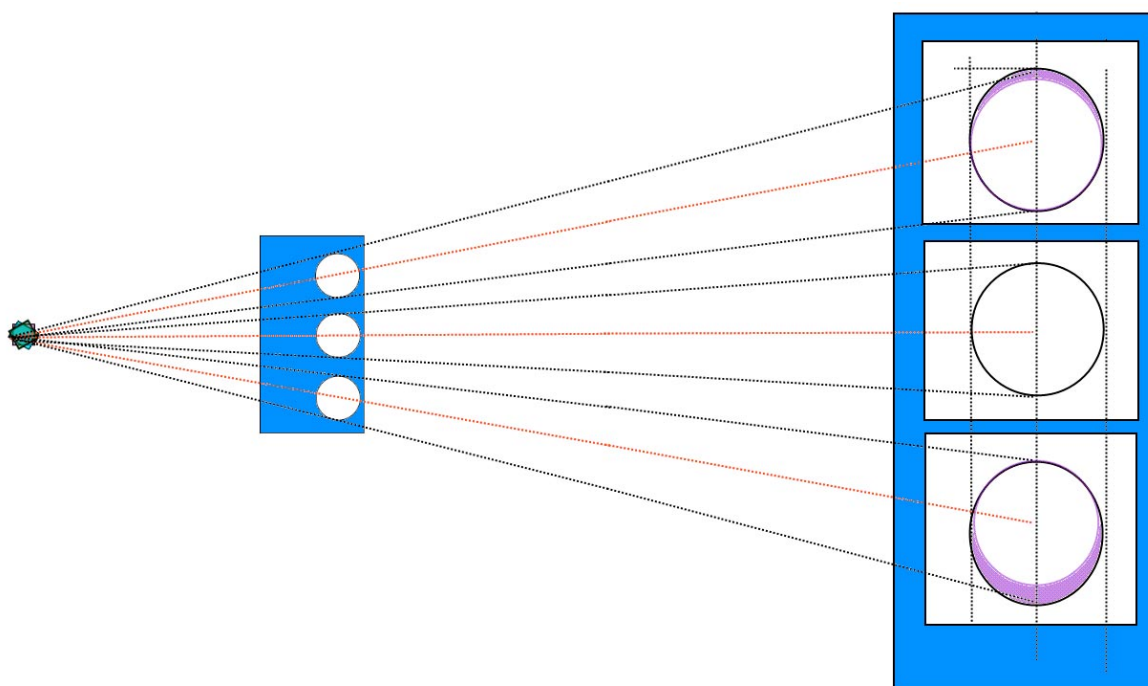


Figura 1.12: distorsioni geometriche presenti nello stitching rotazionale.



Un modo semplice per risolvere questo problema è usare una DFF che sia di 200 cm per i pazienti adulti e una DFF più bassa (150 cm almeno) per pazienti pediatrici o di esile costituzione. Quanto detto deriva dal fatto che a 200 cm di DFF, un oggetto lontano 40 cm dal pannello ha una deformazione del 25% della sua altezza (caso del paziente adulto in posizione frontale), mentre a 150 cm di DFF un oggetto posto a 20 cm dal pannello ha una deformazione del 15% (caso del paziente piccolo in posizione frontale). Sono state scelte queste distanze tenendo in considerazione il fatto che il paziente non è a contatto con il pannello, ma solitamente viene sorretto per mezzo di un supporto che ha anche la funzione di allontanare il paziente dal pannello creando uno spazio per le movimentazioni.

Durante i test sullo stitching rotazionale, i righelli sono stati tenuti sul fantoccio e le immagini radiologiche non hanno mostrato alcun artefatto come ripetizione o mancanza di numeri. Dato che le ripetizioni e le mancanze sono causate dalla geometria del sistema, sono stati tolti i righelli ed è stata eseguita una scansione allo scopo di trovare nuovi artefatti (figura 1.13). Il tempo necessario per questa scansione è stato minore di 20 secondi.

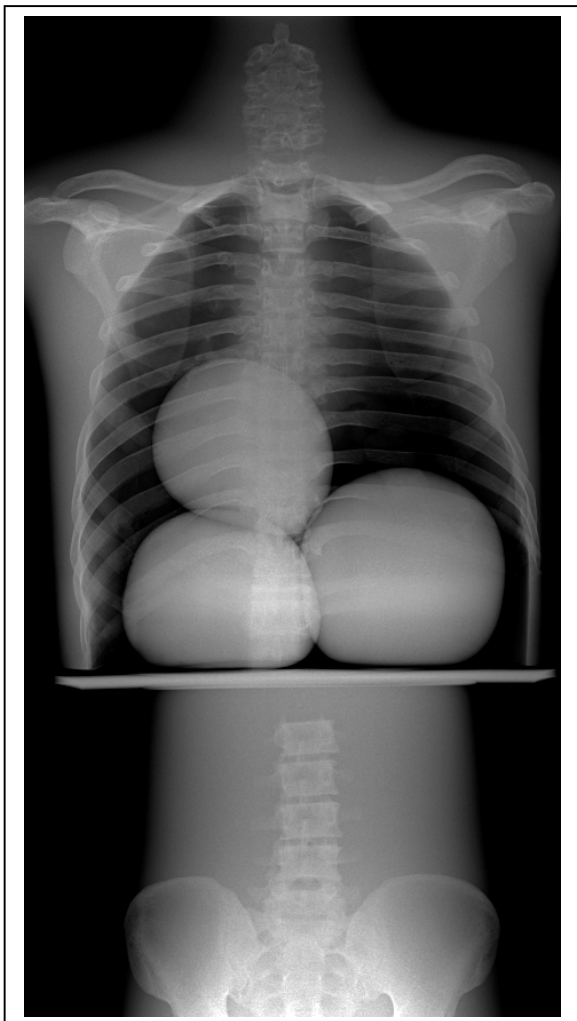


Figura 1.13: Stitching rotazionale con fantoccio.

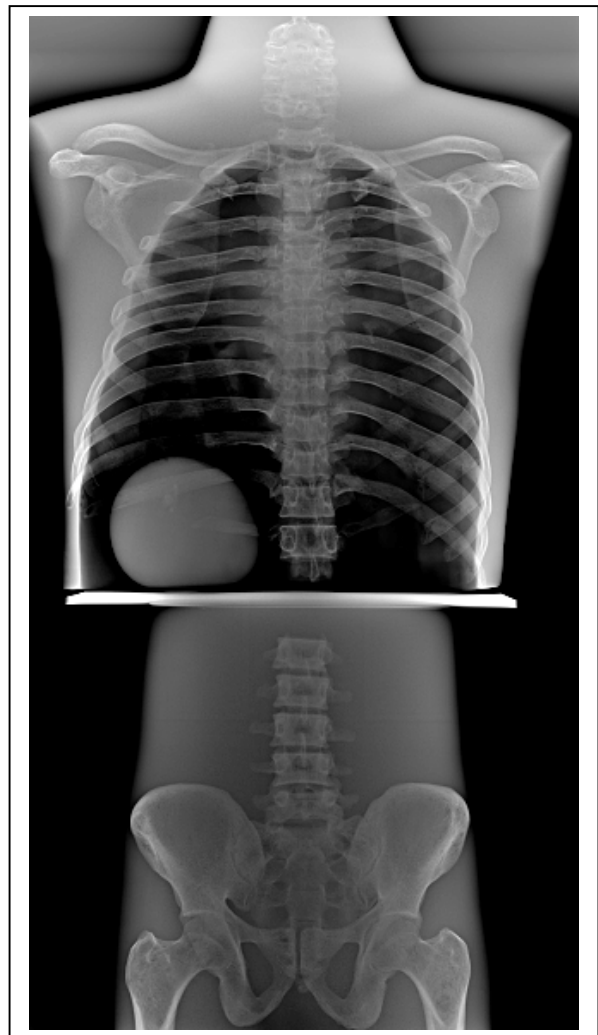


Figura 1.14: Wide Stitching con fantoccio.

## **Wide Stitching**

Lo Wide stitching, mostrato in figura 1.14, è la modalità più simile al classico stitching con cassetta CR. È molto simile allo stitching rotazionale ma, paragonando i due metodi, risolve parzialmente il problema di non perpendicolarità del fascio. Uno svantaggio di questa modalità è la distanza sorgente-detettore, che deve essere necessariamente mantenuta tra i 200 cm e i 280 cm per coprire l'intera area investigata. Se l'inclinazione dell'anodo è di  $12.5^\circ$ , è necessaria una DFF di 280 cm per coprire un'area con un lato di lunghezza 120 cm. Per coprire un'area di lunghezza 60 cm è necessaria una DFF di 200 cm.

Aumentando l'inclinazione dell'anodo il sistema può essere utilizzato anche in sale radiologiche più piccole, dove la DFF di 270 cm può essere un problema. È possibile avere una maggiore inclinazione anodica, fino a  $16^\circ$ , che permette di avere un'area investigata di 120 cm di lato con una DFF di 210 cm, ma pagando il costo di dover aumentare la macchia focale della sorgente radiogena.

Infatti la dimensione della macchia focale influisce sulla risoluzione dell'immagine dando origine al ben noto effetto chiamato effetto "penombra", o "unsharpness geometrico". Una macchia focale più larga crea immagini più sfocate. Se l'inclinazione dell'anodo aumenta, anche l'effetto penombra aumenta, poiché la sorgente di radiazione non è più puntiforme ma assume le dimensioni di un'area maggiore. Questo effetto porta a una indesiderata perdita di risoluzione spaziale [5]. In figura 1.14 viene mostrata l'immagine radiologica di un fantoccio, composto da torace e bacino, ottenuta tramite la tecnica di wide stitching.

Un secondo problema, abbastanza importante, è che il tubo radiogeno deve avere alte prestazioni per poter fornire una dose adeguata al pannello dato che la DFF è molto elevata. Questo influisce negativamente sui costi.

## Valutazioni di dose

Il grosso problema dei metodi di stitching con pannelli digitali è capire quanto è l'aumento di dose paragonato ai sistemi con cassetta CR.

Rispetto ai sistemi con CR, l'area in cui c'è una aggiunta di dose è quella relativa alla sovrapposizione dei due fasci nella giunzione, comprese le due penombre (vedi figura 1.15). Per stimare qual è la dose in eccesso che viene portata dal fascio in questa area è stato utilizzato un rivelatore di dose nominato "Pirhana Dose Probe" (marca RTI Electronics). Con lo strumento si rileva il kerma in aria alla superficie del rivelatore di immagine senza backscatter. La dose puntuale rivelata da questo strumento è di 3  $\mu\text{Gy}$  sull'area centrale del pannello, che è la dose necessaria al pannello per poter creare un'immagine diagnostica. Il fascio radiogeno (DFF di 300 cm) è stato collimato in modo da lasciare una finestra larga 50 cm e sono state prese due immagini che, rapportate alla dose rivelata dal Pirhana, forniscono la distribuzione spaziale della dose che raggiunge il pannello. In figura 1.16 è riportato il grafico dell'andamento spaziale della dose che raggiunge il pannello: la distribuzione di dose che va dai 40 ai 70 cm di distanza dal centro del pannello è stata ottenuta traslando il pannello stesso e ripetendo la misure nella medesima condizione della prima immagine. Nell'area che va dai 50 cm ai 20 cm dal centro del pannello è presente l'eccesso di dose al paziente, necessario per l'unione delle immagini (è la dose dovuta alla porzione di fascio che sfugge alle lamelle del collimatore, di lunghezza 25 cm, valutata due volte, più quella che raggiunge il pannello nella zona di sovrapposizione delle immagini, di 5 cm).

La dose in eccesso è stata calcolata in questo modo: partendo da un esame standard di stitching in cui due immagini DR vengono unite affinché l'immagine finale abbia un'estensione di 60 cm, è stato calcolato contributo di dose richiesto per fare un'immagine (3  $\mu\text{Gy}$ ) moltiplicato per l'estensione totale dell'immagine finale (60 cm) e, a questo contributo, è stato sommato il contributo derivante dalla sovrapposizione delle immagini e dalla penombra moltiplicato rispettivamente per l'estensione della zona di sovrapposizione (5 cm) e delle zone di penombra (25 cm calcolati due volte). Questo risultato è stato confrontato con il sistema CR, ponendo questi vincoli: non ci sono né sovrapposizioni né penombre nella zona di unione delle immagini; la dose necessaria per avere un'immagine sia di 3  $\mu\text{Gy}$ , l'estensione dell'immagine finale sia di 60 cm. Dai calcoli è stato trovato che circa il 34% in più di dose è necessario per un esame di stitching con DR rispetto al sistema con CR.

In questa analisi si è supposto che il sistema CR abbia bisogno di una dose equivalente al sistema DR per ottenere un'immagine diagnostica. Tuttavia, da riferimenti bibliografici [ref. 9], è noto che i sistemi DR necessitano di meno dose rispetto ai sistemi CR e, considerando che l'uso della DR comporta, rispetto all'uso della CR, un risparmio di dose del 43% [ref. 9], questo porta alla conclusione che utilizzando i pannelli digitali per effettuare immagini estese si ottengono discreti risultati in termini di dose al paziente, confrontabili con i sistemi CR.

