

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA  
SEDE DI CESENA  
SECONDA FACOLTÀ DI INGEGNERIA CON SEDE A CESENA  
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELLA TESI

# Progettazione e implementazione di filtri digitali per immagini teleradiografiche dentali.

Tesi in  
Biomeccanica

Relatore  
Ing. Rita Stagni

Presentata da  
Michele Guglielmo

Correlatore  
Ing. Luca Tersì

Sessione: Prima

Anno Accademico: 2011 - 2012



# Indice

<b>Sommario</b> .....	<b>5</b>
<b>Introduzione</b> .....	<b>7</b>
<b>1 Background</b> .....	<b>11</b>
1.1 Radiobiologia .....	12
1.2 Esame teleradiografico .....	16
1.3 Analisi cefalometrica.....	17
1.4 Hyperion-X7.....	21
1.5 Acquisizione ed elaborazione dell'immagine .....	24
1.6 Immagine teleradiografica.....	27
1.7 Filtri digitali per teleradiografie dentali .....	35
1.8 Proposta dei filtri digitali.....	39
<b>2 Metodi-Sviluppo ed implementazione filtri</b> .....	<b>41</b>
2.1 Filtro Gammalog .....	41
2.2 Filtro Gammaporion.....	46
2.2.1 Individuazione dell'anello radiopaco.....	46
2.2.2 Applicazione circolare del filtro gamma.....	52
2.3 Filtro Elimina-Bande .....	54
2.3.1 Creazione dello sfondo fittizio .....	55
2.3.2 Correzione dell'immagine .....	58
2.4 Indici di qualità per immagini .....	59
2.4.1 Shannon entropy .....	59
2.4.2 Range interquartile .....	60
2.5 Procedure per la valutazione .....	62
2.5.1 Procedure per il filtro Gammalog .....	62
2.5.2 Procedure per il filtro Gammaporion .....	64
2.5.3 Valutazioni statistiche .....	65

<b>3</b>	<b>Risultati .....</b>	<b>67</b>
3.1	Filtro Gammalog .....	67
3.1.1	Risultati qualitativi .....	67
3.1.2	Risultati quantitativi .....	74
3.2	Filtro Gammaporion .....	77
3.2.1	Risultati qualitativi .....	77
3.2.2	Risultati quantitativi .....	79
3.3	Filtro Elimina-bande.....	82
<b>4</b>	<b>Discussione .....</b>	<b>87</b>
4.1	Gammalog .....	87
4.2	Gammaporion.....	90
4.3	Filtro Elimina-bande.....	92
<b>5</b>	<b>Conclusioni.....</b>	<b>95</b>
	<b>Appendice .....</b>	<b>99</b>
	<b>Bibliografia.....</b>	<b>109</b>

# Sommario

Il presente elaborato descrive il lavoro di tesi svolto in collaborazione con la divisione MYRAY dell'azienda Cefla Dentale con sede a Imola.

L'obiettivo della collaborazione è quello di rispondere a specifiche esigenze aziendali che mirano al miglioramento del prodotto Hyperion-X7, dispositivo MYRAY che esegue esami radiologici dentali quali panoramiche e teleradiografie.

Le collaborazioni svolte sono incentrate sul miglioramento della qualità delle immagini ottenute tramite teleradiografia, esame eseguito dal dispositivo Hyperion-X7. Ad oggi tale esame diagnostico presenta diversi aspetti critici che l'azienda ha deciso di eliminare.

Le criticità presenti sono tre:

- Il contrasto utilizzato nelle elaborazioni eseguite porta alla scomparsa di parte dei tessuti molli dell'immagine.
- La zona auricolare dell'immagine è generalmente sottoesposta.
- Sono presenti bande verticali nella zona ad emissioni minime, che rendono l'immagine visivamente meno gradevole rispetto a quelle della concorrenza.

La presenza di questi elementi rende l'immagine meno adatta all'analisi clinica; sia i tessuti molli, che la zona auricolare, infatti, sono sede di diversi punti cefalometrici fondamentali, che ai fini di un responso clinico esatto, necessitano di una corretta individuazione.

Il primo filtro sviluppato implementa una LUT che contrasta in maniera ottimale l'immagine, permettendo una corretta visualizzazione sia dei tessuti duri, sia dei tessuti molli presenti.

Il secondo filtro descritto opera un aumento del contrasto locale nella zona auricolare del paziente.

Infine viene presentato un algoritmo che opera la rimozione delle bande verticali e che prende spunto dalle tecniche di background suppression.

Nel capitolo 1 è descritto lo scenario clinico della teleradiografia e dell'analisi cefalometrica, contestualizzato al dispositivo Hyperion-X7; vengono inoltre enunciate le criticità presenti nelle immagini attuali.

Nel capitolo 2 sono descritti i tre filtri sviluppati.

Nel capitolo 3 sono presentati i risultati quantitativi e qualitativi dell'applicazione dei filtri; è stato inoltre effettuato il confronto con le elaborazioni attualmente utilizzate da MYRAY.

Nel capitolo 4 si discutono i risultati ottenuti, evidenziandone le differenze significative presenti.

Nel capitolo 5 vengono tratte le conclusioni finali del lavoro svolto, proponendo futuri sviluppi e miglioramenti dei filtri presentati.

In appendice è riportato interamente il codice Matlab ed il codice C++ implementato.

# Introduzione

L'impiego di tecniche radiologiche per applicazioni mediche e scientifiche risale già a fine Ottocento, pochi anni dopo la scoperta dei raggi-X da parte di Conrad W. Rontgen (1895). Inizialmente queste tecniche furono impiegate per lo studio delle ossa, strutture che, data la differenza di radiopacità rispetto ai tessuti molli, risultano contrastate e facilmente evidenziabili in radiografia. Quasi nello stesso periodo, è iniziato il lungo cammino della radiologia toracica e polmonare, diretto inizialmente allo studio della tubercolosi.[1]

Non fa eccezione l'utilizzo della radiologia in ambito dentale; il dente, per il suo elevato contenuto minerale, è una delle strutture del corpo umano che meglio si presta alla rappresentazione radiografica. Già nel febbraio del 1896 Wallkoff scatta la prima radiografia dentale della storia. L'evoluzione di questa scienza è piuttosto rapida, e nel 1950 Paatero esegue la prima ortopantomografia (esame panoramico).

Negli ultimi due decenni, grazie al miglioramento delle tecnologie, all'abbattimento dei costi e all'introduzione dei sensori digitali, gli strumenti di diagnostica radiologica dentale sono sempre più presenti sul territorio e non sono più esclusivamente concentrati in strutture sanitarie specializzate (ospedali e centri di radiologia), con ampi benefici in termini di tempo e di costi [1].

Le diagnostiche dentali si dividono in due categorie principali: indagini radiografiche endorali, ed indagini radiografiche extraorali.

Le indagini **endorali**, chiamate così perché il rivelatore è posto all'interno del cavo orale del paziente, utilizzano tecnologie non particolarmente complesse; necessitano generalmente di un tubo endorale (emettitore di raggi-X montato su un braccio meccanico posizionabile) che a seconda del tipo di proiezione e delle strutture che devono rappresentare sono classificate in:

- Periapicali
- Coronali o bite-wing
- Occlusali.

Le indagini **extraorali**, utilizzano apparecchi nei quali l'emettitore di raggi-x e il rilevatore (pellicola o sensore digitale) sono posizionati al di fuori della bocca e da lati opposti rispetto al paziente. Sono tecniche più invasive, che sfruttano tecnologie più avanzate e che necessitano l'impiego di apparecchi di maggior potenza e complessità; esse sono classificate in :

- Ortopantomografia (OPT), più nota come Panoramica (PAN)
- Teleradiografia, per analisi cefalometrica (CEPH)
- Tomografia Computerizzata (CT), in particolare la Cone Beam Computer Tomography (CBCT)

Come è accaduto in tutti i campi tecnologici, anche la diagnostica dentale ha subito una vera e propria rivoluzione con l'introduzione del digitale. Per quasi ottant'anni le immagini radiografiche erano quasi esclusivamente eseguite con l'utilizzo di pellicole al bromuro d'argento, mentre ora la quasi totalità dei sensori fornisce l'immagine direttamente in formato digitale [8]. Questa evoluzione ha permesso di spostare buona parte dello sviluppo tecnologico nel post-processing, e quindi in tutte quelle rielaborazioni digitali a valle dell'acquisizione immagine vera e propria. I vantaggi di acquisire immagini digitali sono molteplici, a partire dalla facilità di organizzazione, archiviazione e recupero dati, fino alla possibilità di modificare l'immagine più e più volte a seconda delle necessità.

Quest'ultimo aspetto è diventato sempre più importante per quanto riguarda il miglioramento del prodotto finale che si offre al cliente; i filtri e le rielaborazioni digitali, infatti, possono valorizzare in maniera molto decisa il contenuto informativo di una certa immagine e di conseguenza possono influire sul giudizio clinico di un determinato esame. A tal proposito in campo dentale, sia le aziende, che gruppi di ricerca universitari, sviluppano filtri ad hoc per questo tipo di esami, coprendoli il più delle volte con brevetti.

La **Cefla Dentale**, azienda con la quale ho collaborato durante il lavoro di tesi, è un'azienda leader nel settore dentale, con una pluridecennale esperienza nel campo dei riuniti odontoiatrici, e che negli ultimi anni è entrata di prepotenza nel mondo della diagnostica radiologica dentale, fornendo ai clienti una vasta gamma di strumenti ad alto livello tecnologico.

La Cefla Dentale produce e vende tutte le tipologie diagnostiche sopraelencate, all'interno della nuova divisione MYRAY. Gli apparecchi diagnostici sviluppati dall'azienda sfruttano tecnologie di ultima generazione, che si fondono assieme per garantire un'indagine clinica di alta qualità ed al tempo stesso la massima tutela per la salute del paziente, fornendo un compromesso rischi-benefici accettabile.

La Cefla Dentale, per i suoi macchinari MYRAY, fornisce il software rayMage, che gestisce completamente 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.

Il software rayMage si avvale di una libreria di filtri sviluppata in collaborazione col gruppo di ricerca del Politecnico di Milano facente riferimento all'ing. Mirko Lucchese, che oltre ai classici filtri di rielaborazione immagine che possono trovarsi anche in un qualsiasi software open - source (es. GIMP, ImageJ, ...) affiancano la presenza di filtri digitali sviluppati ad hoc per il miglioramento delle immagini panoramiche.

Per quanto riguarda l'esame di teleradiografia, invece, il software non presenta filtri specifici, e ad oggi vengono utilizzati quasi totalmente filtri digitali semplici (gamma, contrasto, stretching,...); questo aspetto penalizza la qualità dell'immagine diagnostica fornita dall'apparecchio perché si rischia di perdere parte dell'informazione che si possiede e di non valorizzare determinati aspetti di alto valore diagnostico.

La mia collaborazione con la Cefla Dentale, all'interno del progetto MYRAY, è dunque incentrata sullo sviluppo e sull'implementazione di filtri digitali specifici per l'esame teleradiografico, con lo scopo di massimizzare l'informazione in uscita, per fornire al cliente (odontoiatra o radiologo) un'immagine ad alto contenuto informativo che gli permetta di eseguire una diagnosi, o di seguire una terapia con il massimo dell'informazione clinica possibile.

I filtri che ho progettato sono nati con l'idea di migliorare alcuni aspetti dell'esame teleradiografico (descritto ampiamente nel capitolo 1); aspetti che l'azienda ha reputato inferiori alla concorrenza e/o che potessero migliorare il prodotto sul mercato. Il mio lavoro agisce perciò a livello software del processo di formazione dell'immagine. L'ideazione dei filtri è subordinata alla conoscenza dell'esame di teleradiografia ed alla sua valenza clinica, in quanto solo in questo modo è stato possibile intervenire in maniera mirata per apportare un effettivo miglioramento.

L'ideazione e lo sviluppo dei filtri è stata eseguita in ambiente Matlab, a cui è seguita una fase di "traduzione" del codice in linguaggio C++ e l'aggiunta di tali filtri alla libreria del software rayMage, software che gestisce le immagini provenienti dall'apparecchio diagnostico Hyperion della Cefla Dentale, dedicato all'esecuzione delle teleradiografie.

Sono stati infine presentati i risultati dell'utilizzo dei filtri sviluppati, in termini di qualità d'immagine, comparati con i filtri attualmente utilizzati sugli apparecchi MYRAY, e con altre proposte di miglioramento ancora in fase di valutazione da parte dell'azienda.

# 1 Background

In questo capitolo verranno presentati diversi argomenti propedeutici al lavoro di tesi svolto, che forniranno il background necessario aiutando il lettore ad una quanto più completa comprensione dell'elaborato.

Come primo aspetto, è importante conoscere le criticità biologiche legate all'utilizzo di tecniche radiologiche; ciò permetterà di utilizzarle con coscienza, valutando attentamente il rapporto rischi-benefici.

Seguirà poi la descrizione della teleradiografia dentale, contestualizzandola in seguito al caso specifico dell'apparecchio in commercio Hyperion-X7 della Cefla Dentale, e collegandola anche all'analisi cefalometrica, attività clinica di fondamentale importanza che viene svolta sull'immagine teleradiografica.

Verrà infine descritto lo stato dell'arte della cefalometria, sottolineandone i punti di forza e le criticità da affrontare.

## 1.1 Radiobiologia

Come in tutte le diagnostiche radiologiche, anche nella radiologia dentale, il principio base di funzionamento e di formazione dell'immagine è legato all'uso di radiazioni elettromagnetiche ionizzanti, ed in particolare di raggi-X.

Ho ritenuto pertanto utile riportare per linee generali, alcune valutazioni riguardo ai rischi biologici connessi all'uso di queste tecniche e alle regolamentazioni inerenti. La piena conoscenza dei rischi da parte sia degli operatori che dei produttori, può garantire, infatti, un uso appropriato di questi strumenti diagnostici.

Gli esami radiologici dentali, sono molto spesso eseguiti su pazienti giovani, a partire dai 4-5 anni fino alla piena adolescenza; questi esami sono estremamente utili per aiutare il clinico (generalmente l'ortodontista) a scegliere se e come intraprendere un trattamento di lunga durata e di invasività non trascurabile (es. i classici apparecchi ortodontici). Dall'altro lato però, si mettono sul piatto della bilancia i fattori di rischio biologico che inevitabilmente caratterizzano gli esami di questo tipo. L'utilizzo delle tecniche radiologiche deve quindi essere conseguenza di una saggia valutazione di tutti i rischi e i benefici da parte del medico o del radiologo.

I raggi-X sono onde elettromagnetiche ad alta energia con lunghezze d'onda comprese tra 0.1 e 10 nm; l'elevata energia e l'alta frequenza sono aspetti fondamentali per l'obiettivo clinico, in quanto permettono di indagare in modo preciso sulle strutture interne del paziente, ma portano con sé svariati aspetti di tutela, protezione e valutazione del rischio per quanto riguarda i pazienti stessi e gli operatori clinici addetti.

A causa dell'elevata energia, infatti, i raggi-X hanno la capacità di ionizzare le molecole biologiche, provocando la formazione di radicali liberi, molecole molto reattive (che in piccola parte sono già presenti in ogni organismo), che hanno la capacità di rompere i legami quaternari di proteine e acidi nucleici [1]. Come conseguenza di questo fenomeno viene compromessa la capacità di replicazione del DNA (che tuttavia ha la capacità di autoripararsi), e ciò può portare a mutazioni cellulari e, in certi casi, alla formazione di cellule tumorali [2]. Questo aspetto è perciò molto delicato, e vari Enti Nazionali ed Internazionali hanno redatto normative mirate alla regolamentazione dell'utilizzo di queste tecniche. Le pubblicazioni a cui si fa riferimento in questo paragrafo appartengono alle seguenti organizzazioni:

- Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations : (BEIR) [3]
- International Commission on Radiological Protection (ICRP) [4]
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) [5]
- European Commission [6]

Le normative di utilizzo si fondano sul presupposto che gli effetti dannosi sin qui descritti non abbiano un valore soglia di radiazione al di sotto della quale non si manifestino; per questo si parla di effetti probabilistici o statistici, dove la dimensione del rischio è proporzionale alla dose di radiazione ricevuta.

Per comprendere meglio i valori delle dosi delle varie apparecchiature diagnostiche descritte e i vari vincoli normativi, riporto le grandezze di misura del Sistema Internazionale di misura (SI) [1]:

**Dose Assorbita in un mezzo:** energia media assorbita per unità di massa del mezzo attraversato

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \left[ \frac{\text{J}}{\text{Kg}} \right], \text{ Gray [Gr]} \quad \text{Con } m = \text{massa del mezzo ed } E = \text{energia}$$

**Dose equivalente ( $H_T$ ) nel tessuto T:** è data dal prodotto della dose media assorbita nel tessuto T per il fattore di peso della radiazione  $w_R$ .

$$H_T = D_T * w_R \quad [\text{Sv}], \text{ Sievert}$$

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):** somma sul corpo intero della dose equivalente  $H_T$  di ciascun organo corretta per la rispettiva radiosensibilità  $w_T$ .

$$E = \sum H_T * w_T \quad [\text{Sv}], \text{ Sievert}$$

La radiosensibilità relativa dei vari tessuti/organi è legata all'attività mitotica e metabolica delle cellule perché la fase maggiormente colpita dalle radiazioni è la replicazione cellulare e la sintesi proteica[10]; di conseguenza sono più sensibili le cellule con più intenso ciclo riproduttivo. A partire da queste considerazioni e usufruendo di tutti i dati disponibili, l'ICRP ha pubblicato i valori dei fattori di ponderazione (o radiosensibilità relativa) per i vari organi e tessuti :

- 0,20 gonadi;
- 0,12 midollo osseo/colon/stomaco/polmone;
- 0,05 vescica/ mammella/ tiroide;

- 0,01 pelle;
- 0,05 organi rimanenti (cervello, reni,...)

Dalle considerazioni fin qui esposte risulta chiara la necessità di una regolamentazione sia in ambiente lavorativo, che sanitario, e una attenta valutazione del rapporto rischio-beneficio di quest'ultimo.

La normativa vigente (D.Lgs 230/95 e s.m.i.) istituisce tre principi di radioprotezione.

- Giustificazione :ogni pratica radiologica deve essere preventivamente giustificata ;
- Rispetto dei limiti di dose (fissati per la popolazione e per i lavoratori)
- Ottimizzazione: ogni esposizione deve essere mantenuta tanto più bassa quanto ragionevolmente possibile.

La stessa normativa sancisce inoltre i limiti di esposizione della popolazione e i limiti di dose dei lavoratori.

Limiti di dose per la popolazione:

- $1 \frac{mSv}{anno}$  dose efficace;
- $15 \frac{mSv}{anno}$  per la dose equivalente al cristallino;
- $50 \frac{mSv}{anno}$  per la dose equivalente alla pelle ed estremità.

Limiti di dose per i lavoratori:

- $20 \frac{mSv}{anno}$  dose efficace;
- $500 \frac{mSv}{anno}$  per la dose equivalente al cristallino;
- $500 \frac{mSv}{anno}$  per la dose equivalente alla pelle ed estremità.

Tuttavia, bisogna aggiungere che indipendentemente dalle dosi radioattive mediche-professionali ,esiste la cosiddetta “dose totale da fondo naturale”, e cioè una dose di fondo dovuta sostanzialmente a due fenomeni naturali e che interessa indifferentemente tutta la popolazione. Questa dose si aggira attorno ai 2,4 mSv/anno ed è generata dai raggi cosmici che giungono sulla superficie terrestre (circa 1 mSv/anno) e dalla radiazione interna naturale legata alla presenza di Radon (gas radioattivo inodore) [7].

Nelle tabelle 1 e 2 sono riportate le dosi efficaci relative alle varie tipologie di esame radiologico.

