

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

DEI

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA ELETTRONICA

TESI DI LAUREA

In

Bioimmagini ed Ingegneria Clinica

**Tecniche di Elaborazione di Immagini
Radiografiche in Odontoiatria**

Presentata da:

Matteo Pietrosante

Relatore:

Chiar.mo Prof. Claudio Lamberti

Anno Accademico 2013/14
Sessione II

INDICE

SOMMARIO	5
1. INTRODUZIONE	6
2. RADIOBIOLOGIA E LA MODERNA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI	8
3. ESAME PANORAMICO	13
4. CEFLA DENTALE: PARCO MACCHINE	18
5. ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE RADIOGRAFICA	20
5.1. TECNICA TDI.....	21
6. ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI DIGITALI	25
7. ANALISI ED IMPLEMENTAZIONE FILTRI	30
7.1. TEORIA DELLA TRASFORMATA WAVELET.....	39
7.2. APPLICAZIONE PRATICA	43
8. PROCEDURE PER LA VALUTAZIONE QUALITATIVA	46
9. PROCEDURE PER LA VALUTAZIONE QUANTITATIVA	48
9.1. MISURA DI RISOLUZIONE DELLE MIRE.....	49
9.2. FANTOCCIO ANTROPOMORFO	50
10. RISULTATI	51
10.1. DENOISING.....	51
10.2. CONTRAST ENHANCEMENT	64
11. DISCUSSIONE	67
12. CONCLUSIONI	74
13. BIBLIOGRAFIA	75
14. APPENDICE	77

this page was intentionally left blank

SOMMARIO

Il presente progetto di tesi è stato svolto in collaborazione con l'ufficio tecnico di Ricerca & Sviluppo dell'azienda Cefla Dentale, divisione MyRay (Imola - BO Italia).

A seguito dell'esperienza maturata nel settore dei radiografici dentali, scelte aziendali hanno richiesto l'aggiornamento delle tecniche di elaborazione dell'immagine acquisita.

Ogni prodotto commercializzato è fornito di un software predisposto alla gestione dei pazienti e alle operazioni di post-processing tipiche: riduzione del rumore, aumento dei contrasti, della luminosità, misurazioni e tutti quelli presenti nei più comuni software di elaborazione grafica. Questi filtri digitali sono raccolti in una libreria sviluppata a seguito di una collaborazione esterna.

Col presente elaborato viene effettuata una panoramica sulle tecniche di filtraggio utilizzate e vengono introdotte diverse proposte finalizzate alla riduzione del rumore. Test di valutazione qualitativa e quantitativa, su fantocci target, fantocci antropomorfi e set di immagini in-vivo, guideranno la scelta verso la proposta migliore, la quale verrà successivamente inserita all'interno della libreria e andrà ad aggiungersi ai filtri a disposizione dell'utente finale.

1. INTRODUZIONE

Con la nascita della radiografica digitale, buona parte dello sviluppo tecnologico si è concentrato sulle tecniche di elaborazione dell'immagine acquisita. Mediante il post-processing è possibile modificare la radiografia più volte, a seconda delle necessità. La qualità effettiva (e percepita), del prodotto finale è un aspetto fondamentale dal punto di vista diagnostico: i filtri digitali valorizzano in maniera decisa il contenuto informativo della radiografia e condizionando il giudizio clinico dell'operatore. Per tale motivo, i filtri utilizzati in ambito commerciale sono spesso coperti da brevetto e rimangono proprietà intellettuale del fornitore.

L'azienda Cefla Dentale è il primo produttore Europeo di riuniti dentali e da qualche anno è presente anche nel mercato dei radiografici dentali, con soluzioni che rispondono ai migliori standard qualitativi. La divisione MyRay si occupa della produzione e della vendita in quest'ultimo settore di business; gli apparecchi sviluppati contengono tecnologie di ultima generazione al fine di ottimizzare il risultato dell'indagine clinica, rispettando la massima tutela per la salute del paziente.

Ogni macchinario commercializzato è dotato di un opportuno software per la gestione di tutte le funzionalità utili all'operatore finale e ovviamente, consente di effettuare operazioni di post-processing come l'applicazione di filtri per la regolazione automatica dei contrasti, *denoising* (riduzione del rumore), misurazioni, simulazioni di interventi ortodontici e dentali.

Esigenze di rinnovo ed espansione verso nuovi mercati, hanno reso indispensabile l'upgrade delle tecnologie dei prodotti commercializzati dall'azienda. Scopo del presente progetto è quello di ottimizzare l'acquisizione delle radiografie digitali, aggiornando le librerie di filtri presenti nei radiografici prodotti. Una prima fase del lavoro consta nello studio dei filtri adottati e nel miglioramento di alcuni parametri di settaggio (questa parte non verrà approfondita nell'elaborato), la seconda nell'aggiunta di altri sviluppati ex-novo.

Lo studio si è concentrato prevalentemente sull'elaborazione delle radiografie panoramiche dato che è l'esame bidimensionale più completo; i progressi svolti in questa direzione potranno poi essere adattati ad esami più specifici come radiografie BTW (bitewings) o TMJ (giunzioni temporo-mandibolari).

Ad oggi le criticità principali, riguardano la coesistenza di una limitata conoscenza delle sorgenti di rumore che degradano le immagini ottenute, con una catena d'elaborazione frutto di una collaborazione esterna.

Obiettivo primario del progetto è quindi quello di sviluppare un metodo di riduzione del rumore, in modo da rendere il prodotto competitivo su più larga scala.

Dallo studio della letteratura più aggiornata, hanno tratto spunto alcune delle proposte, le quali sono state implementate in linguaggio Matlab (R2012a, MathWorks), testate e sviluppate in linguaggio C++ al fine della validazione clinica.

Il presente elaborato contiene una panoramica dei filtri presenti in libreria e un approfondimento su quelli sviluppati ex-novo. Il tutto è accompagnato da analisi quantitative, qualitative, in vitro (mediante l'utilizzo di fantocci) e in vivo (analisi di casi clinici).

Tra le varie soluzioni proposte, una si è rivelata particolarmente efficace e al termine del periodo di collaborazione, è stata presentata a fiere di settore; a breve sarà introdotta in commercio.

2. RADIOBIOLOGIA E LA MODERNA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

Con il termine Radiobiologia ci si riferisce a quel campo delle Scienze Mediche che comprende lo studio dell'azione di radiazioni ionizzanti (frequenza superiore a 3×10^{15} Hz), su tessuti viventi. Per ionizzare la materia, la radiazione deve possedere un'energia sufficientemente alta da poter interagire con gli elettroni degli atomi con cui viene a contatto: particelle prodotte da decadimento alfa, per particelle alfa e beta per gli elettroni i positroni. Entrambe hanno un limitato potere di penetrazione, tant'è che le prime non possono superare strati di materia dello spessore di un foglio, e le seconde possono essere schermate da un sottile strato di alluminio.

Anche particelle non cariche (per esempio fotoni e neutroni) possono generare radiazioni elettromagnetiche: in questo caso il potere di penetrazione è molto più elevato nonostante la bassa proprietà ionizzante. In particolare, se l'onda elettromagnetica emessa ha un'energia compresa tra 25 e 700 keV, una frequenza di 10^{18} Hz e una lunghezza d'onda di circa 10^{-10} m, prende il nome di radiazione X; i fotoni X e gamma sono accumulati da una lunghezza d'onda comparabile, ma i primi sono generati da variazioni della cinetica degli elettroni, mentre gli ultimi, da decadimenti e transizioni all'interno di un nucleo atomico.

Tra i vari campi applicativi dei raggi X, quello medico è uno dei preponderanti e la sua prima applicazione risale al 1895, per merito del fisico tedesco Röntgen, il quale realizzò la prima immagine radiografica medica della storia: divenne possibile osservare un elemento anatomico invisibile, senza interrompere la barriera cutanea.

Da allora, la diagnostica per immagini s'impone come la valutazione anatomica non traumatica di un soggetto vivente.

La struttura principale di un'apparecchiatura a raggi X, è composta generalmente da:

- Generatore ad alta tensione
- Tubo radiogeno
- Filtro
- Rivelatore di riferimento
- Collimatori (primario e secondario)
- Rivelatore

Nel corso degli anni, il rivelatore è l'elemento che ha subito una maggiore evoluzione e quello che ancora oggi, possiede ampi margini di sviluppo. I primi dispositivi di visualizzazione erano

costituiti da uno schermo di vetro con strati di fosfori (fluoroscopia) e il radiologo effettuava la diagnosi real-time, basandosi esclusivamente su quanto visibile in quel momento. I successivi sviluppi in campo fotografico, portarono all'introduzione in ambito clinico, di pellicole fotosensibili (ai raggi X) che opportunamente sigillate e poste a contatto col paziente, erano in grado di impressionare permanentemente l'immagine.

Dalla seconda metà del Novecento, i perfezionamenti hanno riguardato prevalentemente i film e gli schermi di rinforzo, inseguendo il miglior compromesso tra dose-paziente e definizione dell'immagine radiografica.

L'introduzione del calcolatore nei decenni seguenti ha portato ad una radicale rivoluzione, dando l'avvio alla radiografia digitale: modalità digitale di acquisizione dell'immagine radiografica che servendosi di opportuni software e hardware, consente la visualizzazione, archiviazione, trasmissione ed elaborazione post-processing, delle immagini acquisite.

Il progresso tecnologico di questi ultimi decenni ha rappresentato anche per la radiologia un'importante evoluzione: il termine stesso di radiologia si è ormai modificato in diagnostica per immagini e invece di immagine radiologica tradizionale si parla sempre più di immagine digitale. I sistemi tradizionali, che prevedono l'utilizzo di pellicole e sviluppi con liquidi chimici, vengono abbandonati e sostituiti dall'impiego della diagnostica mediante computer. Il passaggio dalla radiologia tradizionale a quella digitale mantiene la fonte di esposizione (raggi X) e il risultato finale (immagine) come elementi fissi, ciò che cambia e si rinnova è il processo intermedio costituito da acquisizione, elaborazione e riproduzione. Negli ultimi anni, l'imaging digitale (con le relative apparecchiature, come gli ortopantomografi) ha subito una continua evoluzione che ha portato ad ottenere immagini sempre più precise e in grado di competere con quelle tradizionali.

Nella radiografia analogica, il rivelatore del segnale proveniente dal paziente è anche il supporto su cui l'immagine si forma direttamente e che ne consente la visualizzazione (pellicola), quindi la pellicola funge sia da rivelatore che da mezzo di visualizzazione, rispondendo all'esposizione solo in un certo intervallo energetico e secondo una curva di conversione unica e definita; nel caso dei sistemi digitali invece, la pellicola radiologica è sostituita da un sensore digitale o da uno schermo di registrazione e, a differenza del sistema tradizionale, il contrasto può essere modificato a piacere per essere adeguato alle diverse esigenze diagnostiche.

Per le sue caratteristiche operative e tecnologiche, la radiologia digitale ha diversi vantaggi: consente di ridurre la dose di esposizione al paziente del 50% senza che venga sacrificata la qualità diagnostica dell'immagine (generalmente riducendo i mAs e aumentando i kV di circa il 10% rispetto ai dati utilizzati con le tecniche tradizionali); permette di evitare le sovraesposizioni, in

quanto eventuali errori vengono immediatamente rilevati. In quest'ultimo caso, con i sistemi tradizionali si ha un annerimento eccessivo della pellicola e una conseguente perdita di informazioni cliniche, nell'imaging digitale invece, l'immagine rimane pressoché invariata e leggermente più chiara. Nel caso opposto di sottoesposizione, nel sistema analogico si avrà un radiogramma di bassa intensità ottica e in ogni caso non utile ai fini dello studio clinico; in quello digitale l'immagine risulterà più scura ma non perderà dettagli anatomici; un ulteriore vantaggio dell'imaging digitale è quello di avere per un'unica esposizione due versioni: un'immagine simile a quella tradizionale ed una simil-xerografica in cui vengono messi in evidenza i contorni. Una volta acquisita l'immagine digitale, si ha la possibilità di elaborare in post-processing l'immagine mediante diverse funzioni: quella di Filtering per la riduzione del rumore; di Rendering per le ricostruzioni; di Windowing per variare l'ampiezza e il livello della finestra dei grigi e di Zooming per l'ingrandimento. Queste funzioni permettono di ottimizzare il valore diagnostico delle immagini digitali anche in presenza di una minore risoluzione spaziale.

L'evoluzione tecnologica ha trasformato la radiologia anche nell'archiviazione e nella trasmissione dei dati, ottimizzando così la fruibilità diagnostica delle immagini stesse. Riassumendo i numerosi vantaggi della radiografia digitale, appaiono evidenti il risparmio di dose radiante rispetto alle tecniche tradizionali, la possibilità di modificare a posteriori le caratteristiche iconografiche delle immagini (post-processing) senza dover ripetere l'esame, la scomparsa dell'utilizzo di liquidi e della necessità del loro smaltimento, l'archiviazione rapida anche su supporto (CD-ROM) e la possibilità di teletrasmissione via cavo o Internet in modo rapido e semplice.

Nonostante i numerosi traguardi tecnologici raggiunti, l'utilizzo di onde elettromagnetiche ad alta energia rimane comunque delicato, in quanto i raggi X sono in grado di alterare irreversibilmente le strutture biologiche. In generale, l'esposizione a raggi ionizzanti produce due tipi di effetto

- deterministici (o obbligatori) a forti dosi: compaiono al di sopra di una dose soglia e il loro effetto è correlato alla dose di radiazione. Sono particolarmente evidenti su cellule giovani, immature, con attività riproduttiva e con funzioni ancora poco differenziate.
- effetti stocastici (o probabilistici) a piccole dosi: esistono rischi di cancerogenesi e di mutazioni genetiche senza dose soglia; le manifestazioni non sono obbligatorie ma la gravità resta costante.

Si pone quindi forte attenzione sull'aspetto della sicurezza del paziente e del tecnico. La diagnostica medica per immagini infatti, risponde ad alcune prescrizioni definite dall'etica ed è soggetta a differenti leggi e regolamenti:

- leggi della sanità pubblica

- leggi della sicurezza sociale
- leggi del lavoro
- contratti collettivi delle professioni
- norme italiane sulla costruzione, installazione e controllo dei materiali

Si adottano progressivamente nella legislazione nazionale raccomandazioni ispirate a quelle dell'ICR (International Commission on Radiological Protection), destinate a migliorare la radioprotezione riducendo le dosi erogate alla popolazione.

Gli elementi più importanti di queste raccomandazioni si trovano nei tre principi fondamentali:

- giustificazione dell'utilizzatore delle radiazioni ionizzanti
- ottimizzazione della protezione
- limitazione della dose individuale

La legislazione in merito, impone una ricerca del risparmio della dose di radiazioni, basata sul principio ALARA (a slow as reasonably achievable radiation exposure) per cui il beneficio atteso deve essere superiore ai danni potenziali.

In accordo col Sistema Internazionale di misura (SI), nei fascicoli tecnici dei macchinari radiografici, sono descritti tre tipi di dosi:

Dose assorbita in un mezzo [Gy, Gray]: energia media assorbita per unità di massa del mezzo attraversato

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \left[\frac{J}{Kg} \right] \text{ con } m \text{ massa del mezzo ed } E \text{ energia}$$

Dose equivalente (H_T) nel tessuto T [Sv, Sievert]: è data dal prodotto della dose media assorbita nel tessuto T per il fattore di peso della radiazione w_R .

$$H_T = D_T \cdot w_R$$

Dove il fattore w_R tiene conto dell'efficacia biologica dei diversi tipi di radiazione rispetto ai fotoni (rX-fotoni-elettroni =1; protoni=5; alfa=20; neutroni=5-20).

Dose efficace (E) [Sv, Sievert]: somma sul corpo intero della dose equivalente di ciascun organo corretta per la rispettiva radiosensibilità.

$$E = \sum H_T \cdot w_T$$

La radiosensibilità dei tessuti biologici è strettamente legata all'attività mitotica e metabolica delle cellule in essi, perché le fasi maggiormente colpite dalle radiazioni sono la sintesi proteica e la replicazione cellulare.

Negli ultimi anni, la nozione di rischio ha sostituito quella di soglia ed è tanto più difficile da mettere in evidenza, quanto più la dose è piccola: a tutt'oggi non sono stati dimostrati effetti sull'uomo per dosi inferiori a 100 mGy e l'effetto non potrà manifestarsi che per dosi superiori.

3. ESAME PANORAMICO

La prima radiografia dentale seguì di qualche settimana la scoperta dei raggi X (1895) e fu effettuata da O.Walkhoff su sé stesso, con un tempo d'esposizione alla radiazione di 25 minuti.

Per tre quarti di secolo, il principio dell'elaborazione dell'immagine radiografica è restato invariabilmente lo stesso:

- tubo a raggi X che emette un fascio omogeneo
- un organo o tessuto radiografato, attraversato dal fascio incidente
- un recettore ricco di sali che raccoglie l'immagine latente e la rivela chimicamente

L'odontoiatria ha seguito il progresso della radiologia:

- messa in evidenza di strutture spontaneamente radiotrasparenti, con l'introduzione di un contrasto positivo opaco ai raggi X (scialografia)
- separazione strato a strato, di strutture complesse (tomografia)
- ortopantomografia (Paatero, 1950)
- prestazioni migliorate dei tubi radiologici che permettono la teleradiografia intra orale o tecnica del cono lungo
- miglioramento costante delle emulsioni dei ricettori al bromuro d'argento

Risale al 1972 la rivoluzione più grande in termini di diagnostica medica per immagini, con l'invenzione della tomodensitometria o T.C-scan a raggi X, da parte di G.H. Hounsfield.

Nel processo di acquisizione delle immagini, la pellicola radiografica è sostituita da una corona di camere di ionizzazione allo xenon e le informazioni sulla densità acquisite al passaggio del fascio emergente di raggi X, sono trattate in maniera informatica: l'arrivo del computer nel processo di trattamento, è l'atto di nascita della *diagnostica per immagini in Medicina*.

Seguirono diversi anni, affinché i macchinari potessero essere ottimizzati anche per indagini odontoiatriche intraorali e nel 1982, fu introdotta la radiovideografia o RVG.

L'immagine radiologica dentaria rimane tutt'oggi esclusivamente dipendente dai raggi X a causa del suo contenuto minerale, che assicura al dente e all'osso la migliore definizione ed il massimo contenuto informativo.

Le tecniche extra orali sono rappresentate essenzialmente dalla Ortopantomografia (OPT) o radiografia panoramica dentaria, introdotta da Paatero nel 1950.

L'ortopantomica è l'esame di diagnostica per immagini preliminare, sempre necessario e a volte sufficiente, integrato se necessario da radiografie endorali e/o occlusali. Eventuali esami di maggiore invasività (e.g. tomografia) vengono presi in considerazione, solamente dopo la valutazione attenta di questa prima tecnica diagnostica

Una pellicola di "screening" di prima istanza, analizza continuamente una sezione tomografica relativamente spessa e curvilinea, seguendo la forma dell'arcata dentaria da una articolazione temporo-mandibolare all'altra; comprende tutte le strutture ossee ed alveolari nella loro posizione naturale locoregionale e permette un utile ed immediato paragone fra lato destro e sinistro.

I limiti principali di questa tecnica risiedono nel posizionamento: al fine di ottenere un'immagine definita degli incisivi, lo spessore utile del taglio largo nella regione dei molari decresce in senso disto-mediale, generando frequentemente difficoltà da parte dell'operatore, nel posizionare correttamente il paziente. (R.Cavezian, 2012)

Una radiografia panoramica ideale, dovrebbe quindi essere priva di errori legati alla tecnica di posizionamento paziente o alla strumentazione utilizzata; tuttavia nella realtà clinica, capita di ottenere risultati non perfetti ma con una presenza di errore, accettabile. In altri casi invece si incorre in errori non trascurabili, tali da richiedere una ripetizione dell'esame, con conseguente ri-esposizione del paziente alla radiazione e perdita di tempo del personale clinico.

Il criterio principale per l'accettazione di una panoramica dentale è l'adeguato riconoscimento di tutte le strutture della regione maxillo-facciale: se anche solo una di queste strutture non risulta ben identificabile, l'esame deve essere ripetuto. Nello specifico, si ritiene necessaria la ripetizione, qualora non siano ben visualizzabili (per esempio a causa di ostruzione, saturazione o sfuocatura) le seguenti strutture anatomiche:

- Condili della giunzione temporo-mandibolare
- Mandibola/mascella della regione anteriore
- Rami mandibolari

In generale, vi sono due caratteristiche che differenziano una buona panoramica, da un'insufficiente e sono un'esposizione adeguata e una rappresentazione anatomica corretta:

Esposizione adeguata

Implica che ci sia un contrasto tale da permettere il riconoscimento delle diverse strutture

Densità: la densità ideale deve essere evitare che le strutture siano troppo scure (“burn out”) o troppo luminose (“white out”); ciò è evidente osservando gli apici dei denti della regione mascellare. Vi è eccessiva (o insufficiente) densità quando si fallisce il riconoscimento di patologie come mancate eruzioni dentali.

Contrasto: deve essere possibile determinare l’interfaccia tra smalto e dentina, dei denti della regione molare. Questo risulta particolarmente importante nella aree in cui vi sono strutture multiple e/o sovrapposte.

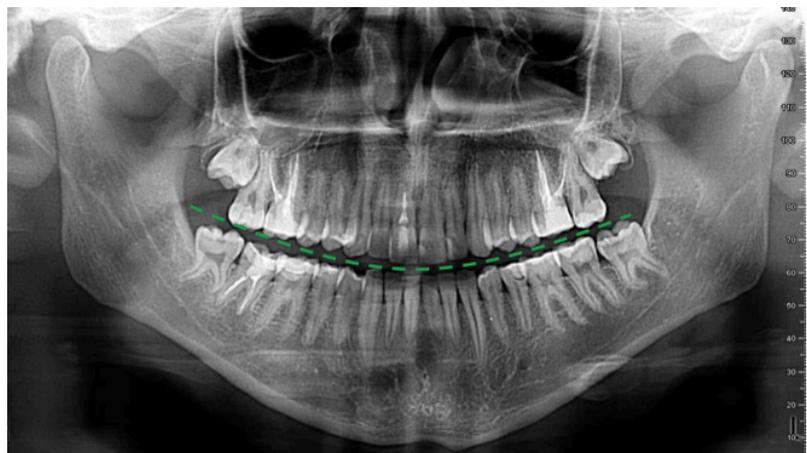
Rappresentazione anatomica

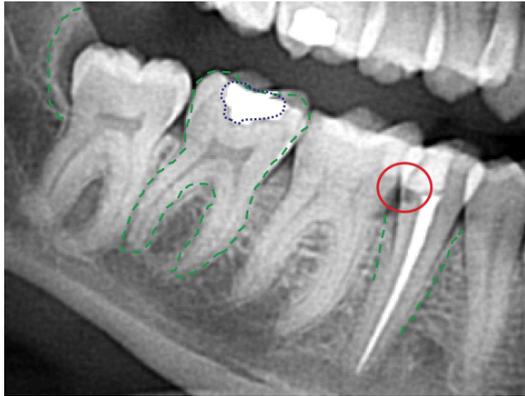
Ci deve essere sufficiente quantità di struttura ossea e rappresentata con un certo grado di accuratezza.

Valutazione anatomica: particolari dettagli sono usati per determinare il grado di accuratezza. Tra questi vi sono i condili mandibolari (devono essere presenti entrambi e alla stessa quota); il palato deve essere sotto gli apici dei denti mandibolari; lo spessore del ramo mandibolare destro, deve essere uguale a quello sinistro.