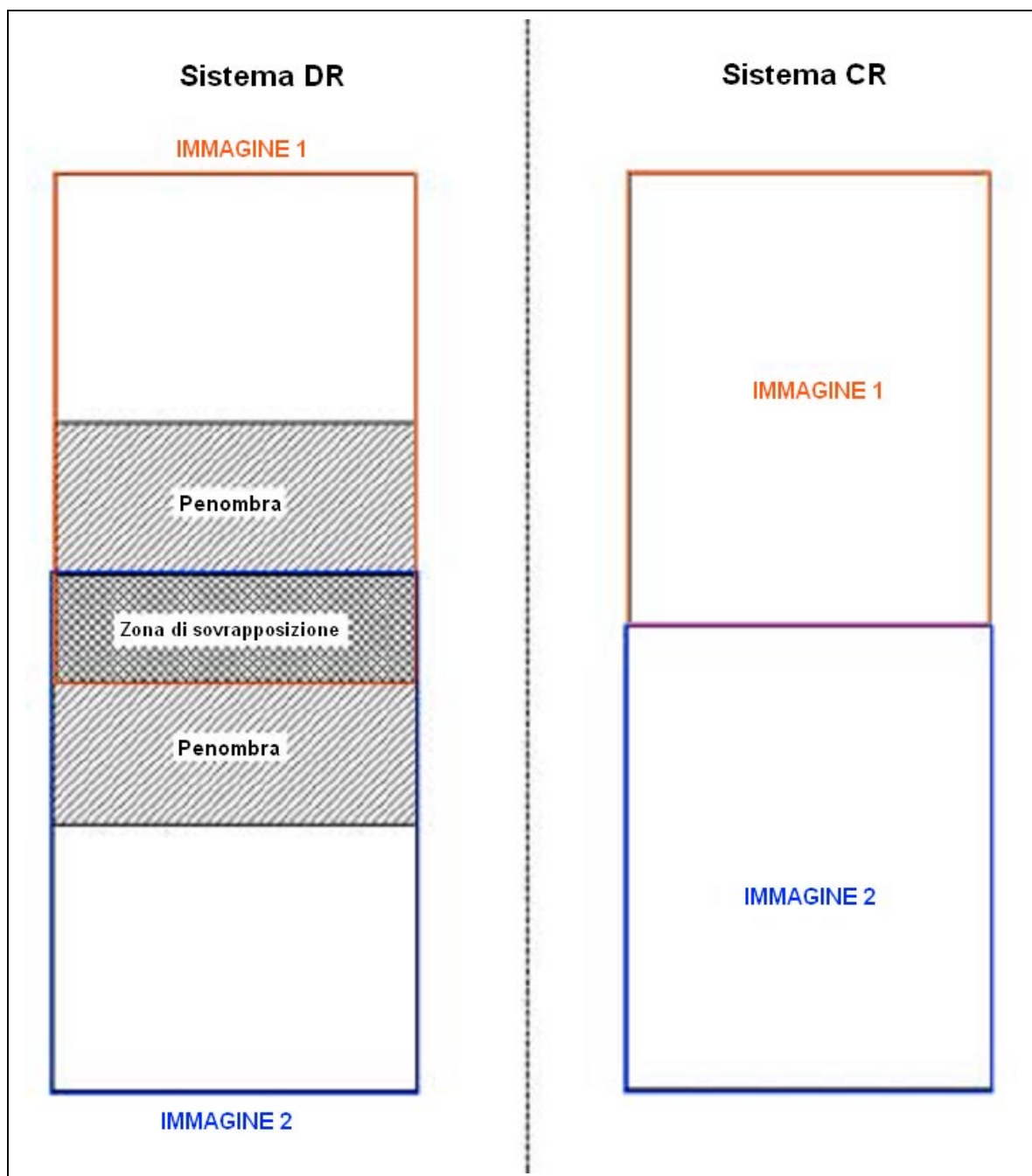


Figura 1.15: tecnica DR (a sinistra) e tecnica CR (a destra) a confronto nello stitching delle immagini. Nel sistema DR l'area in cui c'è una aggiunta di dose, rispetto al sistema CR, è quella relativa alla sovrapposizione dei due fasci nella giunzione, comprese le due penombre.

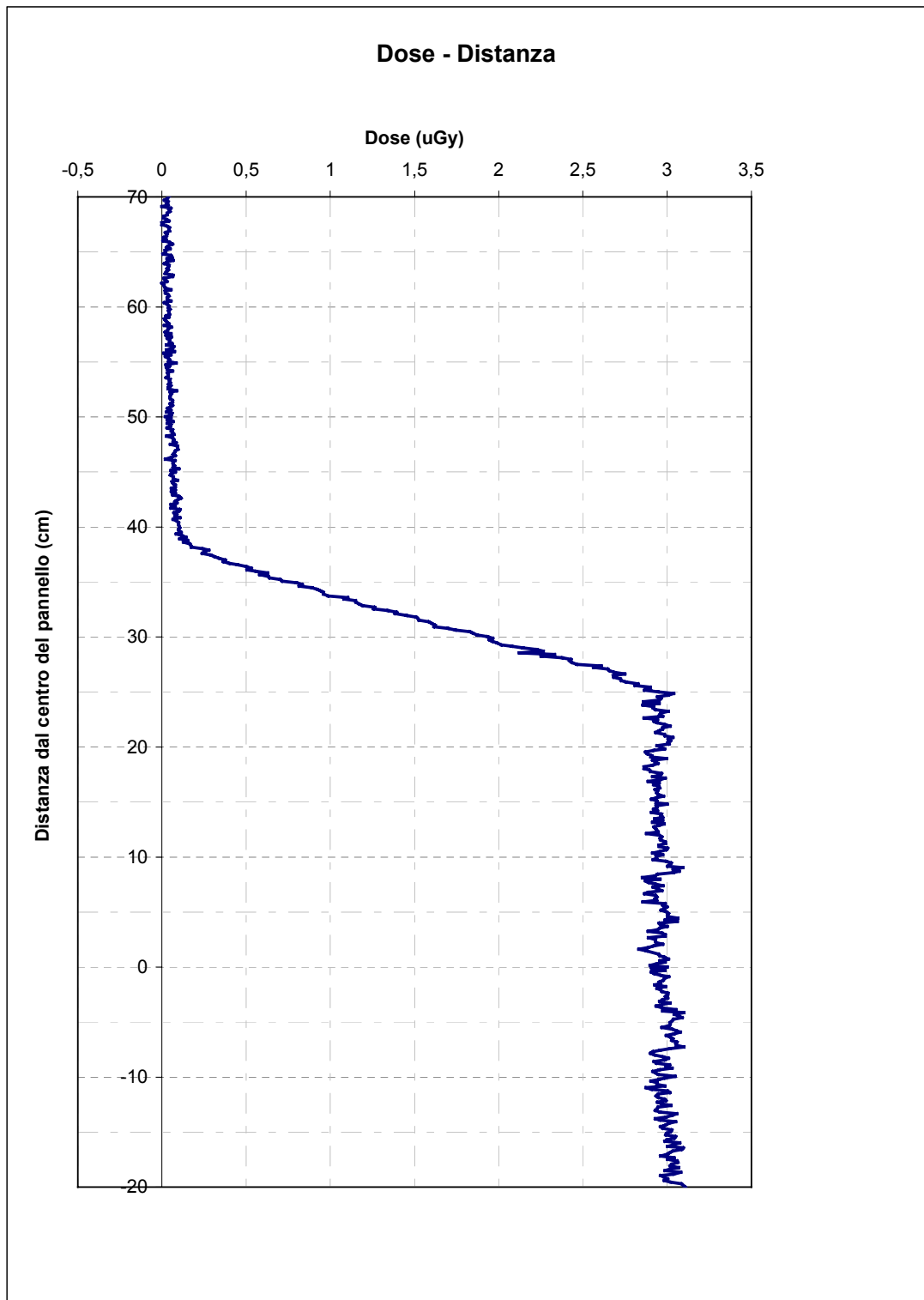


Figura 1.16: dose che raggiunge il pannello quando il collimatore chiude il fascio in una finestra larga 50cm. Il grafico riporta i valori di dose rilevati su una linea perpendicolare alla finestra. Il centro della finestra è indicato con lo zero nelle ordinate. A +25 cm di distanza dallo zero inizia la zona di penombra.





# Capitolo 2

## Stitching con pazienti

### Introduzione

Nel precedente capitolo abbiamo analizzato le varie tecniche di stitching dal punto di vista teorico. In questo capitolo approfondiremo una delle tecniche applicata su pazienti reali, quella dello stitching rotazionale che riteniamo essere la migliore tra le tecniche investigate.

Di seguito verranno presentate delle immagini di pazienti su cui si vuole fare una investigazione alla colonna vertebrale per stimare il grado di gravità della scoliosi.

Prima di analizzare le immagini è opportuno fare una digressione sulle elaborazioni applicate e più specificatamente sulle elaborazioni che hanno generato le immagini che verranno qui presentate.

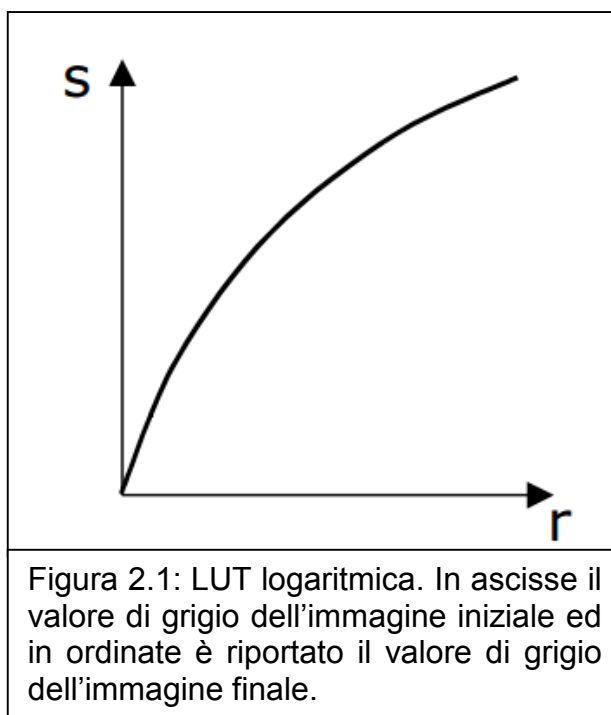
Come abbiamo visto, generalmente l'elaborazione delle immagini è divisa in tre passi principali: la registrazione, la calibrazione e il blending. La fase di registrazione è stata presentata nel capitolo precedente, ora ci occuperemo della calibrazione e del blending che vengono effettuati rispettivamente tramite la tabella di ricerca o LUT e filtro Laplaciano Piramidale.

## LUT – Look Up Table

Le immagini digitali sono costituiti da una matrice di pixel, ciascuno dei quali possiede almeno tre dimensioni: due (o più) spaziali e una con un valore di intensità. Ciascuna immagine radiologica possiede una profondità di 16 bit, ossia ha 65536 livelli di grigio diversi (intensità). L'occhio umano non è in grado di distinguere tutti questi livelli di grigio diversi ed è quindi opportuno mapparli, uno ad uno, in modo che l'immagine sia meglio visibile e più comprensibile dall'osservatore. Si utilizza quindi una **look up table LUT**, ossia una tabella di ricerca, che mappa i 65536 livelli in una scala di 256 livelli di grigio, sufficienti all'occhio umano per percepire l'immagine. Una funzione di trasferimento determina quali valori della tabella corrispondono ai valori di intensità dei pixel a ogni coordinata dell'immagine.

Se ogni valore di intensità dell'immagine viene mappato al suo corrispondente valore della tabella, allora la LUT è una funzione lineare e può essere tracciata come una linea retta. Modificando la pendenza della funzione di trasferimento e la successiva mappatura della tabella, i valori di intensità dell'immagine possono essere selettivamente aumentati o diminuiti per migliorare l'immagine finale.

In figura 2.1 è riportato l'andamento di una LUT logaritmica in cui i grigi più scuri corrispondono a valori di  $r$  ed  $s$  più bassi ( $r$  è il valore di grigio dell'immagine iniziale ed  $s$  è il valore di grigio dell'immagine finale, a bassi valori di  $r$  corrispondono più elevati valori di  $s$ ). L'immagine filtrata risulta più luminosa e le grosse variazioni nei valori di grigio più elevati dell'immagine iniziale, diventano piccole variazioni nei valori di grigio dell'immagine finale [ref. 16].



Nelle immagini radiologiche si applica solitamente una LUT logaritmica in modo da aumentare il contrasto nella zona più scura dell'immagine, dove si trova la maggior parte dell'informazione.

## **Filtro Laplaciano Piramidale**

L'introduzione del filtro piramidale tra le tecniche di elaborazione delle immagini è nato dallo studio del sistema visivo umano [ref. 10]. Da questo studio è emerso che la rappresentazione migliore per la visione umana è determinata da quanto sono netti e precisi i contorni delle figure. Partendo da ciò, è aumentato l'interesse verso le rappresentazioni nel dominio dello spazio delle frequenze. Decomponendo un'immagine in un set di immagini filtrate in frequenza spaziale, passate in banda, le immagini individuali forniscono un'informazione di particolare finezza di dettaglio o di scala [ref. 11].

Data una Immagine  $I$ , la sua piramide Gaussiana è una serie di immagini  $\{G_i\}$  chiamate livelli, che rappresentano progressivamente la versione a bassa risoluzione dell'immagine iniziale, in cui i dettagli ad alta frequenza scompaiono progressivamente. Nella piramide Gaussiana il livello più basso è l'immagine originaria  $G_0 = I$ , e  $G_{i+1} =$  sottocampionata $\{G_i\}$  è una versione passabasso di  $G_i$  con metà larghezza e altezza. Il filtraggio e la decimazione sono iterati  $n$  volte, tipicamente finché il livello  $G_n$  possiede pochi pixel.

La piramide Laplaciana è di costruzione simile: partendo dall'immagine originaria  $G_0 = I$  si applica un filtro passabasso, ottenendo una immagine  $L_0$  (esattamente come nella piramide gaussiana). A questo punto si ottiene una nuova immagine  $H_0$  come differenza tra quella originale e il suo processing ( $G_0 - L_0$ ). Per poter applicare questa differenza l'immagine  $L_0$  deve essere espansa in modo che abbia le stesse dimensioni di quella originaria prima di applicare la sottrazione, con un processo chiamato interpolazione. Il livello successivo è ottenuto tramite un sottocampionamento di  $L_0$ . I livelli  $\{H_i\}$  rappresentano i dettagli a diverse scale spaziali ed essi rappresentano una decomposizione dell'immagine originale a bande di frequenze separate (figura 2.2) [ref.12-13].