Procedura diagnostica	Dose efficace (mSv)	Equivalente a numero di radiografie toraciche
Torace	0.02	1
Colonna lombare	1.3	65
Colonna dorsale	0.7	35
Anca	0.3	15
Bacino	0.7	35
Cranio	0.07	3,5
Addome	1.0	50
Esofago baritato	1.5	75
Transito baritato	3	150
Prime vie dig.ti	3	150
Clisma opaco	7	350
Urografia	2.5	125

**Tabella 1-1. Dosi efficaci relative ad alcune indagini con radiazioni ionizzanti [11]**

Tecnica radiografica	Dose efficace (uSv)
Intraorali	Da 1 a 8.3
Occlusali mascellare anteriore	8
Panoramiche	Da 3.8 a 30
Laterali del cranio	Da 2 a 3
Tomografia (singola slice)	Da 1 a 190
Scan mandibola	Da 365 a 1200
Scan mascella	Da 100 a 3330

**Tabella 1-2. Dosi efficaci per tecniche radiografiche odontoiatriche [12]**

Dagli aspetti appena presentati è evidente come la diagnostica radiologica porti con sé un'attenta valutazione tra rischi e benefici. L'utilizzo di tecniche di post-processing tra cui l'utilizzo di filtri digitali, non deve assolutamente compromettere la buona riuscita dell'esame, ma anzi, è auspicabile che tali tecniche aumentino l'informazione disponibile per il clinico evidenziando gli aspetti dell'immagine di particolare interesse. È fondamentale evitare la ripetizione dell'esame o addirittura indurre il clinico ad eseguire esami ancora più invasivi (es. TAC).

I filtri presentati in questo elaborato nascono proprio con questo intento.

## 1.2 Esame teleradiografico

L'esame teleradiografico è un particolare esame di radiologia che ha come obiettivo la visualizzazione della proiezione del cranio del paziente lungo una determinata direzione; la grande distanza tra emettitore e paziente (da qui il suffisso "tele") permette di avere ingrandimenti prospettici ridotti, ed in alcuni casi trascurabili. In ambito dentale, questa particolare tipo di radiografia è largamente usata per la sua capacità di poter ottenere proiezioni 1:1 e di mantenere le giuste proporzioni delle strutture rappresentate.

Le proiezioni craniche utilizzate ad oggi in radiologia dentale sono le seguenti:

- **Proiezione latero-laterale:** il fascio di raggi è orizzontale ,incide su un lato del cranio all'altezza dell'orecchio ed è perpendicolare al rilevatore posto sul lato opposto del cranio.
- **Proiezione antero-posteriore:** il fascio di raggi incide sul naso del paziente lungo la direzione naso-occipite con una incidenza leggermente obliqua sul sensore.
- **Proiezione submento-vertice:** il fascio incide verticalmente sul giugulo a testa iperestesa, con il sensore appoggiato sul bregma.

Queste tre proiezioni consentono perciò la valutazione del cranio nelle tre dimensioni dello spazio.

Sebbene queste proiezioni forniscano informazioni complementari ,la quasi totalità delle teleradiografie utilizza la proiezione latero-laterale (oltre il 95% - dati Cefla Dentale), note anche con il nome di teleradiografie cefalometriche. Questo esame è il più utilizzato in quanto precede l'analisi cefalometrica (o esame cefalometrico), con la quale l'ortodontista effettua opportune misurazioni del profilo ottenuto (tale analisi sarà descritto in modo più approfondito in seguito) e operando le scelte cliniche conseguenti.

Affinché sia possibile eseguire l'analisi cefalometrica, la proiezione deve rispettare alcuni presupposti tecnici:

- Ingrandimento trascurabile e costante.
- Proiezione ripetibile nei tre assi dello spazio.
- Proiezione ripetibile a distanza di tempo.
- Visibilità di determinate strutture ossee e dei tessuti molli del profilo del viso.

Gli apparecchi radiologici realizzano queste condizioni nel modo seguente.

L'ingrandimento dell'immagine viene ridotto grazie all'esecuzione della radiografia con distanza emettitore-rilevatore elevata (da 1.5 fino anche a 2 metri). La precisione proiettiva e la sua ripetibilità sono assicurate dall'impiego di un "cefalostato", struttura di sostegno radiotrasparente, solidale con l'apparecchio, che assicura l'immobilizzazione e l'orientamento spaziale del cranio. Infine, la visibilità dei tessuti molli del profilo del viso è resa possibile da un'opportuna modulazione dell'intensità del fascio dei raggi.[1]

Cefla Dentale sviluppa e produce l'apparecchio dedicato all'esecuzione di teleradiografie, che è generalmente unito ad un'ulteriore struttura che permette anche l'esecuzione dell'esame Panoramico (OPT). Il nome commerciale dell'apparecchio è Hyperion-X7.

### **1.3 Analisi cefalometrica.**

L'analisi cefalometrica o cefalometria (CEPH), è un'analisi insostituibile in ambito ortodontico e ha come obiettivo l'individuazione e la valutazione di valori geometrici, misurazioni angolari e lineari, rilevati su una teleradiografia latero-laterale del cranio del paziente. A seguito di questa valutazione, l'ortodontista può decidere se e come iniziare un trattamento ortodontico volto ad aiutare l'armonizzazione estetica e funzionale del sistema dento-maxillo-facciale del paziente; la ripetibilità dell'esame permette confronti precisi tra la condizione iniziale del tracciato del paziente e gli sviluppi futuri, dovuti all'età ed al trattamento.

Spesso in ambito tecnico e odontoiatrico, l'acronimo CEPH si riferisce anche all'immagine teleradiografica vera e propria, sottintendendo l'analisi cefalometrica da eseguire.

Come già detto, la cefalometria è un'analisi che la maggior parte degli ortodontisti esegue sulle teleradiografie latero-laterali del paziente. Questa analisi consiste nell'individuazione sull'immagine di diversi punti anatomici, chiamati punti cefalometrici. Una volta individuati questi punti, vengono tracciate linee, assi, piani e contorni cefalometrici ottenuti collegando tra loro opportune coppie di punti e seguendo opportuni profili (vedi Figura 1-1). Il metodo di collegamento non è unico ed universale in quanto ci sono più scuole di pensiero. I metodi più diffusi sono il metodo Ricketts, il Gianni, l' STD e il Cervera [9]. Da questo tracciato si estraggono determinati valori di lunghezza e di angoli, che descrivono importanti aspetti dello sviluppo e della funzionalità maxillo-facciale del paziente.

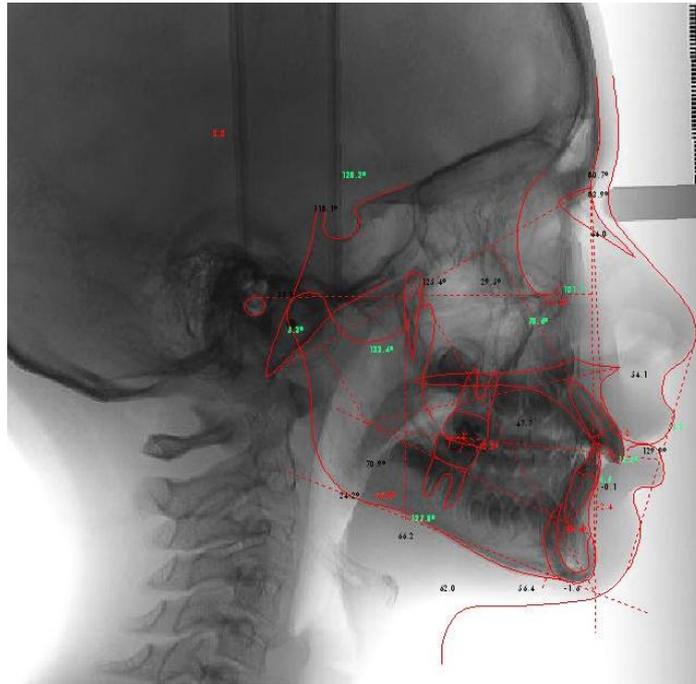


Figura 1-1. Esempio di tracciato cefalometrico su immagine teleradiografica.

Al giorno d'oggi questa analisi è in parte automatizzata; il clinico importa l'immagine su software dedicati, e individua manualmente a schermo l'insieme dei punti cefalometrici. Il software collega in modo automatico o semi-automatico i punti opportuni e riporta in tabella gli indici che il clinico reputa di interesse (Tabella 1-3. Esempio di tabella di dati cefalometrici.).

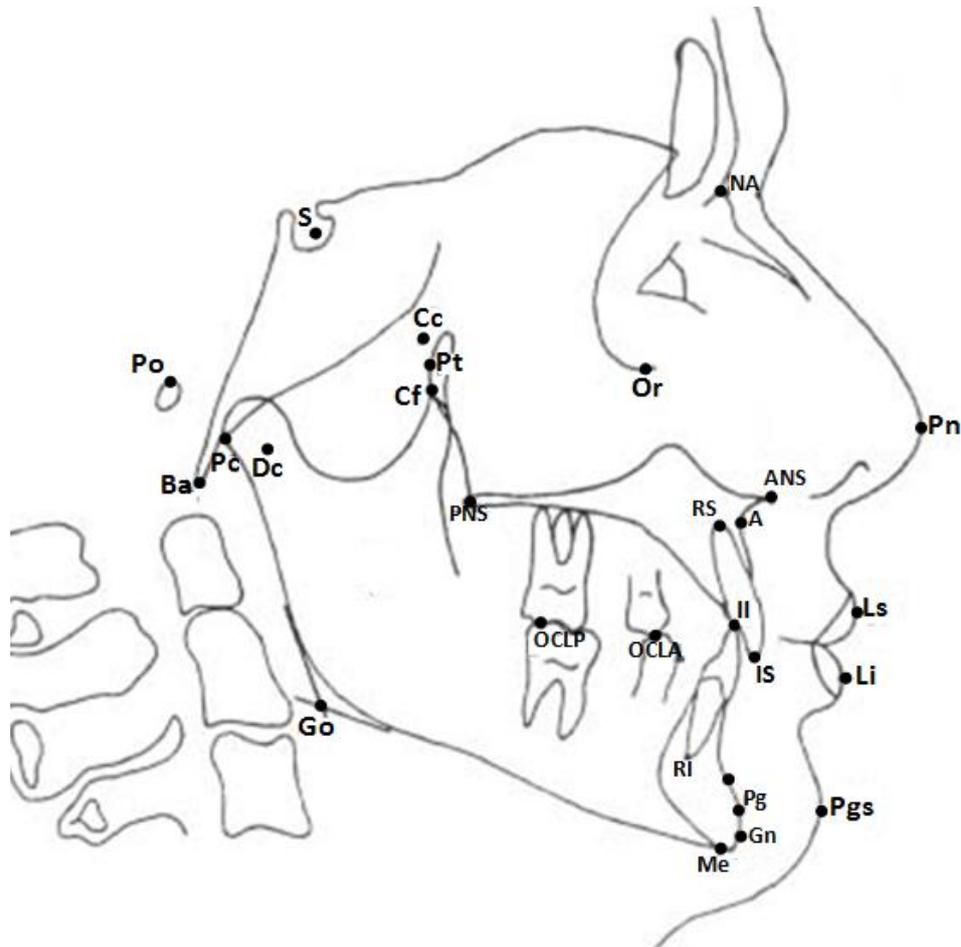
Dati cefalometrici								
Grandezza	Mis.	Commento	Scarto	dev.%	Val.Norm	Sup	Inf	
M'm	24'	Normale	-4'	-67%	28'	+6	-6	
1sup*M	65'	Inc.sup. esoinclinato	-5'	--	70'	+0	-0	
1inf*M	71'	Inc.inf. Endoinclinato	11'	--	60'	+0	-0	
OVJ	2	1a classe incisiva	0	10%	2mm	+2	-2	
OVJs	-2,84	3a classe schel.	-5,34	-356%	2,5	+1,5	-1,5	
OVB	-1	Morso aperto	-3	-125%	2mm	+2	-2	
Dvs	14	Normale	2	37%	12mm	+6	-6	
1APg	-2	Retrusione inc.inf	-3	-140%	1mm	+2	-2	
1POI	4	Morso profondo	4	400%	0mm	+1	-1	
Angolo della sella	114'	Tendenza alla classe II	-9'	-180%	123'	+5	-5	
Angolo Articolare	148'	Normale	5'	83%	143'	+6	-6	
Angolo goniaco totale	130'	Normale	0'	0%	130'	+7	-7	
Angolo Goniaco Superiore	50'	Crescita di tipo B	-3'	-300%	53'	+2	-1	
Angolo goniaco inferiore	79'	Tendenza al morso aperto; crescita	7'	233%	72'	+3	-2	
Å Sella + Å Articolare + Å Go Totale	392'	Normale	-4'	-67%	396'	+6	-6	
Base cranica anteriore	63		-16	-533%	79mm	+3	-3	
Base cranica posteriore	28	Crescita di tipo A o B	-8	-263%	36mm	+3	-3	
Altezza del ramo mandibolare	49	Normale	-3	-64%	52mm	+5	-5	
Lunghezza del corpo mandibolare	68	Tendenza alla classe II	-12	-232%	79,8mm	+5	-5	
Altezza facciale anteriore	110	Normale	-2	-29%	112,5mm	+7,5	-7,5	
Altezza facciale posteriore	74	Normale	-3	-45%	77,5mm	+7,5	-7,5	

Tabella 1-3. Esempio di tabella di dati cefalometrici.

Grazie a questa automatizzazione, il lavoro dell'ortodontista è notevolmente più veloce, pratico e preciso rispetto alle tecniche totalmente manuali.

Al fine di migliorare la comprensione di questo elaborato, presento i punti cefalometrici principali [9]:

- Porion (Po): punto più alto del margine superiore del condotto uditivo esterno.
- Sella turcica (S): punto situato al centro della sella turcica.
- Punto basion (Ba): punto più posteriore ed inferiore dell'osso occipitale sul bordo anteriore del forame occipitale.
- Punto pterigoideo (Pt): punto più posteriore della parete posteriore della fessura pterigo-mascellare.
- Punto orbitale (Or): punto più basso del pavimento dell'orbita.
- Punto nasion (Na): punto più anteriore della sutura naso-frontale.
- Spina nasale anteriore (ANS): punto più anteriore del mascellare superiore a livello del palato.
- Spina nasale posteriore (PNS): punto più posteriore sul palato osseo.
- Punto A: punto più posteriore della concavità anteriore dell'osso mascellare.
- Punto pogonion (Pg): punto più anteriore della convessità della sinfisi mandibolare.
- Punto menton (Me): punto più basso del bordo inferiore della sinfisi.
- Punto incisale superiore (IS): punto localizzato in corrispondenza dell'estremità coronaria dell'incisivo superiore.
- Punto incisale inferiore (II): punto localizzato all'estremità coronaria dell'incisivo inferiore.
- Punto radicolare superiore (RS): punto localizzato all'estremità radicolare dell'incisivo superiore.
- Punto radicolare inferiore (RI): corrisponde all'estremità radicolare dell'incisivo inferiore.
- Punto pronasale (Pn): punto più anteriore della convessità della punta del naso.
- Pogonion cutaneo (Pgs): punto più anteriore della convessità del mento.
- Punto gnathion (Gn): punto di incontro del margine antero-inferiore della mandibola con la bisettrice dell'angolo formato dalla retta Na-Pg e dalla retta passante per Mn e tangente al bordo inferiore del ramo mandibolare.



**Figura 1-2. Punti cefalometrici individuati su un tracciato standard.**

Si nota chiaramente che la collocazione dei punti cefalometrici è estremamente varia e distribuita all'interno dell'immagine. Punti come il Pn e il Pgs si trovano sul profilo dei tessuti molli, mentre punti come il Porion e il Basion si trovano appena sotto la tempia e quindi in una zona totalmente costituita da tessuti duri. In altre zone ancora, come quella degli incisivi, si devono invece individuare punti su tessuti molto mineralizzati adiacenti a tessuti molli. Da queste osservazioni risulta evidente come sia necessario un opportuno compromesso tra la scelta di mantenere i tessuti molli nell'immagine e allo stesso tempo contrastare opportunamente i tessuti duri.

Le rielaborazioni digitali che sono applicate alle immagini CEPH, devono perciò tener conto della necessità dell'ortodontista di poter visualizzare ottimamente tutti i punti cefalometrici al fine di eseguire un'analisi accurata. E' inoltre fondamentale poter visualizzare il profilo dei tessuti molli del paziente, almeno nel tratto compreso tra Nasion e Menton, sia per individuare i diversi punti di riferimento e sia per poter monitorare eventuali cambiamenti estetici del profilo del paziente causati dalla normale crescita e dal trattamento ortodontico eseguito.

## 1.4 Hyperion-X7

La Cefla Dentale sviluppa e produce l'apparecchio dedicato all'esecuzione di teleradiografie: il suo nome commerciale è Hyperion-X7.

L'Hyperion (vedi figura 3) è costituito da una struttura a colonna sulla quale scorre verticalmente un blocco unico costituito 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; tale movimento è inoltre sincronizzato con lo scorrimento del sensore presente sul braccio teleradiografico.

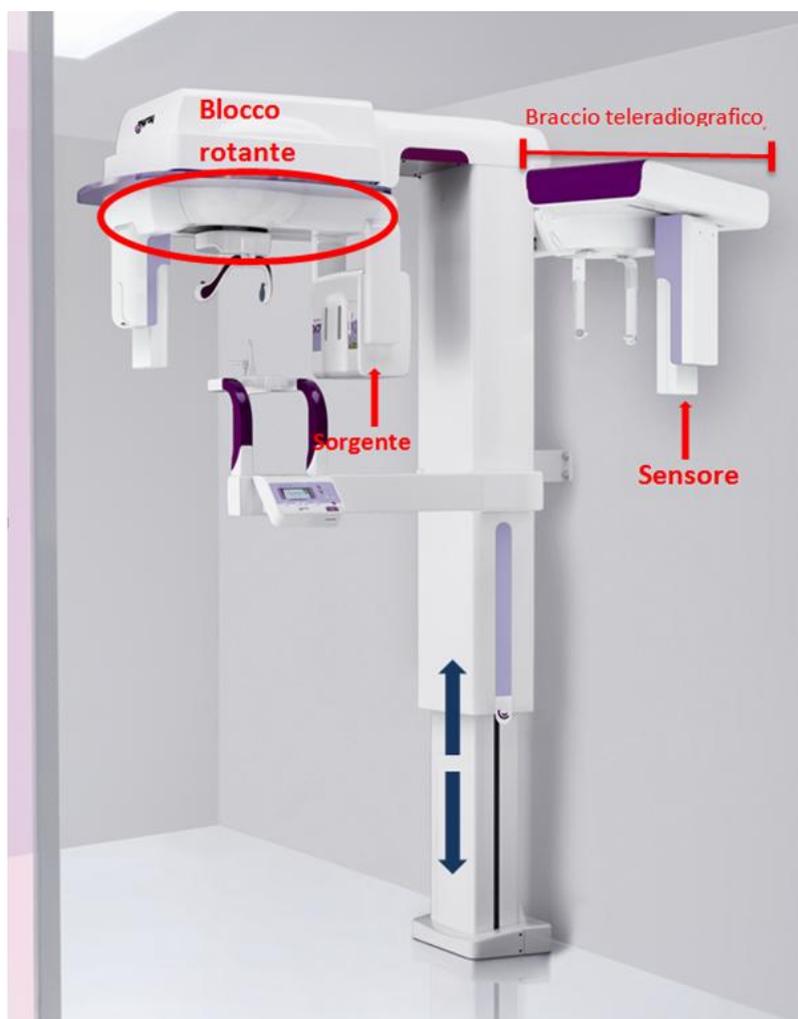


Figura 1-3. Hyperion-X7

La sorgente è ad anodo fisso, immerso in olio, per la dissipazione del calore. A causa dell'anodo fisso, non è possibile eseguire esami con valori a piacere di durata, tensione e corrente; la sorgente è vincolata ad emissioni più brevi di 14 sec, tensioni non superiori agli 85 kV e correnti massime di 10 mA, al fine di evitare il surriscaldamento incontrollato dell'anodo stesso.

Lo svolgimento dell'esame segue i seguenti passi.

Il dentista, il radiologo o il clinico incaricato, posiziona il paziente in prossimità del sensore, sfruttando il cefalostato; il cefalostato è una struttura di plastica radiotrasparente solidale al braccio teleradiografico, costituita da due sostegni alle cui estremità si trovano due auricolari. Il paziente (Figura 1-4) posiziona il proprio cranio tra i sostegni, i quali vengono avvicinati fintanto che gli auricolari non entrino nelle orecchie. Questo sistema garantisce la giusta posizione del cranio del paziente rispetto alla sorgente e al sensore, e permette una buona ripetibilità dell'esame nel tempo, condizione necessaria per le valutazioni successive del profilo del paziente.