Al fine di rendere più comprensibile l’analisi qualitativa che verrà svolta nei prossimi capitoli del presente elaborato, di seguito vi è una breve raccolta illustrata di criteri critici nel giudizio della qualità della Panoramica (oltre a quelli generali di qualità dell’immagine come rumore, luminosità, saturazione etc) (W.Scarfe)

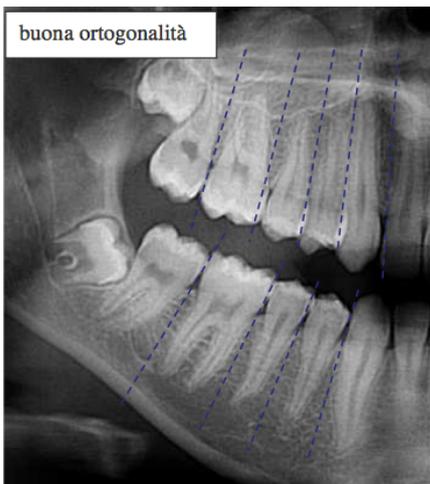
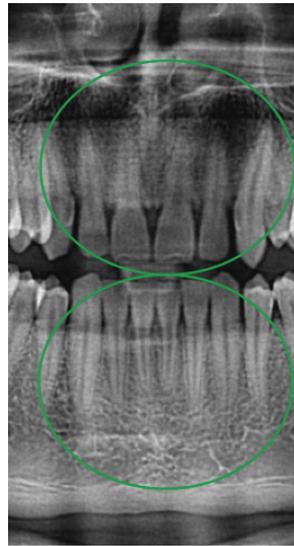
Posizionamento del paziente : se correttamente posizionato la panoramica è leggermente sorridente





Livello di contrasto degli elementi dentali : si dovrebbe riuscire a distinguere bene l'osso mandibolare (o mascellare) dal dente, le cure, i canali dentali, eventuali carie in stato avanzato (soprattutto a livello del colletto o nascoste sotto le cure), stato della corticale e del legamento parodontale

Messa a fuoco degli elementi dentali, in particolare il fuoco sugli incisivi : la messa a fuoco degli apici degli incisivi è solitamente difficile da ottenere



Ortogonalità della proiezione alla dentatura del paziente: più è stata intuita l'ortogonalità, più gli elementi dentali non risultano sovrapposti tra loro

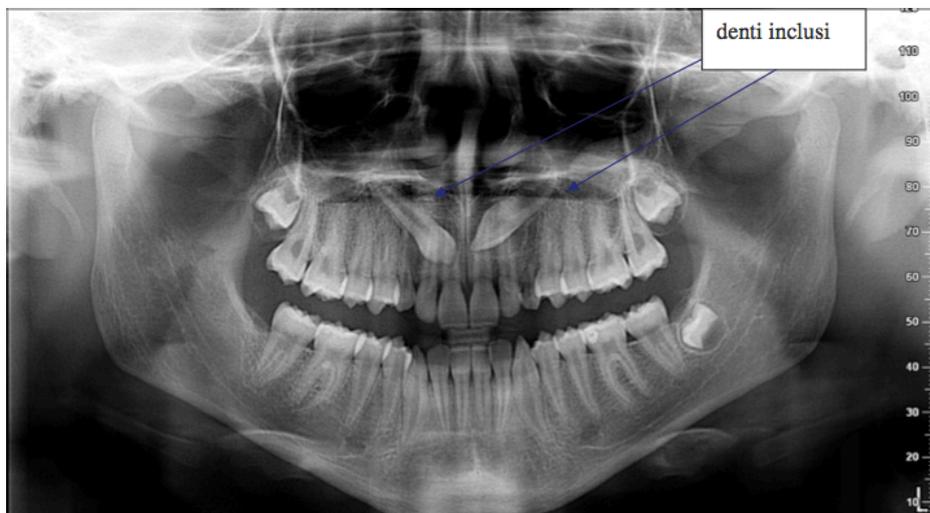
Esiti di traumi vari: devono essere identificabili tutti i fenomeni di traumi, come per esempio la rottura della capsula



Saturazione zona canini superiori: la saturazione di aree dell'immagine è un fenomeno indesiderato in quanto i valori di grigio a quelle coordinate, raggiungono valori di fondo scala e diventano indistinguibili tra loro. Elaborazioni successive non sono in grado di ripristinare tale perdita d'informazione:

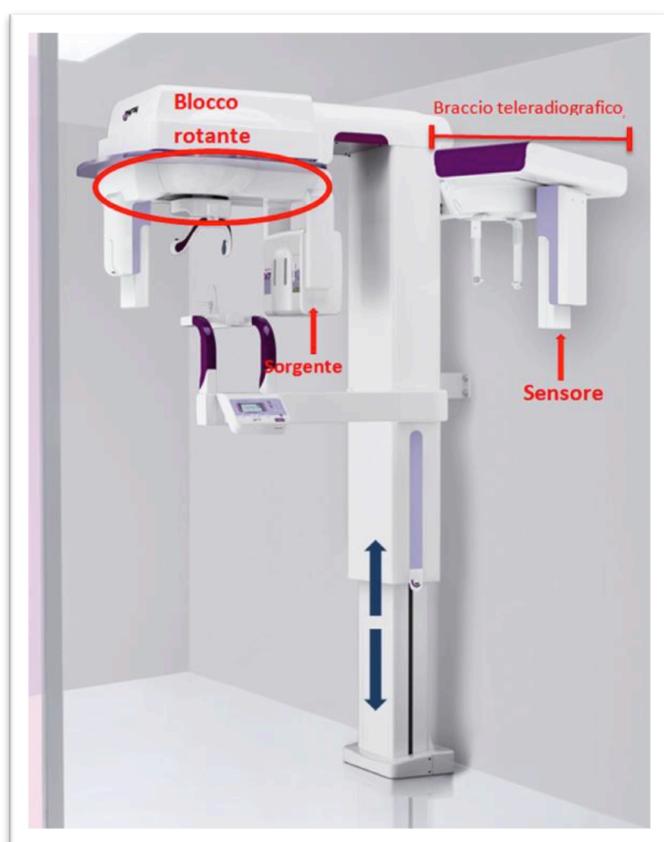


Inoltre devono poter essere visibili ed identificabili tutti i fenomeni patologici possibili, come per esempio denti inclusi:



4. CEFLA DENTALE: PARCO MACCHINE

Cefla Dentale è azienda leader nel settore dentale, con una pluridecennale esperienza nel campo dei riuniti odontoiatrici ed una più recente, in quello della diagnostica radiologica dentale, fornendo ai clienti una vasta gamma di strumenti ad alto livello tecnologico. Le soluzioni diagnostiche di cui sopra, sono opera della divisione Myray: sfruttano tecnologie di ultima generazione, che si fondono assieme per garantire un'indagine clinica di alta qualità senza compromettere la sicurezza del paziente e del personale.



I macchinari sono dotati di software per la gestione completa di tutte le funzioni necessarie all'interno di uno studio dentistico, dall'archiviazione degli esami, alla loro catalogazione ma soprattutto permette di effettuare misurazioni, trasformazioni, e simulazioni di interventi ortodontici e dentali, sulle immagini acquisite in precedenza. Le elaborazioni grafiche si avvalgono di una libreria di filtri sviluppata in collaborazione col gruppo di ricerca del Politecnico di Milano, che oltre ai classici filtri di rielaborazione immagine che possono trovarsi anche in un qualsiasi software open - source (es. GIMP, Photoshop®) affiancano la presenza di filtri

digitali sviluppati ad hoc, per il miglioramento delle immagini panoramiche. (M.Guglielmo, 2012)

L'apparecchio radiografico utilizzato per lo svolgimento del presente elaborato, è il Dental XPan: costituito da una struttura a colonna sulla quale scorre verticalmente un blocco unico composto da emettitore (o sorgente), collimatore secondario e braccio teleradiografico con sensore CCD annesso. Il blocco centrale adiacente alla colonna presenta un sistema rotante che permette il movimento sincrono della sorgente di raggi-x e del collimatore.

Tensione e corrente anodiche hanno valori compresi tra 60-85 kV e 1-10mA, sono selezionabili automaticamente o manualmente e sono modulate in tempo reale, durante l'esposizione ai raggi X. I

tempi di acquisizione sono di 9.3 s per panoramiche a pazienti adulti e 7.3 per l'analisi della dentizione bambini, con dosi efficaci tipiche di rispettivamente 6.7 μSv e 4.3 μSv . Le immagini hanno dimensioni di 1528x2797 (16 bit, 8Mb non compresse).

Grazie al collimatore primario servocomandato, gli esami possono essere fatti su misura in modo da esporre solo l'area richiesta, riducendo quindi la dose dove possibile. Un altro collimatore che sale e scende automaticamente dal blocco girevole agisce come un dispositivo di collimazione secondario di precisione per gli esami cefalometrici.

5. ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE RADIOGRAFICA

Gli ortopantomografi sono tradizionalmente impiegati nell'acquisizione di radiografie panoramiche. Queste particolari radiografie, richiedono un movimento sincronizzato della sorgente a raggi X (tubo catodico) e del sensore: l'immagine è acquisita colonna per colonna; per ogni colonna, il tubo radiogeno e il sensore compiono una rototraslazione tale per cui il fuoco segue l'arco dentale. Questo è equivalente a dire che l'asse principale della radiazione X, interseca in maniera più ortogonale possibile l'arco dentale, “sfocando” allo stesso tempo, le zone lontane da esso; tale movimento può anche essere visto come mantenere fisso il centro di rotazione istantaneo dell'arco dentale, e traslarlo lungo l'arco.

Per permettere questo movimento complesso, l'apparato radiografico è progettato con quattro gradi di libertà: sono generalmente due per la traslazione, uno per la rotazione del braccio portante del tubo radiogeno e uno per il sensore.

La vecchia versione del sistema ortopantomografo richiede l'utilizzo di un film che viene fatto scorrere lungo una traiettoria rettilinea. Con l'avvento delle tecnologie digitali, il meccanismo è stato sostituito da sensori CCD in grado di operare in Time Delay Integration (TDI).

Tali sensori sono costituiti in realtà matrici di detettori CCD, con dimensioni tipicamente di 1536 x 128 pixel (Hamamatsu, 2014). Quando settati per lavorare in modalità TDI, questi sensori non hanno bisogno di essere mossi, dato che la carica elettronica generata dall'impatto della radiazione X, viene fatta scorrere colonna per colonna (Lu, 2012). Quando la carica raggiunge l'ultima colonna della matrice di sensori, viene mandata ad un registro d'uscita e poi convertita ad un valore digitale.

La possibilità offerta dalle tecnologie digitali, di memorizzare ed elaborare a posteriori l'informazione acquisita, ha consentito lo sviluppo di una ricostruzione tomografica completa, utilizzando ortopantomografi (I.Frosio, Tomosynthesis through a time delay integration sensor, 2007); (S. Siltanen, 2003); (I.Frosio, Optimized Local Tomography, 2010).

Un design adeguato delle traiettorie dell'emettitore X e del sensore, è necessario al fine di ottenere un set d'immagini che possano essere attendibili; ciò è solitamente ottenuto mediante un angolo limitato di acquisizione che permette di ridurre sia l'intensità della radiazione, che il tempo di

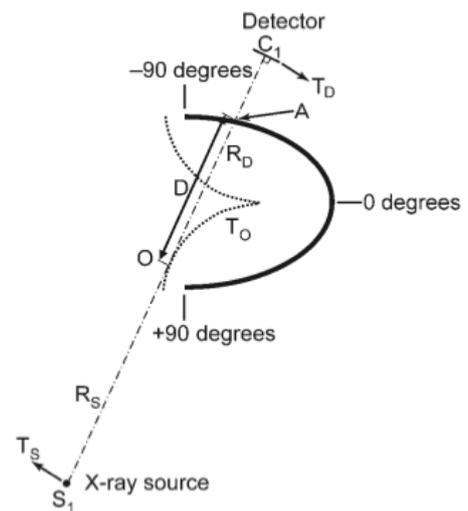


Figura 1 - geometria del sistema panoramico d'acquisizione. L'isocentro si muove lungo la traiettoria predefinita T_D

esposizione a cui è soggetto il paziente, in accordo al principio ALARA((W.Scarfe M. , 2009); Hirsch, (M.Silva, 2008)).

Sono possibili differenti strategie d'acquisizione, per questo scopo; gli apparecchi descritti sopra catturano una serie di proiezioni mantenendo la sorgente di raggi X fissa, mentre il sensore ruota attorno ad esso e le cariche vengono shiftate lungo le colonne del sensore: in questo modo, si ottiene una traiettoria a fascio conico (Cone Beam). Un altro metodo, consiste nella traslazione parallela di sensore e raggio X, mentre le cariche vengono spostate lungo le colonne del sensore: in questo caso si parla di raggio a Fan Beam.

Queste due diverse strategie, grazie alla loro semplicità, sono tra le più comunemente utilizzate per la fase d'implementazione e ricostruzione. Tuttavia, le moderne apparecchiature radiografiche raggiungono un livello tale di versatilità da permettere l'utilizzo di ulteriori, diverse geometrie. (DALSA, 2011)

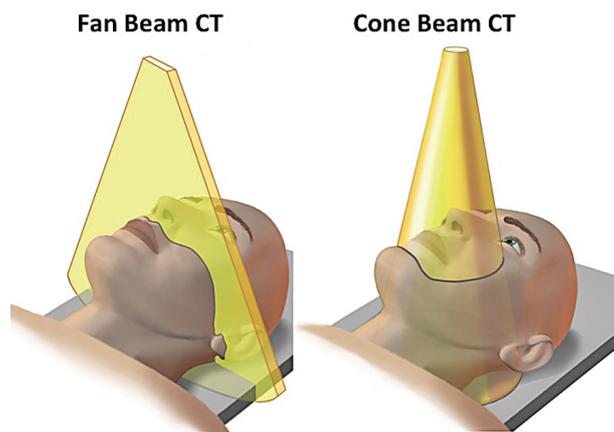


Figura 2 - Differenti modalità d'emissione

5.1. Tecnica TDI

In questa sezione viene descritto il funzionamento in TDI e viene presentata una formula matematica per il trasferimento di carica, tra i vari elementi che compongono i detettori.

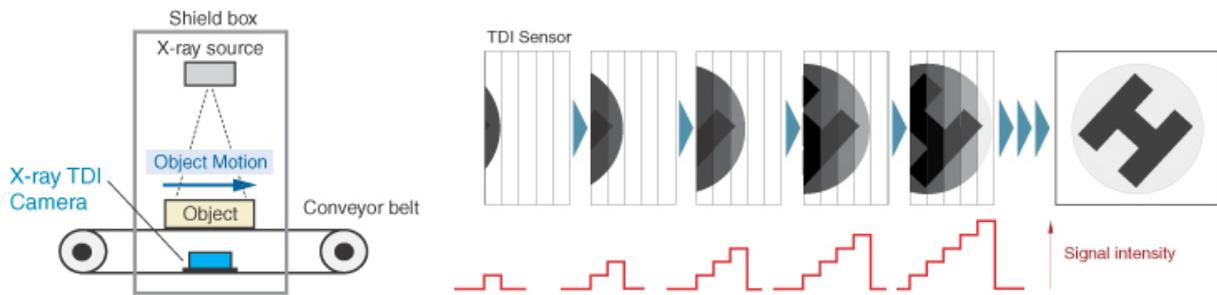


Figura 3-Sensore in modalità TDI

Avendo a disposizione detettori dalle dimensioni contenute, un modo per ottenere un campo di vista largo potrebbe consistere nel far scorrere tale apparato sensoristico, lungo tutta l'area di interesse. Tale approccio però non si presta ad un'implementazione meccanica lineare, semplice e compatta: la tecnica TDI è nata proprio da questa esigenza.

L'area sensibile dei sensori CCD (charge coupled device) è divisa per righe e colonne. Si immagini il detettore completamente ricoperto da una pellicola opaca con un foro nel mezzo (pinhole), che permette il passaggio di un solo raggio lineare e sufficientemente sottile. La radiazione X genera sul sensore, una carica proporzionale all'intensità del raggio e al tempo d'esposizione e appena prima che il detettore si muova nella posizione successiva, tale carica viene trasferita alla colonna affianco, in direzione opposta al moto e con la stessa velocità; le cariche che vengono accumulate nell'ultima colonna di detettori, sono trasferite ad uno shift register.

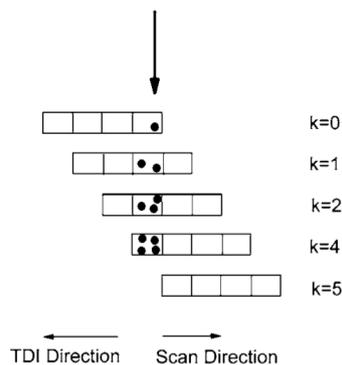


Figura 4

La Figura 4 illustra questo concetto mediante un semplice esempio, usando un detettore monodimensionale a singola riga, con quattro colonne ed un singolo raggio X, che illumina un sensore alla volta. Il primo istante ($k=0$) il sensore è direttamente colpito dalla radiazione e accumula un'arbitraria quantità di carica; allo step successivo ($k=1$), la carica è trasferita al sensore adiacente, che viene anch'esso colpito dal raggio e accumula quindi ulteriore energia (due pallini

neri); a $k=2$ il sensore successivo riceve le due cariche precedentemente accumulate, più quella generata dall'illuminazione, raggiungendo un totale di tre cariche. Tale sistema procede automaticamente fino ad arrivare all'ultimo sensore, il quale comunica con uno shift register.

Si ottiene la massima risoluzione quando il meccanismo di scorrimento è esattamente sincrono al rate di trasferimento delle cariche: deviazioni dalle condizioni ideali di shift e trasferimento, causano una flessione della funzione di trasferimento del sistema di modulazione.

Per caratterizzare analiticamente l'operazione, si pongono le seguenti ipotesi semplificative:

- La velocità di scansione è costante: le derivazioni possono essere generalizzate per il caso in cui la velocità del detettore vari lungo il campo di vista. A parte l'accelerazione iniziale (positiva) e quella finale (negativa), variazioni di velocità di acquisizione sono indesiderate, perché complicano il design meccanico dello scanner.

- Il raggio X irradia l'intero campo di vista simultaneamente, come da definizione di geometria cone-beam: tale assunto permette di considerare un flusso X incidente, con sole variazioni spaziali e mai temporali. Anche nel caso più realistico di raggio stretto (narrow beam), la radiazione è modulata dalla distribuzione spaziale dell'oggetto e varia da regione a regione del campo di vista.

- Il detettore è un vettore lineare, monodimensionale di sensori

Il segnale trasferito allo shift register all'istante kT_D è dato da

$$S(k) = \frac{G}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \frac{1}{vT_D} \int_{x_n+v(k-n-1)T_D}^{x_n+v(k-n)T_D} Q(x) dx \quad (1)$$

dove G è il guadagno.

L'equazione (1) dimostra che il segnale $S(k)$ in uscita dal detettore, è una media di quello accumulato negli elementi $n=0, \dots, N-1$ nell'intervallo $\{(k-n-1)T_D, (k-n)T_D\}$. L'integrazione rappresenta l'accumulo di carica nel sensore durante il ciclo d'acquisizione. Se la velocità di scanning è uguale alla larghezza del sensore, diviso l'intervallo di tempo e segno opposto, il campo di vista è campionato con lo stesso rate del sensore.

Questo è come il detettore opera normalmente. L'eventuale asincronismo, genera "sbavature" come risultato dell'operazione di integrazione. (DALSA, 2011)

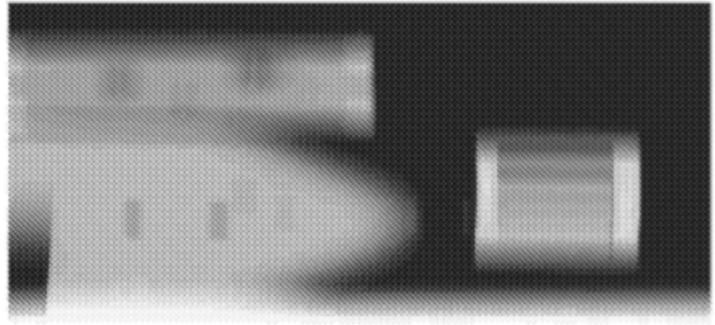
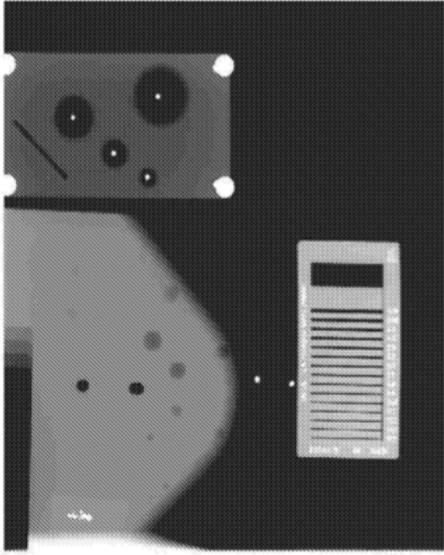


Figura 5-Confronto TDI sincrono (corretto, a sx) e asincrono (difettoso, a dx)

6. ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI DIGITALI

Questa sezione ha lo scopo di introdurre il lettore ai vari strumenti matematici usati nei prossimi capitoli, tipici dell'elaborazione digitale delle immagini.

Nonostante l'immagine digitale possa essere interpretata come una matrice equivalente, la maggior parte delle operazioni svolte su di esse è di tipo vettoriale, cioè pixel per pixel. Questo significa che quando ci si riferisce alla divisione di due immagini, si intende la divisione di ciascun pixel della prima, col corrispondente pixel della seconda. A meno di specifici riferimenti, da qui per tutto l'elaborato, si utilizzerà questa convenzione.

Una delle più importanti classificazioni dei metodi di elaborazione dell'immagine è Lineare o Non Lineare. Si consideri un generico operatore H , tale da produrre l'immagine in output $g(x,y)$, con $f(x,y)$ in input.

$$H[f(x,y)] = g(x,y)$$

H è definito operatore lineare se

$$H[a_i f_i(x,y) + a_j f_j(x,y)] = a_i H[f_i(x,y)] + a_j H[f_j(x,y)] = a_i g_i(x,y) + a_j g_j(x,y)$$

dove $a_i, a_j, f_i(x,y)$ e $f_j(x,y)$ sono costanti arbitrarie e immagini, rispettivamente. L'equazione indica che il risultato di un'operazione lineare di somma tra due input è uguale ad eseguire l'operazione individualmente su ciascun ingresso e sommarne i risultati; inoltre il prodotto di un'operazione lineare per una costante, è uguale a moltiplicare per la costante stessa, i singoli risultati di quell'operazione lineare. La prima proprietà prende il nome di *additiva*, la seconda di *omogeneità*.

Le operazioni lineari sono particolarmente importanti perché basate su una grande quantità di nozioni teoretiche e risultati pratici direttamente collegati all'ambito dell'immagine processing; dal lato opposto, quelle non lineari hanno un campo d'applicazione molto più limitato.