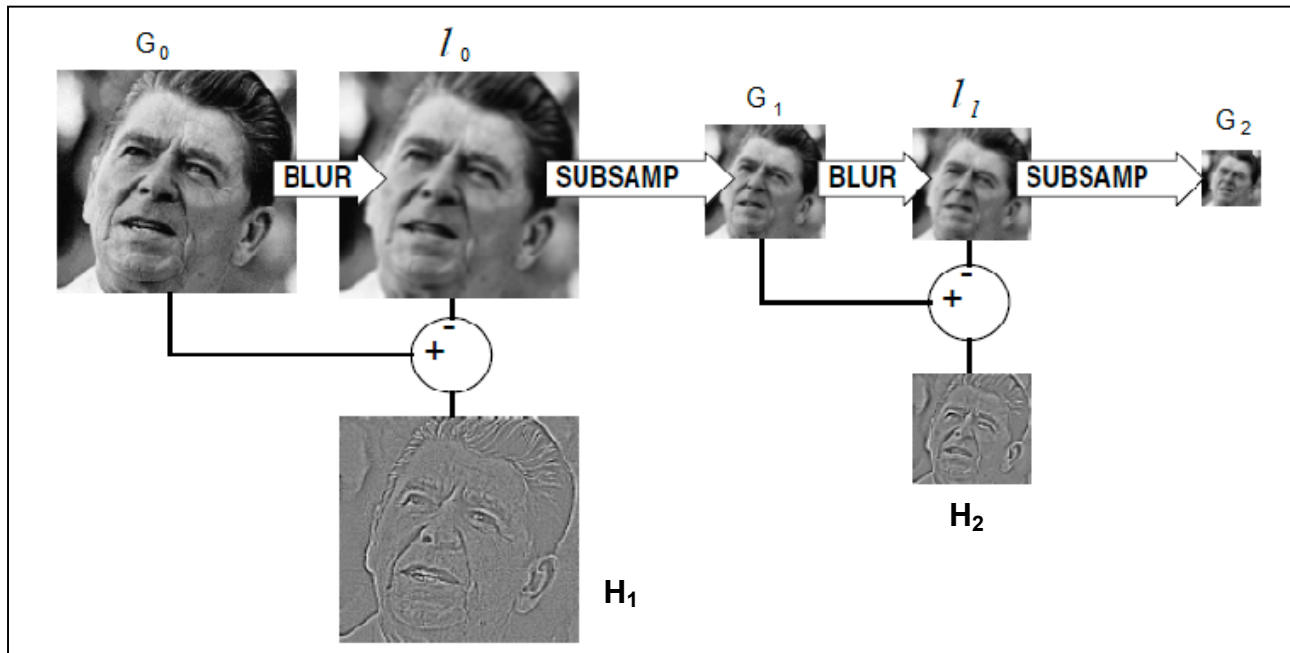


Figura 2.2: in alto la piramide gaussiana. L'immagine originale  $G_0$ , è ripetuta filtrata e sottocampionata per generare una frequenza di immagini di risoluzione ridotta  $G_1, G_2$ . Queste sono un set di copie dell'immagine originale in cui viene applicata una filtrazione passabasso. In basso la piramide Laplaciana. Ogni livello di questa piramide passata in banda rappresenta la differenza tra due livelli successivi della piramide Gaussiana.

Una proprietà importante della piramide Laplaciana è che è una rappresentazione completa dell'immagine originaria: i vari gradini usati per costruire la piramide possono essere riconvertiti per ottenere esattamente l'immagine originaria. Il livello in cima alla piramide  $G_N$  (chiamato residuo) viene prima espanso e poi aggiunto ad  $H_{N-1}$  per formare  $G_{N-1}$  che poi viene espanso e aggiunto a  $H_{N-2}$  per formare  $G_{N-2}$ , e così avanti. Quindi, alla fine di tutti i gradini, otteniamo  $G_0 = \text{sommatore } G_i$

La ricostruzione della piramide Laplaciana avviene come illustrato in figura 2.3.

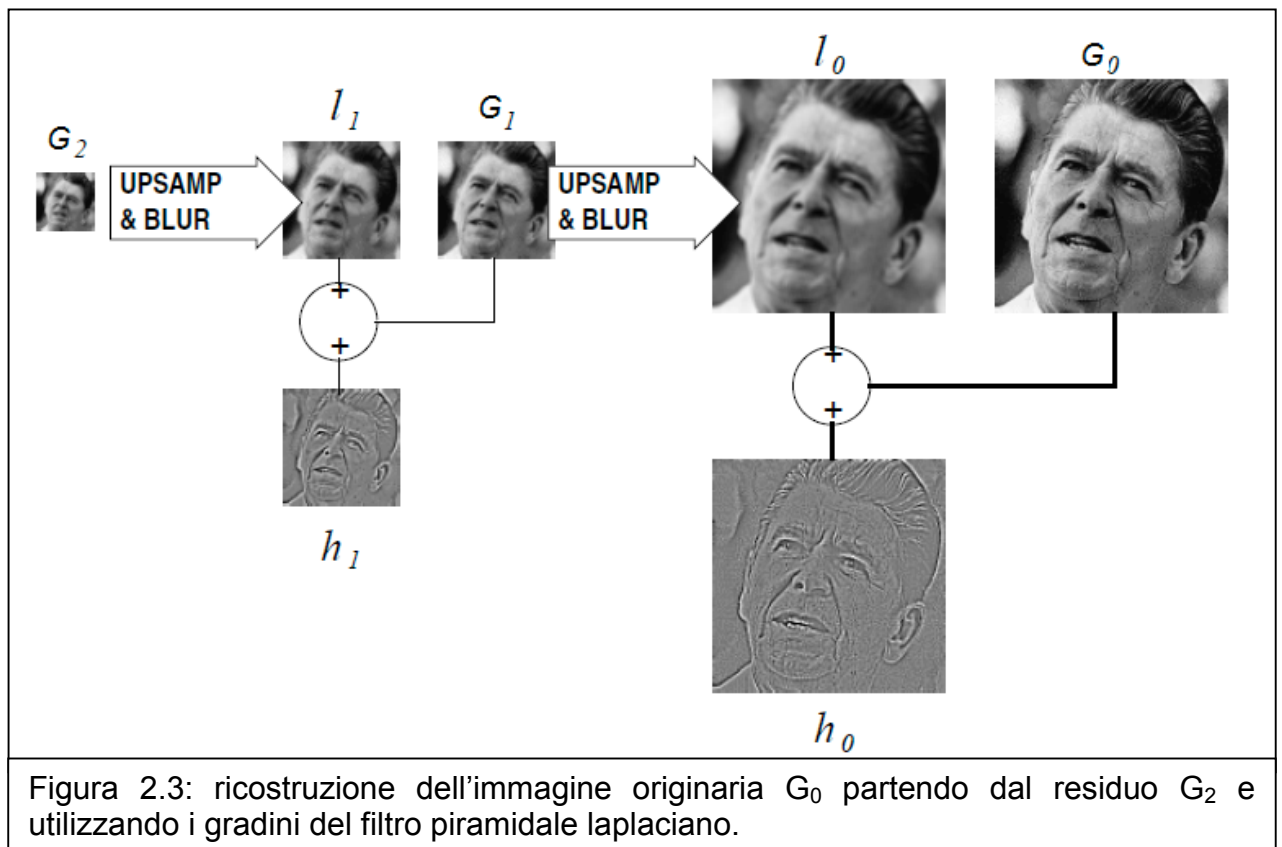


Figura 2.3: ricostruzione dell'immagine originaria  $G_0$  partendo dal residuo  $G_2$  e utilizzando i gradini del filtro piramidale laplaciano.

Sono due le ragioni per cui si trasforma un'immagine in una piramide di immagini isolate in banda di frequenza: la trasformazione può isolare componenti critici dell'immagine iniziale, così che siano più accessibili all'analisi, oppure la trasformazione può dar luogo a dei dati in forma più compatta per essere salvati e inviati più efficacemente. La piramide Laplaciana è usata per entrambi gli scopi.

Come filtro banda passante, la costruzione a piramide tende ad esaltare le caratteristiche dell'immagine, come i bordi. Questa costruzione piramidale può quindi essere utilizzata per togliere il rumore da una immagine e nel frattempo rendere più nitidi i dettagli. L'immagine viene prima decomposta nella sua rappresentazione a piramide Laplaciana. Dopodiché i livelli subiscono delle pesature, scelte in modo da dare maggior rilievo ai dettagli che si vogliono esaltare, e da azzerare il rumore. L'immagine finale è ottenuta sommando i livelli della piramide processata [ref. 17].

## **Stitching con pazienti**

A questo punto, scelti opportunamente i pesi di enhancement della piramide Laplaciana, dando un peso maggiore alle alte frequenze (dettagli) e minore alle basse frequenze (fondo), andiamo ad analizzare delle immagini ottenute con pazienti reali con vari disturbi di postura e di scoliosi.

Nella prima immagine, figura 2.4, il paziente viene ripreso in posizione antero-posteriore (AP) e vengono rilevate tre immagini di lunghezza 42 cm, 34 cm e 34 cm. L'area di sovrapposizione è di 10cm e la lunghezza totale è di 90 cm mentre la larghezza è di 43cm.

L'esposizione avviene a una DFF di 220 cm con un fascio di 100kVp e una dose complessiva di  $5393 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$  (rilevata tramite DAP, dose area product, posto all'uscita del collimatore a 33cm dalla sorgente).

Nella seconda immagine, figura 2.5, il paziente viene ripreso in posizione laterale. Vengono rilevate tre immagini in maniera analoga alla precedente procedura, in modo da ottenere un'immagine finale di lunghezza 90cm e larghezza 43cm.

L'esposizione avviene a una DFF di 180 cm, 90kVp e una dose di  $2747 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ .

Nella terza immagine, figura 2.6, il paziente viene ripreso in posizione antero-posteriore (AP) e vengono rilevate tre immagini di lunghezza 42 cm, 34 cm e 34 cm. L'esposizione avviene a una DFF di 180 cm con un fascio di 90kVp e una dose stimata di circa  $5000 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ .

Queste immagini sono state visionate da medici radiologi che non hanno segnalato alcun errore di ricostruzione che fosse visibile al loro occhio. Anche utilizzando un ingrandimento sulla parte dell'immagine nei punti di giunzione, non è visibile alcun errore di ricostruzione. Tuttavia nella ricostruzione della proiezione laterale è difficile dire se l'algoritmo ha funzionato bene unendo la seconda e la terza immagine. Infatti i tessuti esaminati, a parte l'osso della lombare che è perfettamente visibile, hanno poca differenza di densità e creano parecchia radiazione diffusa (la parte grigia dell'immagine è dovuta principalmente alla radiazione diffusa e può essere ridotta aumentando i kVp della sorgente). Quindi è difficile capire se nell'addome c'è stata una corretta ricostruzione, tuttavia nella parte ossea siamo sicuri che l'algoritmo ha funzionato bene e questo è quello che più interessa ai fini dell'esame della colonna vertebrale.

**Paziente adulto – colonna in toto AP**



Figura 2.4: paziente adulto, colonna in toto. La lunghezza totale dell'area irradiata è di 90 cm. L'esposizione avviene a una DFF di 220 cm con un fascio di 100 kVp e una dose di 5393 mGy\*cm<sup>2</sup>. Dose per immagine: 439+2889+2065 mGy\*cm<sup>2</sup>