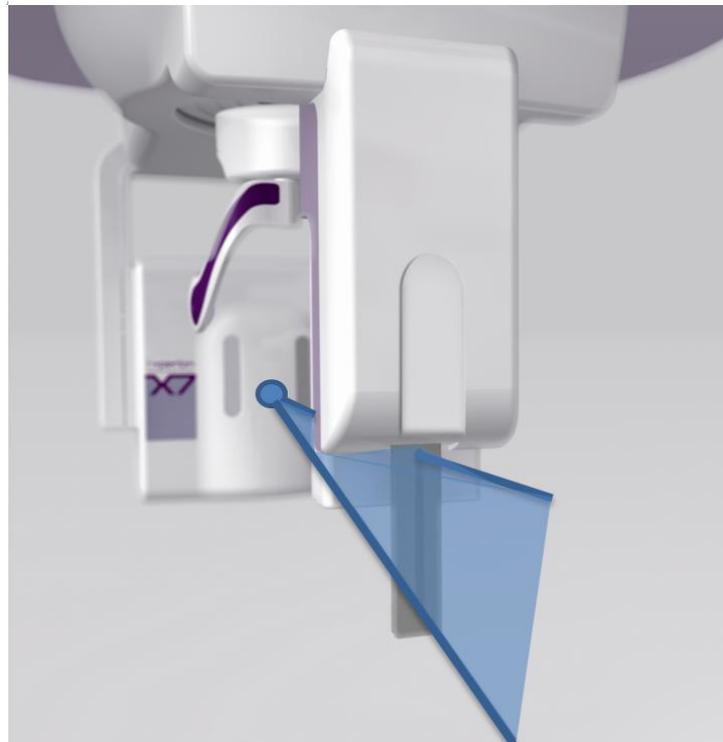
**Figura 1-4. Paziente posizionato per l'esame teleradiografico.**

Una volta posizionato il paziente, viene appoggiato una terza bacchetta radiotrasparente sul Nasion, punto più anteriore della sutura naso-frontale; la posizione del Nasion viene rilevata da un potenziometro che modificherà di conseguenza l'inizio della rampa di emissione.

I parametri tecnici di emissione, e quindi la tensione e la corrente utilizzati dalla sorgente per generare i raggi-X, sono determinati automaticamente dal macchinario sfruttando i valori di altezza della colonna e la distanza tra gli auricolari del cefalostato.

Posizionato in questo modo il paziente, ha inizio l'emissione di raggi-X.

L' Hyperion-X7 utilizza un fascio di raggi effettivo stretto a ventaglio, che inizia l'emissione pochi centimetri prima del Nasion e termina dopo il cefalostato (la larghezza totale dell' immagine è decisa a priori dal clinico); per mantenere i raggi il più possibile allineati, è necessaria la presenza del collimatore secondario (Figura 1-5).



**Figura 1-5. Sorgente e collimatore secondario in azione.**

Avviene quindi una vera e propria scansione del profilo del paziente. Per questo motivo, viene utilizzato un sensore CCD a linee, che dovrà scorrere in sincronia con il movimento della sorgente e del collimatore secondario per garantire che in ogni istante i raggi-X giungano efficacemente sul sensore posto a lato del paziente.

La sorgente non segue un profilo costante di emissione, infatti, per ottimizzare l'esposizione sia delle strutture ossee del cranio, che dei tessuti molli della parte frontale del volto, l'emissione iniziale utilizza i parametri 60 kV e 3 mA (parametri minimi). Quando la scansione raggiunge il punto di Nasion, individuato precedentemente dal cefalostato, comincia una rampa crescente dei coefficienti di emissione, che porta i valori di tensione e corrente ai valori ottimi impostati in precedenza.

## 1.5 Acquisizione ed elaborazione dell'immagine

In questo paragrafo verrà descritto l'intero processo di rielaborazione dell'immagine, a partire dalla formazione dell'informazione sul sensore CCD fino alla visualizzazione dell'immagine sul software rayMage. Tale descrizione è necessaria per poter capire in quale step del processo si inserisce l'attività di tesi svolta.

Il  **sensore**  utilizzato dall' Hyperion è un FFT-CCD area image sensor della Hamamatsu. L'acronimo FFT (Full Frame Transfer) suggerisce la tecnologia utilizzata dal dispositivo. Il sensore infatti utilizza un trasduttore CCD (Charge Couple Device) congiuntamente a due registri di scorrimento che scansione per scansione archiviano i valori rilevati nei pixel. Questa tecnica, chiamata "tecnica slot", fa scorrere l'informazione immagazzinata ad ogni istante dal sensore e la archivia per fare posto alla scansione dell'array di pixel successivi. Cerca perciò di simulare lo scorrere della pellicola fotografica sincronizzandola con il movimento dei raggi-X incidenti.

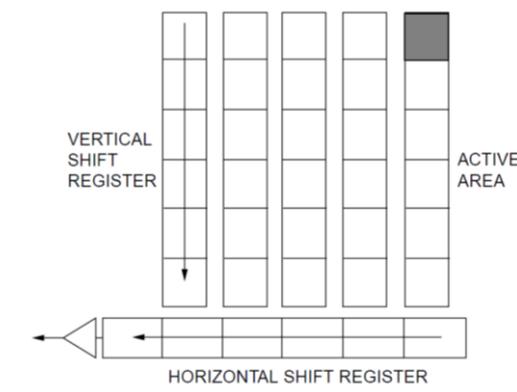


Figura 1-6. Schema di funzionamento del sensore FFT-CCD

Questa soluzione è economicamente molto vantaggiosa rispetto all' utilizzo dei flat panel (pannelli costituiti da una matrice di rilevatori digitali) ma costringe ad un esame di durata maggiore ( 8-9 secondi rispetto a 1-2), dovuta appunto al completo passaggio del fascio radiogeno lungo il profilo del paziente.

Il sensore è suddiviso in tre "tile", cioè in tre cluster di trasduttori; ogni tile, sarà caratterizzato da valori di guadagno intrinsecamente differenti, ma tali differenze di fabbricazione vengono compensate con la calibrazione del sensore.

Il segnale elettrico in uscita dal sensore, sarà, per ogni pixel, tanto più alto quanto più è alta la radiazione incidente; la radiazione incidente invece, sarà inversamente proporzionale alla radiopacità del tessuto interposto tra sorgente e rivelatore. Ciò significa che i pixel investiti da grandi quantità di radiazioni, presentano alti valori di corrente in uscita, ciò viene tradotto in un valore basso nella scala di grigi; viceversa i pixel che ricevono bassissime quantità di raggi generano bassi valori di corrente e verranno rappresentati da alti valori di grigio.

Il primo intervento che subisce il segnale (ancora prima di diventare immagine) è la moltiplicazione del segnale elettrico per un determinato valore di guadagno, impostato nelle configurazioni del macchinario, chiamato “**Digital Gain**”(DG); questo termine è generalmente impostato ad 1 o a 2. L'utilizzo del Digital Gain uguale a 2 aumenterà i valori di corrente in uscita e renderà i toni di grigio dell'immagine più scuri, aumentando chiaramente il contrasto dell'immagine. Viceversa l'utilizzo del valore Digital Gain pari a uno manterrà i toni di grigio più chiari.

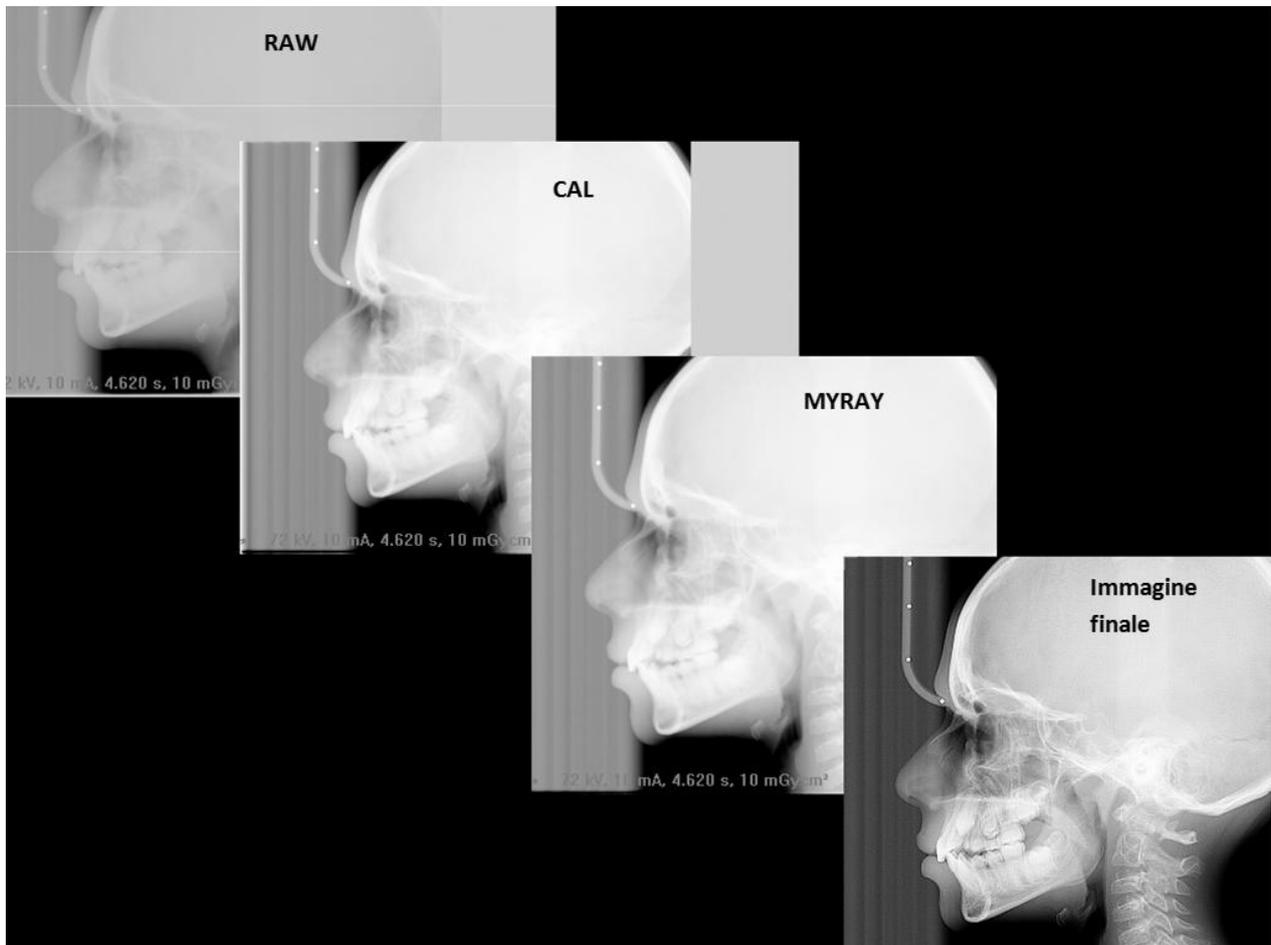
Una volta moltiplicati i valori dei pixel per il Digital Gain, si ha la formazione vera e propria dell'immagine in scala di grigi. Si forma così l'immagine denominata “**RAW**”, cioè grezza, in quanto non ha ancora subito alcun trattamento. L'immagine creata è a 16 bit, il che vuol dire che presenta 65536 toni di grigio; le dimensioni variano a seconda dell'esame e della taglia del paziente, tuttavia il formato dell'immagine per l'esame standard è 2408x2298 pixel.

All'immagine RAW, per mezzo dell' Hyperion PC Driver, viene aggiunto l'header. L'**header** è di fatto una struttura che viene aggiunta all'immagine vera e propria (per questo motivo l'estensione del file è TIFF) e che contiene tutte le informazioni utili per identificare il paziente e l'esame clinico eseguito. Le informazioni riportate sono: l'anagrafica del paziente, il dispositivo che ha eseguito l'esame, le caratteristiche tecniche dell'esame (kV, mA , punto di Nasion, larghezza cefalostato, ...) e infine viene aggiunta la lista specifica dei filtri che devono essere applicati ad ogni tipo di immagine, suddivisi in filtri embedded e filtri automatici.

L'immagine RAW è ora trasformata opportunamente sfruttando i dati di calibrazione della macchina. I guadagni dei tre tile vengono modificati per rendere uniformi i toni di grigio delle tre semi-immagini raccolte, e successivamente sono trattati i pixel difettosi del sensore. La presenza di pixel difettosi dà origine ai “blemish”, piccole imperfezioni dovute quindi al sensore stesso, che vengono corrette con opportuni algoritmi. L'immagine ottenuta è denominata “**CAL**”, cioè calibrata.

L'ultima immagine che viene creata a livello del Driver è l'immagine “**MYRAY**”. Essa si ottiene applicando all'immagine CAL, i filtri embedded presenti nell'Header. I filtri cosiddetti embedded, operano trattamenti base sull'immagine CAL, con parametri fissi e generalmente non modificabili

dall'utente. Il trattamento che viene eseguito per ogni tipologia di esame è lo Shannon Stretching, che distribuisce l'istogramma dell'immagine in modo da sfruttare tutta la scala di grigi di cui si dispone.



**Figura 1-7. Immagine che subisce i vari passaggi del processo di rielaborazione**

Questi passaggi appena descritti portano alla creazione di tre immagini formato TIFF sull'Hard disk del terminale utilizzato per controllare il dispositivo diagnostico. Queste immagini presentano tuttavia un basso contenuto informativo dal punto di vista clinico, ed è proprio a questo livello che intervengono i filtri automatici. I filtri automatici agiscono nel momento in cui l'immagine Myray è importata sul software rayMage, sia tramite semplice trascinamento dell'icona immagine, sia per il trasferimento eseguito dal software Myray Grabber. Quando l'importazione dell'immagine ha inizio, il software legge l'header dell'immagine, rintracciando l'elenco dei filtri automatici e applicandoli nell'ordine coi quali vengono letti. Il software richiama la libreria MyRayFilter.dll nel quale sono implementati i suddetti filtri, e l'immagine è infine visualizzata a schermo, dopo aver subito i trattamenti desiderati.

## 1.6 Immagine teleradiografica

Nel presente paragrafo sono illustrate le caratteristiche dell'immagine teleradiografica che si ottiene con l'apparecchio Hyperion-X7.

L'immagine rappresentata (Figura 1-8) è una tipica immagine MYRAY acquisita fissando il Digital Gain pari ad uno, ed applicando come trattamento embedded solamente uno stretching dell'immagine.

Nell'immagine proposta sono mostrate le strutture caratteristiche dell'esame di teleradiografia dentale eseguita con un apparecchio Hyperion-X7.

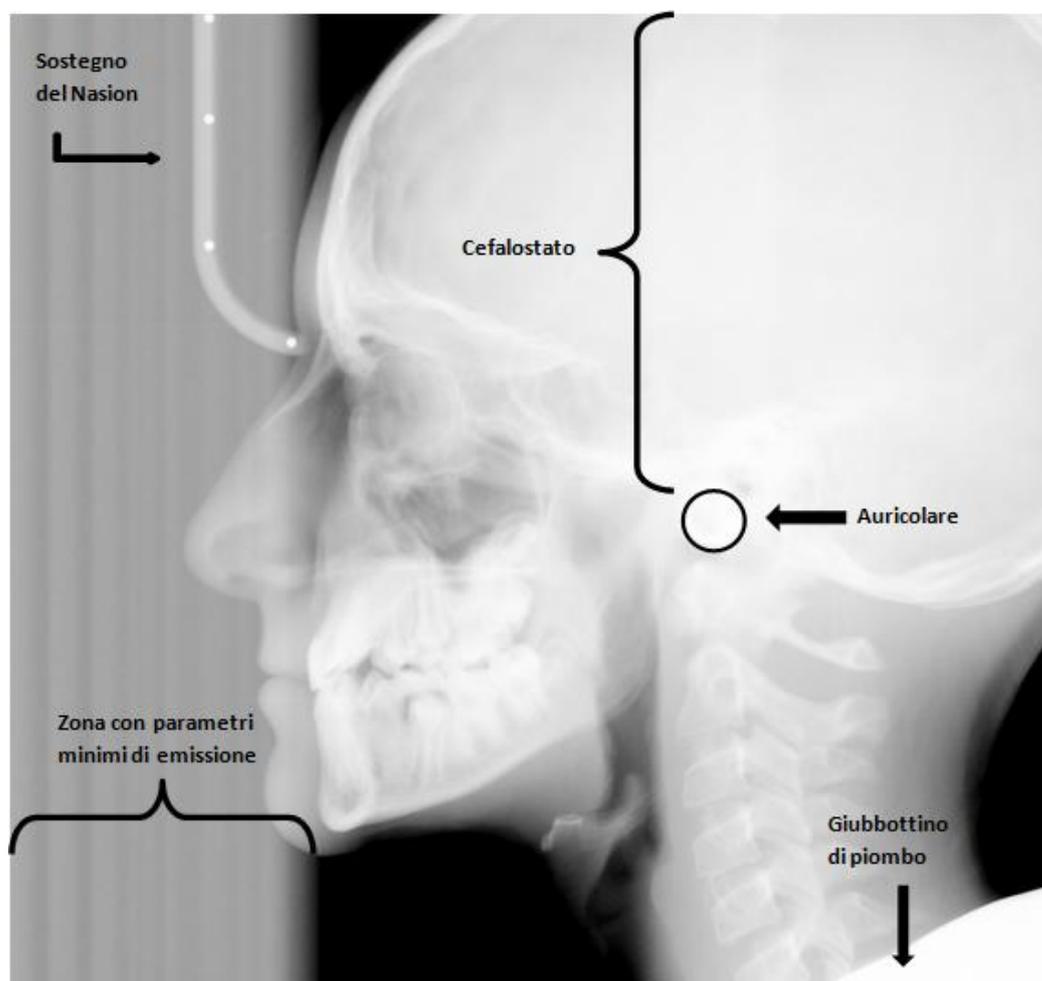


Figura 1-8. Teleradiografia latero-laterale eseguita con Hyperion-X7

Nella parte alta dell'immagine si identifica il sostegno di plastica radiotrasparente che va ad appoggiarsi sul punto di **Nasion** del paziente (per questo motivo il sostegno viene chiamato

semplicemente “Nasion”). Questa struttura rimovibile, presenta quattro marker radiopachi che saranno utilizzati nell’analisi cefalometrica come distanze di riferimento col quale scalare tutte le misure eseguite; tale sostegno segna inoltre la posizione di inizio della rampa di emissione, e individuando perciò la fine della zona a parametri minimi di emissione.

Tale zona è facilmente identificabile nella parte sinistra dell’immagine perché è decisamente più chiara del resto dello sfondo.

Nella parte centrale dell’immagine, invece, si individua l’auricolare radiopaco e il profilo del cefalostato; queste strutture però sono molto difficili da osservare nell’immagine non contrastata a causa dello spesso strato di tessuti duri interposti.

Infine, nella zona in basso a destra dell’immagine, può visualizzarsi un profilo completamente bianco, che nasce dalla proiezione del giubbottino di piombo che molti radiologi ed ortodontisti fanno indossare ai pazienti, soprattutto se di giovane età.

Nella maggior parte dei casi la presenza del giubbottino non compromette l’esito dell’esame in quanto non ostacola la visualizzazione di alcuna struttura di importanza clinica; tuttavia può modificare in maniera non trascurabile l’istogramma dell’immagine aumentandone decisamente i valori alti di grigio. E’ pertanto opportuno tenere in considerazione questo aspetto se si decide di sviluppare un filtro immagine basato sull’area sottesa all’istogramma e sulla distribuzione integrale dei grigi.

Di notevole interesse, è inoltre l’istogramma classico dell’immagine, che come si può osservare nella Figura 1-9 presenta dei picchi di grigio caratteristici, che rappresentano determinate strutture dell’immagine.

All’estremità sinistra dell’immagine osserviamo un picco corrispondente ai pixel saturi del sensore CCD (1). Essi ricevono una quantità talmente alta di raggi che la loro capacità di discriminare i valori viene meno. Il valore di grigio è chiaramente uguale a zero per tutti questi valori.

Segue poi una zona abbastanza estesa dove sono rappresentati pochissimi pixel che hanno valori di grigio molto bassi, e che corrispondono a quelle zone dell’immagine dove è presente un sottile strato di tessuto molle che è quasi totalmente attraversato dai raggi-X incidenti (2).