Operazioni Aritmetiche

Le quattro principali sono:

$$s(x,y) = f(x,y) + g(x,y)$$

$$d(x,y) = f(x,y) - g(x,y)$$

$$p(x,y)=f(x,y) \times g(x,y)$$

$$v(x,y)=f(x,y) / g(x,y)$$

Le operazioni aritmetiche sono fra quelle svolte pixel per pixel, cioè tra gli elementi della matrice f e g , di dimensioni $N \times M$, con $x=0,1,2,\dots,M-1$ e $y=0,1,2,\dots,N-1$.

L'importanza di tali operazioni può essere spiegata col seguente esempio:

consideriamo $g(x,y)$ un'immagine ottenuta sovrapponendo a $f(x,y)$ del rumore incorrelato a media nulla, $\eta(x,y)$

$$g(x,y)=f(x,y)+ \eta(x,y)$$

L'obiettivo della procedura seguente è quello di ridurre il rumore, sommando un set di immagini sporche

$$\bar{g}(x,y)=\frac{1}{K} \sum_{i=1}^K g_i(x,y) \quad (2)$$

ne segue che

$$E\{\bar{g}(x,y)\}=f(x,y) \quad (3)$$

e

$$\sigma_{\bar{g}(x,y)}^2 = \frac{1}{K} \sigma_{\eta(x,y)}^2 \quad (4)$$

dove il fattore sinistro dell'equazione (3) è l'aspettazione del valore della matrice g e le varianze a destra e sinistra dell'equazione (4) si riferiscono alla matrice g e a quella dei soli rumori. La deviazione standard, essendo radice quadrata della varianza, vale

$$\sigma_{\bar{g}(x,y)} = \frac{1}{\sqrt{K}} \sigma_{\eta(x,y)} \quad (5)$$

All'aumentare del valore di K (numero di immagini g), la variabilità del valore dei pixel ad ogni coordinata (x,y) , cala e cioè, lo scarto tra f ed il valore medio di g si riduce.

Un'applicazione frequente della sottrazione tra due immagini è l'aumento dei contrasti (enhancement), particolarmente utilizzata nel mondo del biomedicale e soprattutto, della radiografia *mask-mode*. Consideriamo l'immagine ottenuta dalla seguente differenza

$$g(x,y) = f(x,y) - h(x,y)$$

in questo caso $h(x,y)$ (la maschera) è l'immagine ottenuta mediante l'utilizzo della fluoroscopia: dopo che il liquido di contrasto è stato iniettato nel paziente, vengono registrate una serie di immagini $f(x,y)$ (*live-images*) della stessa regione anatomica di $h(x,y)$. Il risultato ottenuto dalla sottrazione della maschera alle immagini *lives* è riportato in Figura 7 e consiste nell'aumento del contrasto delle aree 'differenti': parallelamente alla perdita di dettaglio dei particolari anatomici, è messo in evidenza il liquido di contrasto soggetto dell'analisi. Essendo un esame fluoroscopico e non radiografico, la procedura appena descritta consente di seguire in tempo reale la propagazione del *m.d.c* (mezzo di contrasto) nei vasi, dell'area illuminata.

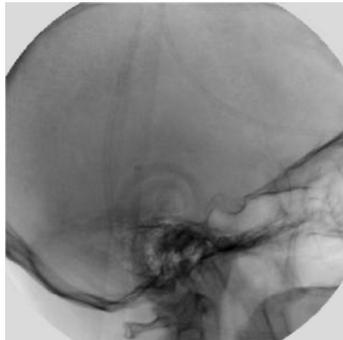


Figura 6

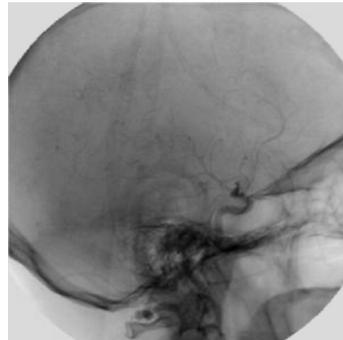


Figura 7

Passando all'operazione di moltiplicazione (e divisione) tra immagini, un caso tipico è quello della correzione dell'ombreggiatura. Si supponga $f(x,y)$ l'immagine 'perfetta' (priva di artefatti) e $h(x,y)$ la funzione del modello di rumore (ombra). Il risultato ottenuto col sensore è:

$$g(x,y) = f(x,y) \times h(x,y)$$

Se h è nota, è possibile eliminare completamente il rumore, moltiplicando l'immagine di output, per il suo inverso. Nel caso in cui la funzione di ombra non sia nota invece, si può ridurre l'artefatto utilizzando un'immagine a densità costante. In Figura 8 – (a) (b) (c), (a) è l'immagine di un filamento di tungsteno, (b) è il modello di rumore e (c) il risultato ottenuto moltiplicando (a) per l'inverso di (b)



Figura 8 – (a) (b) (c)

Operazioni Spaziali

Tali operazioni sono eseguite direttamente sui pixel dell'immagine. Vi sono 3 differenti classi: operazioni a singolo pixel, operazioni su gruppi di pixel vicini e trasformazioni spaziali geometriche.

L'operazione più semplice che si possa fare su un'immagine digitale è quella di alterare il valore di intensità di un pixel. Questo tipo di elaborazione può essere espressa come una trasformazione T:

$$s = T(z)$$

dove z è l'intensità originale del pixel e s è quella ottenuta al seguito della trasformazione.

Le operazioni su gruppi di pixel coinvolgono set di coordinate S_{xy} , centrate su un punto arbitrario (x,y) , di un'immagine f . Per esempio, si supponga di mediare i valori d'intensità di un'immagine, utilizzando una finestra di dimensione $m \times n$, centrata in (x,y) :

$$g(x,y) = \frac{1}{mn} \sum_{(r,c) \in S_{xy}} f(r,c) \quad (6)$$

dove r e c rappresentano le coordinate delle righe e le colonne dei pixel compresi nel set S_{xy} .

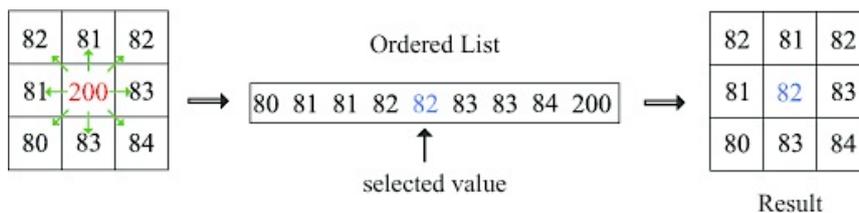


Figura 9

Questo tipo di operazione è particolarmente indicata per eliminare piccoli dettagli rumorosi, come l'esempio di Figura 10:

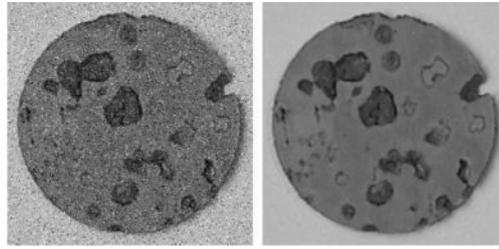


Figura 10

Quando possibile, questa classe d'operazioni è preferibile ad ogni altra, data l'elevata velocità computazionale e la relativa facilità implementativa, sia hardware che firmware.

Trasformate

Tutte le elaborazioni descritte finora, operano direttamente sui pixel dell'immagine; ciò consiste nel lavorare esclusivamente nel dominio spaziale. In qualche caso, può essere utile eseguire operazioni in un dominio differente, per poi antitrasformare e tornare in quello spaziale. Un'importante classe di trasformate lineari 2-D, può essere espressa nella forma generale:

$$T(u,v) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y)r(x,y,u,v) \quad (7)$$

dove f è l'immagine in input e $r(x,y,u,v)$ è il kernel della trasformata. $T(u,v)$ è la trasformata di $f(x,y)$ e a partire da questa, è possibile risalire all'immagine originale, applicando la trasformazione inversa:

$$f(x,y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} T(u,v)s(x,y,u,v) \quad (8)$$

con $s(x,y,u,v)$ kernel dell'antitrasformata. (Rafael C. Gonzalez, 2011)

Al fine di alleggerire la trattazione seguente, si è scelto di non dedicare un intero capitolo all'illustrazione della matematica che sta alla base di certe trasformazioni, ma di illustrare i filtri specifici nei contesti in cui verranno applicati.

7. ANALISI ED IMPLEMENTAZIONE FILTRI

Le categorie di filtri digitali presi in considerazione sono di due tipi: filtri di *denoising*, per la riduzione del rumore e di *contrast enhancement*, per l'esaltazione dei contrasti. Nel presente capitolo viene eseguita una breve panoramica di quelli compresi in libreria aziendale, frutto di una collaborazione col gruppo di ricerca del Politecnico di Milano, facente riferimento all'Ing.Lucchese; successivamente verranno presentati quelli sviluppati durante il progetto di tesi.

Libreria aziendale	Denoising	C.Enhancement
Mediano	✓	
Despeckle	✓	
Anisotropic diffusion filter (ADF)	✓	
Bilateral	✓	
Unsharp mask		✓
Automatic Clipping and Gamma transform (ACG)		✓

Mediano

Il filtro mediano è tra i più popolari perché risulta molto efficace contro certi tipi di rumore casuale: con particolare riferimento al rumore impulsivo, anche chiamato *sale & pepe* a causa della caratteristica di sovrapporre pixel bianchi e neri all'immagine, il filtro mediano appare particolarmente efficiente.

Data una finestra w di dimensioni $m \times n$, centrata nel pixel $f(x,y)$, viene calcolato il nuovo valore del pixel di posizione centrale, mediando quello dei vicini compresi nella finestatura.

Despeckle

Con filtro *Despeckle* si intende un filtro passa basso (eg. gaussiano) con un kernel di dimensioni N (5x5 o simili) e un valore limite di deviazione standard del valore di grigio del pixel ($nClip$); il pixel

non viene alterato qualora il limite $nClip$ venga raggiunto (o superato), in quanto supposto segnale di bordo (*edge*).

Semplici filtri passa basso introducono un effetto di *blurring* che riduce il rumore ma anche il dettaglio (la risoluzione) delle strutture anatomiche. Molte soluzioni in merito sono state proposte, tra queste vi sono: filtri adattativi (ADF) e bilaterali (Bilateral).

Anisotropic diffusion filter (ADF)

Oltre che individuare una direzione ottimale lungo la quale effettuare l'elaborazione, un buon filtro dovrebbe anche essere in grado di identificare eventuali discontinuità e non alterare tali strutture, dove necessario.

Il filtro ADF è basato su processi di diffusione calcolati in associazione all'applicazione iterativa di un filtraggio passa basso. L'intensità di quest'ultimo è calcolata a partire dalla magnitudine del gradiente, del pixel in esame: in questo modo, il filtro passa basso aggiusta le piccole oscillazioni del segnale, senza alterare le regioni con presenza di bordi.

Lo svantaggio dell'ADF è legato alla tempistica necessaria per l'applicazione iterativa del filtraggio passa basso.

Bilateral Filter (C.Tomasi & R.Manduchi, 1998)

Il filtro bilaterale è considerato come la versione non ricorsiva dell'ADF e può essere descritto nel seguente modo:

$$g(\vec{x}) = \frac{1}{k(\vec{x})} \cdot \sum_{\vec{\xi} \in N_{\vec{x}}} f(\vec{\xi}) \cdot c(\vec{\xi}, \vec{x}) \cdot s(f(\vec{\xi}), f(\vec{x}))$$

con:

$$k(\vec{x}) = \sum_{\vec{\xi} \in N_{\vec{x}}} f(\vec{\xi}) \cdot c(\vec{\xi}, \vec{x}) \cdot s(f(\vec{\xi}), f(\vec{x})) \text{ fattore di normalizzazione}$$

\vec{x} e $\vec{\xi}$ coordinate spaziali

f e g rispettivamente immagine originale e trattata

$c(\vec{\xi}, \vec{x})$ funzione di distanza spaziale

$s(f(\vec{\xi}), f(\vec{x}))$ funzione di distanza di livelli di grigio

Tale filtro è più veloce della sua versione iterativa e numerose versioni differenti, a seconda dell'impiego, vengono proposte quotidianamente dalla *Image Processing Community*. Lo svantaggio principale risiede nella non linearità e quindi non è possibile incrementarne la velocità con algoritmi nel dominio della frequenza (eg. dominio di Fourier): è necessario adottare approcci nel dominio del tempo, con conseguente peggioramento nella riduzione del rumore impulsivo.

Unsharp

Come verrà illustrato nei prossimi capitoli, l'informazione strutturale è un attributo fondamentale per un'immagine medicale: il filtro unsharp si pone lo scopo di esaltarne il contenuto.

Si consideri F_{LOW} il risultato di un filtraggio passa basso dell'immagine F (es filtro gaussiano); si costruisce il filtrato passa alto, nel seguente modo: $F_{HIGH}=F-F_{LOW}$

Tale passaggio isola i dettagli in F .

Aggiungendo F_{HIGH} all'immagine di partenza, vengono amplificate le informazioni strutturali:

$G=F + w F_{HIGH}$ con w peso (intensità) regolabile.

ACG (Automatic Clipping and Gamma transform) (I.Frosio & M.Lucchese, 2008)

L'esaltazione dei contrasti è fondamentale affinché il clinico possa localizzare i dettagli più piccoli dell'immagine del paziente. Nella pratica, operazioni di stretching e di trasformazione gamma sono largamente diffuse grazie al compromesso favorevole fra tempo impiegato e risultato ottenuto.

Per immagini a K bit ($N=2^K$ livelli di grigio), queste trasformazioni sono definite rispettivamente come:

$$g' = \max\{0, \min[(N-1), (N-1) \cdot (g-m)/(M-m)]\} \quad (9)$$

$$g' = g^\gamma \cdot (N-1)^{1-\gamma} \quad (10)$$

dove g e g' sono l'immagine originale e la sua trasformata, m e M sono il minimo e il massimo livello di grigio permessi; γ determina la forma della trasformazione gamma.

Solitamente, in ambito clinico, l'operatore ha la possibilità di regolare tali parametri real-time, in modo da ottenere un risultato qualitativamente omogeneo a seguito di setup differenti. E' altresì

vero che un accurato calcolo automatizzato dei parametri di cui sopra, consentirebbe una netta riduzione dei tempi d'esame, mantenendo la qualità del risultato finale. Tale algoritmo prende il nome di *Automatic Clipping and Gamma transform (ACG)*: si supponga che per ogni immagine raccolta, i dettagli informativi si raggruppino in set limitati di livelli di grigio; in seguito alla loro identificazione, è possibile esaltarne il contrasto.

Il contenuto informativo è misurato in numero di bit, mediante l'entropia di Shannon (C.E.Shannon, 1948). Quando i livelli di grigio sono fissati nell'intervallo $[t, N-1]$, l'entropia residua normalizzata $s(t)$ è calcolata come:

$$s(t) = \frac{\log_2 \left[\sum_{g=0}^t p(g) \right] \cdot \sum_{g=0}^t p(g) + \sum_{g=t+1}^{N-1} \{ \log_2 [p(g)] \cdot p(g) \}}{\sum_{g=0}^{N-1} \{ \log_2 [p(g)] \cdot p(g) \}} \quad (11)$$

dove $p(g)$ è la probabilità che il livello di grigio g , appaia nella radiografia.

L'equazione (11) può essere usata per identificare m , in modo tale che una determinata percentuale di segnale caratterizzata da una massiccia presenza di livelli "scuri", venga eliminata. Allo stesso modo, M può essere determinato indentificando l'intervallo di livelli nel range complementare, ed effettuando l'eliminazione di una percentuale di livelli "chiari".

Data un'immagine a N bit e il suo istogramma $p(g)$, il risultato finale dell'applicazione della trasformazione gamma $CE(\gamma)$, può essere quantificato come:

$$CE(\gamma) = \sum_{g=0}^N \left\{ p(g) \cdot w(g) \cdot \frac{dg'}{dg}(g) \right\} = \sum_{g=0}^N \left\{ p(g) \cdot w(g) \cdot \gamma \cdot \left(\frac{g}{N} \right)^{\gamma-1} \right\} \quad (12)$$

CE è quindi la somma dell'amplificazione dei contrasti, su tutti i livelli di grigio dell'immagine, ognuno pesato per la sua importanza mediante la funzione $w(g)$: quest'ultima è stata identificata a priori sulla base di prove sperimentali:

$$w(g) = \begin{cases} 0, & g < 0.25 \cdot (N-1), g > 0.75 \cdot (N-1) \\ \exp \left[\left(\frac{g - (N-1)/2}{0.3 \cdot (N-1)} \right)^2 \right], & 0.25 \cdot (N-1) \leq g \leq 0.75 \cdot (N-1) \end{cases} \quad (13)$$

Il punto di massimo della (12) rappresenta il massimo contrasto ottenibile.

In aggiunta ai filtri esistenti in libreria aziendale, ne sono stati sviluppati altri ex-novo. Ognuno di questi, scritto in linguaggio Matlab® (versione R2012_a, codice in allegato) è stato testato su immagini in vivo e in vitro, nelle modalità illustrate nei capitoli successivi. I filtri più interessanti sono stati infine tradotti in linguaggio C++ in modo da essere inseriti nella libreria .dll, in utilizzo sui macchinari commercializzati.

Successivamente viene presentato ciascun filtro, dedicando maggiore risalto a quelli che hanno superato esaustivamente ciascuna fase di testing.

Nuovi filtri sviluppati	Denoising	C.Enhancement
Interpolante	✓	
Geometrico	✓	
Spectral subtraction denoising	✓	
Morphological		✓
Wavelet	✓	

Interpolante

Una volta acquisita l'immagine originale, viene misurata orizzontalmente, l'intensità di grigio ogni w pixel; viene quindi eseguita la trasformata discreta di Fourier del segnale così campionato e se ne ricostruisce un'approssimazione, a partire dai campioni utilizzati. Più campioni vengono considerati, più alto è il grado del polinomio interpolante.

Geometrico (E.M.González, Cho, & Lee, 2011)

Filtro di denoising basato sul modello di diffusione non lineare. Invece che calcolare quattro gradienti attorno il pixel d'interesse, per l'estrapolazione dei coefficienti di diffusione orizzontali e verticali sono usati parametri geometrici derivati dalla distribuzione locale d'intensità.

Presuppone quindi una differenza netta tra segnale e rumore: i pixel che vengono riconosciuti come “rumorosi” sono sostituiti col valore d'intensità medio tra la finestra precedente e quella successiva.

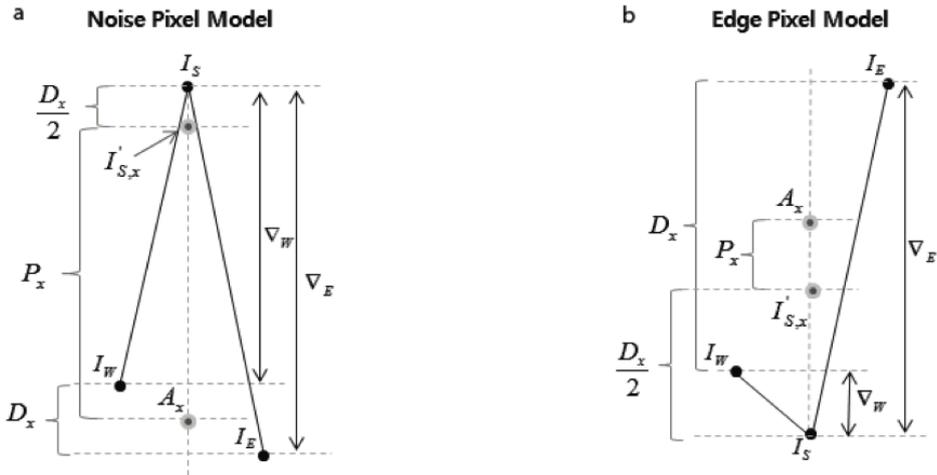


Figura 11 - Modelli di classificazione dei pixel. (a) rappresenta il modello di rumore e (b) quello di bordo, in direzione orizzontale. Con S è indicato il pixel d'interesse ed E e W i suoi confini destro e sinistro

con:

$$D_x = \begin{cases} |I_E - I_W| - \delta, & \text{if } |I_E - I_W| > \delta \\ 0, & \text{else} \end{cases}$$

$$A_x = (I_E + I_W) / 2$$

$$I'_{S,x} = \begin{cases} I_S - D_x / 2 & \text{if } I_S > A_x \\ I_S + D_x / 2 & \text{if } I_S \leq A_x \end{cases}$$

$$P_x = I'_{S,x} - A_x$$

Spectral Subtraction Denoising (Paul, A. Bottomley, & M. El-Sharkawy, 2013)

Creato per elaborazioni d'immagini di risonanza magnetica, è un filtro di denoising basato su un algoritmo a soglia dello spettro di densità di potenza dell'immagine.

Si consideri l'immagine k come una matrice ($m \times n$) complessa, costituita da segnale utile $s(t)$, sommato a rumore gaussiano $n(t)$:

$$x_r(t) + ix_i(t) = s_r(t) + n_r(t) + i[s_i(t) + n_i(t)]$$

Assumendo l'ipotesi veritiera d'incorrelazione tra segnale e rumore, la densità spettrale di potenza (PSD) ottenuta dalla trasformata monodimensionale di Fourier è data da:

$$|X_r(f)|^2 = |S_r(f)|^2 + |N_r(f)|^2$$

dove $|S_r(f)|^2$ è la densità spettrale di potenza del segnale utile, $|X_r(f)|^2$ quella del segnale grezzo e $|N_r(f)|^2$ quella del rumore. Sottraendo il contributo di quest'ultima, alla PSD del segnale acquisito, si ottiene una stima di quella priva di rumore:

$$|Y_r(f)|^2 = |X_r(f)|^2 - W(f)|N(f)|^2$$

dove $W(f)$ è una funzione peso predefinita (sperimentalmente), con valori compresi tra 0 e 1, e $Y_r(f)$ è lo stimatore di $S_r(f)$. Eventuali valori negativi di PSD (definita positiva) vengono sostituiti dal valore originale:

$$|Y_r(f)|^2 = a|X_r(f)|^2$$

dove a è un valore reale di regolazione, compreso tra 0 e 1.

Infine:

$$Y_r(f) = |Y_r(f)| e^{i\text{Phase}(X_r(f))}$$

l'immagine viene ricostruita calcolando l'antitrasformata di $Y_r(f)$.

Per ridurre gli effetti di filtraggio legati alla direzione, viene mediato il risultato ottenuto applicando l'algoritmo lungo le righe, con quello applicato lungo le colonne.

Morphological (Eddins, 2012)

La morfologia matematica è una tecnica per l'analisi delle forme geometriche, nata nella seconda metà secolo scorso; nell'ambito dell'elaborazione d'immagini può essere utilizzata per l'estrazione di componenti d'interesse come regioni, bordi e superfici. Tale linguaggio fa parte della teoria degli insiemi che nel nostro caso, rappresentano degli oggetti all'interno dell'immagine.

Con *elemento strutturale* si intende una forma usata per interagire con l'immagine di input, al fine di estrapolare informazioni su come questa forma vi si adatti.

Le operazioni fondamentali utilizzate per la presente trattazione, sono:

Erosione: operazione di filtraggio morfologico utilizzata per eliminare o assottigliare oggetti individuati in un'immagine binaria. Definendo A e B due insiemi in Z^2 , l'erosione di A attraverso B , indicata con:

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\}$$

rappresenta l'insieme di tutti i punti z tali che B traslato sia contenuto in A .