Paziente adulto – colonna in toto LAT

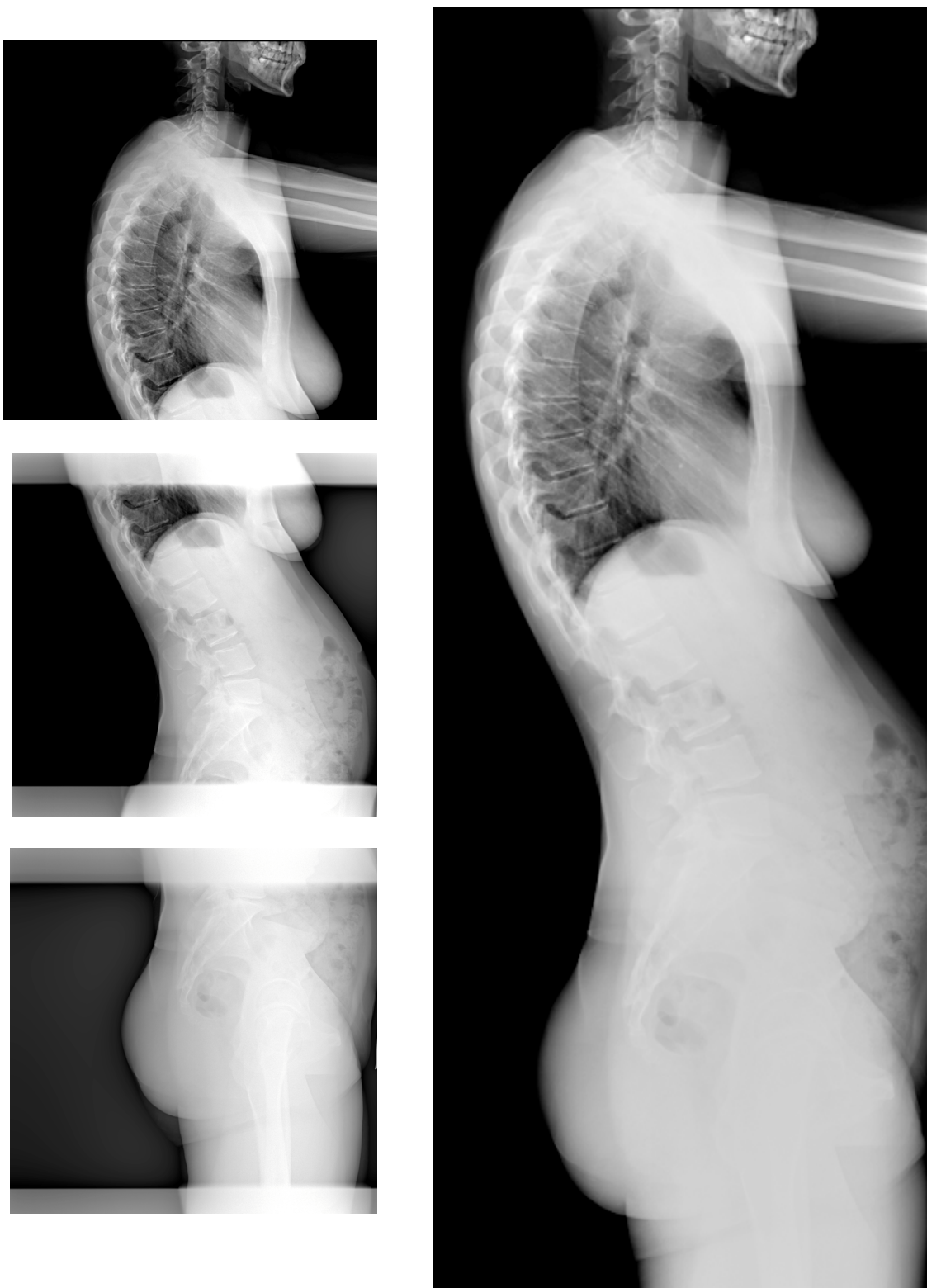


Figura 2.5: paziente adulto, colonna in toto. La lunghezza totale dell'area irraggiata è di 90 cm. L'esposizione avviene a una DFF di 180 cm con un fascio di 90kVp e una dose di circa 2747 mGy\*cm<sup>2</sup>. Dose per immagine: 1076 +846 + 825 mGy\*cm<sup>2</sup>.



**Paziente adulto – colonna in toto AP**

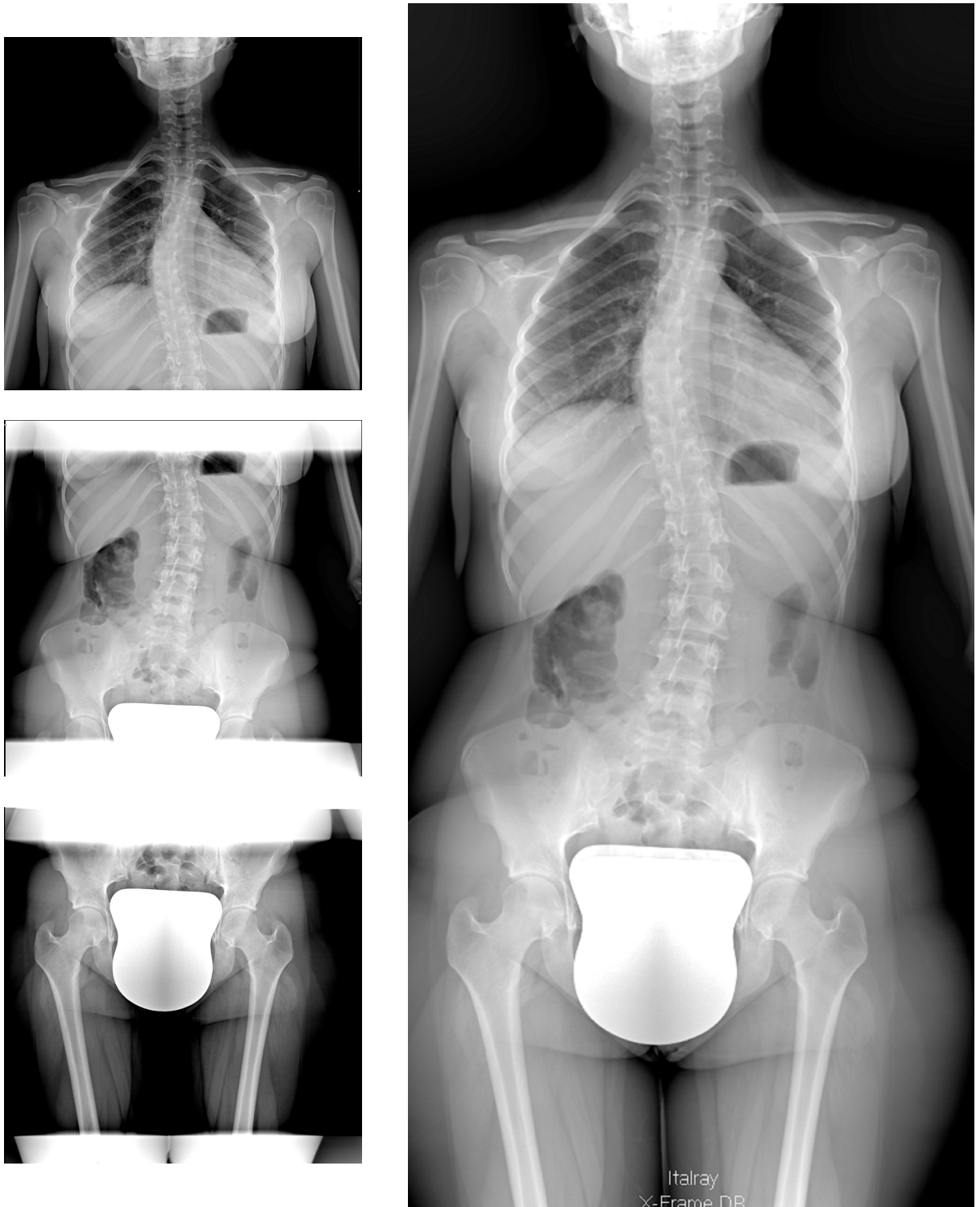


Figura 2.6: paziente adulto, colonna in toto. La lunghezza totale dell'area irraggiata è di 90 cm. L'esposizione avviene a una DFF di 180 cm con un fascio di 90kVp e una dose di circa 5000 mGy\*cm<sup>2</sup>.

Le immagini viste finora sono tutte immagini di colonne vertebrali, utilizzate nelle investigazioni su problemi di postura e scoliosi. Se si vogliono invece analizzare gli arti inferiori l'algoritmo che abbiamo visto non funziona come dovrebbe.

A questo proposito analizziamo ora l'immagine di uno scheletro in toto in cui sono stati esaminati anche gli arti inferiori (figura 2.7). Notiamo che, mentre la parte superiore (torace e addome) viene perfettamente ricostruita, gli arti inferiori non combaciano perfettamente. In particolare nella figura 2.7 si nota che il femore sinistro della paziente non viene ricostruito in modo appropriato ma c'è un piccolo disallineamento, mentre il femore destro è perfettamente ricostruito. Questo è dovuto al fatto che le immagini sono ottenute utilizzando l'AEC, ossia l'esposimetro automatico, e quindi la dose erogata per immagine è l'una diversa dall'altra (per esempio per l'esposizione dell'addome è necessaria molta più dose che per l'esposizione degli arti inferiori perché le strutture che si vogliono vedere sono differenti, ossia in un caso si vogliono vedere le vertebre mentre nell'altro si vuole vedere il femore). L'algoritmo, che cerca la massima correlazione tra le due immagini da unire, ha delle difficoltà a ricostruire gli arti inferiori, perché se le due immagini vengono esposte con dosi molto diverse, ci possono essere delle considerevoli differenze di contrasto della parte di tessuto intorno all'osso, che ha un'area molto più estesa di quella dell'osso e quindi pesa di più nel calcolo dell'indice di correlazione.

Un modo semplice per risolvere questo problema è di non utilizzare l'esposizione automatica e di mantenere fissa la dose che raggiunge il paziente. Tuttavia questo potrebbe portare ad avere aree dell'immagine sovraesposte e aree sotto-esposte, con un conseguente peggioramento della qualità.

Una strada migliore da percorrere per risolvere questo problema è quella di modificare le immagini prima di farle unire dall'algoritmo in modo che i livelli di grigio della parte tissutale si equivalgano il più possibile. La cosa più semplice da fare è quella di diminuire la dinamica dei livelli di grigio processando l'immagine prima tramite una **lookup table** (LUT) logaritmica e poi applicando l'unione e infine il filtro piramidale laplaciano. In figura 2.7 possiamo osservare una ricostruzione di uno scheletro in toto con l'errore di unione della parte degli arti inferiori dovuto alla diversa dinamica dei livelli di grigio della parte superiore rispetto alla parte inferiore. In figura 2.8 la ricostruzione degli arti inferiori avviene correttamente anche con dosi molto diverse tra le immagini: bacino e femore con  $1009 \text{ mGycm}^2$ ; ginocchio con  $225 \text{ mGycm}^2$ ; tibia con  $132 \text{ mGycm}^2$ .

Paziente adulto – scheletro in toto AP



Figura 2.7: Scheletro in toto: l'algoritmo ricostruisce bene solo la parte della colonna e trova difficoltà nella ricostruzione degli arti inferiori.

Paziente adulto – Arti inferiori AP

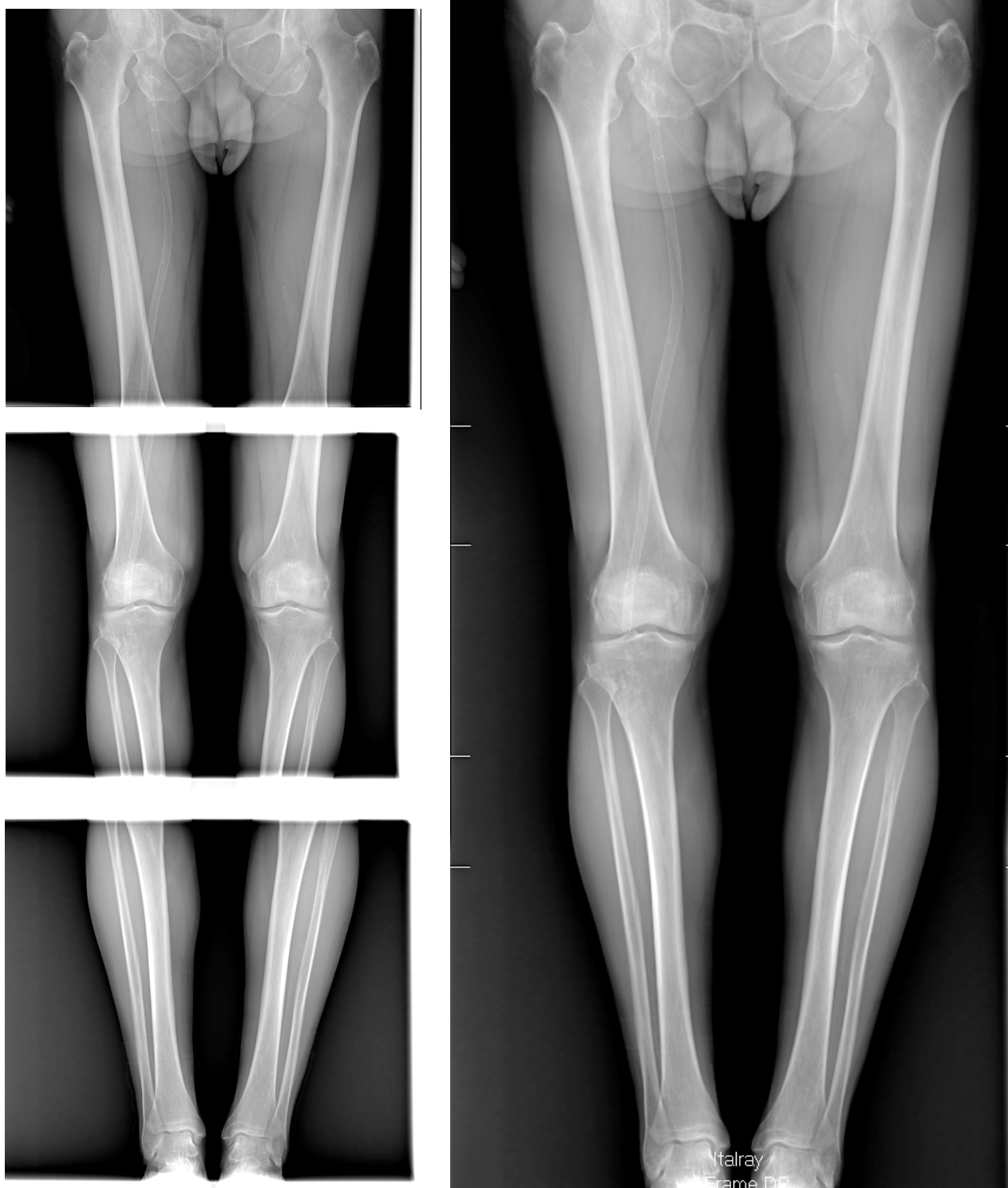


Figura 2.8: Stitching degli arti inferiori: applicando una LUT logaritmica all'immagine prima dell'algoritmo di unione, la ricostruzione avviene correttamente. L'esame è stato fatto con una DFF di 230cm , 85kVp e 1350 mGy\*cm<sup>2</sup> di dose.

Finora abbiamo analizzato pazienti adulti. È interessante vedere come si comporta l'algoritmo in casi diversi, per esempio capire se funziona bene anche su pazienti pediatrici o adolescenti o su pazienti con protesi.