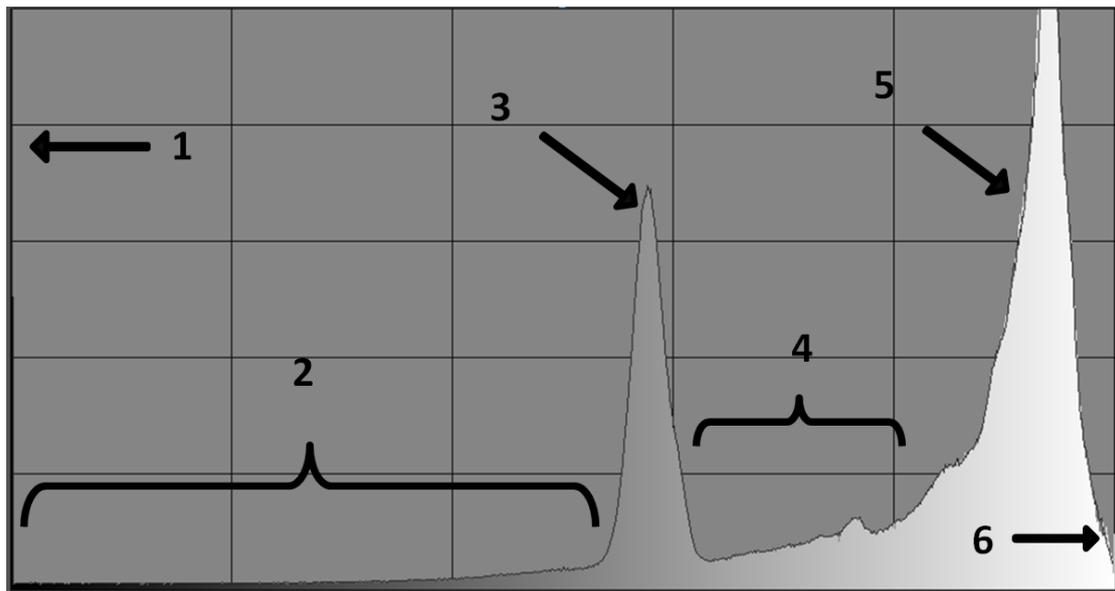


Figura 1-9. Istogramma dell'immagine CEPH ottenuta con Digital Gain 1

Verso il centro dell'istogramma si nota un secondo picco (3) che rappresenta i pixel della zona iniziale dell'immagine, quella investita da raggi emessi con parametri tecnici minimi. Essi assumono dei valori di grigio molto simili tra loro e quindi nell'istogramma appaiono come un picco isolato. In questa zona dell'istogramma sono anche rappresentati pixel appartenenti a tessuti molli sottomentonieri e nasali.

A destra del picco 3, troviamo rappresentata la parte mancante dei tessuti molli come naso, bocca, collo e le zone a bassissimo contenuto osseo (seni nasali, parte del mento e i processi vertebrali) (zona 4 della Figura 1-9).

Nella parte destra dell'istogramma si individua il picco più alto (zona 5); questa zona si riferisce a tutte le strutture ossee dell'immagine, che quindi per ovvie ragioni sono rappresentate da alti valori di grigio. La zona 5 generalmente giunge fino al valore di grigio più alto rappresentabile, dove è presente (specularmente al valore zero), uno spike rappresentativo (picco 6) dei pixel del sensore che non ricevono praticamente raggi-X.

All'immagine così acquisita, si applicano dei filtri digitali per aumentare le informazioni fruibili da essa.

## IMMAGINE CEPH CON PARAMETRI DI DEFAULT

Vengono ora illustrate le caratteristiche dell'immagine CEPH alla quale sono applicati i trattamenti digitali con i parametri che ad oggi sono impostati di default nel software in commercio rayMage.

I trattamenti attualmente impostati di default sono:

- Passaggio al Digital Gain (DG) uguale a 2
- Filtro embedded: Shannon stratching
- ShannonStratching
- Gamma 2.4
- ADF
- Unsharp

I primi quattro trattamenti agiscono sull'istogramma dell'immagine in maniera più o meno decisa, mentre gli ultimi due filtri abbassano il rumore e migliorano i contorni dell'immagine.

Nello specifico si ha l'applicazione del filtro embedded Shanno Stratching che opera uno stratching lineare dell'istogramma tra i valori rappresentanti il 5% ed il 95% dell'entropia totale dell'immagine.

Successivamente a livello software si opera un nuovo Shannon Stratching, che ricolloca i valori nella scala di grigi 0-65535. Tale trattamento risulta sostanzialmente ridondante se è operato in sequenza al filtro embedded e non apporta modifiche apprezzabili; è stato comunque introdotto per gestire immagini con impostazioni differenti o non provenienti direttamente dall'Hyperion-X7.

Come quarto trattamento il set di rielaborazione prevede l'aumento del contrasto con un filtro gamma al quale si passa il parametro 2.4; il filtro gamma opera una correzione descritta dalla seguente formula:

$$Out = White * \left(\frac{In}{White}\right)^\gamma$$

Con *White* = valore massimo di grigio nell'immagine , *In* = *valore di grigio in ingresso* , *Out* = *valore di grigio in uscita*, e  $\gamma$  = *parametro del filtro*.

Dopo l'aumento del contrasto si applica il filtro ADF, acronimo di Anisotropic Diffusion Filter, che opera un filtraggio passa-basso dell'immagine, con l'obiettivo di abbassarne il rumore, ma al contempo di preservarne i contorni.

L'ultima elaborazione prevista è l'applicazione del filtro unsharp che esalta i contorni dell'immagine amplificandone le componenti ad alta frequenza.

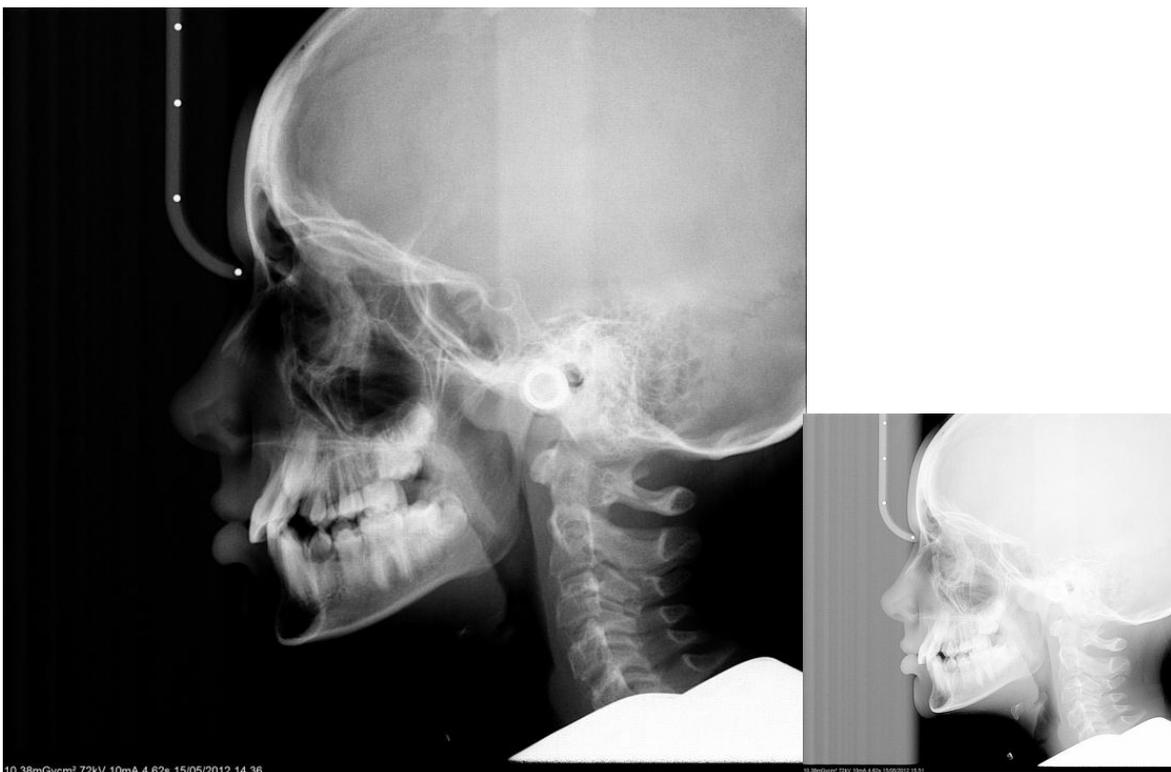
Come spiegato nel paragrafo 1.5, utilizzare il DG uguale a 2 significa raddoppiare il valore elettrico in uscita dal sensore e quindi ottenere toni di grigio più scuri. Una tipica immagine che si ottiene con queste impostazioni è la Figura 1-10.a; si evidenziano ora le caratteristiche principali di tale immagine.

Le bande laterali sono completamente sparite; ciò migliora l'estetica dell'immagine finale.

La zona dei seni e della dentatura è molto contrastata e permette un'ottima visualizzazione delle strutture di interesse clinico.

Di contro, però, i tessuti molli sono estremamente degradati (mento e sottomento scomparsi e naso non completo), e ciò rende difficoltosa o non possibile l'individuazione dei punti cefalometrici che si trovano lungo il profilo del paziente.

Inoltre la zona auricolare è ancora leggermente sottoesposta, ma non è possibile utilizzare ulteriormente un aumento del contrasto globale perchè si andrebbero ad eliminare i già esigui tessuti molli rimanenti.



**Figura 1-10.a.** Teleradiografia latero-laterale ottenuta con parametri di Default tra cui DG uguale a 2.

**Figura 1-10.b.** Stessa Teleradiografia non rielaborata, con DG uguale a 1.

Questi aspetti trovano anche un riscontro nell'istogramma dell'immagine (Figura 1-11). Ricordando l'istogramma standard di partenza (visualizzato a fianco) si nota come gli elementi 1, 2 e 3 assumano valori di grigio bassissimi (prossimi a zero), collassando tutti e tre in un'unica zona non differenziata. Invece, le zone 4 e 5 sono distribuite lungo tutta la scala di grigio disponibile.

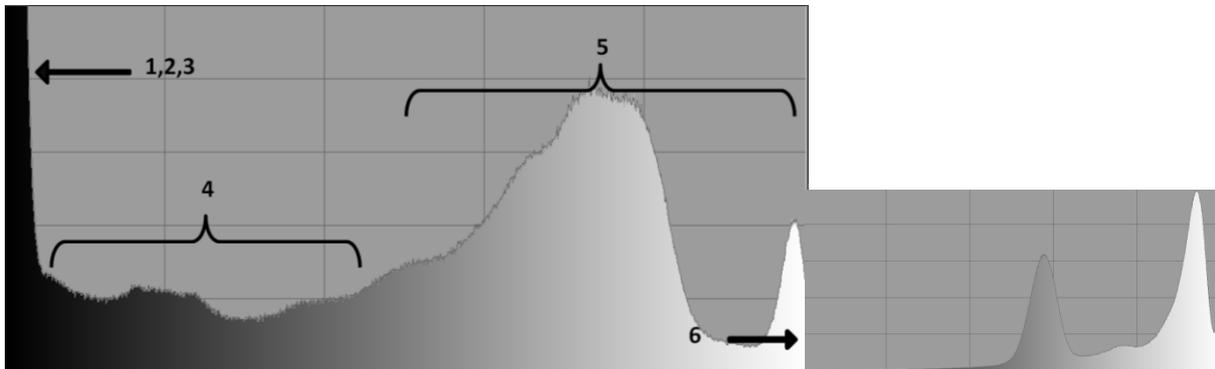


Figura 1-11. Iistogramma dell'immagine CEPH ottenuta con impostazioni di Default. A fianco: istogramma originario.

## IMMAGINE CEPH CON SET DI PARAMETRI IN FASE DI VALUTAZIONE

Oltre alla configurazione di default appena presentata, l'azienda ha proposto un secondo set di paramentri, la cui performance è in fase di valutazione nei siti applicativi del macchinario.

Questa seconda configurazione sarà descritta per fornire un ulteriore importante confronto dei filtri base attualmente adoperati, con l'azione dei filtri proposti in questo elaborato.

I trattamenti impostati per questa seconda configurazione di post-processing sono:

- Digital Gain uguale a 1
- Filtro embedded: Shannon stratching
- ShannonStratching
- Gamma 4.6
- ADF
- Unsharp

Come per le impostazioni di default, i primi quattro punti agiscono sull'istogramma dell'immagine in maniera più o meno decisa, mentre gli ultimi due filtri abbassano il rumore e migliorano i contorni dell'immagine.

La scelta è stata quella di passare ad un DG uguale ad 1 per perdere meno informazioni sui tessuti molli, ma si è quindi reso necessario aumentare il coefficiente della Gamma per contrastare maggiormente l'immagine, valutando questo effetto meno "distruttivo" rispetto ai trattamenti di default.

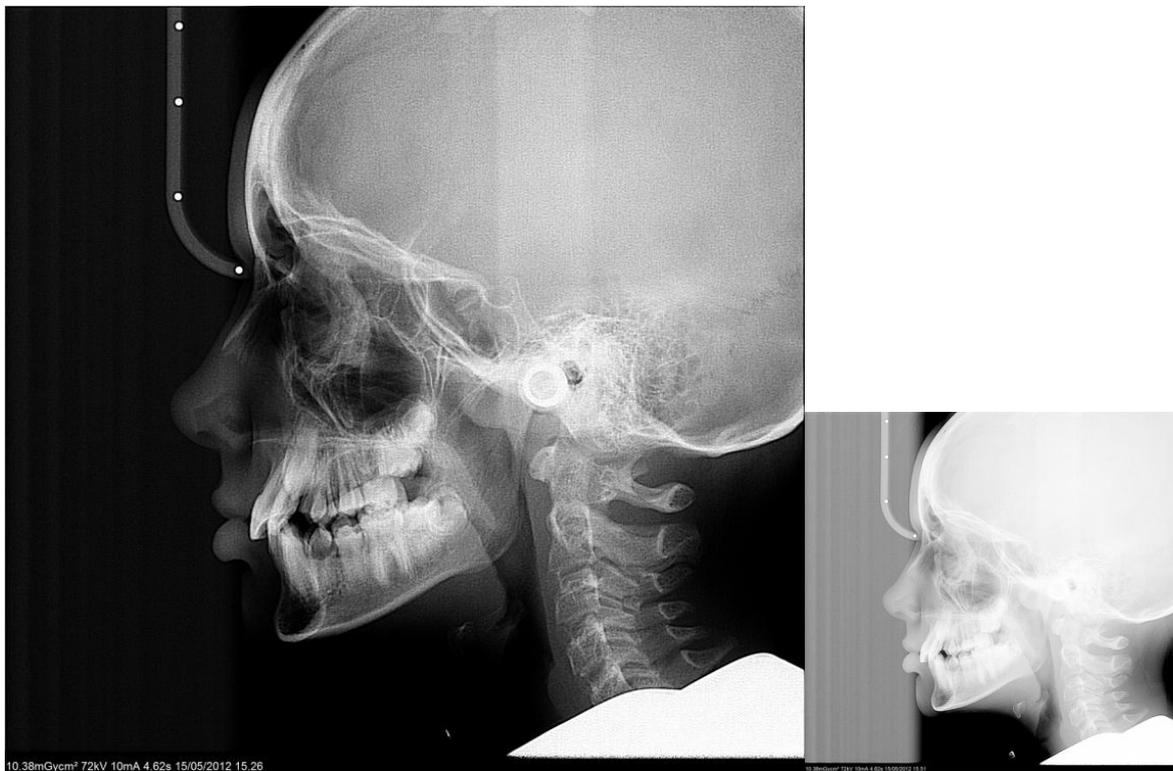
In Figura 1-12 è mostrata l'immagine ottenuta applicando i suddetti filtri, alla quale è affiancata l'immagine di partenza.

Si può notare che la zona dei seni e della dentatura sono molto contrastate.

Le bande laterali non sono eliminate completamente; rimane, infatti, un alone grigio dall'antiestetico andamento a "bande".

I tessuti molli, invece, sono poco visibili. I valori di grigio della zona del mento, del sotto-mento e del naso sono spostati drasticamente a valori bassissimi o addirittura a zero.

La zona auricolare è contrastata, ma per alcune radiografie, tale contrasto risulta insufficiente.



**Figura 1-12.** Immagine CEPH ottenuta con il set di parametri in fase di valutazione, tra cui DG 1. A fianco: immagine di partenza.

Tali osservazioni hanno un riscontro sull'istogramma dell'immagine (Figura 1-13): si nota, infatti, che la zona 2 dell'istogramma è praticamente scomparsa, distribuendosi anche nella zona 1 (pixel

con valore a zero) e portando inevitabilmente ad una perdita di informazione. Le zone 4 e 5 sono invece molto distribuite lungo la scala di grigi.

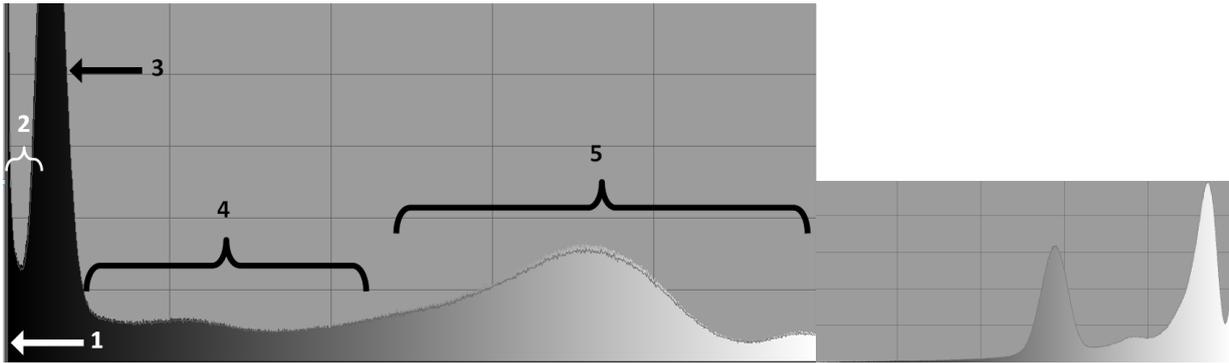


Figura 1-13. Istogramma dell'immagine CEPH ottenuta col set di parametri in fase di valutazione. A fianco: istogramma iniziale.

## PROBLEMATICHE DA RISOLVERE

Come è emerso dai paragrafi precedenti, le immagini CEPH visualizzate a schermo presentano diversi aspetti critici, che l'azienda si è prefissata di risolvere.

Gli interventi da eseguire sono perciò:

- Aumentare il contrasto dell'immagine preservando i tessuti molli.
- Aumentare il contrasto locale nella zona del Porion.
- Eliminare le bande laterali che si manifestano per DG pari a 1.

La scelta degli interventi nasce dall'integrazione di valutazioni provenienti dal post-vendita dell'azienda e dall'ufficio tecnico MYRAY.

## 1.7 Filtri digitali per teleradiografie dentali

In commercio sono diffusi numerosi filtri digitali per radiologia dentale, ognuno con il suo particolare algoritmo ed ognuno sviluppato per specifiche condizioni di utilizzo. Generalmente, tali filtri sono sviluppati e realizzati in collaborazione con università, centri di ricerca o anche all'interno dell'azienda stessa.

Chiaramente, lo sviluppo dei filtri segue le richieste del mercato; in ambito dentale ci sono altissime richieste di panoramiche ed esami TAC, mentre l'esame di teleradiografia, è indubbiamente meno utilizzato (da dati Cefla risulta un rapporto 5:1 tra esami panoramici ed esami teleradiografici). Questa asimmetria ha fatto sì che si sviluppassero numerosi filtri ad hoc per panoramiche [19], mentre per la maggior parte degli esami di teleradiografia vengono utilizzate sostanzialmente elaborazioni generiche come l'equalizzazione, il contrasto, lo stretching e i filtri di unsharp [11].

Sebbene ne esistano pochissimi, in questo paragrafo è presentato un algoritmo nato esclusivamente per migliorare immagini CEPH. Il filtro è stato sviluppato da un gruppo di ricerca del Politecnico di Milano, che lo ha brevettato e successivamente commercializzato.