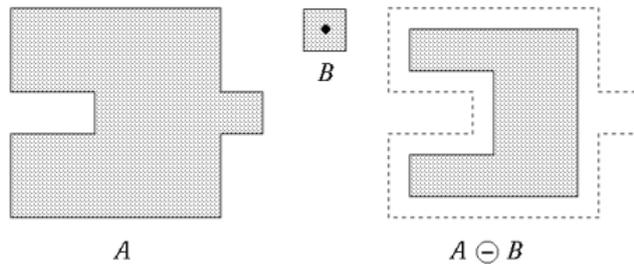


Figura 12- Erosione morfologica

Dilatazione: operazione di filtraggio morfologico utilizzata per accrescere gli oggetti individuati in un'immagine binaria (eg. riempimento di spazi vuoti). Definendo A e B due insiemi in Z^2 , la dilatazione di A attraverso B , indicata con:

$$A \oplus B = \{z \mid [(B)_z \cap A] \subseteq A\}$$

rappresenta l'insieme di tutte le traslazioni z , tali per cui B ed A si sovrappongono per almeno un elemento.

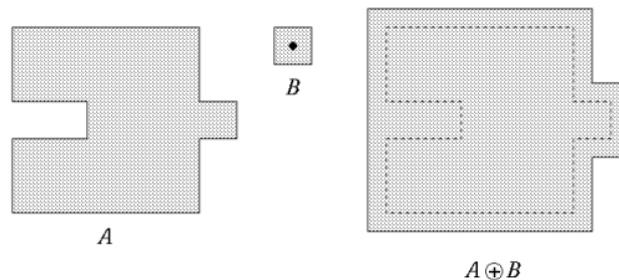


Figura 13 - Dilatazione morfologica

Apertura: operazione finalizzata nel rendere più omogenei i contorni di un oggetto, eliminando piccole discontinuità e protuberanze sottili. L'apertura di un insieme A attraverso un elemento strutturale B è definita come:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B$$

e consiste in nell'applicazione consecutiva di un'erosione e una dilatazione. Geometricamente è interpretabile come la figura costruita traslando l'elemento strutturale, all'interno della figura d'origine.

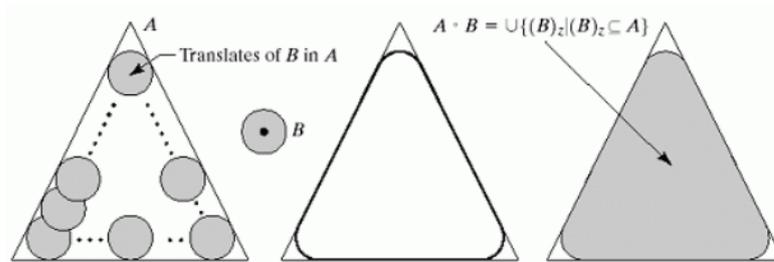


Figura 14 - Apertura morfologica

Chiusura: operazione morfologica complementare all'Apertura. La chiusura di un insieme A attraverso un elemento strutturale B è definita come:

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B$$

e consiste in nell'applicazione consecutiva di una dilatazione e un'erosione. L'interpretazione è simile all'apertura, con la differenza che l'elemento strutturale viene fatto traslare all'esterno della figura, anziché al suo interno.

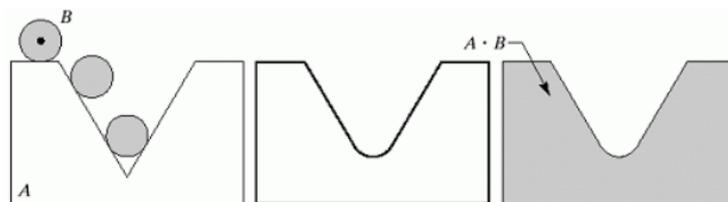


Figura 15 - Chiusura morfologica

Infine è utile considerare le ultime due trasformazioni:

Top-hat Filtering: $T_w(f) = f - f \circ b$

Bottom-hat Filtering: $T_b(f) = f \bullet b - f$

le quali rappresentano filtri passa alto e basso, a finestra rettangolare.

Il filtro *Morphological* proposto, esegue un'apertura morfologica dell'immagine in input, utilizzando un elemento strutturale circolare di dimensione fissa; calcola la somma dell'immagine originale con quella in output dal Top-hat Filtering e vi sottrae l'immagine risultante dal Bottom-hat Filtering:

```
se = strel('disk',10);
Img_out = imsubtract(imadd(I,imtophat(I,se)), imbothat(I,se));
```

Wavelet

Tra tutti i filtri presentati, questo si è dimostrato il più efficace; da qui è nata l'esigenza di una trattazione eccezionale, accompagnata da un'introduzione teorica.

7.1. Teoria della trasformata Wavelet

L'elaborazione del segnale può avvenire a seguito di trasformazioni e cambi di dominio. Queste tecniche rappresentano il contenuto informativo, come combinazione lineare di opportune forme d'onda base: la trasformata più conosciuta è quella di Fourier, la quale prevede una mappatura dal dominio temporale a quello frequenziale, mediante l'utilizzo di sinusoidi ad ampiezza, frequenza e fase, variabili.

Il difetto principale di questo metodo, risiede nella produzione di dati non localizzati nel tempo: una volta trasformato un segnale, da esso non è possibile estrarre alcuna informazione di carattere temporale.

Le esigenze belliche del 900' incentivarono lo sviluppo di nuove soluzioni nell'ambito TLC (telecomunicazioni) ed è in questo campo applicativo che nasce la Short Time Fourier Transform (STFT): essa si pone l'obiettivo di compensare il difetto della tecnica da cui prende nome (Fourier Transform) e lo realizza eseguendo la trasformata, in finestre temporali finite (finestratura).

Il principio d'indeterminazione dimostra l'inversa proporzionalità tra risoluzione temporale e frequenziale, che nel caso della STFT sono misure fisse. Qualche tempo dopo, vennero sviluppate tecniche più "flessibili", le quali garantissero un approccio multi-risoluzione (MRA, rapporto risoluzione temporale-frequenziale variabile): una delle più utilizzate è la trasformata Wavelet, particolarmente indicata per i segnali non stazionari.

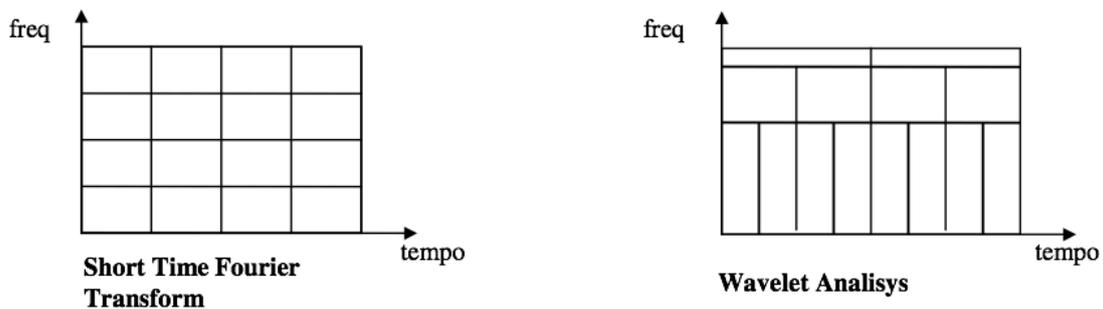


Figura 16 - diagramma della localizzazione tempo-frequenza: ciascun dato è rappresentato da un rettangolo

Si definisce Trasformata wavelet continua (CWT) la funzione:

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (14)$$

dove $\psi(t)$ prende il nome di wavelet madre ed è la famiglia di onde che compongono la base (il

ruolo di $e^{-i\omega t}$, nelle trasformate di Fourier), τ e s sono rispettivamente i parametri di traslazione e variazione di scala, della wavelet madre. Modulando adeguatamente queste variabili, si riesce ad ottenere una rappresentazione sufficientemente accurata, tale da consentire l'individuazione sia della posizione di fronti ripidi (scala piccola) che l'andamento globale dell'intero segnale (scala grande).

Tra le onde madri più utilizzate nell'ambito dell'elaborazione di immagini (F.Luisier, 2010), vi sono le Symlet 8 (Sym8):

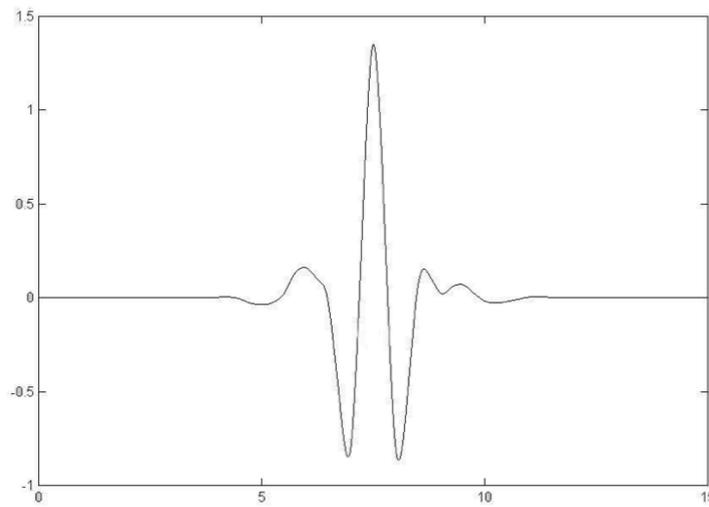


Figura 17-Symlet8

Sebbene la discretizzazione della CWT permetta il calcolo digitale della trasformata wavelet (cioè la serie), l'informazione risultante è altamente ridondante ai fini della ricostruzione del segnale; ciò causa dispendio di tempo e di risorse di calcolo. Al fine di ottimizzare le prestazioni computazionali, nel 1976 fu introdotta la DWT (trasformata wavelet discreta). L'idea di base è la stessa della CWT ma la rappresentazione tempo-scala del segnale, la si ottiene mediante una decomposizione in sottobande, eseguita con una sequenza di filtri digitali.

La tecnica consiste in un iniziale filtraggio passa-basso (risposta impulsiva $h(n)$), con frequenza di taglio pari a $f/4$:

$$y(n) = x(n) * h(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)h(n-k)$$

il segnale filtrato $y(n)$ ha una banda dimezzata rispetto quella di $x(n)$ e quindi può essere sottocampionato di un fattore 2: così facendo, raddoppia la scala di rappresentazione.

In sintesi, la decomposizione è ottenuta facendo transitare il segnale in un filtro passa-alto $g(n)$ ed uno passa-basso $h(n)$: dal segnale ottenuto in entrambi i casi, possono essere eliminati metà dei

campioni, essendo stata dimezzata la banda utile (è aumentata la risoluzione frequenziale). (L.Chiari, 2014)

$$y_{low}(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)h(2n-k)$$

$$y_{high}(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)g(2n-k)$$

Tale procedura può essere iterata, dimezzando di volta in volta il numero di campioni ottenuti a valle del filtraggio.

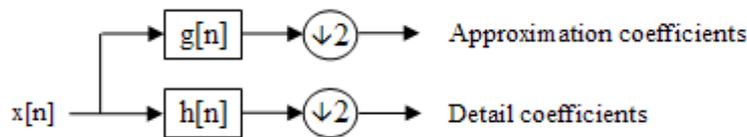


Figura 18-dwt a singolo livello: il segnale in uscita dal filtro passa alto $g(n)$ contiene le approssimazioni, quello in uscita dal passa basso $h(n)$, i dettagli

I filtri a mezza banda costituiscono delle basi ortonormali, la ricostruzione in questo caso è nettamente semplificata: ad ogni livello verrà effettuata una sovra-campionatura (fattore 2) ed il segnale è fatto transitare in filtri di sintesi $g'(n)$ e $h'(n)$, i cui contributi vengono sommati. I filtri per l'analisi e quelli per la sintesi, sono identici a meno di un'inversione temporale. La formula di ricostruzione diventa:

$$x(k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} (y_{high}(n)g(2n-k) + y_{low}(n)h(2n-k))$$

con y_{high} e y_{low} segnali d'uscita dai filtri passa-alto e passa-basso.

Lavorando nell'ambito dell'imaging, spesso è comodo trattare le immagini come oggetti bidimensionali (righe e colonne). Vi sono trasformate wavelet costruite appositamente per agire in domini bidimensionali; in pratica, il procedimento prevede che si scomponga la matrice prima per righe e poi per colonne, producendo quattro proiezioni nei sottospazi: spazio dei dettagli orizzontali, verticali, diagonali e delle approssimazioni. Sia A una matrice quadrata (per comodità), di dimensioni $2^n \times 2^n$. Come nel caso monodimensionale, si processano separatamente le righe, ottenendo due matrici $2^n \times 2^{n-1}$, successivamente si trasformano le colonne di quest'ultime, arrivando ad un totale di 4 matrici di dimensioni $2^{n-1} \times 2^{n-1}$.

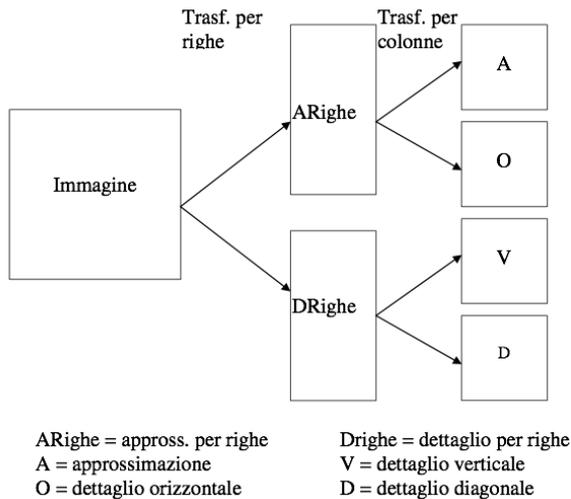


Figura 19-schema della trasformata wavelet bidimensionale

La rappresentazione di un'immagine trasformata, avviene dividendo quella originale in quadrati e si associa ad ognuno di essi, una determinata matrice di coefficienti (come descritto in Figura 20). La Figura 21, è un esempio reale di come viene visualizzata la DWT bidimensionale; in essa si può osservare la capacità di separare i dettagli in base alla loro direzione. (D.Romani, 1999)

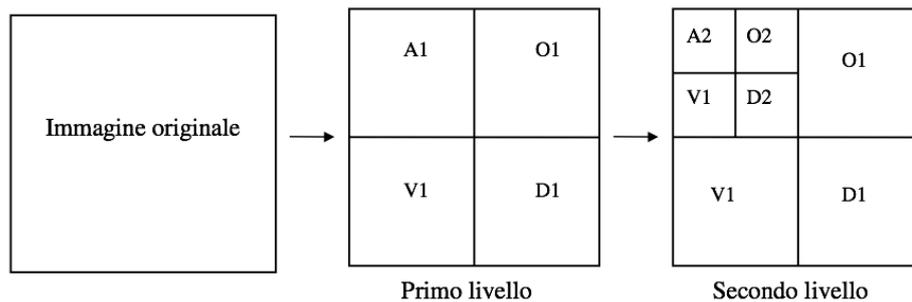


Figura 20-rappresentazione della trasformata wavelet bidimensionale

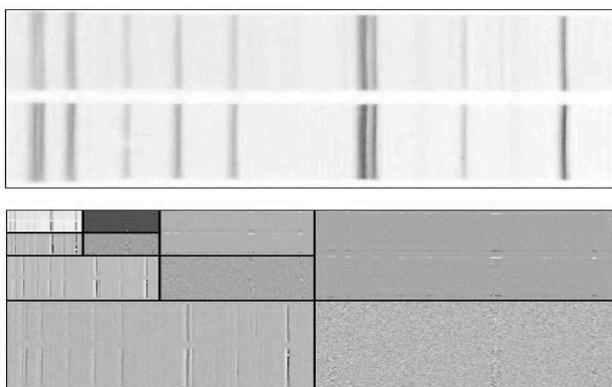


Figura 21-un'immagine e la sua dwt ottenuta con una decomposizione a 3 livelli: particolarmente evidenti i dettagli verticali

La DWT possiede un difetto intrinseco legato alla mancata invarianza traslazionale; vuol dire che piccole traslazioni del segnale di input possono causare maggiori variazioni nella distribuzione dell'energia tra i coefficienti dei diversi livelli, con conseguenti ripercussioni in fase di ricostruzione (Mortazavi & Shahrtash, 2014). Vi è una famiglia di wavelet progettata appositamente

per sopperire a tale mancanza, e prende il nome di Trasformata Wavelet Stazionaria (SWT) ed è particolarmente indicata per il denoising di artefatti di natura impulsiva (G.Inuso, Foresta, & N.Mammone, 2007). La caratteristica stazionaria è ottenuta eliminando il sovra/sotto-campionamento necessari con la DWT: si realizza ciò eseguendo un upsampling dei coefficienti dei filtri, di un fattore $2^{(j-1)}$ con j livello di decomposizione; i filtri ad ogni livello, sono la versione sovra-campionata di quello precedente (Tazebay & Akansu, Progressive Optimality in Hierarchical Filter Banks, 1994) (Tazebay & Akansu, Adaptive Subband Transforms in Time-Frequency Excisers for DSSS Communications Systems, 1995).



Figura 22 - Upsampling dei coefficienti del filtro

7.2. Applicazione pratica

Si consideri l'immagine *Image* in scala di grigi, di dimensioni $nR \times nC$, ricostruita dal sensore al termine dell'esame radiografico. Una volta scelta l'onda madre (Symlet 8) mediante la quale effettuare la trasformazione, per le caratteristiche legate alla strumentazione utilizzata, si è rivelato inutile aumentare il livello di decomposizione oltre il quarto.

```
[A,H,V,D] = swt2(Image,4,Sym8);
wDEC = cat(3,H,V,D,A(:, :, 4));
```

La funzione *swt2* esegue la trasformata stazionaria wavelet e restituisce in output tre matrici di tre dimensioni (righe, colonne e livello di decomposizione), costituenti i coefficienti dei dettagli orizzontali, di quelli verticali e diagonali. La matrice delle approssimazioni risultante dall'ultimo passo dell'analisi, è costruita solamente su due dimensioni ($nR \times nC$). Viene realizzato una matrice *wDEC*, concatenazione di tutte quelle sopra: conseguentemente avrà dimensioni $nR \times nC \times 13$.

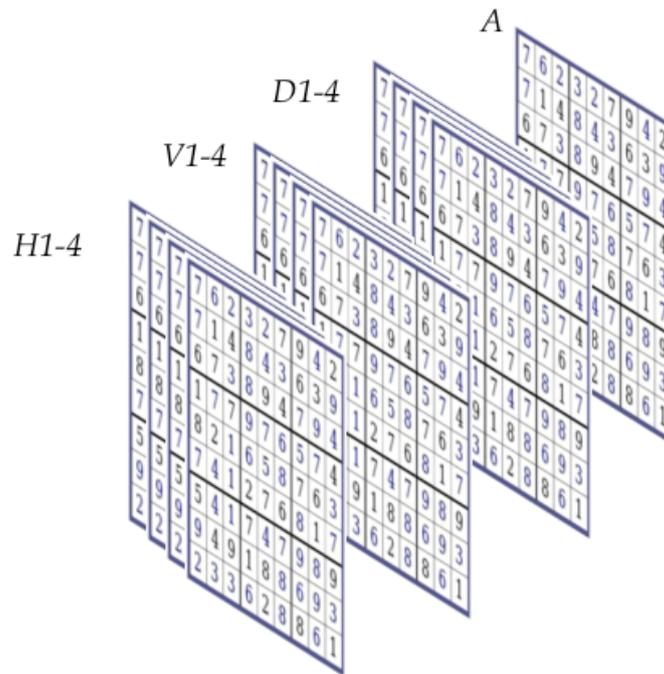


Figura 23 - Struttura della matrice multidimensionale wDEC: i numeri riportati sono esclusivamente a scopo illustrativo

Ogni livello di decomposizione genera informazione supplementare: pesando i coefficienti opportunamente, si è in grado di mettere in risalto determinate caratteristiche del segnale acquisito. Tale operazione viene svolta su ogni matrice 3D, ad ogni livello (*ind*), mediante un algoritmo a soglia variabile *t*:

```
wDEC(:, :, ind) = wthresh(wDEC(:, :, ind), 's', t)
```

wthresh setta a zero gli elementi il cui valore assoluto è inferiore a *t*, riducendo i restanti:

```
tmp = (abs(wDEC(:, :, ind)) - t);
tmp = (tmp + abs(tmp)) / 2;
y = sign(wDEC(:, :, ind)) .* tmp;
```

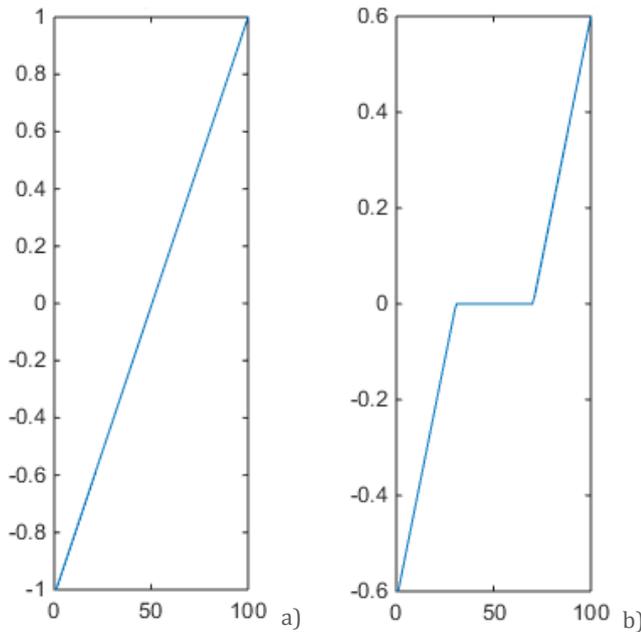


Figura 24 - Algoritmo di sogliatura (t=0.4):
a)segnale originale;
b)segnale filtrato

Nucleo dell'algoritmo diventa l'identificazione dei parametri t , in base ai quali viene effettuata l'operazione di sogliatura. Allo scopo di contenere il grado di complessità del problema, H,V,D dello stesso livello possiedono lo stesso valore di soglia.

esempio:

$$\begin{matrix}
 t = & & \text{Level 1} & \text{Level 2} & \text{Level 3} & \text{Level 4} \\
 & \text{H} & \left[\begin{array}{cccc}
 0.1 & 0.15 & 0.3 & 0.35 \\
 0.1 & 0.15 & 0.3 & 0.35 \\
 0.1 & 0.15 & 0.3 & 0.35
 \end{array} \right] \\
 & \text{V} & & & & \\
 & \text{D} & & & &
 \end{matrix}$$

Una volta modificata ciascuna "slice" della matrice concatenata $wDEC$, l'immagine finale viene ricostruita mediante la trasformata inversa:

```
Iout = iswt2(wDEC,wname);
```

Si è rivelata utile la creazione di differenti matrici di sogliatura, in modo da lasciare all'utilizzatore la possibilità di scegliere trattamenti più o meno aggressivi, in base al risultato che si vuole ottenere sull'immagine di partenza.

8. PROCEDURE PER LA VALUTAZIONE QUALITATIVA

La misura della qualità è un indice delle caratteristiche o delle proprietà di un'entità in confronto a quanto ci si attende da quest'ultima, in relazione ad un determinato impiego. La valutazione oggettiva della qualità di un'immagine digitale, suscita grande interesse fra professionisti del settore, in quanto le misure soggettive richiedono l'impegno di risorse umane, tempi lunghi e possiedono scarsa ripetibilità; tuttavia metodi oggettivi spesso non forniscono un giudizio concorde con le reali preferenze degli utilizzatori finali.