Per queste ultime tipologie di pazienti analizziamo le immagini di:

- un paziente pediatrico, 80 kVp, lunghezza immagine 90 cm, DFF 180 cm;
- un paziente adolescente con protesi, 80kVp, lunghezza immagine 120cm, DFF 180cm;
- un paziente adolescente con scoliosi, 80 kVp, lunghezza immagine 90 cm, DFF 180 cm. Le immagini di questo ultimo paziente sono interessanti perché il paziente assume una posizione inusuale per questo tipo di esami, ossia gli viene chiesto dal tecnico di radiologia di piegarsi su un lato.

In tutti e tre i casi analizzati l'algoritmo esegue correttamente lo stitching: non si osservano errori di ricostruzione.

Paziente Pediatrico - 1



Figura 2.9: Paziente pediatrico con supporti metallici impiantati nel ginocchio. Parametri radiologici: 180 cm DFF, 80kVp, 90cm lunghezza area investigata.

**Paziente Pediatrico – 2**

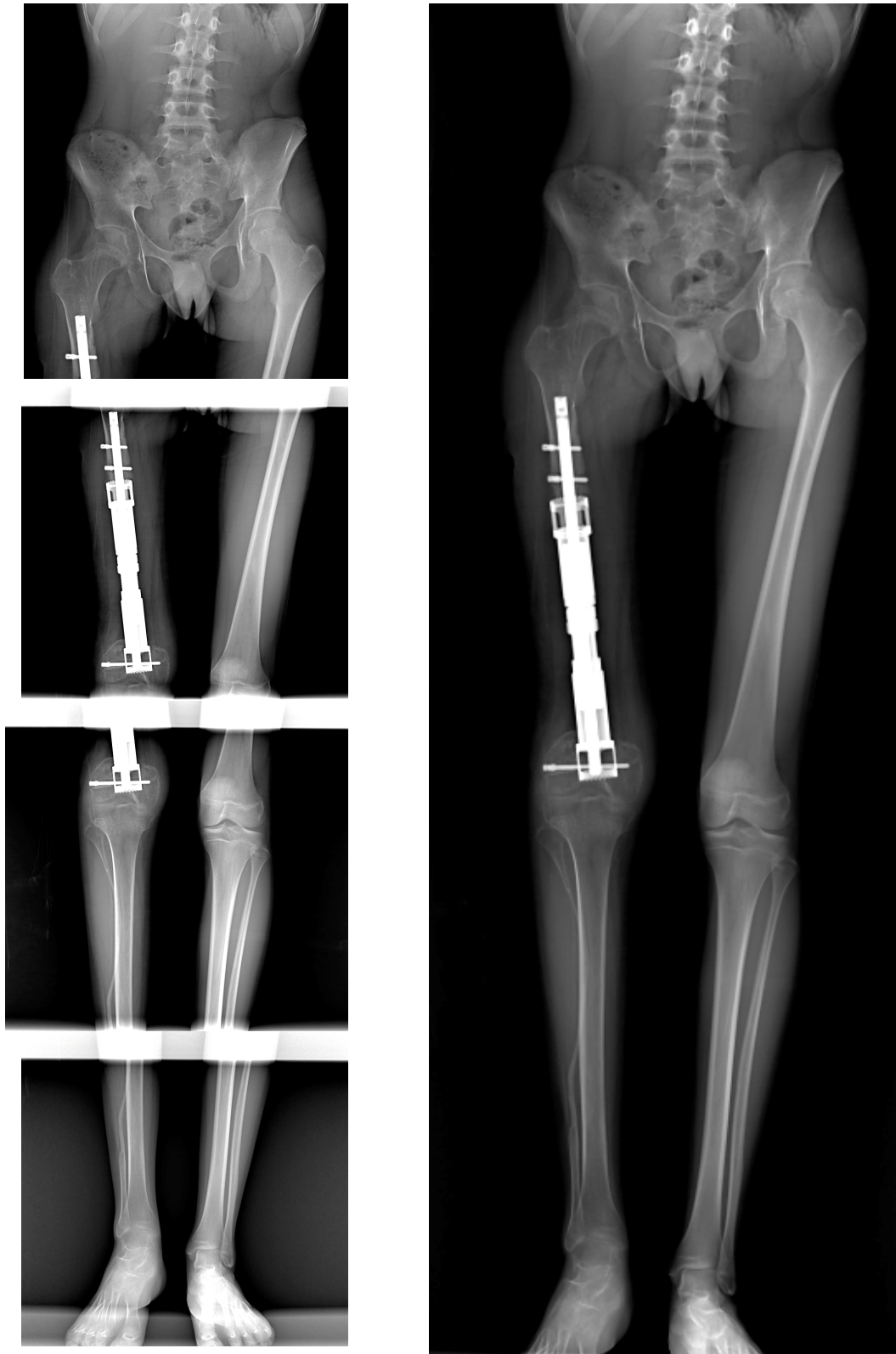


Figura 2.10: Paziente pediatrico con protesi al femore.  
Parametri radiologici: 180 cm DFF, 80kVp, 120cm lunghezza area investigata.

Paziente Pediatrico - 3

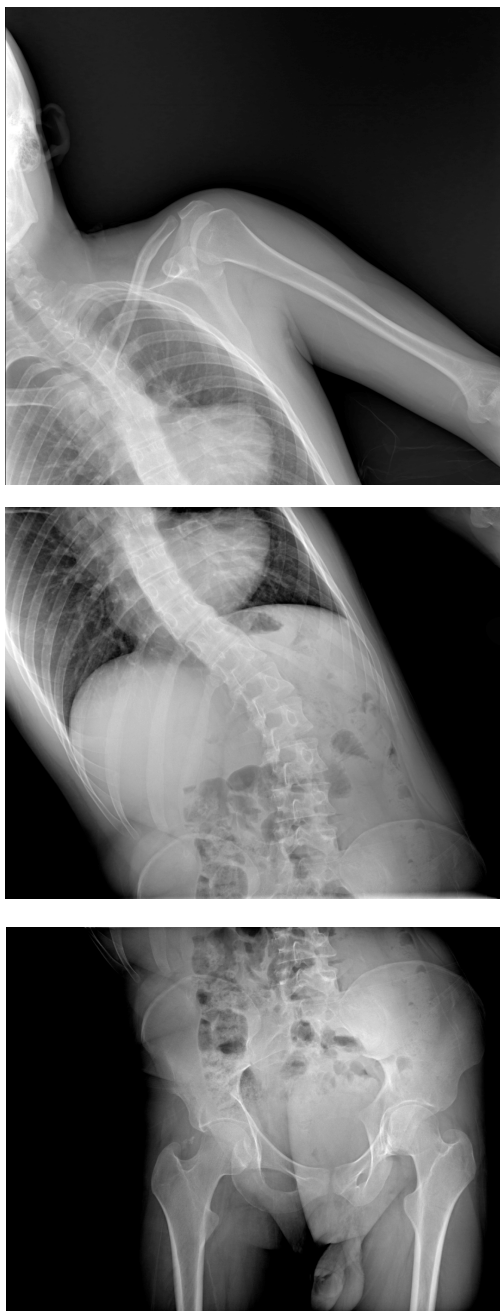


Figura 2.11: Paziente pediatrico con scoliosi.  
Parametri radiologici: 180 cm DFF, 80kVp, 90cm lunghezza area investigata.



Tutte le immagini dei pazienti pediatrici sono state gentilmente rilasciate dall' "Istituto Nacional de Pediatria", Messico. Per queste immagini non è possibile trovare il dato corrispondente di dose in quanto non è stato attivato il rivelatore di dose (DAP). Tuttavia l'esposimetro è tarato in modo che abbia una risposta più bassa per i pazienti pediatrici e quindi la dose presunta è inferiore a quella che abbiamo visto per i pazienti adulti.

## **Obiettivi Futuri**

Ad oggi le cassette CR che vengono utilizzate per esami di stitching hanno un grosso vantaggio rispetto ai sistemi DR: l'esame viene effettuato in un'unica esposizione, annullando tutti gli artefatti da movimento.

Lo studio e il miglioramento dei pannelli digitali è rivolto a superare il limite dei pannelli DR dovuto alle esposizioni multiple durante l'esame di stitching. A tale scopo sono da poco tempo in commercio sistemi digitali *cassette size*, con sistema di autotrigger per acquisire l'immagine senza abilitazioni al generatore, che sono competitivi con le cassette CR. Essi permettono sia di scaricare immediatamente le immagini, via wi-fi, che di memorizzarle nella memoria interna per essere successivamente scaricate. La caratteristica più importante è che sono formato cassetta: 38x46x1,5 cm di dimensione totale, area sensibile 35x43 cm, con un peso massimo di 3kg, (dati riferiti al pannello *Pixium Portable 3543EZ* di marca *Trixell*) e ipoteticamente è possibile usarne due o tre contemporaneamente per aumentare la superficie investigabile del paziente. Tuttavia questi nuovi pannelli non sono assolutamente economici, però la possibilità di utilizzarli in diverse sale diagnostiche e di usarli direttamente a letto del paziente, li rende un prodotto con maggiori applicazioni future.



# Capitolo 3

## Filtri

### Introduzione

Uno dei problemi legati alla composizione di ampie immagini del corpo del paziente è legato alla disuniformità dell'intensità del fascio che impressiona il rivelatore. Risulta pertanto importante soffermarsi ampiamente sul tema della filtrazione per individuare sia il processo generale della filtrazione che in particolare le soluzioni adottate nel sistema tradizionale schermo-pellicola e delle CR sia d'altra parte quello seguito dalla radiologia digitale diretta.

### La Filtrazione

La filtrazione è un processo di rimodellamento del fascio radiogeno che ha lo scopo di aumentare il numero di fotoni utili per l'immagine e diminuire quelli che aggiungono dose al paziente o che peggiorano il contrasto dell'immagine. I raggi x diagnostici sono composti da fotoni policromatici, ossia fotoni con uno spettro completo di energie, che vanno dall'energia minima (prossima ad alcuni keV) all'energia massima (energia collegata ai kilovolt di picco). Quando un fascio policromatico interagisce con il paziente, gran parte della radiazione a bassa energia è assorbita nei primi centimetri di tessuto e solo i fotoni ad alta energia attraversano il paziente e sono utili per formare l'immagine radiologica. Il fenomeno di attenuazione del fascio è ben conosciuto e vi contribuiscono diverse modalità di interazione fotoni-materia di cui ricordo le principali.

L'interazione può riguardare un elettrone strettamente legato all'atomo (effetto **Fotoelettrico**), o un elettrone debolmente legato (effetto **Compton**) oppure il campo Coulombiano del nucleo atomico (**Produzione di coppie**).

Effetto Fotoelettrico: il fotone interagisce con un elettrone atomico e se ha energia maggiore o eguale all'energia di legame dell'elettrone può essere completamente assorbito e ionizzare l'atomo.

Scattering Compton: un fotone interagisce con un elettrone atomico e se ha energia sufficiente può ionizzare l'atomo ed essere diffuso.

Produzione di coppie: il fotone di energia superiore a 1.02MeV interagisce con un nucleo atomico e può creare una coppia elettrone e positrone. Tale effetto non si verifica nel campo delle energie dei raggi X usati in diagnostica che hanno un'energia massima di 150keV.

Il coefficiente di assorbimento dei fotoni varia sensibilmente con l'energia degli stessi e con la struttura atomica del materiale attraversato. L'interazione dei tessuti molli (muscolare, epiteliale, connettivo e adiposo) è assimilabile a quella dell'acqua (tessuti acqua-equivalenti). Per strutture complesse come il polmone e l'osso, bisogna tenere conto della minore densità (circa  $0,3 \text{ g/cm}^3$ ) del primo e della diversa composizione chimica e della maggiore densità del secondo (circa  $1,3 \text{ g/cm}^3$  per l'osso trabecolare ed  $1,8 \text{ g/cm}^3$  per quello corticale).

Osservando le curve del coefficiente di assorbimento dei fotoni in acqua (figura 3.1) ci rendiamo conto che, la curva di assorbimento Fotoelettrico interseca quella di assorbimento Compton a circa 50 keV. Quindi in acqua sotto i 50 keV domina il Fotoelettrico, sopra domina il Compton. Aumentando lo Z, ossia il numero atomico, la curva fotoelettrica si alza e quindi il punto di intersezione si sposta verso energie maggiori.