### STF – SOFT TISSUE FILTERING [20]

Il Soft-tissue filtering ha come obiettivo quello di visualizzare chiaramente sia i tessuti molli che i tessuti duri delle immagini CEPH, in un ampio range di esposizioni, e per realizzare ciò individua tre differenti zone dell'immagine (sfondo, tessuti molli, tessuti duri) ed agisce sul contrasto con coefficienti diversi a seconda della zona trattata.

L'algoritmo si divide in diverse fasi.

Come primo passo, si eliminano i bordi dell'immagine per essere sicuri che tutti i pixel siano correttamente esposti alle radiazioni; dei pixel rimasti se ne considera l'istogramma  $H_{1F}(x)$ , che una volta filtrato in media mobile e normalizzato si denota con  $H_{1FN}(\cdot)$

Successivamente, si cerca di determinare il valore di soglia  $Th_{Bone}$  che separi i tessuti duri (pixel più chiari) dai tessuti molli e dallo sfondo (pixel più scuri) utilizzando i modelli composti (mixture models). I modelli composti permettono di stimare la densità di probabilità di distribuzioni multimodali (come ad esempio l'istogramma CEPH).

La distribuzione composta utilizzata per modellare l'istogramma CEPH è costituita da due distribuzioni Gaussiane e una lognormale invertita (che descrive bene l'asimmetria del picco 5).

La formulazione della lognormale invertita è :

$$p(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma \cdot (N_{GL} - x)} \cdot \exp \left\{ -\frac{[\ln(N_{GL} - x) - \mu]^2}{2\sigma^2} \right\} \quad (1.1)$$

Mentre le due distribuzioni Gaussiane sono descritte da:

$$p(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \cdot \exp \left( -\frac{(x - \mu)^2}{2\sigma^2} \right) \quad (1.2)$$

Sapendo che la densità di probabilità dei modelli composti si esprime con:

$$p(x) = \sum_{j=1}^M p(x|j) \cdot P(j) \quad (1.3)$$

Allora il modello così creato sarà completamente definito una volta determinati i parametri  $\mu_j$  e  $\sigma_j$  e i tre parametri di mixing  $P(j)$ .

La determinazione dei parametri avviene massimizzando la funzione di verosimiglianza o, più semplicemente, minimizzando il logaritmo negato della distribuzione (1.4); tale calcolo, computazionalmente oneroso, è eseguito evidentemente con algoritmi iterativi.

$$E = -\ln L = -\sum_{n=1}^N \ln p(x^n) = -\sum_{n=1}^N \ln \{p(x^n|j)P(j)\} \quad (1.4)$$

Una volta che i parametri del modello convergono, si associa la prima componente Gaussiana allo sfondo, la seconda ai tessuti molli, e la componente lognormale invertita descrive, invece, i tessuti duri. Da questo modello, si determina il valore di soglia tra i tessuti duri e i tessuti molli,  $Th_{Bone}$ , minimizzando la funzione 1.5:

$$\int_0^{Th_{Bone}} p(x|3)P(3)dx + \int_{Th_{Bone}}^{N_{GL}} p(x|2)P(2)dx \quad (1.5)$$

che rappresenta la probabilità di assegnare il tono di grigio alla distribuzione sbagliata.

L'algoritmo, a questo punto, applica una correzione gamma (1.6) ai pixel dell'immagine, utilizzando un valore di  $\gamma$  differente a seconda che il pixel appartenga ai tessuti duri o ai tessuti molli.

$$I'(i,j) = (N_{GL} - 1) \left[ \frac{I(i,j)}{N_{GL} - 1} \right]^{\frac{1}{\gamma(i,j)}} \quad (1.6)$$

Dove  $I(i,j)$  è l'immagine originale,  $I'(i,j)$  l'immagine trasformata,  $N_{GL}$  è il valore di toni di grigio dell'immagine e  $\gamma(i,j)$  è l'esponente da utilizzare per ogni singolo pixel.

L'idea è quella di usare un valore  $\gamma(i,j)$  tale che se  $I(i,j) < Th_{Bone}$  valga  $\gamma(i,j) = \gamma_{Soft\ tissue}$ , mentre se  $I(i,j) \geq Th_{Bone}$ , valga  $\gamma(i,j) = \gamma_{Bone}$ ; con queste condizioni si crea una mappa di gamma  $\gamma(i,j)$  (Figura 1-14.b) grande quanto l'immagine, dove ad ogni pixel è associato il valore di gamma da utilizzare.

Per evitare artefatti causati dalla transizione netta di esponente gamma, si filtra spazialmente la mappa dei gamma (Figura 1-15.a); infine si esegue la trasformazione 1.6.

I passi principali dell'algoritmo sono illustrati in figura.



Figura 1-14.a. Immagine CEPH originale.

Figura 1-14.b. Suddivisione dell'immagine in tessuti molli e tessuti duri.



**Figura 1-15.a** Mappa dei gamma filtrata spazialmente. **Figura 1-15.b** Immagine CEPH contrastata con l'STF

La tecnica appena presentata offre degli ottimi risultati per quanto riguarda la conservazione dell'informazione, infatti, mantiene quasi inalterata l'entropia dell'immagine rispetto all'equalizzazione, alla trasformazione gamma e al filtro unsharp, che operano elaborazioni più distruttive.

Per quanto riguarda il contrasto locale, il filtro STF ha prestazioni paragonabili al filtro gamma.

Queste ultime osservazioni evidenziano le potenzialità del filtro STF, che però di contro può presentare artefatti nelle zone di transizione tra tessuti duri e molli; inoltre, da un punto di vista commerciale, a causa della presenza del brevetto per tale filtro, il suo utilizzo comporta una grossa spesa per l'azienda che lo utilizza.

La scelta di tante aziende, è quindi quella di fare a meno di un filtro così specifico, a favore dell'utilizzo di elaborazioni per così dire "classiche".

La Cefla Dentale, collaborando con l'università di Bologna ha, invece, scelto di far sviluppare dei filtri ad hoc per le sue immagini CEPH in modo da ottenere i miglioramenti necessari seguendo però una strada più economica.

Nel paragrafo seguente sono illustrati per sommi capi i filtri sviluppati.

## 1.8 Proposta dei filtri digitali

Per ognuna delle problematiche identificate nell'immagine CEPH ed elencate nel paragrafo 1.6, viene presentato un filtro digitale specifico.

### **Aumentare contrasto e preservare i tessuti molli.**

Per risolvere questo aspetto, ho sviluppato il filtro denominato **“Gammalog”**. Tale filtro consiste nella creazione di una LUT che si proponga come alternativa alla semplice gamma, da utilizzare per configurazione DG pari ad uno.

La LUT proposta è creata interpolando due curve: una curva logaritmica con una curva esponenziale; l'idea è quella di ottenere un effetto di contrasto paragonabile alla gamma per i tessuti duri, mentre per i tessuti molli si ha l'azione della curva logaritmica che mantiene i valori di grigio lontani dallo zero (evitando perciò perdita di informazione).

### **Aumentare il contrasto locale della zona degli auricolari**

Si propone un filtro digitale completamente automatico, denominato **“GammaPorion”** che agisce in due fasi distinte:

- ricerca del centro degli auricolari all'interno dell'immagine.
- applicazione di un filtro gamma in una regione circolare con origine nel centro degli auricolari.

La prima fase è implementata con un algoritmo di template matching, che individua l'anello metallico degli auricolari del cefalostato e ne salva le coordinate. Nella seconda fase si applica un filtro gamma in una zona circolare di ampiezza impostabile in corrispondenza delle coordinate dell'anello individuate in precedenza. Per migliorare l'effetto visivo l'applicazione del filtro subisce una graduale transizione tra la zona contrastata ed il resto dell'immagine.

### **Eliminare le bande laterali**

Volendo impostare il coefficiente DG a uno, otteniamo le poco estetiche bande laterali. Il filtro, utile quindi per immagini che utilizzano DG pari a uno, rimuove le bande laterali grazie alla sottrazione di un fondo fittizio creato a partire da un'interazione a schermo da parte dell'utente.



## 2 Metodi-Sviluppo ed implementazione filtri

In questo capitolo sono descritti i tre filtri che migliorano gli aspetti critici delle immagini teleradiografiche acquisite dal dispositivo Hyperion-X7.

Lo sviluppo dei filtri è stato eseguito in ambiente Matlab; una volta completato lo sviluppo e l'ottimizzazione, ho tradotto il codice in linguaggio C++. Il codice prodotto è stato aggiunto alla libreria myrayFilter.dll del software rayMage, software sviluppato da MYRAY per la gestione delle immagini provenienti dai dispositivi diagnostici di loro produzione. L'ambiente utilizzato per la gestione del codice C++ è Microsoft Visual Studio 2008.

I test di performance computazionali sono stati eseguiti con un processore Intel Core2 Duo T6400 2.00 GHz.

### 2.1 Filtro Gammalog

L'immagine CEPH acquisita col parametro Digital Gain uguale ad uno, è tendenzialmente un'immagine molto chiara, con la maggior parte delle strutture d'interesse rappresentate nella parte destra dell'istogramma (vedi Figura 2-2-1.a e Figura 2-2-1.b).

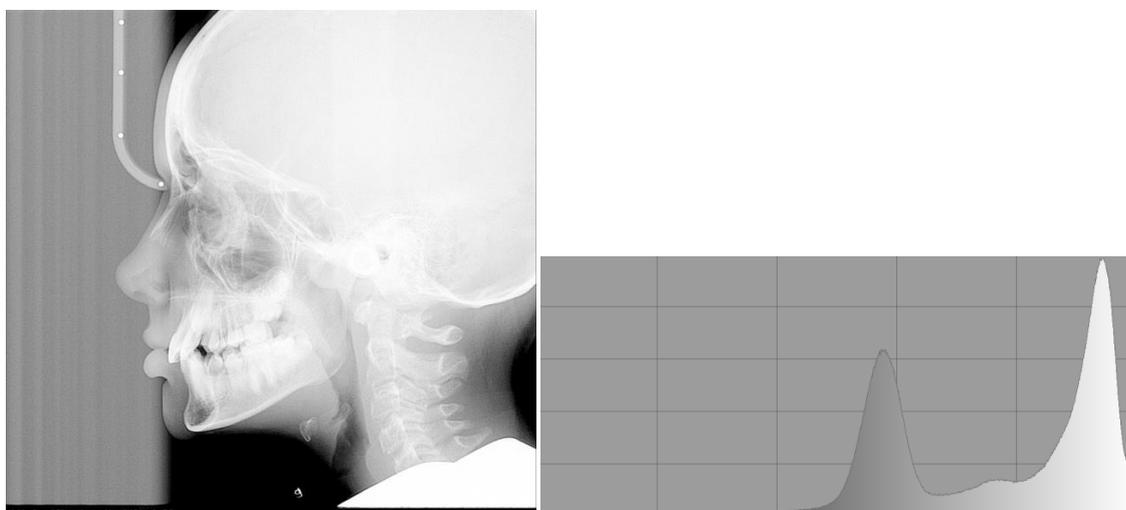


Figura 2-2-1.a. Immagine CEPH con DG uguale ad uno. Figura 2-1.b Istogramma dell'immagine CEPH con DG ad 1

E' necessario perciò agire in maniera decisa sul contrasto dell'immagine, al fine di evidenziare tutti i punti di interesse clinico. Come già descritto nel capitolo 1.6 i due post processing (quello attualmente di default e quello che utilizza parametri in fase di valutazione) si avvalgono dell'azione del filtro gamma.

Il filtro gamma opera un'azione che trasforma il valore di grigio di ogni pixel secondo la formula 2.1. Le trasformazioni così eseguite, nel campo delle immagini digitali prendono il nome di LUT (acronimo di Look-up table):

$$Out = White * \left(\frac{In}{White}\right)^\gamma \quad (2.1)$$

Dove:

*In* = valore del pixel in ingresso alla LUT

*Out* = valore del pixel in uscita dalla LUT

$\gamma$  = parametro che modula la LUT

*White* = valore massimo che un pixel può assumere. Per immagini ad  $N$  bit vale  $2^N - 1$

La LUT 2.1 agisce molto bene sui tessuti duri, contrastandoli in modo appropriato, ma avvicina irrimediabilmente a zero le zone dei tessuti molli.

Il filtro Gammalog nasce proprio con l'idea di contrastare in maniera decisa i valori alti di grigio dell'immagine, salvaguardando al contempo tutti i valori bassi dell'immagine rendendo minima la perdita di informazione.

Per fare ciò il filtro Gammalog crea una LUT interpolando due diverse curve: una curva dall'andamento  $x$  alla  $x$  che agisce sulla parte destra dell'istogramma e una curva logaritmica per i valori di grigio più bassi.

Le due curve sono così definite:

$$Out_{log} = \kappa_{log} * \ln\left(1 + \frac{In}{\gamma_{log}}\right) \quad (2.2)$$

$$Out_{esp} = White * \left(\frac{In}{White}\right)^{\gamma_{esp}} \quad (2.3)$$

Dove:

*In* = valore del pixel in ingresso alla LUT

*Out* = valore del pixel in uscita dalla LUT

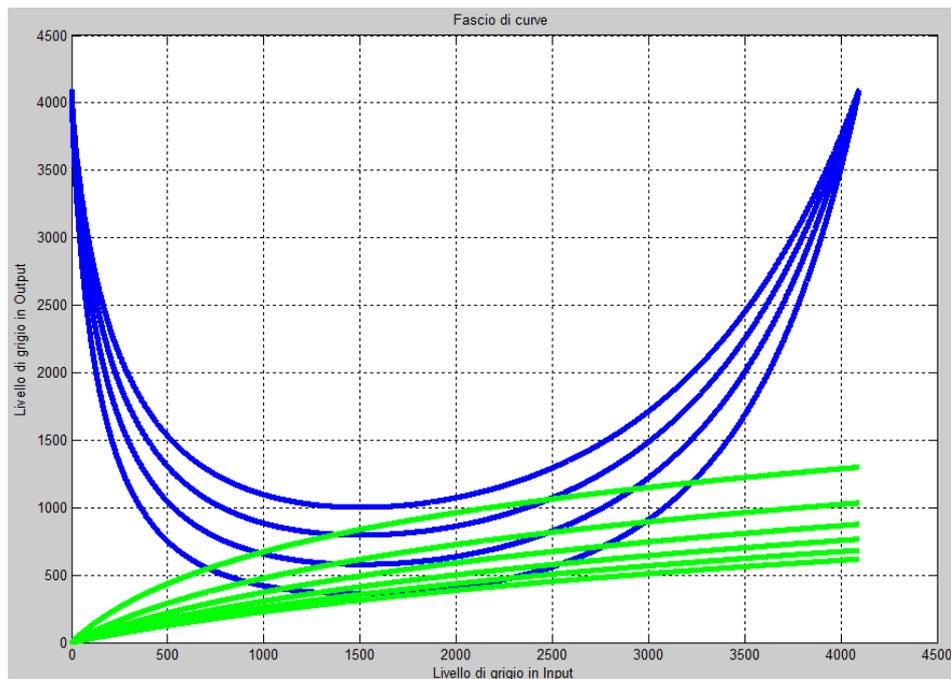
*White* = valore massimo che un pixel può assumere.

$\gamma_{log}$  = parametro che modula la curva logaritmica

$\gamma_{esp}$  = parametro che modula la curva  $x$  alla  $x$

$$K_{log} = \frac{White}{\ln\left(\frac{White}{100}\right)}$$

Le due curve sono modulate dai parametri  $\gamma_{log}$  e  $\gamma_{esp}$ , e come si vede in Figura 2-2 al variare di tali parametri si creano due fasci di curve. La LUT del filtro Gammalog nasce proprio dall'interpolazione di queste due curve. Si pone quindi il problema di eseguire un'opportuna interpolazione delle curve, che ci fornisca il punto di soglia che discrimini l'utilizzo di una o dell'altra curva.



**Figura 2-2.** Andamenti delle due curve al variare dei parametri  $\gamma_{log}$  e  $\gamma_{esp}$

Il filtro riceve in ingresso il parametro  $\gamma_{esp}$ , che tra l'infinità di curve esponenziali possibili, ne identifica una ed una sola. A questo punto ci saranno infinite curve logaritmiche che intersecano tale curva.

Per garantire una trasformazione regolare, che garantisca una non alterazione nei gradienti dei toni di grigio, è importante imporre condizioni di continuità  $C(0)$  e  $C(1)$  per le due curve. Si deve perciò individuare la curva logaritmica tangente alla curva  $x$  alla  $x$ , e prendere l'ascissa del punto di tangenza come valore di soglia.

Ciò può essere risolto imponendo l'uguaglianza delle due curve ed esplicitando  $\gamma_{log}$ ;

Impongo 
$$Out_{log} = Out_{esp} \quad (2.4)$$

Sostituendo i termini, ottengo 
$$\frac{White}{\ln\left(\frac{White}{100}\right)} * \ln\left(1 + \frac{In}{\gamma_{log}}\right) = White * \left(\frac{In}{White}\right)^{\frac{In}{\gamma_{esp}}} \quad (2.5)$$

Esplicito  $\gamma_{log}(In)$  
$$\gamma_{log}(In) = \frac{In}{\left(\left(\frac{In}{White}\right)^{\frac{In}{\gamma_{esp}}} * \ln\left(\frac{White}{100}\right)\right)^{-1}} \quad (2.6)$$

A questo punto  $\gamma_{log}(In)$  rappresenta i valori del parametro che garantiscono l'intersezione tra le due curve; il coefficiente che si sta cercando è quello che ne impone la tangenza, che sarà perciò il valore massimo della funzione (nell'intervallo 0-White). Il valore massimo di  $\gamma_{log}(In)$ , infatti, identifica la curva logaritmica più bassa che soddisfa la condizione di intersezione, e cioè impone la tangenza tra le due curve. Per tale valore ci poniamo quindi nella condizione in cui si hanno due soluzioni reali coincidenti (Figura 2-3).

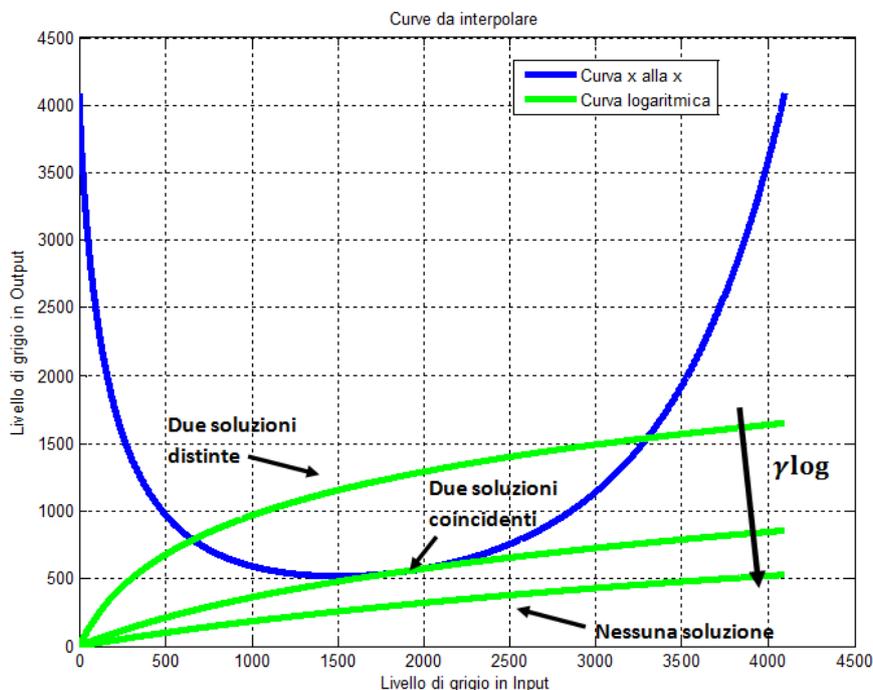


Figura 2-3. Andamento della curva logaritmica al variare di  $\gamma_{log}$ .