La qualità assoluta assume la forma di dato oggettivo ed è caratterizzabile mediante un insieme di attributi dell'immagine, misurabili o meno:

- contenuto informativo
- luminosità
- colore
- contrasto
- nitidezza
- omogeneità dell'istogramma (*dinamica*)

La qualità percepita è invece un parametro più soggettivo, dipendente da fattori quali:

- gusto dell'osservatore
- caratteristiche tecnologiche del supporto di visione
- fisiologia e cognizione della percezione visiva umana, comprendente i meccanismi percettivi del sistema visivo

Quanto appena descritto è valido anche e soprattutto per l'ambito specifico del biomedicale, dove la qualità dell'immagine è indice di affidabilità della diagnosi: maggiore è la qualità dell'informazione resa disponibile al medico (o radiologo), più facile sarà l'individuazione del problema, da parte di quest'ultimo.

Tra le tecniche soggettive di valutazione qualitativa d'immagine, la MOS (*Mean Opinion Score*) è considerata la più affidabile: consiste nella valutazione media di giudizi, espressi da soggetti umani (F.Stanco, 2014). Per quanto riguarda il caso specifico del progetto qui presentato, la valutazione qualitativa delle elaborazioni è stata affidata a team distinti di professionisti odontoiatrici e dentisti, collaboratori dell'azienda. Ognuno di questi ha analizzato le immagini proposte, in base al proprio criterio di giudizio maturato dall'esperienza professionale, pluriennale.

Nel capitolo introduttivo Esame Panoramico del presente elaborato, sono elencate alcune delle caratteristiche che una panoramica ideale dovrebbe possedere. Oltre le peculiarità legate al setup d'acquisizione (vedi posizionamento del paziente), vi sono quelle specifiche dell'elaborazione del segnale; in generale, è fondamentale un adeguato riconoscimento di tutte le strutture della regione maxillo-facciale ed è importante che le operazioni di *denoising* e/o *contrast enhancement* non interferiscano distruttivamente con esse.

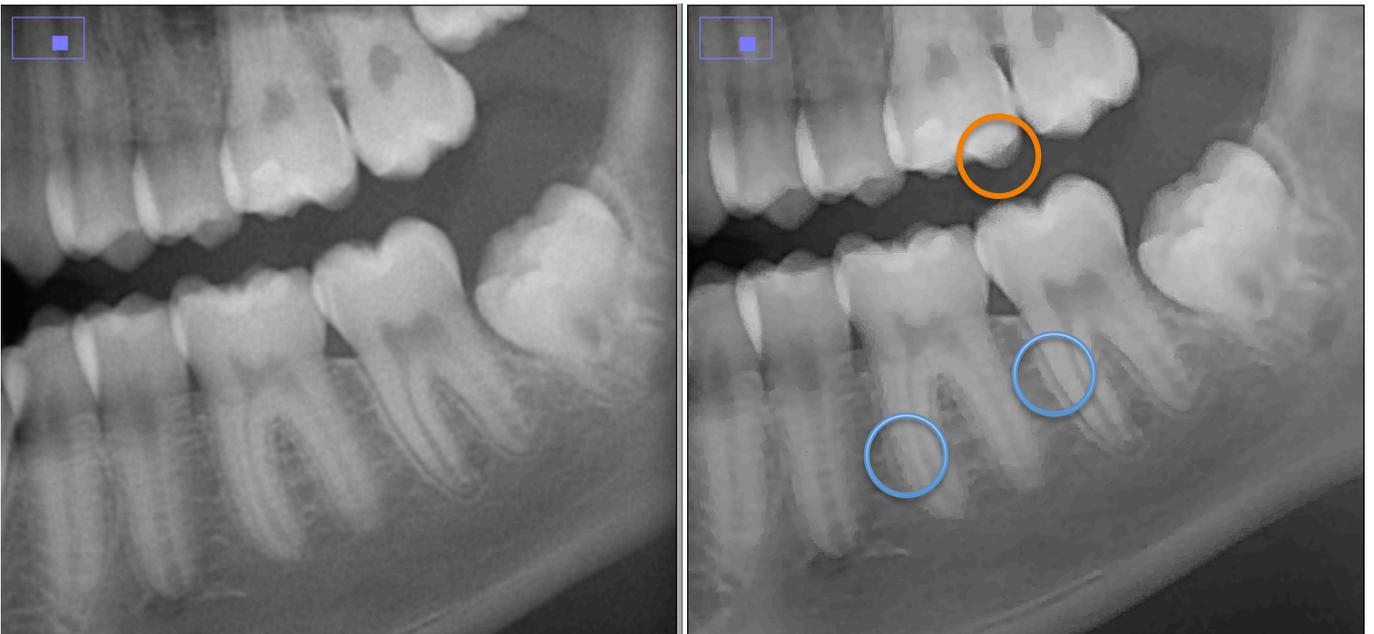


Figura 25 - Filtraggio di denoising con introduzione di artefatto: a sinistra l'immagine originale; a destra l'immagine elaborata

In Figura 25 si può notare come il filtro applicato all'immagine di input (a sinistra), generi un'evidente riduzione complessiva del rumore, con particolare riferimento alla zona intra orale, ma introduca anche una quantità considerevole di artefatto: si osservino la perdita di nitidezza dei legamenti parodontali (cerchi blu) e la struttura anomala della corona, evidenziata in arancione, interpretabile come una densità atipica dei tessuti.

9. PROCEDURE PER LA VALUTAZIONE QUANTITATIVA

Questo tipo di valutazione è svolta con lo scopo di quantificare l'efficacia di un'elaborazione, attraverso la misurazione e il confronto di determinati *score*. Facendo riferimento a indicatori standard, è possibile misurare i progressi di determinate tecniche numeriche: quelli usati nell'elaborato sono stati scelti in base al loro largo utilizzo in letteratura, e sono

$$\text{Mean Signal Error: } MSE = \frac{1}{nR \cdot nC} \sum_{x=1}^{nR} \sum_{y=1}^{nC} [I'(x,y) - I(x,y)]^2$$

$$\text{Signal Noise Ratio: } SNR = 10 \log_{10} \frac{\sigma(I')}{MSE}$$

$$\text{Pulse Signal Noise Ratio: } PSNR = 20 \log_{10} \left(\frac{\max(I)}{\sqrt{MSE}} \right)$$

dove I è l'immagine originale e I' quella processata.

Con MSE si intende *Errore Quadratico Medio* ed è un indice di discrepanza medio tra i valori dei dati osservati (I) e quelli stimati (I'); SNR è il rapporto segnale rumore ed esprime quanto il segnale sia più potente del rumore nel sistema considerato; il PSNR (peak signal-to-noise ratio) è definito come il rapporto tra la massima potenza di un segnale e la potenza di rumore che può invalidare la fedeltà della sua rappresentazione elaborata ed è solitamente espresso in termini di scala logaritmica di decibel.

Un altro modo per quantificare l'efficacia di determinate elaborazioni, è misurare il rapporto segnale-rumore nel modo seguente:

$$SNR = \sigma(I') / \text{mean}(I')$$

quest'alternativa è particolarmente utile qualora non si abbia a disposizione l'immagine originale pre-processing (come nel caso d'immagini campione fornite della concorrenza). Tale score richiede solamente la misura di media e deviazione standard, dell'immagine corrente.

I risultati delle valutazioni quantitative sono stati raccolti al termine di prove in-vivo e in-vitro. Questi ultimi test sono stati eseguiti mediante l'utilizzo di due target differenti: uno di misura per la risoluzione e un fantoccio antropomorfo.

9.1. Misura di risoluzione delle mire

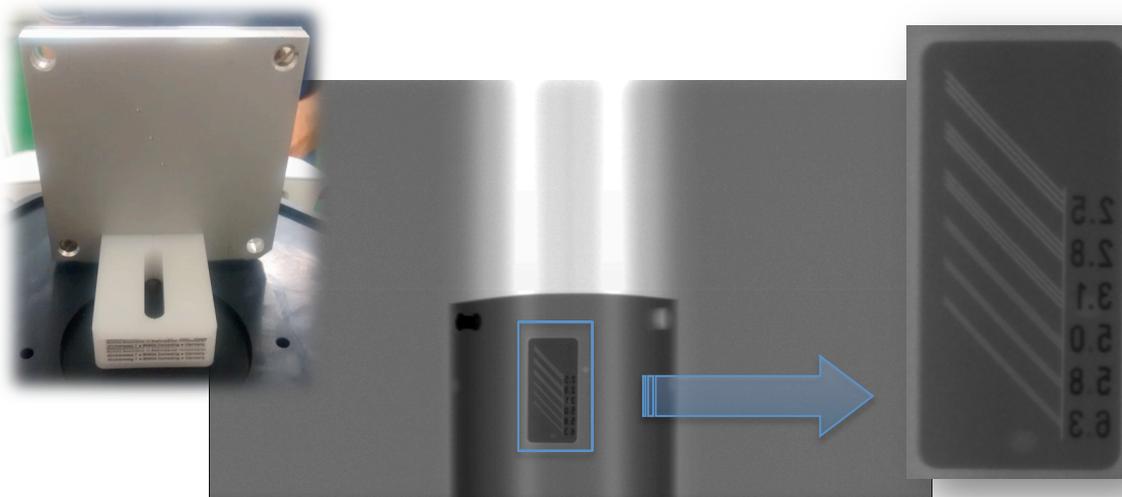
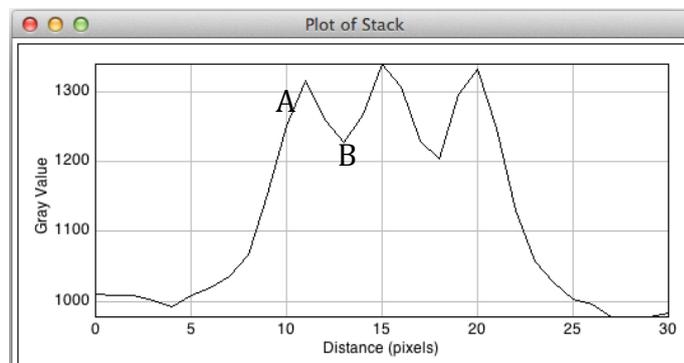
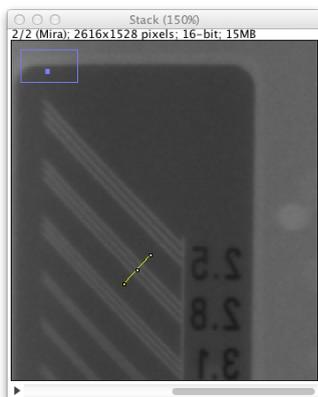


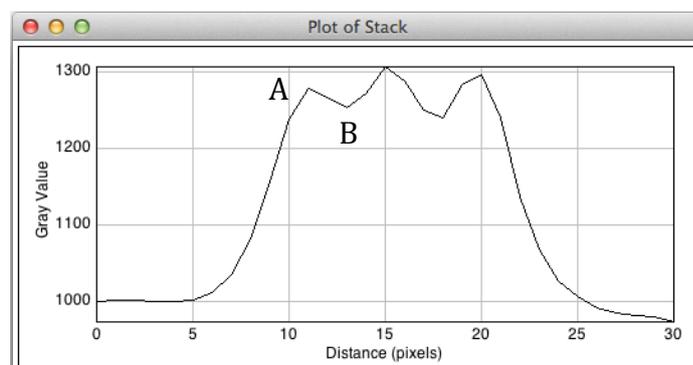
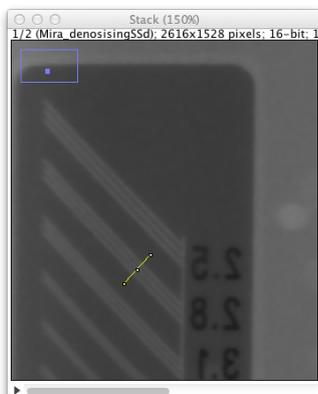
Figura 26 - Target radiopaco (a sinistra); Panoramica del target (al centro) e dettaglio centrale (a destra)

Il fantoccio in figura, è costituito da un target centrale radiopaco contenente triplette di segmenti paralleli, a distanza variabile. La differenza tra i valori di massimo e minimo relativi, del profilo perpendicolare ad una di queste triplette, è un indice della nitidezza dell'immagine:



$$\text{Peak to Peak} = (A-B)/B \cong 0.083$$

Figura 27



$$\text{Peak to Peak} = (A-B)/B \cong 0.019$$

Figura 28

Un confronto di questo tipo, permette di quantificare la perdita di risoluzione che si ottiene con lo specifico filtro di denoising, utilizzato per la generazione della Figura 28, a partire dalla Figura 27.

L'analisi qualitativa mostra un'importante differenza di nitidezza tra i due target a sinistra; l'analisi quantitativa a destra ne misura lo scarto.

9.2. Fantoccio antropomorfo

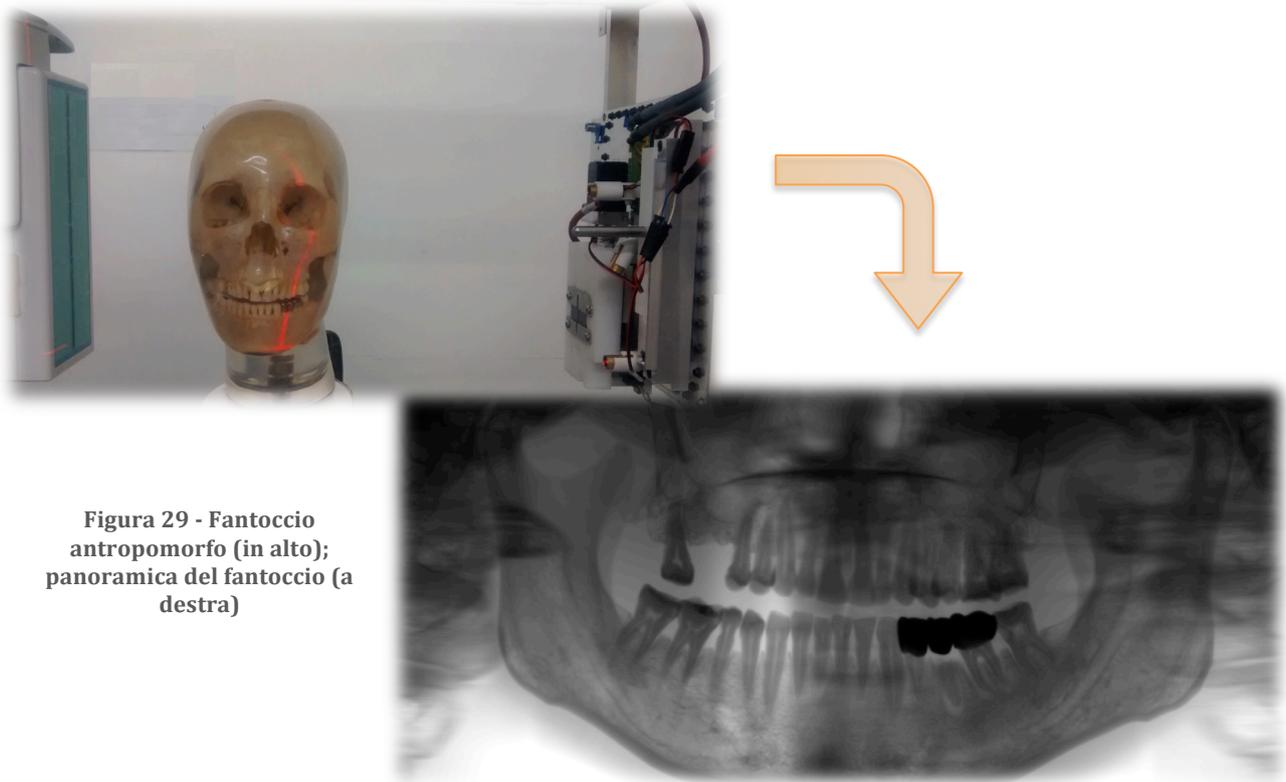


Figura 29 - Fantoccio antropomorfo (in alto); panoramica del fantoccio (a destra)

Il fantoccio in figura è costruito con materiale tessuto equivalente e contiene alcune delle peculiarità più comuni riscontrabili in vivo: impianto protesico, infiammazioni, danni gengivali. L'utilizzo di questo strumento inorganico, consente il test d'innumerabili configurazioni differenti sia del sistema d'acquisizione (e.g. traiettorie del blocco sensore-tubo radiogeno, filtri d'alluminio, tensione, corrente e tempo d'esposizione) che dell'elaborazione elettronica (e.g. sensore, filtri digitali) mantenendo un setup fisso. Inoltre, avendo fattezze antropomorfe, permette una stima immediata del risultato che si otterrebbe in-vivo, con quella determinata configurazione.

Ponendo l'ipotesi che il rumore sia aleatorio e quindi casuale a media nulla, si può costruire una panoramica di riferimento idealmente priva di rumore, acquisendo un numero N d'immagini a setup fisso e calcolandone la media (*gold standard*). Si veda capitolo 6. ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI DIGITALI, Formula 5.

Le performance di qualsiasi filtro creato in seguito e testato con lo stesso setup d'acquisizione, possono essere confrontate qualitativamente e quantitativamente col *gold standard*.

10. RISULTATI

Nel presente capitolo sono raccolti i risultati delle analisi dei filtri proposti. Inizialmente sarà studiato singolarmente ognuno di essi, per poi effettuare un confronto in-vivo con quelli già presenti in libreria aziendale e scegliere eventualmente, quelli da proporre per la commercializzazione.

Filtri di *denoising* e di *contrast enhancement* hanno finalità differenti, per questo saranno soggetti ad analisi diversificate.

10.1. Denoising

Interpolante

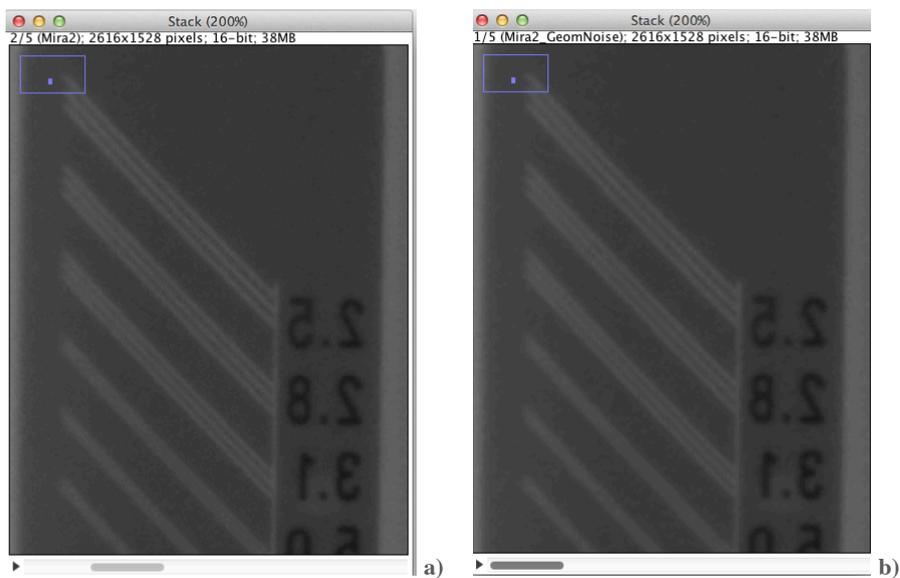


Figura 30 - a) target; b) target processato con filtro Interpolante

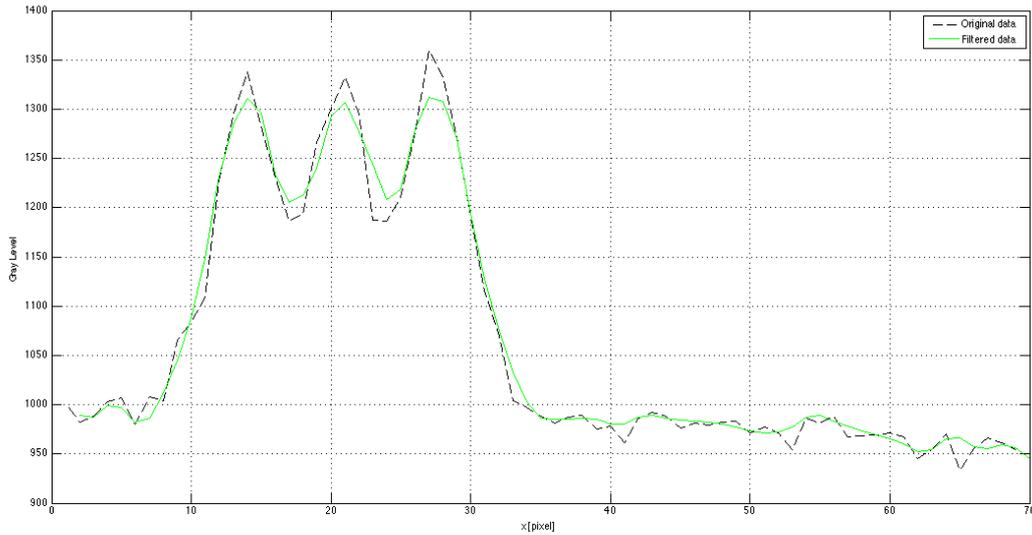


Figura 31 - Profilo dei livelli di grigio dell'immagine originale (in nero tratteggiato) e di quella elaborata (verde)

Dalle due figure sopra, si denota la caratteristica di denoising del filtro proposto: con particolare riferimento alla regione destra della Figura 31, contenente solamente rumore, si può notare come il profilo dell'immagine elaborata (in verde) segua quello originale (in nero), mantenendo una deviazione standard minore. Inoltre, si osservi come il primo dei tre picchi abbia valore massimo minore rispetto il segnale pre-processing e il successivo minimo, sia maggiore rispetto il corrispondente: ci si aspetta quindi una riduzione complessiva di nitidezza. La Figura 30b) appare infatti più "pulita" ma i bordi delle linee parallele sono meno netti e più sfumati.