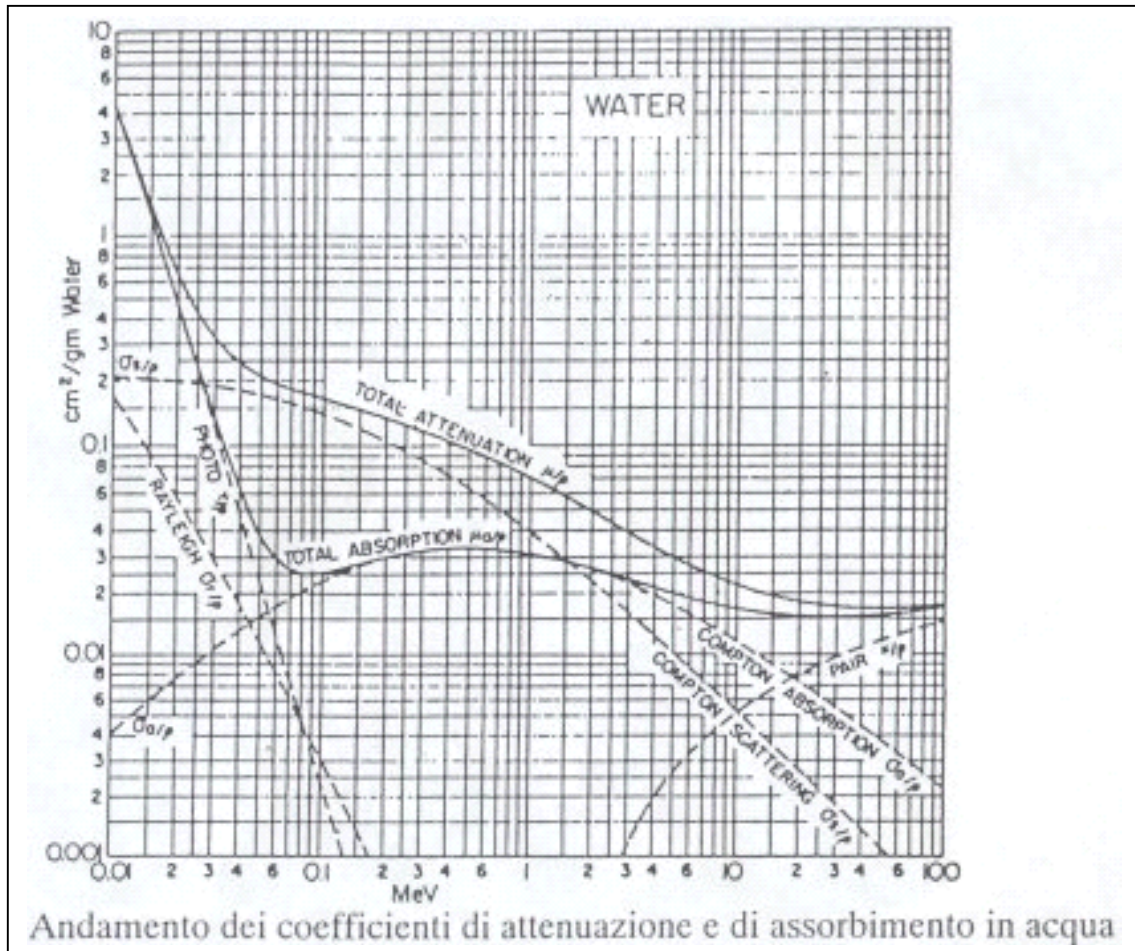


Figura 3.1: Andamento dei coefficienti di assorbimento e attenuazione in acqua (da "Radiation detection and measurement", Glenn F. Knoll)

L'assorbimento Fotoelettrico dipende dall'energia con un termine che va come  $1/(E^3)$  e dal numero atomico che va come  $Z^4$ . L'effetto Compton diminuisce lentamente con l'energia e ha una dipendenza dal numero atomico che va come  $Z^3$ .

La differenza di assorbimento fra diversi tessuti è più evidente se diminuisce l'energia del fascio (figura 3.2).

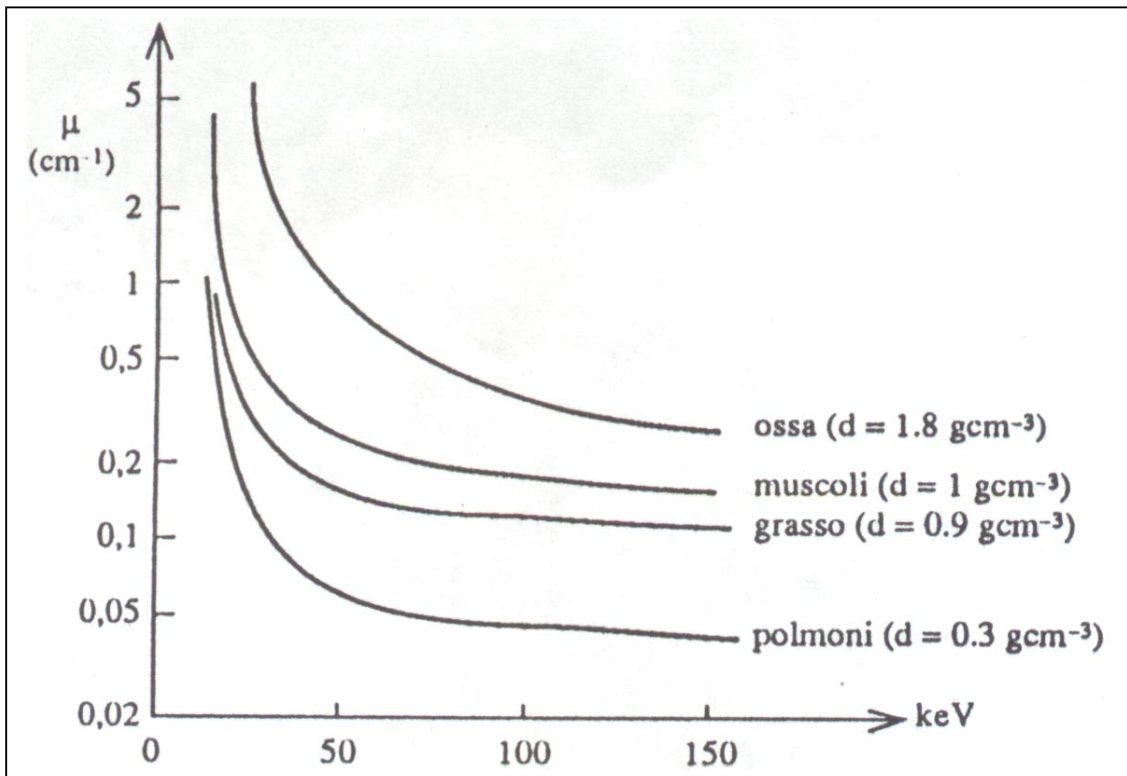


Figura 3.2: andamento del coefficiente di assorbimento per vari tessuti in funzione dell'energia nel campo delle energie dei raggi X per diagnostica (immagine proveniente dal sito [www.sfismed.univr.it/](http://www.sfismed.univr.it/)).

Poiché la dose rilasciata al paziente dipende dal numero di fotoni assorbiti con la relativa energia i primi centimetri di tessuto assorbono molta più radiazione del resto del corpo. Infatti la percentuale dei fotoni a bassa energia predomina nell'emissione dei raggi x ed a causa dell'effetto Fotoelettrico i primi strati del tessuto irraggiato assorbono quasi completamente tali fotoni. Questo tessuto può essere protetto attenuando i fotoni a più bassa energia prima che raggiungano il paziente, interponendo un filtro tra tubo e paziente.

Negli esami radiologici il fascio viene filtrato da materiali assorbenti su due diversi livelli. Partendo dalla sorgente RX, essi sono:

1. Il tubo radiogeno, la cuffia ed il collimatore (**filtrazione inerente**);
2. Spessori di metallo interposti sul cammino del fascio (**filtrazione aggiuntiva**) removibili o meno dall'operatore;

Tramite questi filtri il fascio viene modellato in modo che solo una parte di esso interagisca con l'oggetto di analisi (in questo caso il paziente), ossia la parte che possiede fotoni di energia più elevata.

Un qualsiasi materiale posizionato sul cammino del fascio radiogeno, agisce come un filtro, assorbendo selettivamente più fotoni a bassa energia che fotoni ad alta energia (figura 3.3). Questa filtrazione produce:

- un cambiamento nello spettro dei raggi X con rimozione preferenziale di radiazione di bassa energia;
- uno spostamento del massimo dello spettro verso le energie più elevate e quindi un aumento dell'energia media dello spettro. Questo fenomeno è chiamato **indurimento del fascio**;
- una riduzione dell'intensità del fascio radiogeno;
- uno spostamento dell'energia minima verso l'energia più elevata;
- nessun cambiamento nell'energia massima.

L'effetto di un filtro di alluminio su un fascio radiogeno di 90 kVp è mostrato nella figura 3.3. Il fascio non filtrato è composto da uno spettro di fotoni, molti dei quali hanno energie nel range dai 10 ai 20 keV. Il punto più alto della curva è a 25 keV. La filtrazione

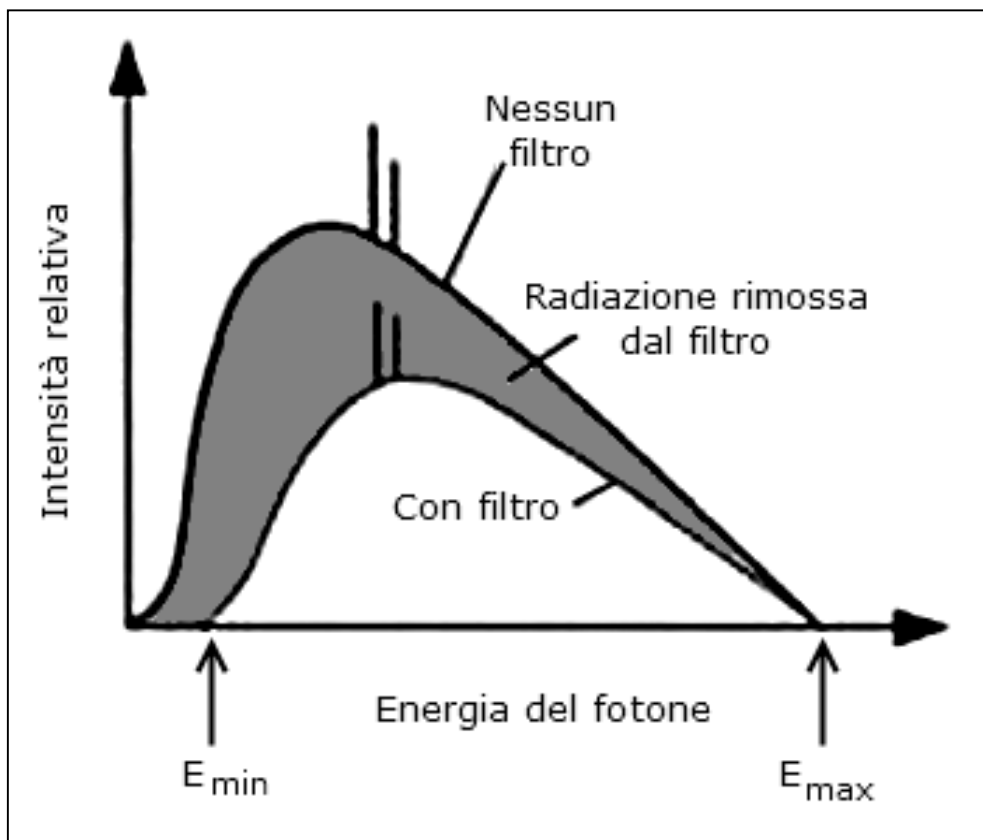


Figura 3.3: aggiungendo il filtro cambia il profilo dello spettro RX (immagine proveniente dal sito [www.sfismed.univr.it/](http://www.sfismed.univr.it/)).

riduce il numero totale di fotoni del fascio RX (area grigia sotto la curva) ma, cosa più importante, rimuove selettivamente un grande numero di fotoni a bassa energia. L'intensità nelle basse energie (lato sinistro della curva) è ridotta molto più dell'intensità nelle alte energie (lato destro della curva) e il massimo della curva è spostato dai 25keV ai 35keV. L'effetto netto è un aumento dell'energia media del fascio radiogeno.

### **Filtrazione inerente**

Il fascio primario di raggi X emessi dalla macchia focale, passa attraverso la finestra di vetro del tubo sotto vuoto, lo strato di olio e una seconda finestra nella cuffia prima di emergere dal complesso tubo-guaina. Già in questa fase avviene l'assorbimento di fotoni di bassa energia. Dopodiché il fascio attraversa un filtro aggiuntivo fisso, posto tra il colletto della cuffia del tubo radiogeno e il sistema di collimazione. Infine il fascio viene filtrato quando attraversa il collimatore, a causa dei materiali che compongono il dispositivo. Tutti questi contributi formano la filtrazione chiamata filtrazione inerente o propria. Essa è misurata in alluminio equivalente, ossia lo spessore di alluminio che produrrebbe lo stesso grado di attenuazione equivalente allo spessore dei materiali attraversati. La filtrazione inerente è variabile, solitamente si suddivide in:

- 0.5 - 1 mm di alluminio equivalente del tubo radiogeno per diagnostica convenzionale (tubo Toshiba RTC1000), e 0.3-0.5 mm Al equivalente in mammografia (monoblocco VARIAN M113);
- 1 - 2 mm di alluminio del collimatore (Ralco s.r.l., Modello R310/019A/L);
- eventuale filtrazione aggiuntiva fissa 0.3 - 0.5 mm Al.

### **Filtrazione aggiuntiva**

Nonostante la filtrazione inerente, il fascio radiogeno contiene ancora radiazione a bassa energia che è opportuno rimuovere. Allo scopo si può frapporre un ulteriore filtro, detto aggiuntivo, che indurisce ulteriormente il fascio. Esistono due tipi di filtrazione aggiuntiva: la prima, da inserire nel collimatore, può essere aggiunta o tolta del tecnico di radiologia, ed è composta da sottili lamine di alluminio (1 mm) o rame (0.1-0.2 mm); la seconda è esterna al collimatore ed è chiamata filtrazione compensativa, utilizzata soprattutto per le CR o per le pellicole.



## **Materiali di cui sono composti i filtri aggiuntivi**

I filtri sono composti da materiali in cui l'attenuazione fotoelettrica domina in un determinato range di energie, ossia materiali in cui è rilevante il processo fotoelettrico a energie sotto i 50 KeV. In radiologia diagnostica l'alluminio ( $Z=13$ ) corrisponde esattamente all'attenuazione del corpo [ref. 14] ed è la scelta più comune. Il filtro di alluminio ha una radiazione caratteristica a 1.5 keV. Tale radiazione viene facilmente assorbita dall'aria prima di raggiungere il paziente, ed è quindi trascurabile ai fini radiologici. Per energie più elevate l'alluminio assorbe troppa radiazione scatterata e si preferiscono filtri con uno  $Z$  più elevato, come il rame ( $Z=29$ , usato in un range di energia da 120kV a 140kV). Tuttavia il rame non è utilizzato da solo, ma in combinazione con l'alluminio, dando origine a filtri composti (uno spessore di Al rivolto verso il paziente a contatto con uno spessore di Cu, rivolto verso il tubo) in modo che la radiazione caratteristica emessa dal rame (8 keV) venga assorbita dall'alluminio.