Si ottiene quindi

$$\gamma \log = \max(\gamma \log(In)) \quad (2.7)$$

Inoltre in corrispondenza della tangenza, individuamo il valore di soglia dell'ascissa che discriminerà l'utilizzo di una e l'altra curva.

$$In_{Th} = (In \in [0, White] \mid \gamma \log = \gamma \log(In)) \quad (2.8)$$

Concludendo, la LUT è perciò così definita:

$$Out(In) = \begin{cases} \frac{White}{\ln(\frac{White}{100})} * \ln\left(1 + \frac{In}{\gamma \log}\right) & se \ In < \ In_{Th} \\ White * \left(\frac{In}{White}\right)^{\frac{In}{\gamma \log}} & se \ In \geq \ In_{Th} \end{cases} \quad (2.9)$$

A seconda della profondità di colore dell'immagine (generalmente il software rayMage rielabora immagini a 12 e 16 bit), il valore del parametro in ingresso  $\gamma_{esp}$  viene moltiplicato per un fattore che aumenta proporzionalmente ai bit dell'immagine. Per immagini a 12 bit tale fattore vale 1, mentre per immagini a N bit con  $N > 12$ , vale  $2^{N-12}$ . Quindi nei casi di immagini a 16 bit tale fattore vale  $2^4 = 16$ . Per trattare al meglio immagini con estensione minore di 12 bit o maggiore di 16 bit (non è il caso del software rayMage) sarà necessario operare un'ulteriore modifica al codice.

In Figura 2-4 si visualizza l'andamento della LUT.

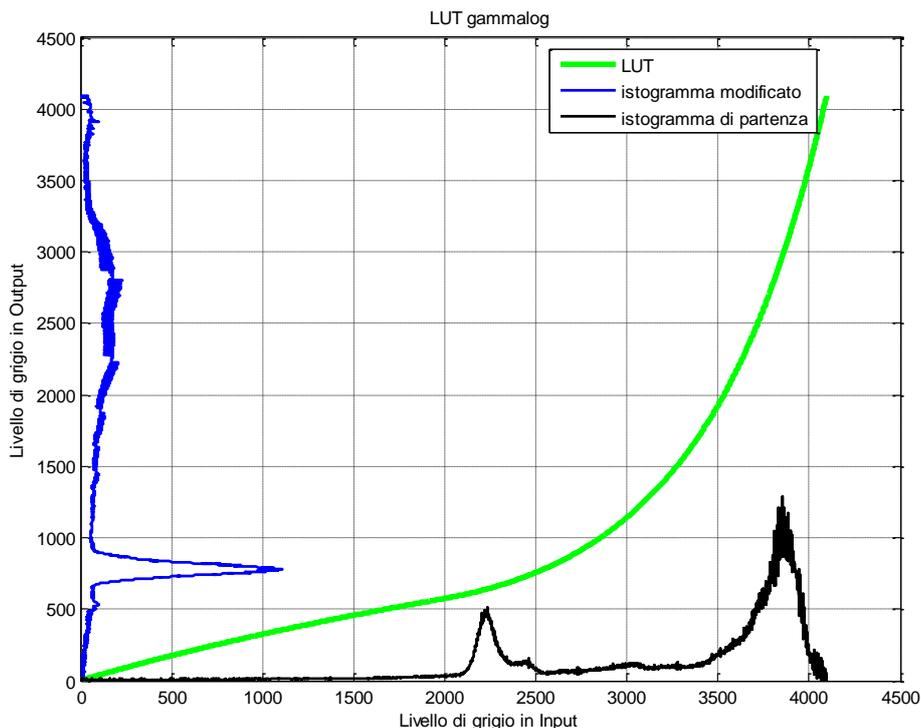


Figura 2-4. LUT Gammalog, con gli istogrammi delle immagini prima o dopo la trasformazione

## 2.2 Filtro Gammaporion

Lo sviluppo del filtro denominato “Gammaporion” risponde all’esigenza di aumentare il contrasto nella zona degli auricolari, zona che è generalmente sottospesa in quanto costituita da tessuti duri molto spessi (teca cranica e articolazione temporo-mandibolare) alle quali sono sovrapposte le strutture del dispositivo Hyperion-X7 quali cefalostato e auricolari radiopachi. Come illustrato nel capitolo 1.3, in tale zona dell’immagine si trovano due punti cefalometrici molto importanti: il Porion ed il Basion.

Il filtro sviluppato agisce in modo totalmente automatico e la sua azione può essere suddivisa in due fasi distinte. La prima fase consiste nell’individuazione automatica dell’anello radiopaco all’interno dell’immagine CEPH. Nella seconda fase, il filtro applica una trasformazione gamma ai pixel che si trovano all’interno di una zona circolare, centrata nell’anello individuato nel primo step.

Verranno descritte separatamente le due fasi dell’algoritmo.

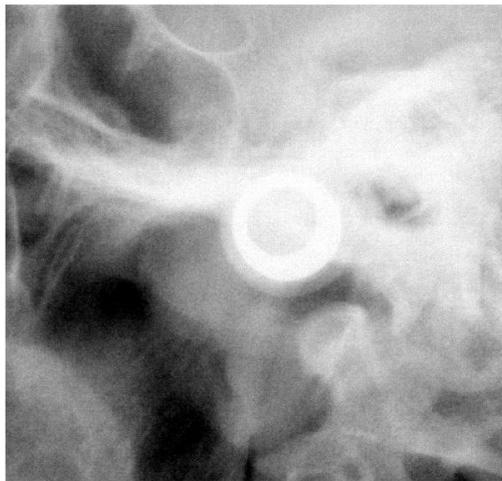
### 2.2.1 Individuazione dell’anello radiopaco

In questa fase dell’algoritmo, si individua nell’immagine CEPH l’anello radiopaco che è presente negli auricolari in dotazione all’Hyperion-X7. È stata operata questa scelta per due motivi principali:

- Gli auricolari sono posti fisicamente nel condotto uditivo del paziente, che in proiezione latero-laterale risulta essere estremamente vicino, se non addirittura sovrapposto al punto di Porion. La prossimità fisica dei punti cefalometrici di interesse e dell’anello è quindi garantita.
- La presenza degli auricolari nell’immagine CEPH è assicurata a livello firmware: se il cefalostato è orientato in una direzione errata, l’esame latero-laterale non è selezionabile dall’operatore. L’esecuzione dell’esame è perciò subordinata al corretto posizionamento paziente-auricolari. Tale aspetto non è garantito da altre strutture come il Nasion, che può essere dimenticato in posizione alzata, permettendo comunque lo svolgersi dell’esame.

Oltre a queste caratteristiche che lo rendono un elemento sempre riconoscibile e presente, l’anello radiopaco ha anche altre caratteristiche che possono essere sfruttate per la sua individuazione:

- Ha una forma a corona circolare di dimensioni pressoché costanti: la variazione prospettica che si può avere nel range di ampiezza degli auricolari (1-5 cm) è trascurabile.
- La sua forma è sempre uguale in ogni immagine CEPH eseguita dall'Hyperion-X7.
- E' costituito da materiale radiopaco (acciaio), ed è sovrapposto a strutture ossee molto spesse. Questi due aspetti garantiscono che il valore di grigio dei pixel dell'anello sia pressoché massimo (in genere saturo).
- La posizione dell'anello all'interno dell'immagine CEPH è ristretta ad un ridotto range di pixel, perché la sua posizione fisica è vincolata alla struttura; considerando le differenze di calibrazione da macchina a macchina e le differenze di dimensione dell'immagine acquisita ( disponibili 5 esami con 5 dimensioni differenti), la sua posizione è sempre identificabile all'interno di uno scout di circa 700x700 pixel.



**Figura 2-5. Particolare di un'immagine CEPH; si noti al centro l'anello radiopaco.**

Basandosi su queste considerazioni, per l'individuazione dell'anello ho deciso di utilizzare la tecnica del "template matching"; in particolare si è sfruttata la modalità di matching che utilizza la correlazione.

Questa tecnica, si basa sul matching tra l'immagine da scansionare ed una sottoimmagine (chiamata anche finestra o maschera) che rappresenta il target da individuare.

In Figura 2-6 è mostrato il meccanismo di tale tecnica: la sottoimmagine di dimensioni  $J \times K$  (denominata  $w(s, t)$ ) scorre su ogni pixel dell'immagine  $M \times N$  (che in figura è rappresentata come  $f(x, y)$ ) e ad ogni passo si valuta la correlazione tra la maschera e la porzione d'immagine corrispondente secondo la seguente formula:

$$c(x, y) = \sum_s \sum_t w(s, t) * f(x + s, y + t) \quad (2.10)$$

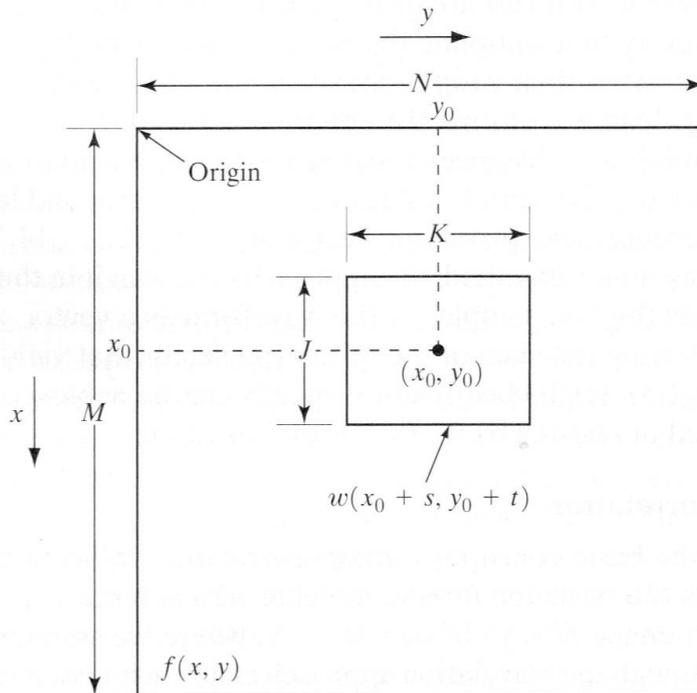


Figura 2-6. Schema di funzionamento del matching per correlazione.[11]

Otteniamo quindi la matrice  $c(x,y)$  di dimensioni  $(M-J) \times (N-K)$  nella quale ad ogni pixel corrisponde il valore della correlazione tra la maschera e l'immagine.[11]

Questa tecnica, applicata ad immagini di dimensioni elevate come le immagini CEPH (dimensione standard  $2298 \times 2426$ ) è computazionalmente molto onerosa, considerando anche che la dimensione della maschera scelta è  $140 \times 140$  pixel, che è appunto la dimensione dell'auricolare nell'immagine. Ma sfruttando tutte le informazioni elencate in precedenza, che permettono di aggiungere ulteriori vincoli alla ricerca, si giunge alla definizione di un algoritmo con un tempo di calcolo ampiamente soddisfacente ed utilizzabile in realtime.

### CREAZIONE DELLA MASCHERA DI MATCHING.

Nelle immagini CEPH prodotte dall'Hyperion-X7 l'anello radiopaco ha un diametro di circa 140 pixel e lo spessore della corona circolare di circa 25 pixel. Si è perciò creata una maschera che rappresenti l'anello in maniera stilizzata (Figura 2-7.a), dove la corona circolare è però leggermente

ristretta e circondata da una zona che non offre contributo; questa scelta permette di poter trascurare nel calcolo eventuali ingrandimenti dell'anello causati dalla prospettiva.

Come si può osservare in figura 2-7.b nelle zone al di fuori dell'anello, il valore della maschera è negativo, e ciò permette di discriminare eventuali zone totalmente saturate (es. giubbottino di piombo) che altrimenti avrebbero un valore di correlazione maggiore rispetto al target cercato. Questo settaggio di parametri (visualizzati nel dettaglio in figura 2-7.b) valorizza quindi quelle zone dell'immagine che hanno una configurazione ad anello (alti valori sulla corona circolare e valori più bassi altrove).

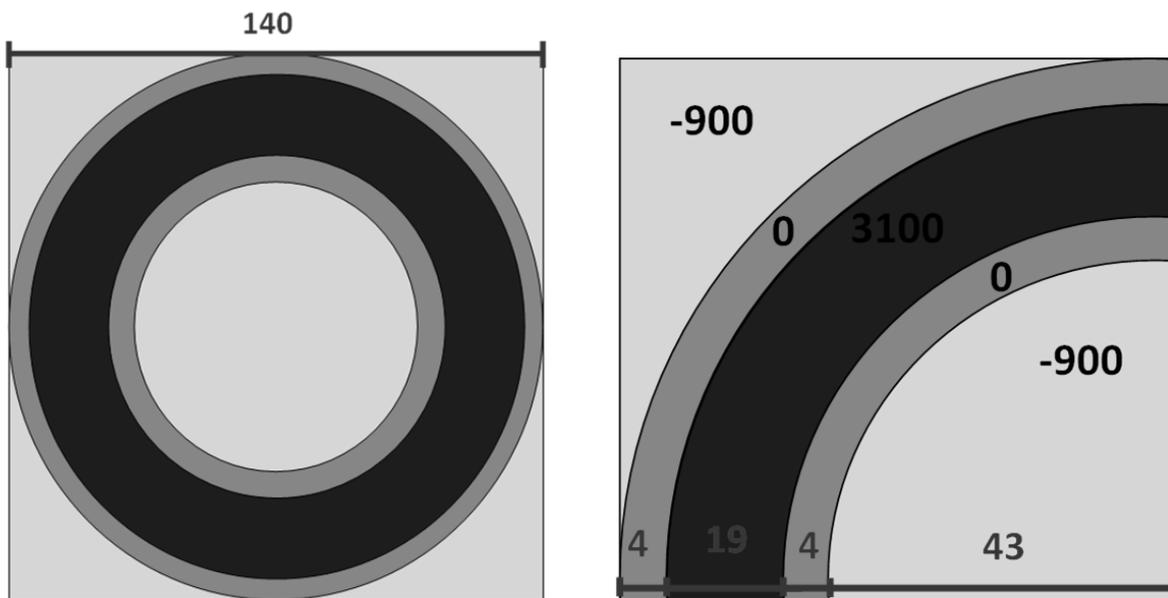


Figura 2-7.a. Maschera stilizzata utilizzata per il matching. Figura 2-7.b. Misure delle varie zone della maschera e relativi valori.

In particolare si è utilizzata una maschera che nella zona della corona circolare vale 3100, nelle due zone di transizione ha valore 0, mentre nel resto dell'immagine vale -900.

### ALGORITMO D' INDIVIDUAZIONE DELL'ANELLO.

L'algoritmo utilizzato nel filtro Gammaporion sfrutta il matching per correlazione, al quale sono aggiunti però dei particolari vincoli che ne ottimizzano l'esecuzione.

Come primo aspetto, **riduciamo la zona dell'immagine** nella quale eseguire la correlazione; gli auricolari, infatti, si trovano sempre nella zona centrale dell'immagine, e sempre a destra di un valore minimo fissato a 1300. La ricerca viene quindi ridotta, effettuandola tra il 30% e il 70%

dell'altezza dell'immagine e a destra della colonna con valore 1300; ciò riduce il numero di pixel da valutare di circa 6 volte.

Come secondo aspetto, si esegue il calcolo della correlazione solo per quei pixel che hanno un **valore di grigio particolarmente alto**; l'anello, infatti, essendo radiopaco e posizionato in prossimità di tessuti ossei spessi, è rappresentato dai valori massimi di grigio dell'immagine (quindi quasi completamente bianchi). L'algoritmo, perciò, esegue un controllo sul valore di grigio del pixel posto in posizione (+30,+30) rispetto al pixel di riferimento. La scelta del pixel posto in posizione (+30,+30) permette di effettuare il controllo su un pixel che ci si aspetti faccia parte dell'anello, e che quindi sia completamente bianco. Il calcolo della correlazione è quindi eseguito se il valore di grigio del pixel è superiore ad una certa soglia, che per default è fissata al 85% del valore massimo. Con questo secondo controllo il numero di pixel valutato è ridotto di un fattore 10-12.

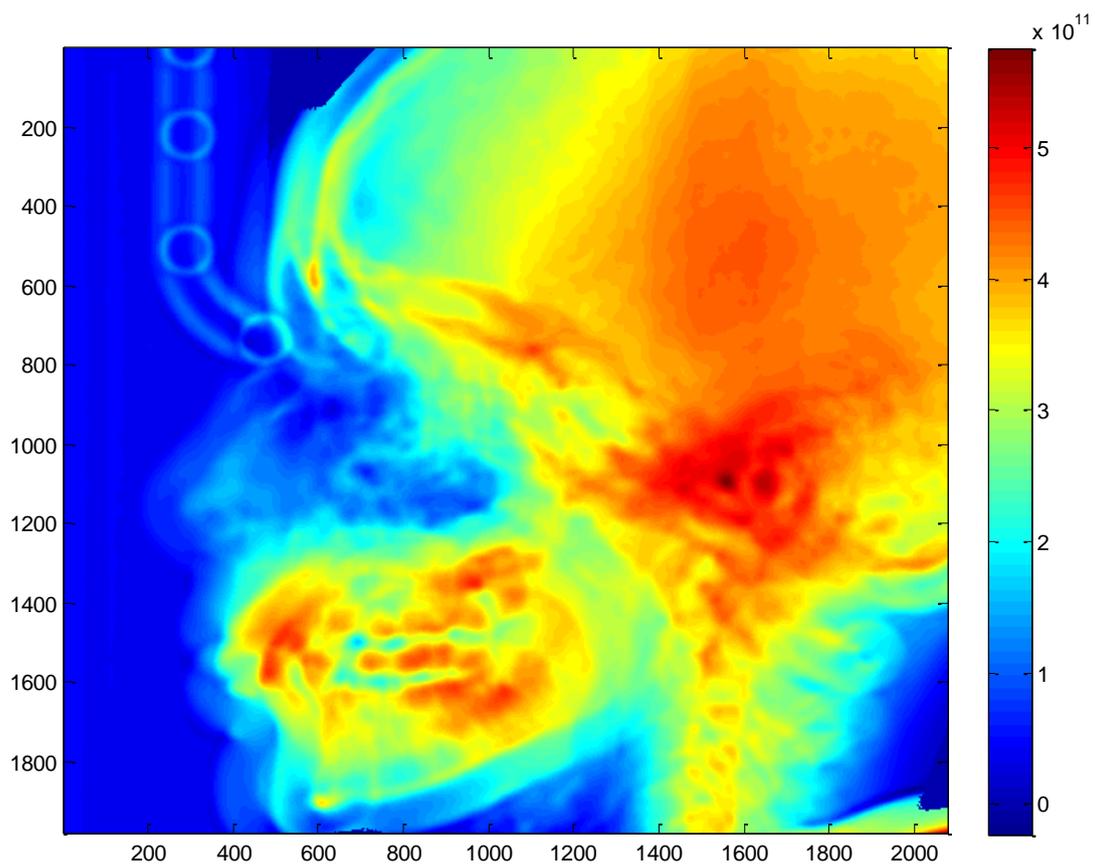
Infine, date le grandi dimensioni della maschera e dell'immagine, non si è ritenuto fondamentale effettuare il calcolo della correlazione pixel per pixel: avere una stima della posizione dell'auricolare con la precisione del singolo pixel è superfluo ( basti pensare che la trasformazione gamma successiva è applicata in una zona larga centinaia di pixel), e quindi si utilizza un **passo superiore ad uno** per la valutazione della correlazione di due step successivi. Nelle impostazioni di default, si propone un passo di 4 pixel (sia in verticale che in orizzontale); in questo modo le valutazioni da effettuare si riducono di un fattore 16.

Al termine della ricerca, si sceglie il punto dell'immagine in cui il valore di correlazione è massimo; ciò indica che per tale punto si ottiene la massima corrispondenza tra immagine e maschera.

Generalmente si individua un solo punto di massimo per quanto riguarda il calcolo della correlazione; nel caso in cui l'algoritmo dovesse individuare più pixel che presentino lo stesso identico valore, viene assunto come massimo il primo pixel individuato.

L'algoritmo salva le coordinate di tale punto assumendo che identifichino le coordinate dell'anello. Ovviamente, dato che il centro dell'auricolare è situato al centro della maschera, ed ha coordinate (70,70), e dato che il punto di riferimento è posto in posizione (1,1), allora prima di salvare le coordinate, si aggiunge un offset di +69, +69, che permette di identificare esattamente il centro dell'anello.

In Figura 2-8 è presentato il risultato in falsi colori del calcolo della correlazione eseguito su tutta l'immagine senza vincoli aggiuntivi.