Geometrico

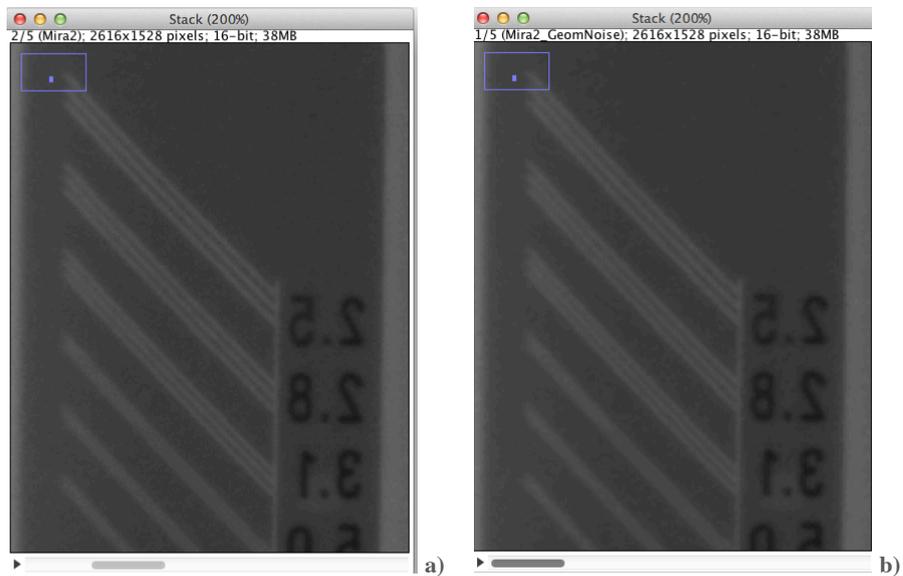


Figura 32 - a) target; b) target processato con filtro Geometrico

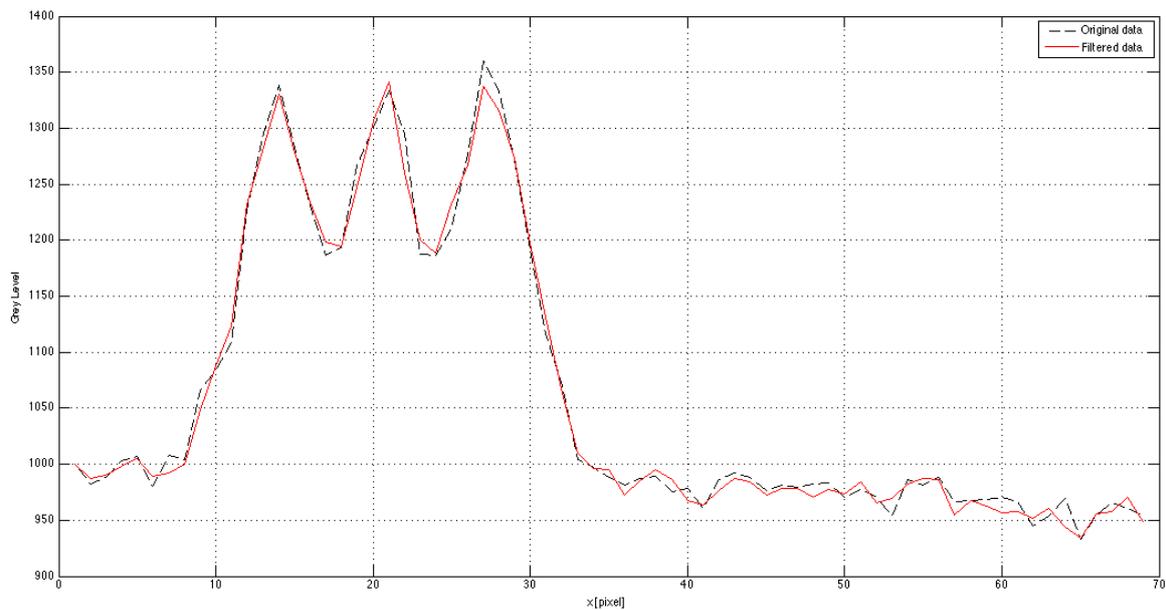


Figura 33 - Profilo dei livelli di grigio dell'immagine originale (in nero tratteggiato) e di quella elaborata (in rosso)

Il profilo tracciato in Figura 33 mostra una migliore identificazione del segnale utile rispetto al caso precedente: i tre picchi sono riprodotti abbastanza fedelmente. Il segnale filtrato appartenente alla zona esclusivamente rumorosa (parte destra), mantiene un livello significativo di deviazione standard.

Spectral Subtraction Denoising

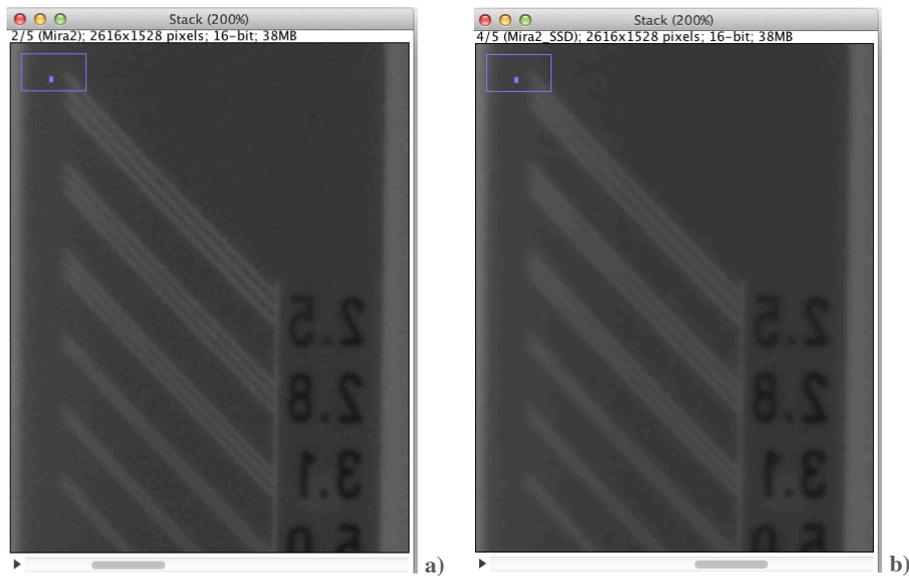


Figura 34 - a) target; b) target processato con filtro Ssd

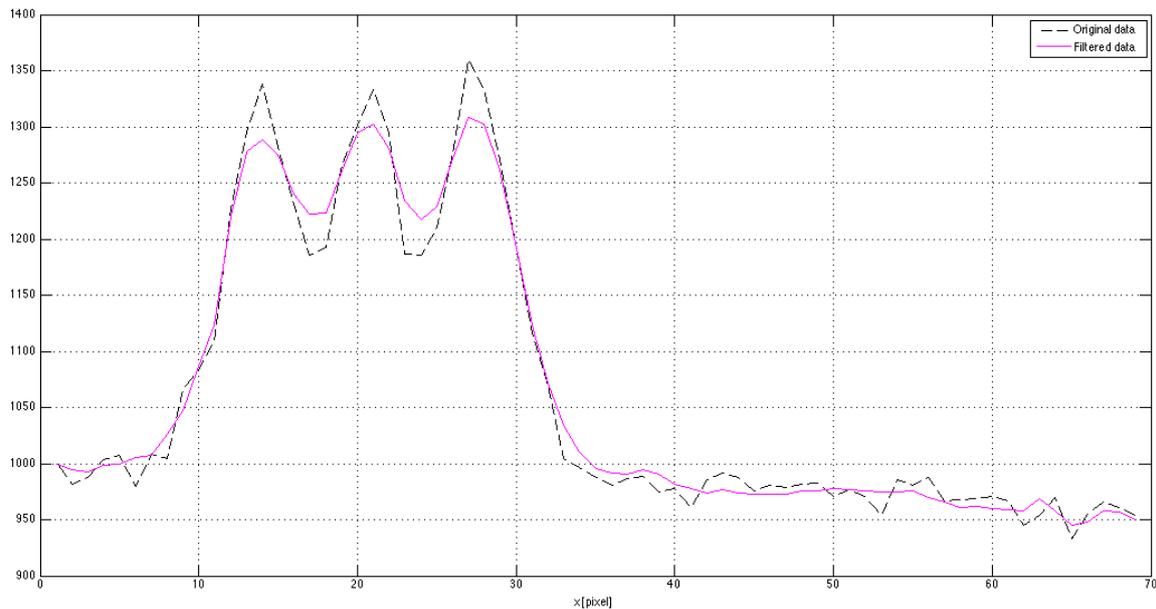


Figura 35 - Profilo dei livelli di grigio dell'immagine originale (in nero tratteggiato) e di quella elaborata (in magenta)

In Figura 35 è evidente l'effetto di abbattimento del rumore presente nel dato originale: il profilo ottenuto è molto più graduale e privo di artefatti. Anche in questo caso, l'operazione di denoising genera una discreta perdita di risoluzione, identificata con la misurazione della distanza del primo picco, con la corrispettiva gola.

Wavelet

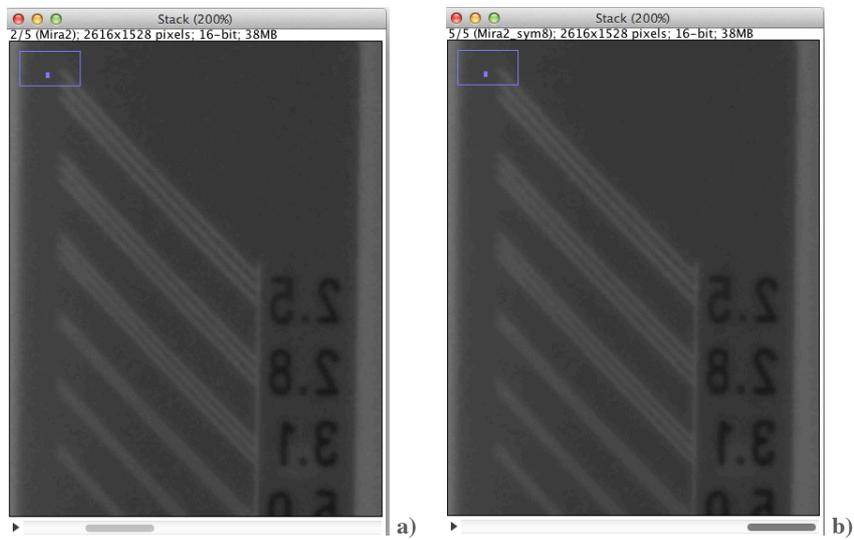


Figura 36 - a) target; b) target processato con filtro Wavelet

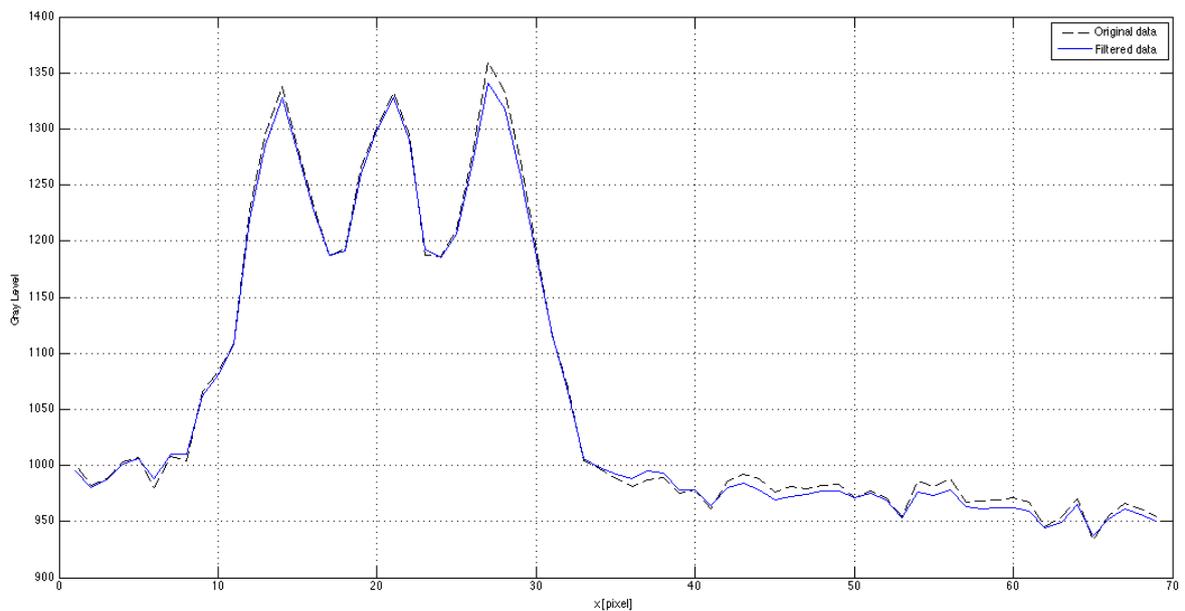


Figura 37 - Profilo dei livelli di grigio dell'immagine originale (in nero tratteggiato) e di quella elaborata (in blu)

L'analisi qualitativa del filtro basato sull'utilizzo della trasformata Wavelet, è positiva sia per quanto riguarda l'identificazione dei bordi e quindi della nitidezza complessiva, sia per l'abbattimento del rumore, rappresentato dal livellamento del segnale (in blu), nella parte destra della Figura 37.

Filtro	MSE	SNR [dB]	PSNR [dB]	Indice nitidezza*	Tempo di calcolo [s]**
Interpolante	379.75	25.64	46.45	0.043	64.3
Geometrico	281.37	26.94	47.75	0.039	14.7
S. Subtraction	260.50	27.30	48.09	0.021	3.4
Wavelet	84.55	32.19	52.97	0.086	7.2

*calcolato misurando la distanza (normalizzata) picco-gola della prima cresta: distanza Peak to Peak illustrata nel capitolo precedente

**processore quadcore intel i5, ram 4Gb

Tabella 1 - Confronto prestazionale

In Tabella 1 sono riportati gli indici di qualità più utilizzati in letteratura e illustrati nei capitoli precedenti. Generalmente questi possono essere assunti come indici qualitativi, prestando però attenzione al fatto che una deviazione standard maggiore, non sempre è sintomo di un maggiore rumore ma può anche essere attribuita a una rappresentazione d'immagine più contrastata.

Il filtro Wavelet mostra i migliori indici di rapporto segnale rumore e di nitidezza dell'immagine finale; il secondo filtro più performante sotto quest'ultimo aspetto è quello interpolante, il quale però possiede i peggiori indici di rapporto segnale rumore e un tempo di calcolo decisamente troppo elevato per l'utilizzo che se ne richiede.

Si consideri ora l'applicazione dei filtri di denoising sul fantoccio di tessuto antropomorfo. Viene posta l'attenzione sul profilo degli incisivi superiori tracciato dal segmento giallo, come illustrato di seguito:



Figura 38 - Dettaglio degli incisivi superiori della panoramica del Fantoccio Antropomorfo

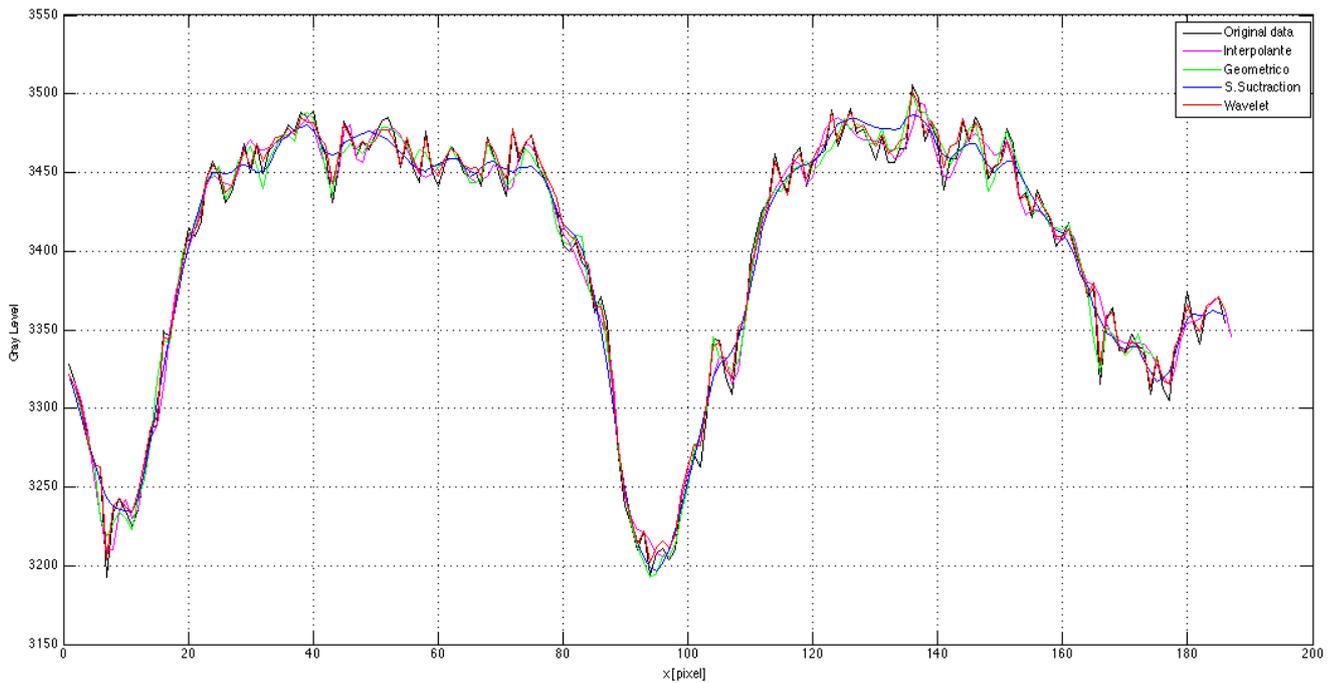


Figura 39 - Profilo degli incisivi superiori ottenuto nell'immagine pre-processing (in nero), in quella elaborata con il filtro Interpolante (in magenta), con quello Geometrico (in verde), con quello di Spectral Subtraction (in blu) e con quello Wavelet (in rosso)

In Figura 39 è tracciato il profilo degli incisivi superiori, con ogni diverso filtro di denoising applicato. L'incisivo superiore destro, presenta un lieve danno alla corona: questo è riscontrato con la formazione di un picco di segnale, tra le coordinate 100 e 120 dell'asse x. Di seguito vi è l'analisi di come tale dettaglio venga rilevato da ciascuna differente elaborazione:

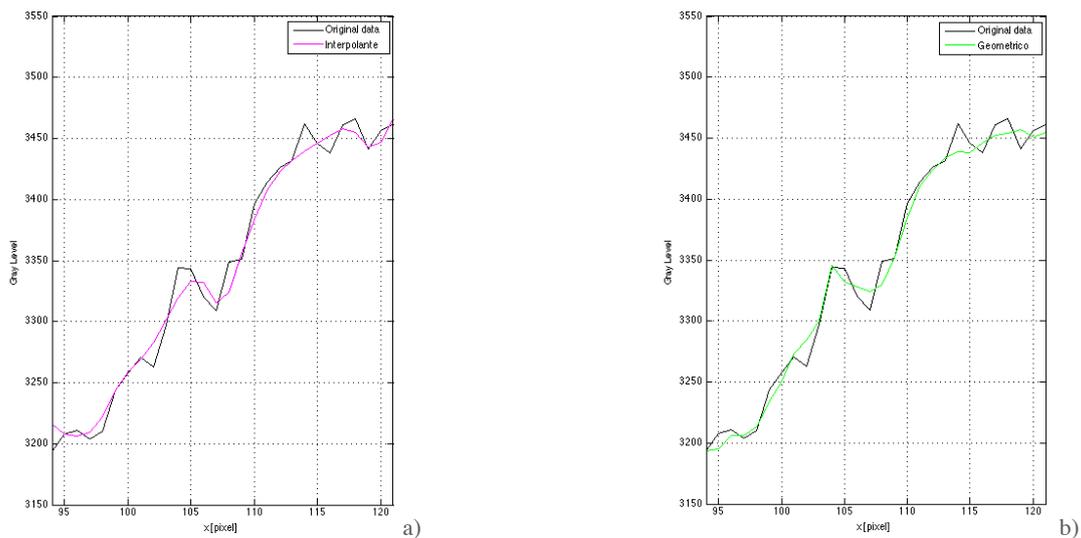
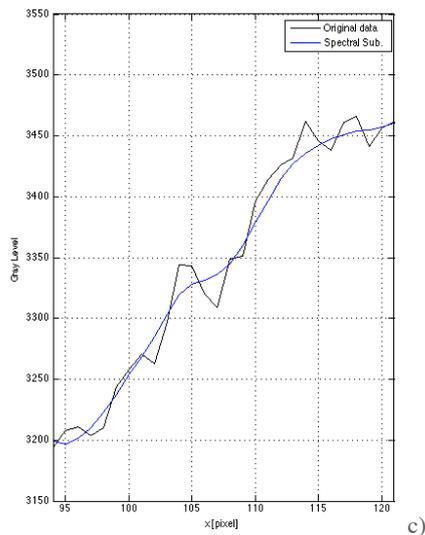


Figura 40 - Dettagli del danno all'incisivo superiore



Tra le quattro proposte, l’elaborazione che rispecchia più fedelmente il dettaglio analizzato è la d) (Wavelet); la peggiore è la c) (spetral subtraction), nella quale il picco è completamente tagliato e quindi non appare nell’immagine finale. Il filtro d) è inoltre l’unico in grado di mantenere i due massimi, nella parte alta della figura.

Filtro	MSE	SNR [dB]	PSNR [dB]
Interpolante	292.34	20.05	47.36
Geometrico	359.42	18.09	45.40
S. Subtraction	161.35	22.64	49.94
Wavelet	42.70	28.30	55.12

Tabella 2 - Indici di valutazione quantitativa ricavati sull’elaborazione delle panoramiche del fantoccio antropomorfo

Anche questa valutazione quantitativa conferma quanto già analizzato con il fantoccio target del caso precedente. Il filtro Wavelet risulta essere il più efficace e differentemente da prima, quello Geometrico è il peggiore in termini di rapporto segnale rumore.

La catena di filtraggio utilizzata sui macchinari in commercio, prevede l’utilizzo di un filtro di denoising come primo step d’elaborazione: modifiche di quest’ultimo si ripercuotono sui passi successivi.

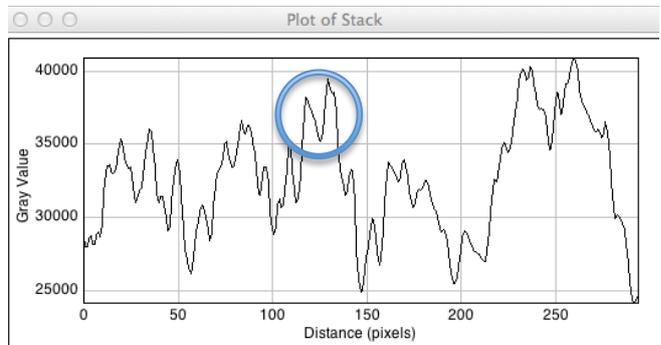
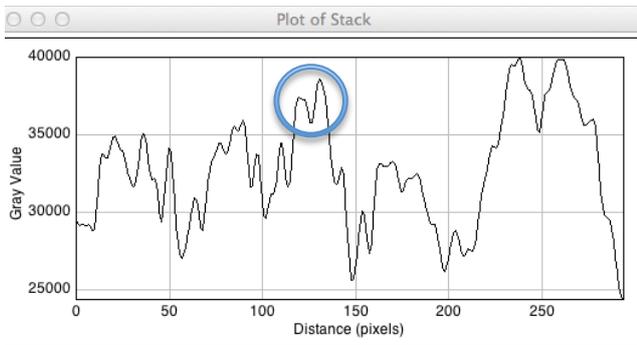
Di seguito vi è un confronto tra immagini in-vivo ricavate dall’elaborazione di default dei macchinari in commercio (a sinistra) con quella ottenuta sostituendo nella catena, il solo filtro di denoising (a destra).