## **Filtri compensativi e modifica delle disuniformità**

Uno dei requisiti richiesti dalle pellicole radiografiche e dalle cassette CR è che il fascio di raggi X debba essere, per scopi pratici, uniforme nella sua intensità, intesa come dose, ossia data una qualsiasi superficie perpendicolare all'asse del fascio, la radiazione su questa superficie deve essere il più possibile uniforme sia nell'energia media che nel numero di fotoni emessi, in modo che l'energia rilasciata per unità di tempo e superficie sia il più possibile uniforme su tutta l'area sensibile del dispositivo. L'intensità è definita come energia al secondo calcolata su una superficie di  $1 \text{ m}^2$  normale all'asse del fascio [ $\text{J s}^{-1} \text{ m}^{-2}$ ]. Per le caratteristiche fisiche del tubo radiogeno, si pensi, ad esempio, all'effetto tacco anodico, che produce una variazione spaziale di intensità del fascio dovuta all'assorbimento variabile dei raggi X da parte dell'anodo (maggiore sul lato anodo e minore sul lato catodo), oppure allo spessore variabile delle parti del corpo di un qualsiasi paziente, questo non è ottenibile se non con degli opportuni filtri.

I filtri compensativi vengono utilizzati in radiologia diagnostica per ottenere pellicole di densità più uniforme quando la parte esaminata ha una differenza di spessore tra un

lato e l'altro del campo per evitare sovraesposizioni o sottoesposizioni del rivelatore di immagine.

I filtri sono a forma di cuneo: quando un lato del paziente è considerabilmente più spesso o denso dell'altro, i cunei compensano la differenza. Viene assorbita meno radiazione dalla parte più sottile del filtro, in modo che radiazione più intensa sia disponibile per il lato più spesso del paziente.

Ad esempio, quando viene fatta un'esposizione agli arti inferiori e bacino e si vuole avere in un'unica immagine tutta questa grande area anatomica, si applica la tecnica di stitching a tre cassette CR. In questo caso l'esposizione è unica ma lo spessore e la composizione della parte anatomica investigata presenta notevoli differenze: l'osso è più denso e assorbe di più mentre il tessuto attorno al femore e all'anca è molle e assorbe di meno ma provoca maggior diffusione del fascio radiogeno. Il risultato è quello di ottenere delle immagini sottoesposte nella zona del bacino e sovraesposte negli arti inferiori. Per preservare gli arti inferiori e spingere di più l'intensità del fascio sul bacino si applica il filtro a cuneo sul collimatore. La parte più spessa del filtro va a coprire gli arti inferiori e la parte più sottile il bacino. Questa soluzione viene spesso adottata dai sistemi CR e non viene applicata alla DR.

Dato che a diverse proiezioni di distretti anatomici vengono selezionate energie e intensità diverse e che ogni parte anatomica ha differenze in spessore diverse, generalmente si utilizza un filtro specifico per ogni parte anatomica investigata.

Un esempio della forma dei filtri e di come può essere utilizzato il filtraggio è riportato nella tabella A:


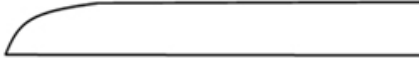



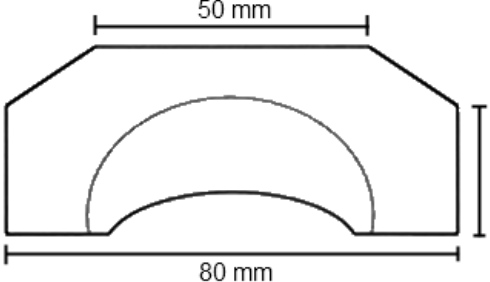
Piede DP, obl, Mano (F800)	 I 5 mm 135X50 mm
Addome laterale, colonna lombare laterale, anca, bacino, colonna vertebrale toraco-lombare laterale, colonna cervicale laterale, laterale del cranio facciale, ossa facciali, ossa nasali (F100)	 I h= 9 mm 135X80 mm
Cranio facciale laterale, ossa facciali, nasali, mandibola obliqua, AP (x2), sacro/coccige laterale, AP colonna vertebrale toracica, assiale calcagno torace PA (F300)	 I 11 mm 75X80 mm
Anca laterale (F200)	 I h = 25 mm 115X80 mm
Lateral Thoracic spine F600	 55X80 mm
AP shoulder, filtro a banana F700	 50 mm 80 mm 40 mm

Tabella A: filtri per CR e loro utilizzo (tratta dal sito <http://www.wikiradiography.com/>)

### **Vantaggi e svantaggi dei filtri compensativi**

I filtri compensativi in alluminio sono uno degli aiuti più utili a disposizione del tecnico di radiologia che utilizza le pellicole o le cassette CR. Una selezione di filtri di spessori, forme e conicità diversi consente al tecnico di radiologia di utilizzare un filtro adatto ad ogni parte anatomica investigata. I filtri di alluminio sono di veloce e facile utilizzo. Sono anche duraturi e hanno il vantaggio di risparmiare dose al paziente, sia perché modulano l'intensità, tagliando la radiazione più intensa dovuta all'effetto tacca anodico, sia perché tagliano la parte di radiazione del fascio più debole che porta dose al paziente. Più è spesso il filtro di alluminio, maggiore è l'indurimento del fascio.

Il maggior svantaggio dei filtri è una riduzione dell'intensità del fascio radiogeno. I filtri assorbono fotoni ad ogni livello di energia ed è necessario compensare la perdita di fotoni ad alta energia aumentando i mAs. Questo produce due effetti negativi, il primo è l'aumento degli artefatti da movimento involontario del paziente a causa dei tempi di posa più lunghi, il secondo è la diminuzione del contrasto dell'immagine per aumento dei fotoni scatterati.

Uno svantaggio secondario del filtro in alluminio è la produzione di artefatti quando il bordo del filtro viene proiettato sulla pellicola / recettore. Un set completo di filtri in alluminio non è a buon mercato ma non si consumano con l'uso.

### **Filtrazione con DR**

Con l'introduzione dei pannelli digitali, si è perso l'uso del filtro compensativo come dispositivo con la primaria funzione di rendere fisicamente uniforme l'intensità del fascio con rimodellazione dello stesso alla morfologia del paziente. Nella tecnica DR l'immagine viene corretta tramite delle maschere informatiche applicate all'immagine in fase di acquisizione. Questo è dovuto al fatto che durante l'installazione e a intervalli di tempo stabiliti il pannello viene calibrato. In questo processo, il pannello acquisisce una serie di immagini a dose crescente. I valori di pixel letti nella serie vengono utilizzati come maschera di correzione da applicare durante un esame. Questa correzione software ha la stessa funzione del filtro compensativo, ossia calibra i rivelatori di cui è composto il pannello in modo che la risposta di ciascun rivelatore sia uniforme, anche quando il pannello viene esposto a un fascio di raggi X che ha zone di intensità leggermente diversa.

La filtrazione aggiuntiva sui sistemi DR viene ancora utilizzata ma con lo scopo principale di rimuovere la radiazione a bassa energia per ridurre la dose al paziente. Lo scopo è quello di indurire il fascio in modo che sia più penetrante e filtrare i fotoni che, a causa della loro bassa energia, vengono assorbiti in ugual misura indistintamente da tutti i tessuti del corpo. Lo svantaggio della filtrazione aggiuntiva è che raggiunta una certa soglia di filtrazione (4mmAl equivalente) non si ottiene più alcun beneficio in termini di contrasto ma si aumenta notevolmente il carico di lavoro al tubo radiogeno.

L'obiettivo principale è quello di ottimizzare la filtrazione del fascio in modo da tagliare i raggi x deboli senza compromettere l'esame diminuendo troppo il contrasto. Tale sforzo è concentrato sulla fascia di pazienti in cui l'esigenza di diminuire la dose è maggiormente sentita, come ad esempio la fascia pediatrica.

Con i sistemi DR i filtri a cuneo non sono utilizzati e sono dannosi per i metodi di stitching lineare e rotazionale: nei sistemi DR, durante l'esame di stitching, sorgente radiogena e collimatore si spostano, oppure ruotano, prima di ogni esposizione. Utilizzando un filtro a cuneo posto sul collimatore si perderebbe l'effetto desiderato di compensazione delle differenze di spessore tra le parti anatomiche del paziente (per esempio tra arti inferiori e bacino). Inoltre sarebbe dannoso utilizzare il filtro a cuneo perché si otterrebbero immagini con una notevole differenza di esposizione tra la parte alta e la parte bassa di ogni singola immagine da unire alle altre. Solo nel wide stitching avrebbe senso introdurre il filtro a cuneo perché, in questo caso, il collimatore è fisso. Per simulare il corretto effetto del filtro a cuneo, nei sistemi DR deve essere applicato un filtraggio, ad esempio la LUT logaritmica, unita a una compensazione per la saturazione, prima di procedere con l'unione delle immagini. Questa compensazione applica una soglia minima ai livelli di grigio sulle immagini che ricevono più dose (come il bacino) in modo da unirle più facilmente alle immagini con meno dose (arti inferiori). Rispetto ai sistemi CR, la dinamica più ampia dei sistemi DR riduce le zone dell'immagine sopra o sotto esposte, rendendo quindi possibile il recupero dell'immagine di quasi tutti i tessuti. Questo, unito alla filtrazione software, ha consentito di evitare il filtro compensativo per i sistemi DR negli esami di stitching.

## Spessore del filtro

Dopo aver scelto il materiale del filtro, solitamente Al, il passo successivo è scegliere lo spessore del filtro. Nella tabella B vengono riportate le percentuali di attenuazione ai raggi X con 1, 2, 3 e 10 mm di alluminio per fotoni di varia energia [ref. 18].

Energia dei fotoni (keV)	Fotoni attenuati %			
	1 mm	2 mm	3 mm	10 mm
10	100	100	100	100
20	58	82	92	100
30	24	42	56	93
40	12	23	32	73
50	8	16	22	57
60	6	12	18	48
80	5	10	14	48
100	4	8	12	35

Tabella B: percentuali di attenuazione ai raggi X con 1, 2, 3 e 10 mm di alluminio a varie energie (Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, Thomas S. Curry, James E. Dowdey, Robert C. Murry)

Due millimetri di alluminio assorbono i fotoni con energie inferiori a 20 keV, quindi la maggior parte dei vantaggi della filtrazione è raggiunta con questo spessore. Un filtro di alluminio più spesso di 10 mm non offre vantaggi, anzi una eccessiva filtrazione è svantaggiosa. La tabella mostra, nella colonna a destra, la percentuale di fotoni attenuati con 10 mm di alluminio, che è chiaramente eccessiva. L'effetto è una attenuazione del fascio, con un assorbimento sia di fotoni a bassa energia che ad alta energia (si veda la figura 3.4, ref.18). La qualità del fascio non viene significativamente alterata, ma la sua intensità viene molto diminuita. Questo aumenta il tempo di esposizione e il rischio di artefatti da movimento del paziente.

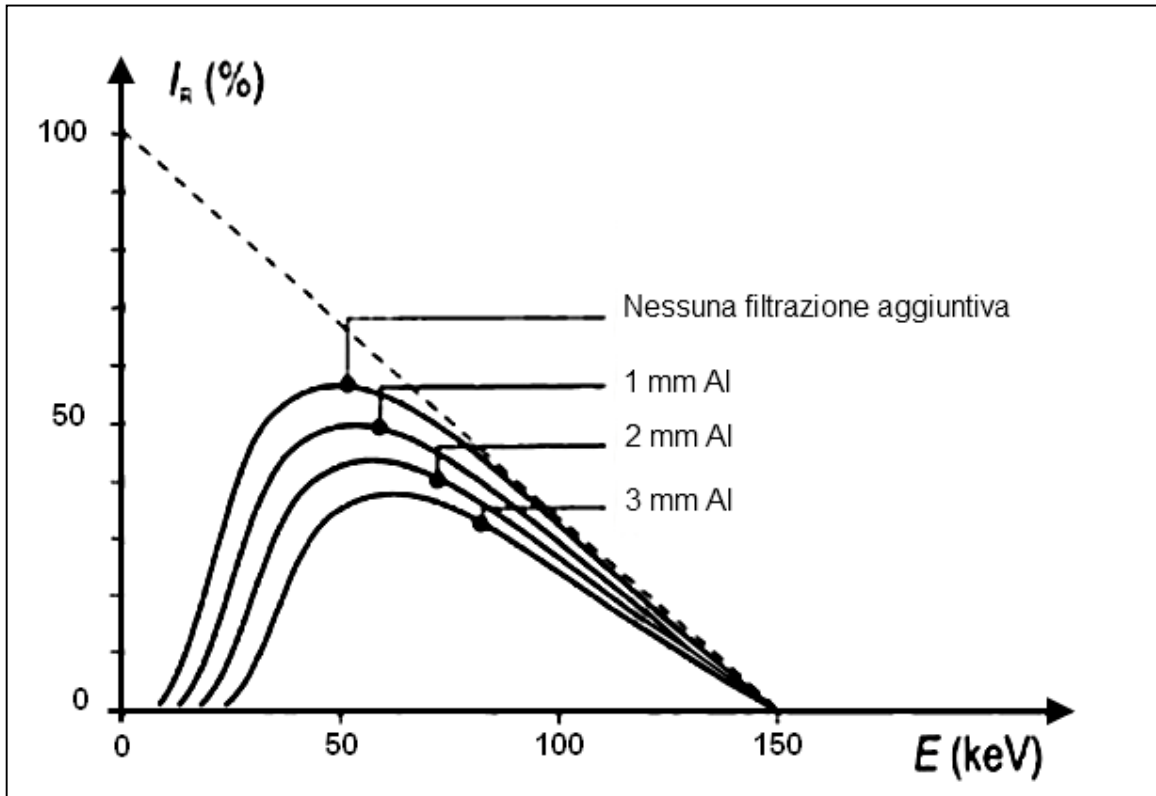


Figura 3.4: il grafico mostra come cambia lo spettro radiogeno di un fascio ad alta energia (150kVp) aggiungendo 1 mm Al, 2 mm Al e 3 mm Al ( tratto da "Christensen's Physics of Diagnostic Radiology", Curry, Dowdey, Murry).