**Figura 2-8. Visualizzazione in falsi colori della correlazione della maschera con l'immagine.**

## 2.2.2 Applicazione circolare del filtro gamma

Una volta individuato il centro dell'auricolare, si esegue la seconda fase del trattamento. L'idea è quella di applicare una trasformata gamma in una regione circolare centrata nel punto individuato col matching della fase uno. Se si applicasse semplicemente questa trasformazione nella zona prescelta, il risultato estetico sarebbe poco gradevole, in quanto si noterebbe l'area circolare maggiormente contrastata che termina bruscamente lasciando spazio all'immagine originale non rielaborata. Oltre al difetto estetico, una variazione brusca dei grigi presenti potrebbe anche dar luogo ad artefatti nella zona dell'immagine interessata, andando a creare potenziali problemi per l'analisi clinica seguente.

Per evitare la situazione appena descritta, l'algoritmo applica una transizione lineare tra la zona rielaborata e l'immagine originale, e tale transizione avviene nella zona compresa tra la prima circonferenza ed una seconda circonferenza più grande di raggio impostabile.

I dati in ingresso del filtro sono quindi il valore della gamma, il raggio della circonferenza più piccola (o raggio interno) ed il raggio della circonferenza più grande (o raggio esterno); i due raggi definiscono le dimensioni delle due circonferenze: la prima definisce la zona nella quale agisce completamente la trasformazione gamma, mentre la seconda definisce la zona nella quale vi è la graduale transizione tra la zona contrastata e la zona non rielaborata.

Per i pixel che subiscono la trasformazione gamma, e quindi quelli all'interno della circonferenza più piccola, si utilizza la LUT 2.1 già definita nel paragrafo precedente .

Per i pixel compresi tra le due circonferenze, si utilizza la seguente formulazione:

$$Out = Gamma(In) * \left(1 - \frac{dist-r_{int}}{r_{int}-r_{ext}}\right) + In * \left(\frac{dist-r_{int}}{r_{int}-r_{ext}}\right) \quad (2.11)$$

Con:

$r_{int}$  = raggio interno.

$r_{ext}$  = raggio esterno.

$dist$  = distanza del pixel dal centro della circonferenza.

$Gamma(In)$  = trasformazione gamma del pixel, espressa nella formula 2.1

Inoltre, definendo  $K = \frac{dist-r_{int}}{r_{int}-r_{ext}}$  possiamo esprimere la trasformazione dei pixel nella regione di transizione con una formulazione più compatta:

$$Out = Gamma(In) * (1 - K) + In * K$$

Nella zona di transizione, viene pesata l'azione della gamma in maniera proporzionale alla distanza da  $r_{int}$ , fino ad annullarla completamente in prossimità di  $r_{ext}$ .

In Figura 2-9 sono schematizzate le diverse aree su cui agisce il filtro; per ognuna di esse è visualizzata la trasformazione applicata.

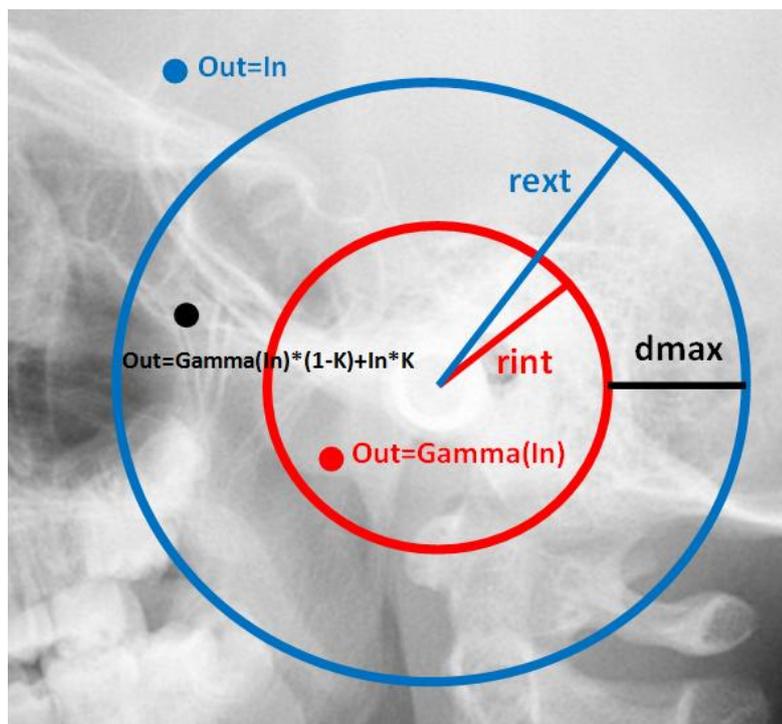


Figura 2-9. Azione del filtro Gammaporion nelle diverse zone dell'immagine.

## 2.3 Filtro Elimina-Bande

Le immagini CEPH ottenute con Digital Gain pari ad 1, presentano sul loro lato sinistro delle bande verticali, che derivano dal non perfetto inseguimento meccanico tra la sorgente di raggi-X e il rilevatore digitale. Queste bande si trovano in corrispondenza della zona dell'immagine in cui si ha emissione con parametri minimi; nonostante nei trattamenti successivi si utilizzi un filtro gamma di default, tali bande non vengono eliminate.

Con il filtro descritto in questo paragrafo, chiamato filtro "Elimina-bande" si presenta una soluzione semi-automatica che permette di eliminare dall'immagine la zona ad emissione minima presente sistematicamente nel lato sinistro.

L'idea prende spunto dal "background suppression", tecnica con la quale si compensano le cadute di luminosità tra il bordo ed il centro delle immagini fluoroscopiche e radiologiche.

Ricordando la legge di Lambert-Beer, in prima approssimazione l'intensità di ogni pixel è proporzionale a:

$$I_{i,j} = I_{i,j}^0 e^{-\int_{\Omega} \alpha_{i,j}(x) dx} \quad \text{con } i = 1, \dots, N \text{ e } j = 1, \dots, M \quad (2.13)$$

Dove  $I^0$  è l'intensità dei raggi-X emessi,  $\alpha(x)$  è il coefficiente di assorbimento, M ed N sono le dimensioni dell'immagine e l'integrale è esteso sulla regione dei tessuti attraversati  $\Omega$ . Eventuali gradienti di  $I^0$ , originano l'effetto denominato vignetting. La compensazione di questo effetto è possibile assumendo che i parametri di ogni emissione non si modificano ad ogni acquisizione; in questo modo, acquisendo un'immagine "a vuoto" dello sfondo, otteniamo un'immagine che rappresenta l'intensità  $I^0$  in tutti i punti[12].

Il gradiente di luminosità può essere quindi compensato calcolando l'intensità  $G_{i,j}$  di ogni pixel:

$$G_{i,j} = \int_{\Omega} \alpha_{i,j}(x) dx = \ln \left( \frac{I_{i,j}^0}{I_{i,j}} \right) \quad \text{con } i = 1, \dots, N \text{ e } j = 1, \dots, M \quad (2.14)$$

L'idea è quindi quella di trattare l'immagine CEPH con la correzione sopra descritta, creando in maniera fittizia uno "sparo a vuoto" che permetterà la correzione della luminosità di ogni singolo pixel.

L'algoritmo si divide in due fasi: nella prima si crea un'immagine fittizia che rappresenti l'acquisizione a vuoto, mentre nella seconda fase si ha la correzione vera e propria. La descrizione dell'algoritmo sarà perciò divisa in due parti.

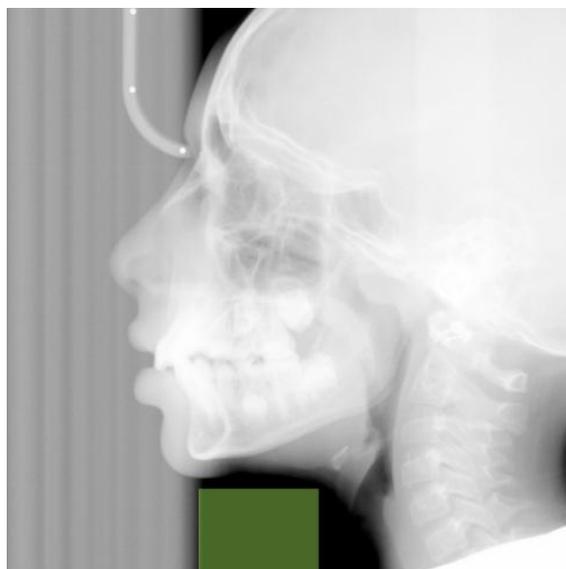
### 2.3.1 Creazione dello sfondo fittizio

Per poter applicare la correzione logaritmica all'immagine, è necessaria la presenza di una seconda immagine che rappresenti un'esposizione a vuoto del medesimo scenario. Chiaramente non è possibile chiedere al clinico di eseguire un esame a vuoto per due motivi:

- Le bande laterali presenti non si ripetono nel medesimo modo per due esami successivi
- Il clinico non può eseguire sistematicamente una radiografia a vuoto per ragioni di tempo e di esposizione.

La soluzione proposta è quindi quella di creare uno sfondo fittizio a partire da una zona dell'immagine nella quale è presente l'effetto bande che si vuole eliminare. L'immagine CEPH generalmente presenta nella zona sottomentoniera l'area ricercata, priva di strutture d'interesse e che comprenda anche il tratto di esposizione a coefficienti minimi.

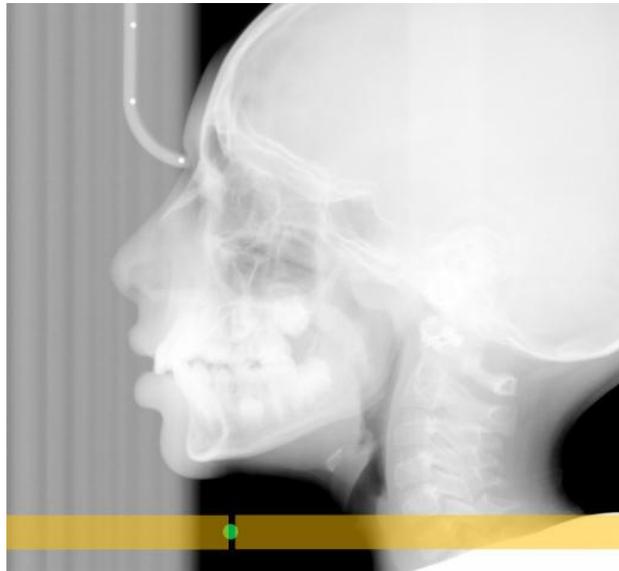
L'individuazione della zona sottomentoniera avviene con l'intervento manuale del clinico che la individua a schermo; in un'immagine standard, la zona di interesse è quella rappresentata in verde in Figura 2-10: il punto che viene selezionato deve far parte dello sfondo dell'immagine (che è sempre a valore zero) e alla sua sinistra deve presentare solamente le bande da rimuovere.



**Figura 2-10.** Immagine CEPH dove è evidenziata la zona di interesse per l'esecuzione dell'algoritmo.

La selezione del giusto punto sottomentoniero è un elemento critico per la corretta esecuzione dell'algoritmo, ed è per questo che è necessario l'intervento dell'utente; in rari casi, la zona sottomentoniera è praticamente assente (nel caso di pazienti con le dimensioni del volto particolarmente grandi) ed in quel caso l'algoritmo termina senza applicare alcuna modifica all'immagine.

Una volta selezionato manualmente il punto, viene creato uno scout ad altezza impostabile (valore di default = 50 righe) e largo quanto l'immagine originale; tale scout (evidenziato in arancione in Figura 2-11) è organizzato nel seguente modo: per i valori a sinistra del punto di selezione (rappresentato in verde in Figura 2-11) si copia l'immagine originale, mentre i pixel a destra del punto sono assegnati identicamente a zero (valore del fondo).



**Figura 2-11. Immagine CEPH con evidenziato lo scout da replicare.**

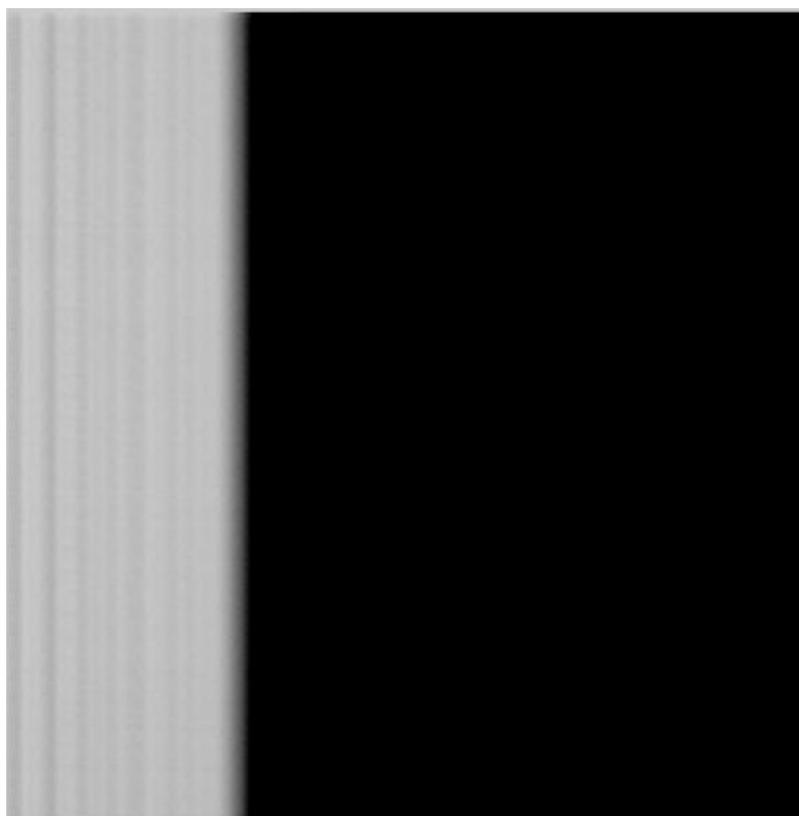
Una volta eseguito questo passaggio, si replica lo scout così creato per tutta l'altezza dell'immagine ottenendo una buona approssimazione dello sfondo. Ciò è possibile perché le bande laterali sono artefatti perfettamente verticali, in quanto nascono proprio da interazioni del collimatore (perfettamente verticale) coi raggi-X.

Come ultimo aspetto l'algoritmo valuta anche eventuali offset o derive verticali presenti nell'immagine: non è raro, infatti, osservare immagini che sul bordo superiore presentino valori di grigio mediamente più alti che nel bordo inferiore, o viceversa. Per tenere conto di tale effetto,

l'algoritmo seleziona una stretta colonna dell'immagine (con larghezza di default di 10 pixel) posizionata nella zona all'estrema sinistra.

Viene eseguita la media in larghezza della colonna, ed il vettore così ottenuto è filtrato in media mobile per rendere l'andamento più uniforme e meno rumoroso; in questo modo si ottiene un vettore colonna alto quanto l'immagine. I valori della colonna vengono poi normalizzati al valore del pixel corrispondente alla selezione manuale; in questo modo nel vettore sono creati elementi definiti "indici di tendenza" che rivestono il ruolo di fattori moltiplicativi che ottimizzano riga per riga il valore dello sfondo fittizio creato.

Mediante i passaggi descritti si ottiene uno sfondo fittizio che approssima nel migliore dei modi un ipotetico sparo a vuoto ( Figura 2-12).



**Figura 2-12. Sfondo fittizio da utilizzare per la correzione dell'immagine.**

## 2.3.2 Correzione dell'immagine

Creata l'immagine di acquisizione fittizia, si opera la correzione vera e propria.

Come prima operazione si invertono i grigi dello sfondo e dell'immagine.

Il passo seguente è la creazione di una matrice  $G$ , che ha le stesse dimensioni dell'immagine e dello sfondo, i quali pixel assumono il valore definito dalla seguente formula:

$$G_{i,j} = \ln \left( 1 + \frac{Immagine_{i,j}}{Sfondo_{i,j}} \right) \quad \text{con } i = 1, \dots, N \text{ e } j = 1, \dots, M \quad (2.15)$$

Con questo passaggio, i pixel dell'immagine che fanno parte dello sfondo assumono un valore di  $G$  prossimo a  $\ln(2)$  in quanto il rapporto  $\frac{Immagine_{i,j}}{Sfondo_{i,j}} \sim 1$ ; per i pixel invece che non fanno parte dello sfondo,  $G$  ha un valore compreso tra  $\ln(2)$  e  $\ln(1)$

Una volta ottenuta la matrice corretta  $G$ , si devono riportare i valori dei pixel al giusto livello di grigio mediante la seguente formulazione:

$$Out_{i,j} = White - \left( \frac{G_{i,j} - min}{Max - min} \right) * White \quad \text{con } i = 1, \dots, N \text{ e } j = 1, \dots, M \quad (2.16)$$

Con  $Max$  che rappresenta il valore massimo di  $G$  (che generalmente vale  $\ln(2)$ ), mentre  $min$  rappresenta il valore minimo di  $G$  (che generalmente è un valore prossimo allo zero). Ciò che otteniamo è direttamente l'immagine con i giusti toni di grigio alla quale è stato sottratto il fondo.

## 2.4 Indici di qualità per immagini

Per quantificare al meglio gli effetti dei filtri presentati, vengono introdotti in questo paragrafo due indici quantitativi che permettono di valutare in maniera oggettiva i risultati ottenuti.

Le valutazioni quantitative dei risultati ottenuti con l'immagine processing sono tuttora argomento di dibattito. Un gran numero di descrittori quantitativi sono stati presentati per calcolare diversi aspetti delle immagini, ma non vi è un completo accordo tra gli indici proposti e le valutazioni ottenute dall'osservazione di esperti.[13] Nel caso dei filtri descritti in questo elaborato, la Shannon Entropy (o entropia dell'immagine) ed il range interquartile (IQR), descrivono in maniera adeguata le caratteristiche dell'immagine che si intendono valorizzare.

### 2.4.1 Shannon entropy

La Shannon entropy, o semplicemente entropia, è una grandezza che nell'ambito della teoria dell'informazione è definita come l'incertezza associata ad una variabile casuale; contestualizzata alle immagini, rappresenta la misura dell'informazione contenuta nell'immagine stessa [14], ed è così definita:

$$H = - \sum_{x=0}^{N_{GL}-1} p(x) * \log_2(p(x)) \quad (2.17)$$

Dove  $N_{GL}$  è il numero dei toni di grigio presenti nell'immagine, e  $p(x)$  è la probabilità di occorrenza dell'  $x$ -esimo grigio nell'immagine stessa. In altre parole  $p(x)$  è il valore dell' $x$ -esimo elemento dell'istogramma dell' immagine.

L'entropia raggiunge il valore massimo per una distribuzione equalizzata dell'istogramma, dove quindi ogni tono di grigio ha la stessa  $p(x)$ , mentre assume il valore minimo se tutti i pixel presenti assumono lo stesso valore (es. un unico spike); risulta chiaro che una distribuzione del genere non porta alcun tipo di informazione.

Da queste considerazioni potrebbe sembrare una scelta vantaggiosa quella utilizzare l'equalizzazione dell'immagine, in quanto porta ad un aumento dell'entropia; purtroppo la sua

azione stravolge l'istogramma dell'immagine e la distribuzione delle sue componenti portando ad una visualizzazione poco significativa delle strutture di interesse clinico. La strada dell'equalizzazione è quindi scartata.

Il filtro Gammalog presentato, nasce con l'idea di aumentare il contrasto per i tessuti duri dell'immagine, ma al contempo mira a rappresentare al meglio anche i tessuti molli, evitandone la scomparsa dall'immagine. Per questo motivo si è ritenuto che la Shannon entropy fosse un indice adeguato per quantificare l'azione di tale filtro .

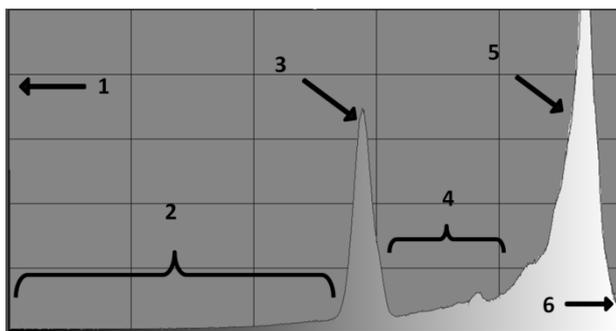


Figura 2-13. Istogramma tipico dell'immagine CEPH.