Incisivi inferiori

Elaborazione di default

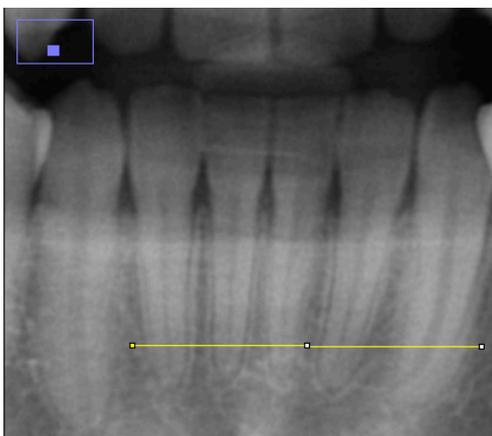


Elaborazione con filtro Interpolante



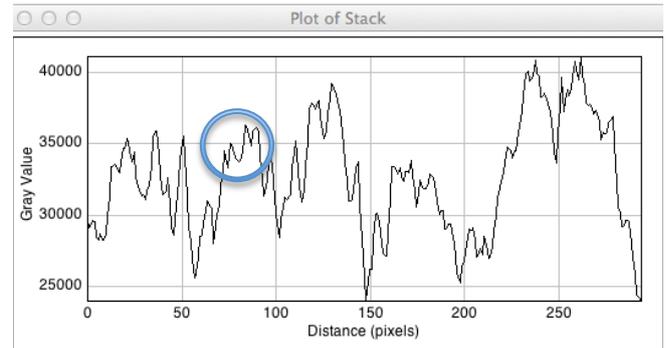
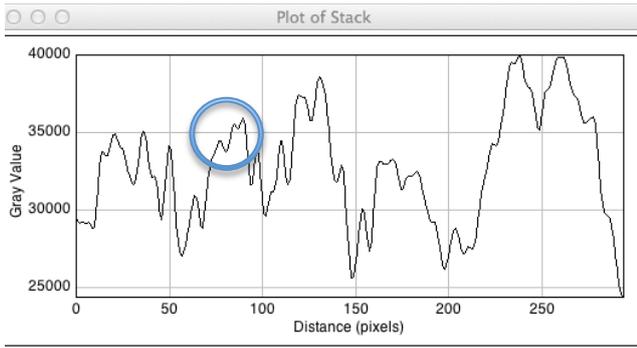
L'utilizzo del filtro interpolante porta ad un risultato più rumoroso rispetto quello in configurazione di default: il segnale è più caotico. I canali dentali (cerchi blu), così come i legamenti parodontali appaiono meno livellati, sono cioè più facilmente riconoscibili.

Elaborazione di default



Elaborazione con filtro Geometrico

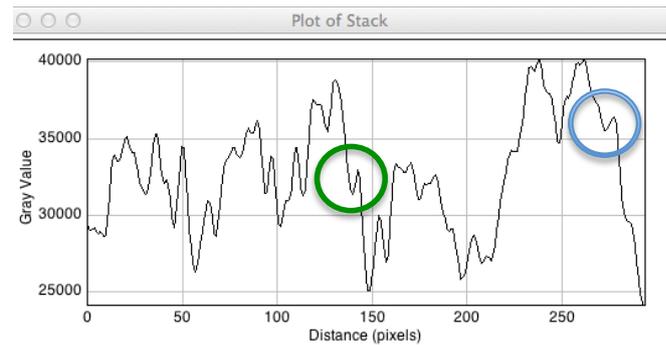
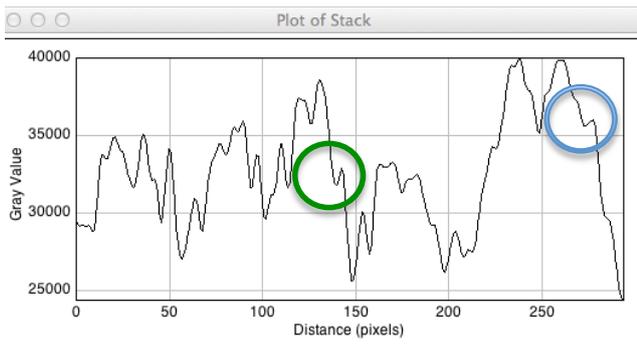
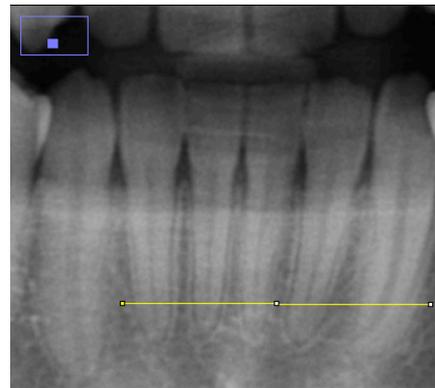




Anche il filtro geometrico porta ad un risultato finale più rumoroso rispetto quello ottenuto con la configurazione di default. Nonostante ciò, i dettagli anatomici d'interesse vengono rappresentati con un grado di nitidizza paragonabile (cerchi blu).

Elaborazione di default

Elaborazione con filtro S.Subtraction

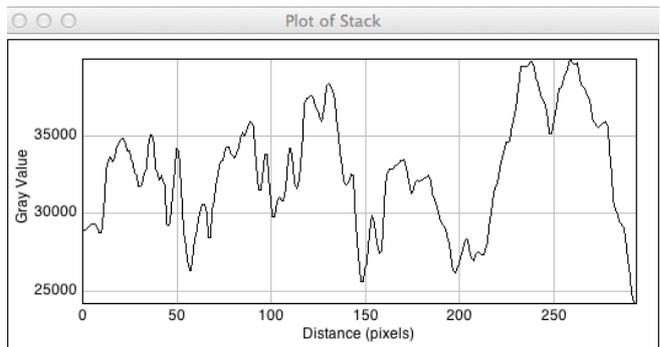
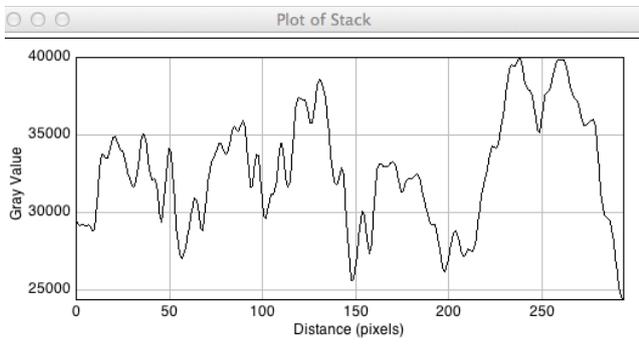


Il filtro in questione genera un'immagine finale qualitativamente paragonabile a quella ottenuta con i macchinari in commercio: numerosi dettagli vengono amplificati (cerchi blu e verdi) e sono quindi maggiormente identificabili.

Elaborazione di default



Elaborazione con filtro Wavelet



Il filtro Wavelet si conferma molto efficace: dalla valutazione qualitativa dell'immagine proposta, si evince il forte effetto di denoising senza un'apparente perdita di dettaglio, mostrato dal grafico dei profili.

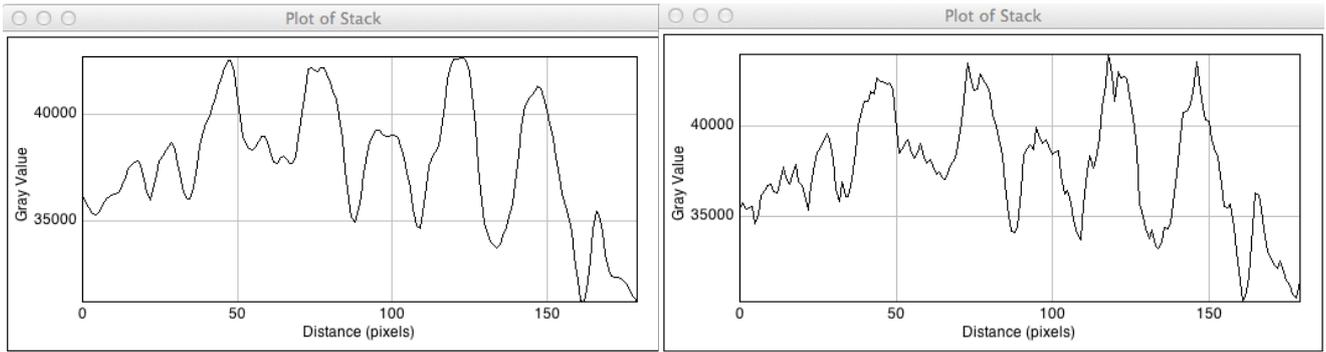
Terzo molare (o dente del giudizio)

Elaborazione di default



Elaborazione con filtro Interpolante

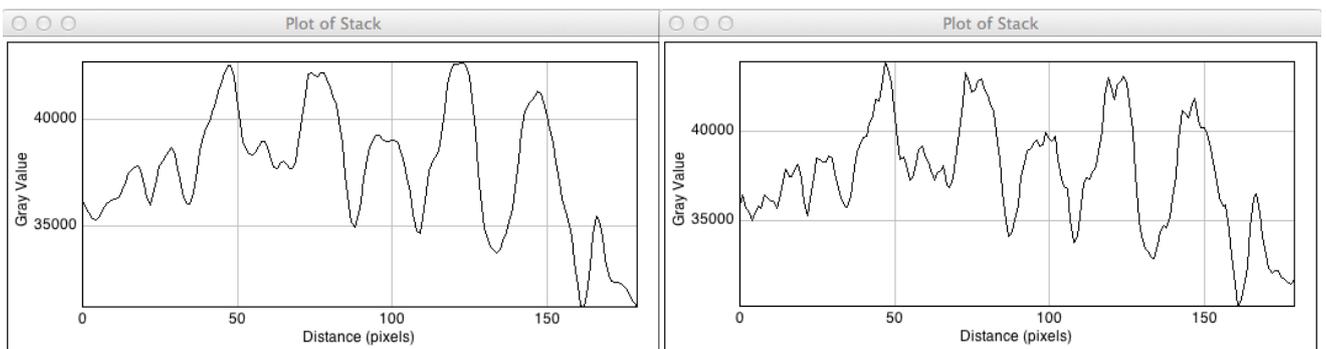
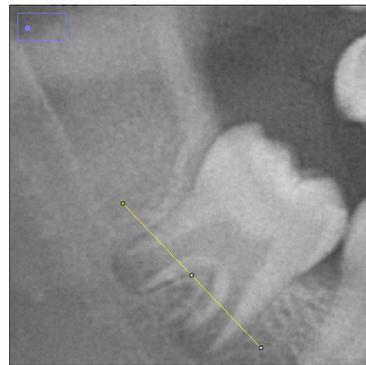
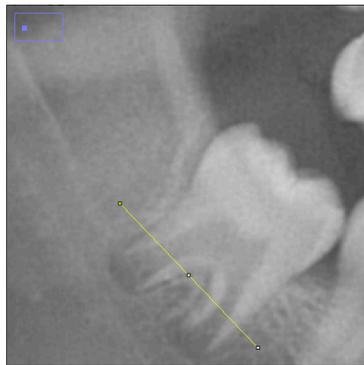




Anche in questo caso, l'utilizzo di denoising Interpolante genera un risultato finale più rumoroso rispetto quello in configurazione di default: il segnale a destra ha una caratteristica decisamente più caotica. Inoltre, tale aspetto non adduce informazione utile.

Elaborazione di default

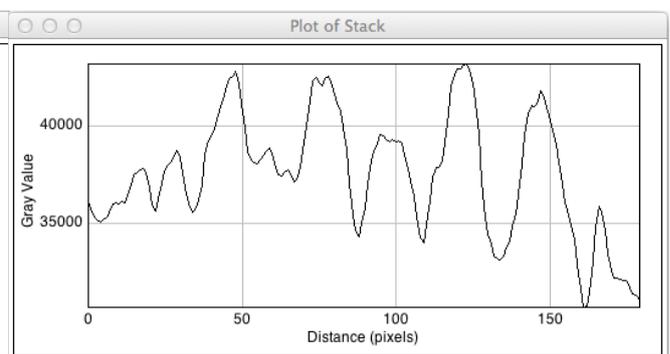
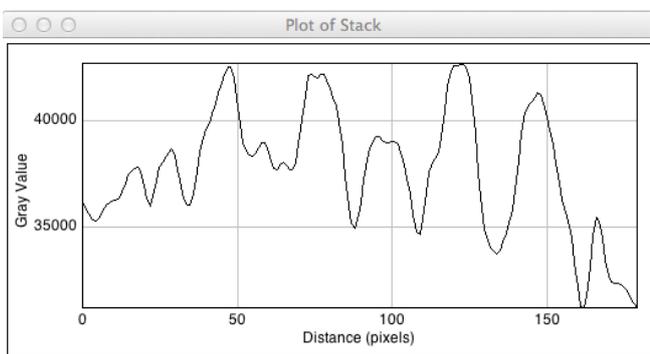
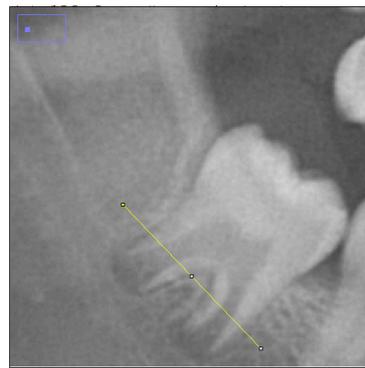
Elaborazione con filtro Geometrico



La rumorosità riscontrata con l'utilizzo del filtro Geometrico è accompagnata da un leggero aumento di contrasto della cavità della polpa: i bordi sono più definiti, rispetto l'immagine a sinistra.

Elaborazione di default

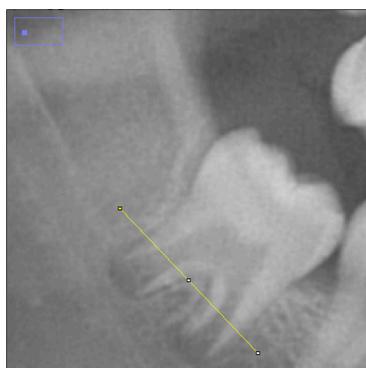
Elaborazione con filtro S.Subtraction

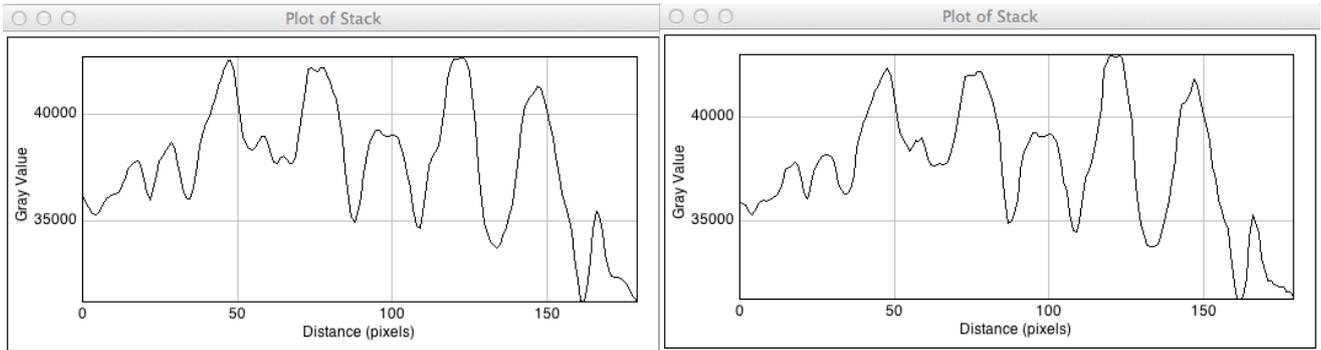


Il dettaglio in questione conferma quanto già mostrato precedentemente: il filtro di S.Subtraction genera un risultato paragonabile a quello già commercializzato.

Elaborazione di default

Elaborazione con filtro Wavelet





Il filtro Wavelet si rivela molto efficace anche in questo caso: è evidente l'effetto di denoising nella zona intra orale e sulla superficie della corona dentale (particolarmente uniforme). Inoltre non vi è perdita di nitidezza, in quanto i profili destro e sinistro mantengono pendenze paragonabili.

Così come per il test su fantoccio antropomorfo e target, sono stati misurati gli indici di valutazione quantitativa, su un set di immagini in-vivo a cui è stata applicata elaborazione di denoising. I risultati sono raccolti nella tabella di seguito.

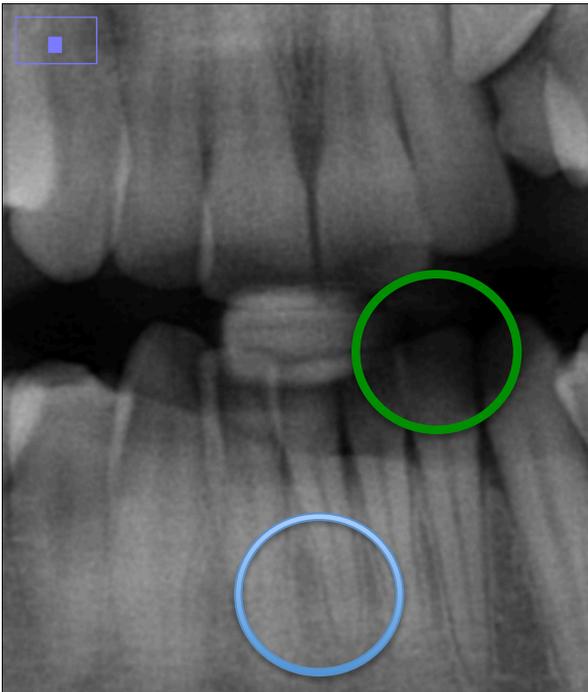
Filtro	MSE	SNR [dB]	PSNR [dB]
Interpolante	308.27±87.65	12.15±2.86	41.83±1.18
Geometrico	393.32±147.38	11.17±3.38	40.87±1.73
S. Subtraction	89.38±34.66	16.82±3.27	46.54±1.33
Wavelet	147.39±6.66	14.56±2.42	44.24±0.02

Tabella 3 - indici di valutazione quantitativa ricavati dall'elaborazione di set di panoramiche in-vivo

10.2. Contrast Enhancement

L'ottimizzazione dei contrasti occupa l'ultimo step della catena d'elaborazione. Così com'è stato fatto per i filtri di denoising, il filtro Morphological viene testato in sostituzione al suo equivalente, nell'elaborazione di default. Di seguito è presentato un confronto in vivo e una stima dei parametri di rapporto segnale rumore.

Elaborazione di default



Elaborazione con filtro Morphological



L'istogramma del filtro proposto (Figura 42) è tendente a valori di grigio più alti rispetto quello in configurazione di default (Figura 41): visivamente l'immagine appare decisamente più chiara.

Gli estremi del grafico, rappresentano i valori di fondo scala: un pixel che raggiunge un valore d'intensità massimo (o minimo), si definisce *saturo*. Quando viene saturata un'intare area, non è più possibile ricavarne informazione utile anche mediante elaborazioni successive. A questo tipo di filtri si richiede la maggiore *dinamica* possibile, in modo da sfruttare uniformemente tutti i livelli di grigio a disposizione (2^N-1 , con N numero di bit) senza però generare l'effetto di saturazione descritto sopra.

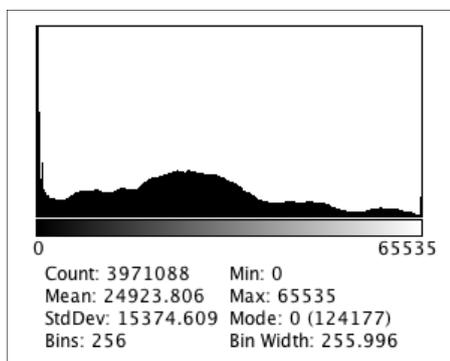


Figura 41 - Istogramma dell'elaborazione ottenuta con filtro di default

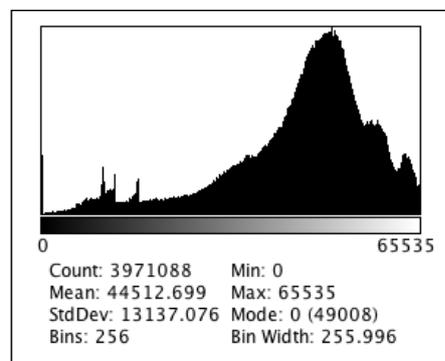


Figura 42 - Istogramma dell'elaborazione ottenuta con filtro Morphological

Come si può vedere dal confronto degli incisivi inferiori, l'utilizzo del filtro Morphological causa una forte perdita dei dettagli delle radici e di tutta la regione anatomica circostante (cerchio blu); contemporaneamente però, non elimina i bordi superiori delle corone, come invece avviene con l'utilizzo del filtro di default (cerchio verde), dove numerose aree anatomiche vengono completamente saturate (notare la quantità di pixel a valore nullo, rappresentati nell'istogramma Figura 41).

A differenza delle analisi quantitative svolte con i filtri di denoising, in questo caso le misure di MSE, SNR e PSNR possono essere svianti, in quanto un alto valore di deviazione standard può non essere riferito a rumore quanto piuttosto ad una rappresentazione maggiormente contrastata. Come può capitare con questo tipo di elaborazioni, si immagina un'area quasi completamente ombreggiata (pixel a valore nullo) dove la deviazione standard tende ad un valore quasi nullo: di conseguenza l'indice SNR risulterà particolarmente elevato ma certamente, non sarà indice di buona elaborazione.

Per questo tipo d'immagini l'analisi qualitativa rimane lo strumento di valutazione più affidabile.

11. DISCUSSIONE

L'obiettivo principale del progetto di collaborazione con l'azienda Cefla Dentale, è quello di sviluppare un algoritmo di riduzione del rumore per l'acquisizione di radiografie digitali panoramiche: a tale scopo sono stati proposti quattro diversi metodi di denoising ed inoltre uno di aumento dei contrasti, altra metodologia d'elaborazione molto usata nel campo delle bioimmagini.

Al fine di garantire il miglior risultato possibile, non è stato posto alcun vincolo alla fase di progettazione, se non ovviamente quello di un tempo stabilito dalle date di inizio e fine, del periodo di collaborazione. L'attività ha riguardato lo studio dei filtri presenti ad oggi sul mercato, affiancato da una costante ricerca in letteratura di nuove soluzioni e lo sviluppo di quelle più interessanti.

Nel precedente capitolo sono stati raccolti i risultati delle analisi svolte sui filtri presentati, che verranno discussi in questo.

Il primo filtro proposto è quello basato su un algoritmo d'interpolazione: vengono selezionati, mediante una finestra di valori, pixel adiacenti di passo n ; un polinomio interpolante ne ricostruisce il profilo.

Le valutazioni qualitative e quantitative dei test in vitro e in vivo, hanno riportato l'estremo peso computazionale richiesto da questo algoritmo. Generalmente l'operatore che effettua la radiografia, richiede che l'immagine venga elaborata in un tempo ragionevole, inferiore a quello necessario per l'applicazione del filtro in esame. Contestualmente, la lentezza di processamento non è compensata dall'operazione di denoising, che non risulta sufficientemente efficace. Tale proposta è quindi stata scartata e non è stata sottoposta a validazione clinica.

Il secondo filtro presentato è denominato Geometrico e presuppone che il contributo informativo della radiografia sia distinguibile da quello rumoroso, a partire dalla morfologia del segnale.

I risultati dei test mostrano un tempo d'elaborazione lungo ma non eccessivo, con un risultato apprezzabile. I difetti dell'algoritmo si manifestano in-vivo, in condizioni d'acquisizione lontane dalle idealità:



Figura 43 - Filtraggio in configurazione di default



Figura 44 - Filtraggio con Geometrico

La Figura 43 mostra la catena di filtraggio di default, applicata ad un paziente con agenesia dentaria e la panoramica è leggermente sfocata, probabilmente a causa di un errato posizionamento. In Figura 44 vi è la stessa immagine, trattata con denoising Geometrico: è peggiorata ulteriormente la nitidezza; le strutture anatomiche come le radici dentali, i margini delle corone e gli impianti artificiali, sono meno riconoscibili.

Come riportato in Tabella 3, il filtro in questione presenta deviazione standard molto elevata, in particolare il MSE ha una variabilità di quasi il 38%: la buona prestazione raggiunta nei test in-vitro, non è compensata da quella in-vivo.