I filtri in rame sono usati primariamente per fasci ad alta energia (dai 125kVp ai 140kVp). Lo spessore di rame utilizzato e il valore comparativo di alluminio è il seguente:

- 0.1 mm Cu / 3.5 mm di Al equivalente
- 0.2 mm Cu / 7.1 mm di Al equivalente
- 0.3 mm Cu / 10.8 mm di Al equivalente

## Normative di riferimento sulla filtrazione

La filtrazione inerente e la filtrazione aggiuntiva, non removibile dall'operatore, devono a norma di legge soddisfare dei requisiti. Questi requisiti si basano sul concetto di strato emivalente, HVL, che rappresenta il potere di penetrazione del fascio nei materiali. La richiesta della normativa CEI EN 60601-1-3: 2008 [ref. 15] è che i filtri non removibili debbano essere utilizzati in modo che l'HVL sia maggiore o uguale a quello riportato in tabella C:

<b>Tensione del tubo</b>	<b>HVL minimo permesso</b>
<b>kVp</b>	<b>mm Al</b>
50	1.8
60	2.2
70	2.5
80	2.9
90	3.2
100	3.6
110	3.9
120	4.3
130	4.7
140	5.0
150	5.4

Tabella C: estratto della normativa CEI EN 60601-1-3: 2008, che impone il limite minimo permesso di HVL in mm Al.

Questi dati sono in accordo con il valore previsto dal D.Lgs 187/00 che impone come soglia minima di filtrazione totale 2,5 mmAl.

Per i nuovi dispositivi pediatrici, in conformità con la normativa CEI EN 60601-2-54: 2009 (ref. Medical electrical equipment – Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy) è richiesta una filtrazione opzionale aggiuntiva di 0.1 mm Cu oppure una totale di 3.5 mm Al equivalente. Per aumentare l'HVL è necessario indurire il fascio, aumentando la filtrazione, per diminuirlo è necessario diminuire la filtrazione.



Filtration Filterung Filtration Filtración total mm Al	HVL - HWS - CDA - CHR							
	Tube voltage - Röhrenspannung - Tension d'alimentation - Voltaje del tubo							
	10	20	40	60	80	100	120	150
0.03	0.024	0.044	0.054	0.058	0.062	0.066	-	-
0.05	0.030	0.053	0.066	0.071	0.076	0.080	-	-
0.07	0.035	0.061	0.076	0.082	0.088	0.100	-	-
0.1	0.041	0.072	0.095	0.104	0.112	0.124	0.137	-
0.15	0.050	0.092	0.124	0.134	0.15	0.17	0.19	0.23
0.20	0.056	0.110	0.17	0.18	0.20	0.23	0.27	0.31
0.30	0.077	0.15	0.22	0.25	0.30	0.38	0.42	0.57
0.5	0.12	0.24	0.37	0.47	0.60	0.80	0.97	1.35
0.7	0.16	0.33	0.55	0.71	0.94	1.30	1.55	2.15
1.0	0.22	0.45	0.79	1.02	1.30	1.85	2.25	3.05
1.5	0.29	0.60	1.08	1.36	1.97	2.4	3.1	4.3
2.0	-	0.73	1.30	1.7	2.3	3.0	4.0	5.3
3.0	-	0.90	1.7	2.3	3.0	4.0	5.1	7.2
4.0	-	-	2.0	2.6	3.6	4.8	6.1	-
7.0	-	-	-	(3.4)	4.7	6.5	8.2	-
10.0	-	-	-	-	-	7.0	-	-

Tabella D: la tabella mostra i valori di HVL all'aumentare della filtrazione totale e della tensione del tubo. (tratto da Graphs and Tables for Use in Radiology)



# Conclusioni

In questo lavoro si è visto come utilizzare i pannelli digitali (DR) per eseguire esami di larghe aree anatomiche di pazienti col metodo di stitching e sono state espone le tre tecniche possibili: lineare, rotazionale e wide. Sono stati valutati i tre metodi in base a tre diversi parametri: la qualità delle immagini, il tempo di esecuzione e la semplicità tecnica dello sviluppo del metodo.

Ogni modello ha buone qualità, ma anche propri problemi: lo stitching lineare è un sistema facile da sviluppare tecnicamente, ma ha lo svantaggio di duplicare o perdere delle strutture del corpo nell'immagine ricostruita. Ne consegue che la qualità dell'immagine è peggiore di quella delle altre tecniche. Inoltre il tempo di esecuzione di un esame sarà sempre uguale o maggiore rispetto a quello delle altre tecniche a causa dell'area di irraggiamento minore. Di conseguenza il paziente deve mantenersi fermo per più tempo, in modo da non aggiungere errori da movimento.

Lo stitching rotazionale crea delle immagini di buona qualità, senza grossi difetti, ma è un sistema più difficile da costruire e tecnicamente più costoso perché ci sono ben due movimenti contemporanei da gestire: la rotazione della cuffia e il movimento lineare del pannello. Il tempo richiesto per eseguire un esame è inferiore a qu

## Conclusioni

ello dello stitching lineare e questo riduce gli errori dovuti ai movimenti involontari del paziente, inoltre questa tecnica riduce le distorsioni geometriche.

Il wide stitching è il metodo più simile a quello classico con cassetta CR. L'immagine ha una buona qualità, tuttavia richiede l'uso di un collimatore che funzioni con lamelle indipendenti il cui movimento non è facile da sviluppare tecnicamente. Il tempo necessario ad eseguire un esame è buono, uguale a quello dello stitching rotazionale. Lo svantaggio più grosso di questo metodo è che necessita di locali radiologici molto ampi, in cui la distanza fuoco-film (DFF) possa essere maggiore di 250cm.

Il wide stitching è analogo dello stitching rotazionale per la qualità delle immagini, tuttavia non può essere installato in sale radiologiche piccole. Se aumentiamo l'inclinazione dell'anodo, l'effetto penombra aumenta e la qualità dell'immagine peggiora. In questa tecnica il collimatore gioca un ruolo importante. È necessario sviluppare un collimatore con lamelle indipendenti che abbia un'elettronica in grado di riconoscere la posizione del pannello e aprire le lamelle in modo da irradiare solo l'area sensibile del pannello. In altre parole è necessario che la posizione delle lamelle del collimatore sia correlata con la posizione del pannello.

Trovare la tecnica migliore non è semplice a causa dei vantaggi e svantaggi reciproci di ciascuna metodica. Al giorno d'oggi lo stitching rotazionale è quello più utilizzato perché la qualità delle immagini è buona e le immagini non hanno errori di parallasse. Comunque le buone performance del wide stitching lasciano supporre che questa tecnica venga utilizzata molto di più in futuro, una volta sviluppato un collimatore adeguato.

Lo stitching lineare non è ancora competitivo con gli altri due e necessita di ulteriori migliorie tecniche e informatiche. Tuttavia essendo un sistema concettualmente semplice risulta più economico dello stitching rotazionale.

In definitiva, lo stitching rotazionale, benché sia più complesso e costoso, è la tecnica migliore tra quelle investigate e di fatto è quello che viene anche attualmente più utilizzato negli ospedali con buoni risultati.

Le immagini di pazienti che sono state analizzate in questo lavoro di tesi sono state tutte ottenute tramite lo stitching rotazionale. L'algoritmo di unione delle immagini è stato provato in diverse situazioni con vari pazienti e strutture con densità molto diverse (ad esempio con pazienti che portavano protesi). I movimenti involontari del corpo sono

sempre difficili da risolvere per l'algoritmo e grossi movimenti danneggiano la qualità dell'immagine finale. È quindi sempre necessario che il paziente sia collaborativo e rimanga fermo il più possibile.

Un ruolo importante, che è andato perso con l'avvento dei sistemi digitali, era offerto dai filtri compensativi. Essi avevano il compito di proteggere i tessuti che assorbono di più la radiazione (es. ossa) rispetto alle parti del corpo più trasparenti (tessuti molli), permettendo di avere in un'unica esposizione entrambe le tipologie di tessuti senza zone di sovra o sotto esposizione nell'immagine. Con i sistemi CR i filtri a cuneo erano di uso comune nelle investigazioni agli arti inferiori che comprendevano anche la zona del bacino, per esaminare patologie come l'inclinazione dell'anca. Con i sistemi DR i filtri a cuneo non sono utilizzati e sono dannosi per i metodi di stitching lineare e rotazionale. Per simulare l'effetto del filtro a cuneo, nei sistemi DR deve essere applicato un filtraggio, ad esempio la LUT logaritmica, prima di procedere con l'unione delle immagini.

Rispetto ai sistemi CR, la dinamica più ampia dei sistemi DR riduce le zone dell'immagine sovra o sotto esposte, rendendo quindi possibile il recupero dell'immagine di quasi tutti i tessuti. Questo, unito alla filtrazione software, ha consentito di evitare il filtro compensativo per i sistemi DR negli esami di stitching.

Allo stato attuale dell'arte le cassette CR che vengono utilizzate per esami di stitching hanno un grosso vantaggio rispetto ai sistemi DR: l'esame viene effettuato in un'unica esposizione, annullando tutti gli artefatti da movimento. Tuttavia le prestazioni dei pannelli, in termini di contrasto, risoluzione e dose, sono migliori rispetto a quelle delle CR e compensano lo svantaggio delle esposizioni multiple.

Lo studio e il miglioramento dei pannelli digitali è rivolto a superare i limiti di questa tecnica. A tale scopo sono da poco tempo in commercio sistemi digitali *cassette size*, con sistema di scaricamento delle immagini wi-fi, che sono competitivi con le cassette CR.



# References

- [1] Gramer M, Bohlken W, Lundt B, Pralow T, Buzug T. An Algorithm for Automatic Stitching of CR X-ray Images. *Adv Med Eng Springer Ser Proc Phys*. 2007;114:193–8.
- [2] Hiroshi Kuroki et al., Significance of hanging total spine x-ray to estimate the indicative correction angle by brace wearing in idiopathic scoliosis patients, doi:10.1186/1748-7161-7-8, 27 March 2012
- [3] Gooßen A, Schluöter M, Hensel M, et al. Ruler-based automatic stitching of spatially overlapping radiographs. *Informatik aktuell*. 2008;10:192–6.
- [4] Supakul N, Newbrough K, Cohen MD, Jennings SG. Diagnostic errors from digital stitching of scoliosis images—the importance of evaluating the source images prior to making a final diagnosis. *Pediatr Radiol*. 2011;41:1–15.
- [5] Yaffe MJ, Rowlands JA. X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol*. 1997;42:1–39.
- [6] Wang L, Traub J, Weidert S, Heining SM, Euler E, Navab

## References

N. Parallax-free long bone X-ray image stitching. *Med Image Comput Assist Interv.* 2009;12(Pt 1):173–80.

[7] Wang L, Traub J, Weidert S, Heining SM, Euler E, Navab N. Parallax-free intra-operative X-ray image stitching. *Med Image Anal.* 2010;14(5):674–86.

[8] Wang L, Traub J, Heining SM, Benhimane S, Euler E, Graumann R, Navab N. Long bone X-ray image stitching using Camera Augmented Mobile C-arm. *Med Image Comput Assist Interv.* 2008;11(Pt 2):578–86.

[9] Compagnone G, Baleni MC, Pagan L, et al. Comparison of radiation doses to patients undergoing standard radiographic examinations with conventional screen-film radiography, computed radiography and direct digital radiography. *Br J Radiol.* 2006;79:899–904.

[10] Wilson, Hugh R.; Bergen, James R., A four mechanism model for threshold spatial vision, *Vision Research*, Vol 19(1), 1979, 19-32.

[11] E.H. Adelson et al: Pyramid Methods in image processing, *RCA Engineer*, Nov/Dec 1984, 33-41.

[12] Burt P. J., and Adelson E. H., The Laplacian pyramid as a compact image code. *IEEE Transactions on Communication*, 1983, 532–540.

[13] René Grieken, Andrzej Markowicz, Local Laplacian Filters: Edge-aware Image Processing with a Laplacian Pyramid. *Handbook of X-Ray Spectrometry*, © 2002.

[14] Jean A. Pope, *Medical Physics: Imaging*, Heinemann, 1999.

[15] Medical electrical equipment - CEI 60601-1-3: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral Standard: Radiation protection in diagnostic X-ray equipment, Published 2009-11.



[16] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, John M. Boone, The Essential Physics of Medical Imaging, third edition, Wolters Kluwers, Published 2011-12

[17] Rafael C. Gonzales, Richard E. Woods, Digital Image Processing using Matlab ®, Pearson Education, ISBN-10: 0130085197 • ISBN-13: 9780130085191, Published 2003-12.

[18] Thomas S. Curry, James E. Dowdey, Robert C. Murry, Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, Lippincott Williams & Wilkins, fourth edition, 1990

[19] F. Wachsmann, G. Drexler, Graphs and Tables for Use in Radiology / Kurven Und Tabellen Fur Die Radiologie / Graphiques Et Tables Pour La Radiologie / Graficas y Tablas Para Rad, Springer, 2011-11.