Il filtro ideale dovrebbe garantire versatilità e deve poter essere applicabile anche in condizioni di setup non ottimale, assicurando sempre un risultato di qualità accettabile. Per tale motivo, il filtro presentato è stato scartato in fase di test in-vivo.

La terza proposta riguarda l'utilizzo di un algoritmo, presentato in letteratura per analisi di Risonanza Magnetica: Spectral Subtraction Denoising. Dopo una modifica riguardante essenzialmente l'identificazione della matrice peso W e quella di rumore N (vedi capitolo Analisi ed implementazione filtri) il filtro si è rilevato efficace anche per il tipo di immagini trattate in questo elaborato.

I test in-vitro sul fantoccio target hanno dimostrato il secondo rapporto segnale-rumore più alto e i migliori tempi di elaborazione (3.4 s), fra tutti i filtri proposti; il punto debole risiede nella scarsa capacità di rilevamento dei bordi (*edge detecting*) quantizzata con un basso indice di nitidezza (0.021). Il dettaglio in Figura 40 c) chiarisce realisticamente il problema che una caratteristica di questo tipo, può comportare in fase diagnostica: dai risultati raccolti in-vivo e riportati in Tabella 3, nonostante il SNR più elevato tra i quattro filtri proposti, è presente un valore particolarmente grande di MSE (circa 37.8%). Ciò può essere interpretabile con un generale appiattimento dell'immagine in fase di elaborazione; la causa di questo problema può essere attribuita all'utilizzo di parametri costanti, ricavati sperimentalmente. In particolare, la matrice dei rumori è stata modellata su un set numeroso d'immagini, a partire dall'analisi spettrale di ciascuna; nonostante ciò, la casualità delle singolarità riscontrabili in-vivo rende questi modelli pre-costruiti poco versatili, soprattutto in condizioni d'acquisizione non ideali.

La quarta proposta consiste in una tipologia di filtraggio basata sulla trasformata discreta Wavelet. I test effettuati sul fantoccio target (Tabella 1) hanno mostrato una forte capacità di *edge detecting* riportando il più alto indice di nitidezza, un efficace *denoising* in grado di generare il più alto SNR e un tempo di elaborazione inferiore ai 10 secondi; quelli effettuati sul fantoccio antropomorfo (Tabella 2) e sulle immagini in-vivo (Tabella 3) ne hanno confermato l'efficacia in ambito clinico, con soggetti patologici.

Un rapido confronto tra il denoising di default e quello di tipo Wavelet, mostra i potenziali miglioramenti:

Filtro	MSE	SNR [dB]	PSNR [dB]
Default	157.23±5.41	12.13±1.15	40.68±0.15
Wavelet	147.39±6.66	14.56±2.42	44.24±0.02

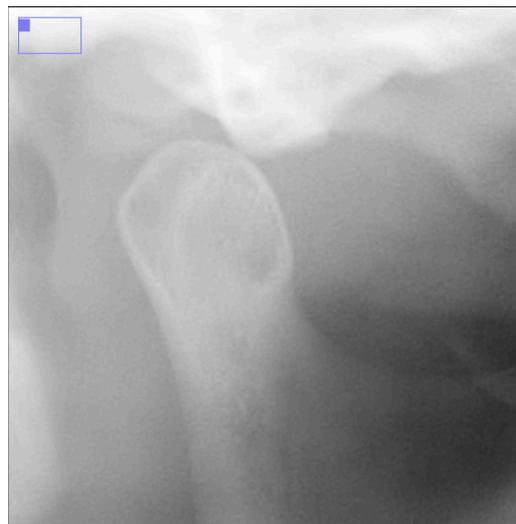
Con un minore errore quadratico medio (-6.67%) ed un rapporto segnale rumore incrementato di +20.03% (PSNR +8.8%), la proposta risulta vincente per tutti e tre i tipi di indicatori presi in considerazione.

Si analizzi ora il risultato qualitativo, ottenuto con l'intera catena di elaborazione, su immagini in-vivo:

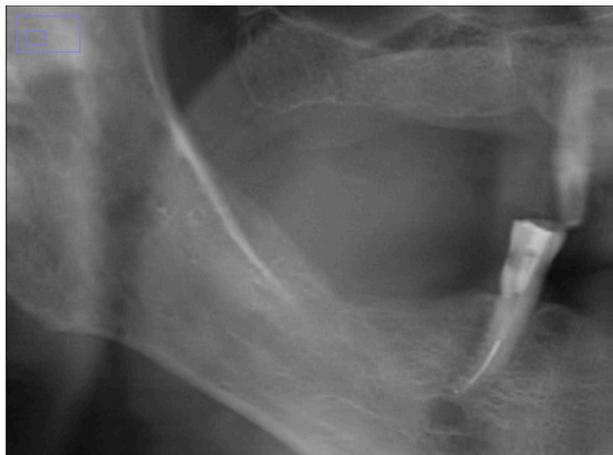
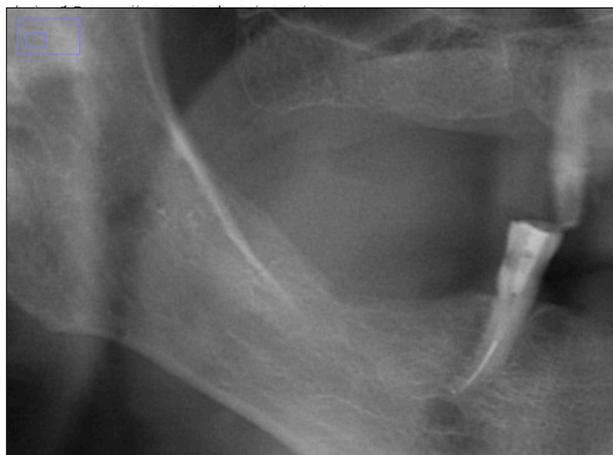
Elaborazione di Default



Elaborazione con denoising Wavelet



Si può notare come l'effetto "sale e pepe" ottenuto con la configurazione originariamente presente (a sinistra), venga fortemente eliminato con il filtraggio proposto (a destra); in aggiunta a questo i margini dell'articolazione temporo-mandibolare rimangono ben definiti.



Anche in questo caso, è apprezzabile la riduzione di rumore che si ottiene con la nuova proposta: in particolare la zona intra-orale risulta uniformemente scurita, senza il fenomeno di disturbo puntiforme, invece presente a sinistra.

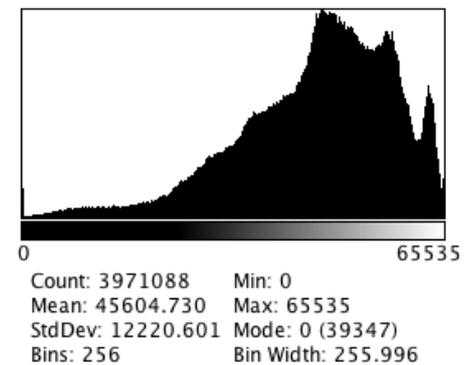
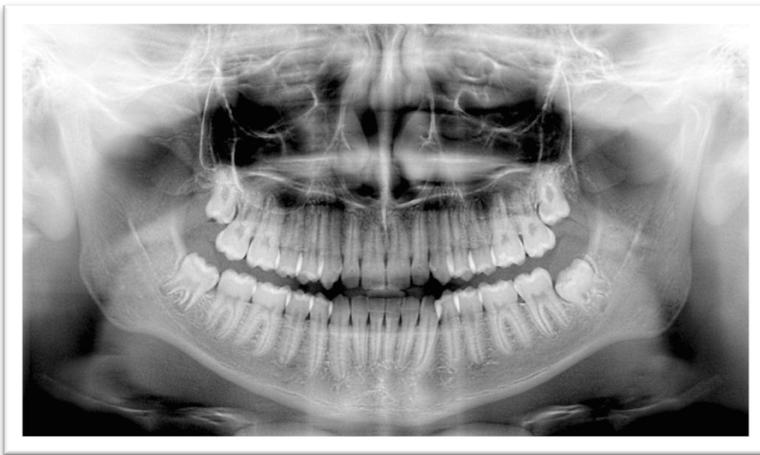
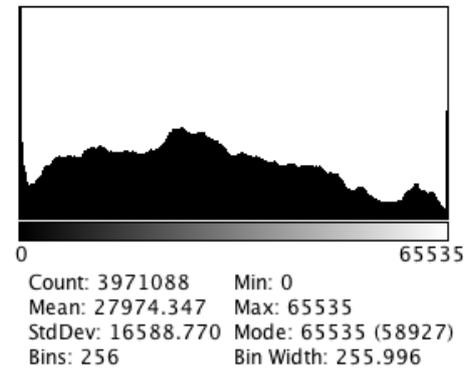


Tralasciando l'effetto di saturazione presente nella rappresentazione dell'impianto, causato probabilmente da elevati parametri di settaggio del tubo radiogeno, è apprezzabile la capacità di edge detecting anche per le strutture artificiali, come le viti a guida degli impianti.

Il filtro in questione ha superato la validazione clinica ed è stato proposto come alternativa a quello in uso ad oggi, su macchinari Cefla Dentale.

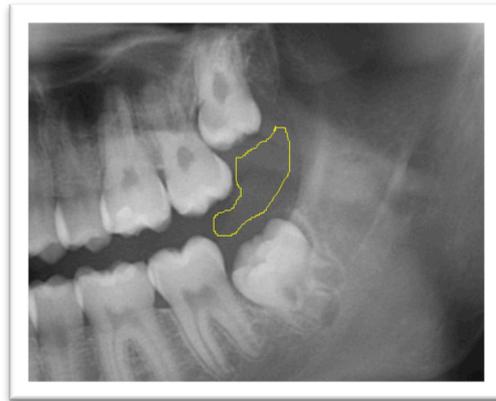
Oltre i filtri di denoising obiettivi del progetto, è stato proposto un filtro esclusivamente destinato all'esaltazione dei contrasti: Morphological.

Tale proposta rende l'immagine finale particolarmente chiara, con un istogramma spostato a destra:



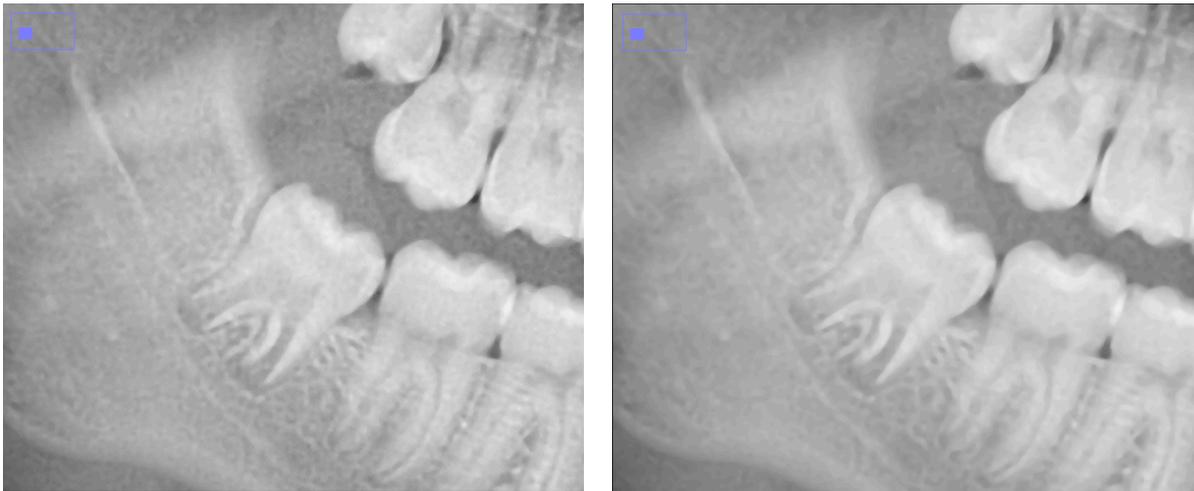
Da notare come l'immagine ottenuta con la configurazione di default (in alto) abbia un valore medio di grigi di circa 27974, mentre quella elaborata con filtro Morphological (in basso) raggiunga il valore di 45604. Spesso, al clinico viene data la possibilità di agire su parametri quali luminosità e contrasto, in modo da adattare il risultato finale al proprio gusto: per questo motivo la valutazione di filtri progettati per le modifiche di cui sopra, è essenzialmente qualitativa. Vi sono però alcuni dettagli oggettivi come la tendenza alla saturazione del primo filtro, testimoniata dall'elevata quantità di pixel con valore di fondo scala (0 o 65535) e la presenza di rumore maggiore nel secondo; in merito a quest'ultimo fattore, misurando il rapporto segnale-rumore delle due immagini

nelle stesse aree specifiche (Figura 45), il secondo filtro mostra una peggioramento di circa il 14.37%.



**Figura 45 - Area
intra-orale per
calcolo SNR**

Tale peggioramento complessivo, può essere ridotto mediante l'utilizzo di un ulteriore denoising (e.g. filtro Mediano, con una finestra di 3 pixel):



In questo modo si riesce ad ottenere un leggero aumento dell'indice SNR senza inficiare in maniera (eccessivamente) negativa la nitidezza dei bordi.

12. CONCLUSIONI

Con la nascita della radiografia digitale, buona parte dello sviluppo si è concentrato sulle tecniche di elaborazione dell'immagine: questo consente di ottenere miglioramenti, senza apportare modifiche firmware o hardware alla strumentazione prodotta.

L'azienda Cefla Dentale è presente da diversi anni nel settore dei radiografici dentali e esigenze di mercato hanno richiesto l'upgrade delle metodologie d'acquisizione delle bioimmagini, in particolare delle panoramiche.

Con il presente elaborato si sono studiate le tecniche di filtraggio ad oggi in uso e se ne sono introdotte di nuove, finalizzate alla riduzione del rumore e all'esaltazione dei contrasti. Queste operazioni sono tra le più usate in ambito radiografico (dentale ma non solo) e contribuiscono in maniera importante, al successo commerciale delle soluzioni proposte.

Di ogni nuovo filtro descritto, sono state misurate le performance mediante fantocci target, tessuto-equivalenti e con set d'immagini in-vivo. Misure d'indicatori standard possono essere usate per indicare la bontà o meno di un determinato processo e per effettuare confronti tra filtraggi della stessa tipologia, ma la percezione qualitativa di professionisti clinici rimane ad oggi, la tipologia definitiva di valutazione.

Tenendo presente quanto sopra, tra i filtri proposti uno si è rivelato particolarmente efficace: il filtro Wavelet. Basandosi su una trasformazione matematica introdotta nella seconda metà del secolo scorso, effettua un'operazione di sogliatura sullo schema di coefficienti ricavati sperimentalmente e ricostruisce il segnale (l'immagine) con la trasformazione inversa; misurazioni di rapporto segnale-rumore e validazioni cliniche ne hanno confermato l'efficacia, di conseguenza, al seguito di un'introduzione a fiere di settore, ne verrà programmato l'utilizzo sui macchinari commercializzati.

Il filtro Morphological, obiettivo secondario della collaborazione, è in fase di valutazione in quanto sostanzialmente differente da quello già utilizzato. Una raccolta di feedback da parte di professionisti e di sviluppatori ne sancirà l'eventuale immissione.

13. BIBLIOGRAFIA

- W.Scarfe, G. (s.d.). *Practical Panoramic Radiography*. Tratto da www.dentalcare.com:
<http://www.dentalcare.com/en-US/dental-education/continuing-education/ce71/ce71.aspx?review=true>
- W.Scarfe, M. (2009). Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *International Journal of Dentistry* .
- C.E.Shannon. (1948). A Mathematical Theory of Communication. *The Bell System Technical Journal* , 27, 379-423, 623-656.
- C.Tomasi, & R.Manduchi. (1998). Bilateral Filtering for Gray and Color Images. In I. I. Vision (A cura di). IEEE International Conference on Computer Vision.
- E.M.González, Cho, M., & Lee, S. Y. (2011). Geometric nonlinear diffusion filter and its application to X-ray imaging . *Biomedical Engineering online* .
- Eddins, S. (2012). <http://blogs.mathworks.com/>. Tratto da <http://blogs.mathworks.com/>:
<http://blogs.mathworks.com/>
- D.Romani. Sistema per la rivelazione automatica di cluster di microcalcificazioni in mammografia. *Sistema per la rivelazione automatica di cluster di microcalcificazioni in mammografia*. Università di bologna.
- DALSA. (2011). *Application note: Line scan Imaging Basics*.
- F.Luisier, T. (2010). Which wavelet bases are the best for image denoising? (E. P. Lausanne, A cura di) *Biomedical Imaging Group (BIG)* .
- F.Stanco. (2014). *Metriche di Qualità per le Immagini Digitali*. Catania. Tratto da <http://www.dmi.unict.it/fstanco/>
- G.Inuso, Foresta, F. L., & N.Mammone. (2007). Wavelet-ICA methodology for efficient artifact removal from Electroencephalographic recordings. *International Joint Conference on Neural Networks*, (p. 1524-1529).
- I.Frosio, & M.Lucchese. (2008). Automatic Contrast Enhancement. *MIC*.
- I.Frosio, N. (2010). *Optimized Local Tomography*. Ascea: GIRPR.
- I.Frosio, N. (2007). *Tomosynthesis through a time delay integration sensor*. Honolulu (USA).

- Hamamatsu. (2014). *www.hamamatsu.com*. Tratto da <http://www.hamamatsu.com/us/en/product/category/index.html>
- Lu, J. (2012). The application of TDI-CCD in dental panoramic X-ray radiography. *Computer Science and Automation Engineering (CSAE), 2012 IEEE International Conference on* .
- L.Chiari. (2014). Dispense di Elaborazione dei dati e dei segnali Biomedici. *Dispense di Elaborazione dei dati e dei segnali Biomedici* . (L.Chiari, A cura di) Università di Bologna.
- M.Guglielmo. (2012). Progettazione e implementazione di filtri digitali per immagini teleradiografiche dentali. . *Progettazione e implementazione di filtri digitali per immagini teleradiografiche dentali* . Università di Bologna.
- M.Silva, U. (2008). Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation. *American Journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* .
- Mortazavi, S. H., & Shahrtash, S. M. (2014). Comparing Denoising Performance of DWT,WPT, SWT and DT-CWT for Partial Discharge Signals. Tehran, Iran: Center of Excellence for Automation and Operation of Power System Iran University of Science and Technology (IUST).
- Paul, M., A.Bottomley, & M.El-Sharkawy. (2013). Denoising MRI Using Spectral Subtraction. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING* , 60 (6).
- S. Siltanen, V. K. (2003). *Statistical inversion for medical x-ray tomography with few radiographs*.
- R.Cavezian, G. (2012). *La diagnostica per immagini in odontoiatria*.
- Rafael C. Gonzalez, R. E. (2011). *Digital Image Processing*. Pearson Education.
- Tazebay, M., & Akansu, A. (1995). Adaptive Subband Transforms in Time-Frequency Excisers for DSSS Communications Systems. *IEEE Transaction on Signal Processing*, 43, p. 2776-2782.
- Tazebay, M., & Akansu, A. (1994). Progressive Optimality in Hierarchical Filter Banks. *IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, 1, p. 825-829.

14. APPENDICE

```
%% DENOISING WAVELET
%-----
%R&D Cefla Dentale MyRay, Matteo Pietrosante 09.14
%                                     matteo.pietrosante@gmail.com
%-----
%%

[name,path]=uigetfile({'*.tif'},'Select one image in the directory');
f=dir(strcat(path,'/*.tif'));
disp(['Identificate ',num2str(size(f,1)),' immagini'])

%% Thresholding parameters
%-----
type = menu('Select Threshold','HardPlus','Hard','Soft','SoftPlus','Quit');

% 1=HardPlus 2=Hard 3=Soft 4=SoftPlus
switch type
    case 1
        type = 'HardPlus';
    case 2
        type = 'Hard';
    case 3
        type = 'Soft';
    case 4
        type = 'SoftPlus';
    case 5
        disp('-----')
        disp('-----ALT!-----')
        error('You have chosen to quit')
end

%% Wavelet parameters
%-----
wname = 'sym8';
level = 4;
disp(' ')
disp('Denoising Wavelet')
disp(['Setting: ',wname,' a ',num2str(level),' livelli '])
disp(['Threshold: ',type])
% creo la directory
mkdir(strcat(path,'Filtrate',type))
disp(['Directory: ',strcat(path,'Filtrate',type)])
disp('-----')
disp(' ')

%% Denoising
%-----
for count=1:size(f,1)

    %importo l'immagine
    name=f(count,1).name;
    I=double(imread(strcat(path,name)));
    [nR,nC]=size(I);

    %8 bit
    grayLevel=max(max(I));
    if (grayLevel > 2^12)
        nbit=16;
    else
        nbit=12;
    end
    I=I.*(255/(2^nbit-1));

    %dimensioni multiple di 2^DecompositionLevels (=2^4)
    Icrop=I(1:(16*floor(nR/16)),1:(16*floor(nC/16)));

    [XDEN,wDEC] = denoise_sw2d(Icrop,wname,level,type);
    Img_finale=XDEN;

    %saving
    idx=strfind(name,'.tif');
    name=name(1:idx-1);
    imwrite(uint16(Img_finale.*2^(nbit-
8)),strcat(path,'Filtrate',type,'/',name,'_',wname,'.tif'),'Compression','none')
```

```

disp([name, ' completed '])

%-----

end

disp(' ')
disp('-----')
disp('done')
disp(' ')

function [XDEN,wDEC] = denoise_sw2d(X,wname,level,type)
%INTRO:
%
%works with Denoising_wavelet.m
%-----
%R&D Cefla Dentale MyRay, Matteo Pietrosante 09.14
%                               matteo.pietrosante@gmail.com
%-----
%
% FUNC_DENOISE_SW2D Saved Denoising Process.
% X: matrix of data
% -----
% XDEN: matrix of denoised data
% wDEC: stationary wavelet decomposition

%% Definizione Soglie
switch type

    case 'HardPlus'
        %disp('soglia 3 - hard')
        v=[@, @, @, @];
        thrSettings = ones(3,1)*v;
    case 'Hard'
        %SOFT [4Soft]
        %disp('soglia vecchia -> Hard') %hard      Old Threshold
        v=[@, @, @, @];
        thrSettings = ones(3,1)*v;
    case 'Soft'
        %New Threshold
        %disp('soglia nuova -> Soft') %soft      New Threshold
        v=[@, @, @, @];
        thrSettings = ones(3,1)*v;
    case 'SoftPlus'
        v=[@, @, @, @];
        thrSettings = ones(3,1)*v;
end

%% Decompose using SWT2
%-----
wDEC = swt2(X,level,wname);

%% Denoise
%-----
permDir = [1 3 2];
for j = 1:level
    for kk=1:3
        ind = (permDir(kk)-1)*level+j;
        thr = thrSettings(kk,j);
        wDEC(:, :, ind) = wthresh(wDEC(:, :, ind), thr);
    end
end

%% Reconstruct the denoise signal using ISWT2
%-----
XDEN = iswt2(wDEC,wname);
end

%% wthresh
function y = wthresh(x,t)

    tmp = (abs(x)-t);
    tmp = (tmp+abs(tmp))/2;
    y = sign(x).*tmp;

end

```

*Si ringrazia l'intero reparto R&D divisione MyRay
dell'azienda Cefla Dentale per l'opportunità
offertami e per il supporto umano e professionale ,
che ha accompagnato tutta la durata del progetto.
Ringrazio il Prof. Claudio Lamberti per la revisione
dell'elaborato e gli Amici, la Famiglia e Stella, per
l'immensa pazienza dimostrami durante tutto il
percorso di Studi*