Ricordando l'istogramma classico delle immagini CEPH (Figura 2-13), notiamo la presenza del picco 1 e del picco 6. Il fatto che ci sia una parte dei pixel saturati, e concentrati in due soli valori è chiaramente un limite qualitativo perché si osserva un “appiattimento“ della potenziale dinamica dei grigi; tale limite qualitativo è rispecchiato fedelmente proprio dall'entropia, che penalizza appunto la presenza di spike. I filtri presentati, agendo sull'istogramma dell'immagine, variano l'altezza degli spike e la distribuzione dei grigi all'interno della scala; il valore di entropia quantificherà quindi la redistribuzione dei grigi all'interno della scala premiando una distribuzione più uniforme e penalizzando la presenza di spike sempre più alti.

## 2.4.2 Range interquartile

Il range interquartile (IQR) è definito come la differenza tra il terzo e il primo quartile di una distribuzione. Trattando immagini radiografiche, il range interquartile è un robusto indice di dispersione dei livelli di grigio, e di conseguenza del contrasto globale dell'immagine. [15]

Possiamo esprimere l'IQR con la seguente formulazione:

$$IQR = 75th - 25th \quad (2.18)$$

Con 75th e 25th che rappresentano il terzo ed il primo quartile.

Si ricordi che in generale il contrasto di un immagine è definito come:

$$C = \frac{g^o - g^b}{g^b} \quad (2.19)$$

Dove  $g^o$  è il livello di grigio dell'oggetto e  $g^b$  è il livello di grigio dello sfondo.[16]

E' evidente quindi che l'aumento del contrasto è legato ad un distanziamento tra i livelli di grigio in gioco, e ciò è chiaramente correlato all'istogramma dell'immagine e alla sua distribuzione. L'IQR risulta perciò essere adeguato per quantificare tale distribuzione, garantendo una buona stima del contrasto dell'immagine.

I filtri Gammalog e Gammaporion presentano come effetto principale rispettivamente l'aumento del contrasto globale e locale dell'immagine CEPH. Per quantificare in maniera oggettiva tali effetti ricorriamo perciò all'utilizzo del range interquartile.

## 2.5 Procedure per la valutazione

Si illustrano in questo paragrafo le procedure utilizzate per la valutazione delle prestazioni dei filtri; le valutazioni quantitative sono state eseguite sulle performance dei filtri Gammalog e Gammaporion.

### 2.5.1 Procedure per il filtro Gammalog

Come attività preliminare, sono state scelte in maniera random 20 immagini CEPH MYRAY prese da un archivio di 90 esami teleradiografici provenienti dai diversi siti applicativi a disposizione della Cefla Dentale; le 20 immagini sono state acquisite con il parametro Digital Gain pari ad uno

Parallelamente è stato preparato un secondo set di 12 immagini MYRAY, acquisite però con Digital Gain pari a 2; per questo secondo set sono state scelte tutte le immagini dell'archivio aventi DG 2 (solamente 12).

Da questi set di esami si sono creati 4 set di immagini rielaborate nel seguente modo:

#### **Set immagini originali:**

Costituito dalle 20 immagini MYRAY acquisite con DG 1, che non subiscono alcun trattamento.

#### **Set immagini Gammalog:**

Costituito dalle 20 immagini MYRAY acquisite con DG 1, alle quali è applicato esclusivamente il filtro Gammalog con parametro 730.

#### **Set di immagini Gamma 4.6:**

Costituito dalle 20 immagini MYRAY acquisite con DG 1, alle quali è applicato esclusivamente il filtro Gamma con parametro 4.6.

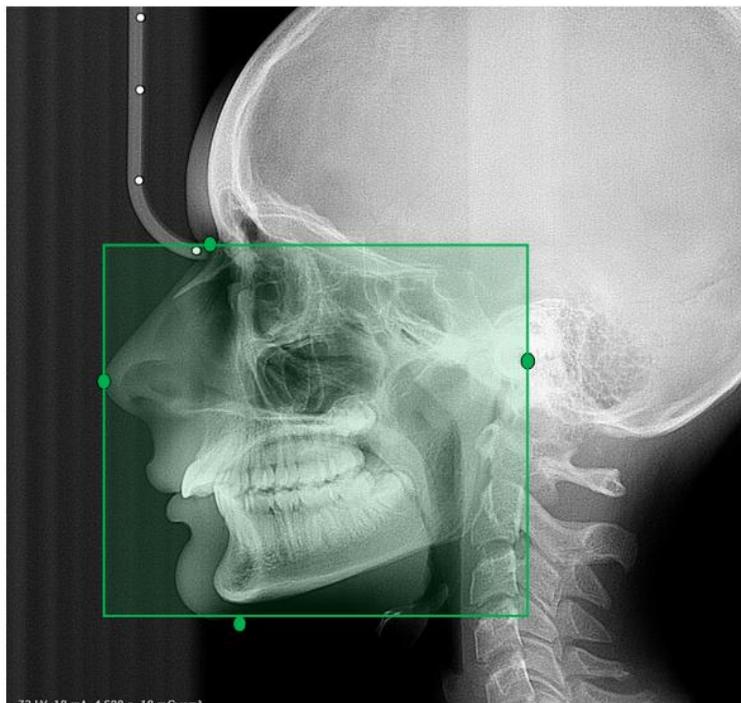
#### **Set di immagini DG 2 e Gamma 2.2:**

Costituito dalle 12 immagini MYRAY acquisite con DG 2, alle quali si applica il filtro Gamma con parametro 2.2.

Preparati in questo modo le immagini da valutare, per ognuna di esse si calcola l'entropia e l'interquartile.

L'entropia è calcolata sull'intera immagine, invece, il range interquartile è calcolato per uno scout selezionato manualmente che varia da immagine ad immagine. Lo scout è selezionato in modo che sia il più piccolo possibile, ma che al suo interno siano presenti tutti i punti cefalometrici dell'immagine. E' stata eseguita questa scelta per essere sicuri di valutare il contrasto sulla porzione essenziale dell'immagine, evitando di inquinare i calcoli includendo zone non significative dal punto di vista clinico ( parte superiore del cranio del paziente, bande laterali, eventuale giubbottino radiopaco).

Come si può osservare in Figura 2-14 i punti cefalometrici che forniscono le coordinate minime di selezione dello scout sono in generale il punto pronasale, il punto di Nasion, il punto di Porion ed il punto di Menton (rappresentati in verde).



**Figura 2-14. Scout sul quale eseguire il calcolo dell' IQR.**

## 2.5.2 Procedure per il filtro Gammaporion

Come attività preliminare, sono state scelte in maniera random 25 immagini CEPH MYRAY da un archivio di 90 immagini CEPH provenienti dai diversi siti applicativi a disposizione della Cefla Dentale; le immagini sono state acquisite con il parametro Digital Gain pari ad uno.

Da questo insieme di esami creiamo tre set di immagini rielaborate nel seguente modo.

### **Set immagini originali:**

Costituito dalle 25 immagini MYRAY acquisite con DG 1, che non subiscono alcun trattamento.

### **Set di immagini Gamma 4.6:**

Costituito dalle 25 immagini MYRAY acquisite con DG 1, alle quali è applicato esclusivamente il filtro Gamma con parametro 4.6.

### **Set immagini GammaPorion 2.2:**

Costituito dalle 25 immagini MYRAY acquisite con DG 1, alle quali è applicato il filtro Gamma con parametro 4.6 e il filtro Gammaporion 2.2, 150, 350.

L'effetto del filtro Gammaporion impostato è limitato ad una regione circolare di raggio pari a 350 pixel centrato negli auricolari del paziente; per questo motivo la valutazione di entropia e di IQR è limitata ad uno scout quadrato di lato pari a 700 pixel individuato a schermo dall'utente, che circonda esattamente la zona interessata dall'azione del filtro locale (**Errore. L'origine iferimento non è stata trovata.** Figura 2-15). Questa scelta dipende dal fatto che ai fini dell'analisi del filtro, era necessario conoscerne bene gli effetti solo ed esclusivamente nella zona interessata. Effettuando il calcolo di entropia ed IQR su zone più ampie (per esempio tutta l'immagine) non si sarebbero potuti apprezzare in maniera appropriata i cambiamenti apportati localmente all'immagine.

A differenza di Gammalog, Gammaporion è nato come filtro aggiuntivo per il set di elaborazioni immagine, quindi il confronto si basa sulla differenza tra l'utilizzo ed il non utilizzo di tale filtro.

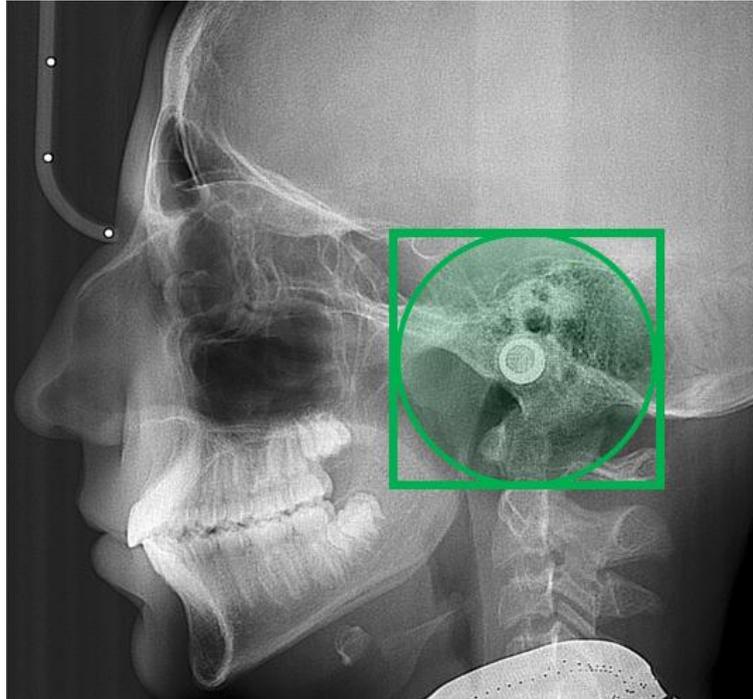


Figura 2-15. Area circolare di azione del filtro Gammaporion e scout per la sua valutazione.

### 2.5.3 Valutazioni statistiche

Per poter valutare i risultati ottenuti vengono eseguiti dei test statistici sui calcoli effettuati.

La prima valutazione riguarda la distribuzione dei dati ottenuti: utilizzando il test di Lilliefors testiamo l'ipotesi nulla che i dati provengano da una distribuzione normale [17]. Assumere che i dati ottenuti provengano da una distribuzione normale, ci permetterà di rispettare una delle tre ipotesi alla base del test ANOVA.

Il test di Lilliefors è eseguito in ambiente Matlab, sfruttando la funzionalità già implementata "lilletest".

La seconda valutazione statistica sui dati è l'analisi della varianza (ANOVA); eseguire il test ANOVA permette di valutare se le differenze tra i risultati ottenuti sono statisticamente significative.

Per eseguire il test ANOVA sono necessarie tre ipotesi [18]:

- Tutti i campioni della popolazione seguono una distribuzione normale (verificabile col test di Lilliefors).
- Le distribuzioni dei campioni hanno la stessa varianza.
- Tutte le osservazioni sono mutualmente indipendenti .

Il risultato del test fornisce il cosiddetto p-value, valore che esprime la probabilità dell'errore che si commetterebbe nel considerare i risultati provenienti dalle medesime distribuzioni statistiche. Per valori di p-value minori di  $\alpha$ , che nel caso in esame è fissato a 0.05, le differenze tra le varie distribuzioni saranno considerate significative.

# 3 Risultati

Nel presente capitolo sono illustrati i risultati dei filtri proposti, sia in termini quantitativi che qualitativi.

## 3.1 Filtro Gammalog

In questo paragrafo sono presentati i risultati del filtro Gammalog. Le valutazioni sono state eseguite assegnando al filtro il parametro  $\gamma = 730$ .

### 3.1.1 Risultati qualitativi

Nella seguente sezione si mostrano i risultati qualitativi dell'azione del filtro Gammalog; sono perciò illustrati gli istogrammi delle varie immagini ed i dettagli più significativi presenti nelle teleradiografie.

L'immagine rielaborata con il filtro Gammalog è confrontata con immagini trattate con altri due set di filtri descritti nel paragrafo 1.6 e che rappresentano il set di filtri di default e il set di filtri in fase di valutazione da parte dell'azienda.

I tre set di filtri sono così costituiti:

#### SET FILTRI DI DEFAULT

- Digital Gain 2
- Shannon Stratching
- Gamma 2.4
- ADF
- Unsharp

#### SET FILTRI IN FASE DI VALUTAZIONE

- Digital Gain 1
- Shannon Stratching
- Gamma 4.6
- ADF
- Unsharp

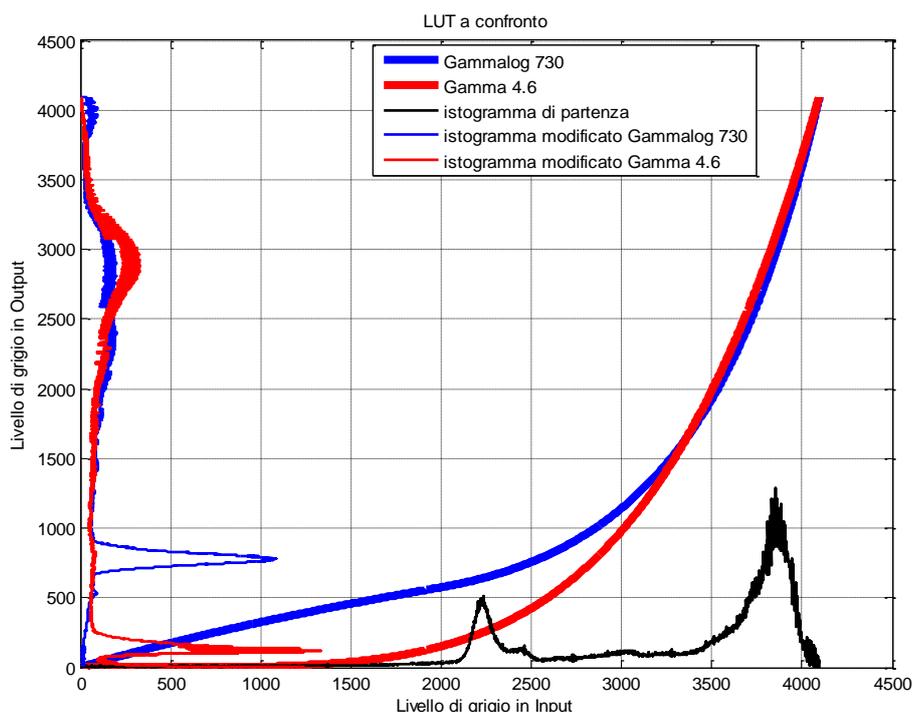
## SET FILTRI CON GAMMALOG

- Digital Gain 1
- Shannon Stratching
- Gammalog 730
- ADF
- Unsharp

Sostanzialmente gli ultimi due set differiscono tra loro solo per il fatto che il filtro Gammalog (a cui passiamo il parametro  $\gamma = 730$ ) sostituisce il trattamento gamma 4.6 per immagini in cui il DG è impostato ad 1.

I trattamenti Shannon Stratching, ADF e unsharp, ampiamente descritti nel paragrafo 1.6, sono identici nei tre diversi set di filtri. Le differenze che si apprezzano derivano quindi esclusivamente dal Digital Gain e dal Gamma/Gammalog.

Ricordando che il filtro Gammalog nasce con l'intento di contrastare adeguatamente i tessuti duri ed al contempo di rappresentare in maniera utile i tessuti molli, osserviamo in Figura 3-1. Curva Gammalog 730 e curva gamma 4.6. Si visualizza in ascissa l'istogramma CEPH di partenza, e in ordinata i due istogrammi finali a confronto. il confronto diretto tra le due LUT.



**Figura 3-1. Curva Gammalog 730 e curva gamma 4.6. Si visualizza in ascissa l'istogramma CEPH di partenza, e in ordinata i due istogrammi finali a confronto.**

Dal confronto delle due curve si osserva un medesimo andamento per i valori alti di grigio, il che assicura il medesimo contrasto per tali pixel, mentre per i valori della metà bassa dell'istogramma si nota un andamento lentamente decrescente che permette di trasformare i valori bassi dell'istogramma in maniera non distruttiva, mantenendo la curva lontana dall'asse delle ascisse. Ciò chiaramente non avviene per la LUT gamma, che a tali pixel assegna valori prossimi a zero.

## CONFRONTO DELLE IMMAGINI

Vengono ora presentati i risultati delle applicazioni dei diversi filtri; a titolo di esempio si riportano le elaborazioni applicate ad un'immagine campione scelta tra quelle del set di valutazione.

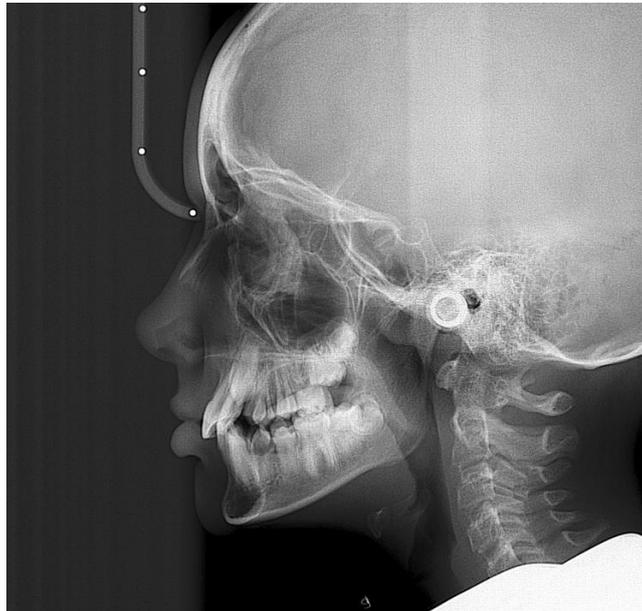


**Figura 3-2. Immagine teleradiografica MYRAY.**

Si riportano ora le tre immagini CEPH ottenute applicando i tre differenti set di filtri.



**Figura 3-3. Immagine CEPH ottenuta col set di default. Figura 3-4. Immagine CEPH ottenuta col set in fase di valutazione.**



**Figura 3-5. Immagine CEPH ottenuta col set Gammalog.**

Osserviamo nel dettaglio alcuni particolari dell'immagine.

## PROFILO

Dalla Figura 3-6 si nota come nel set di default il profilo si confonda spesso con lo sfondo, e sparisca completamente a partire dal labbro inferiore. La zona del mento, inoltre, è chiaramente presente solo nel set Gammalog, che in questo dettaglio dimostra di essere molto adatto per la rappresentazione dei tessuti molli.

Per quanto riguarda i tessuti duri (in questo dettaglio la zona critica è quella degli incisivi), l'effetto del contrasto dei tre set è sostanzialmente il medesimo.

Per quanto riguarda la presenza delle bande laterali, si riscontra un effetto sempre maggiore spostandosi dal set di default al set Gammalog, tale effetto ha chiaramente solo un riscontro estetico sull'immagine finale, perché appare evidente come i punti cefalometrici del profilo siano tutti facilmente individuabili, nonostante l' "effetto bande" sia abbastanza marcato.

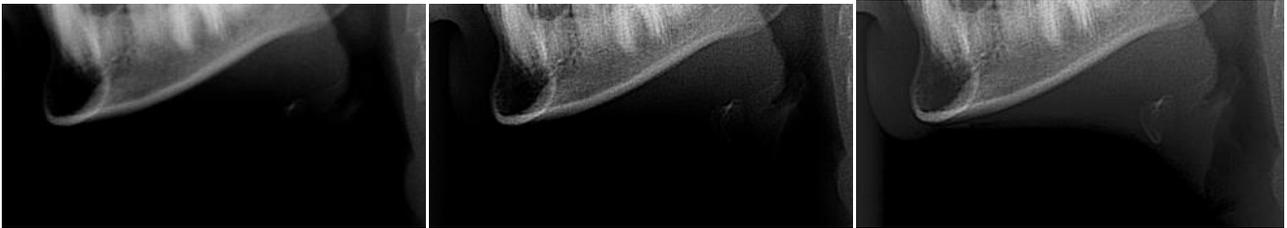


**Figura 3-6.** Dettaglio dei profili delle tre immagini. Nell'ordine: set di default, set di valutazione e set Gammalog

## ZONA SOTTO-MENTONIERA

Un'altra zona critica è la zona sotto-mentoniera.

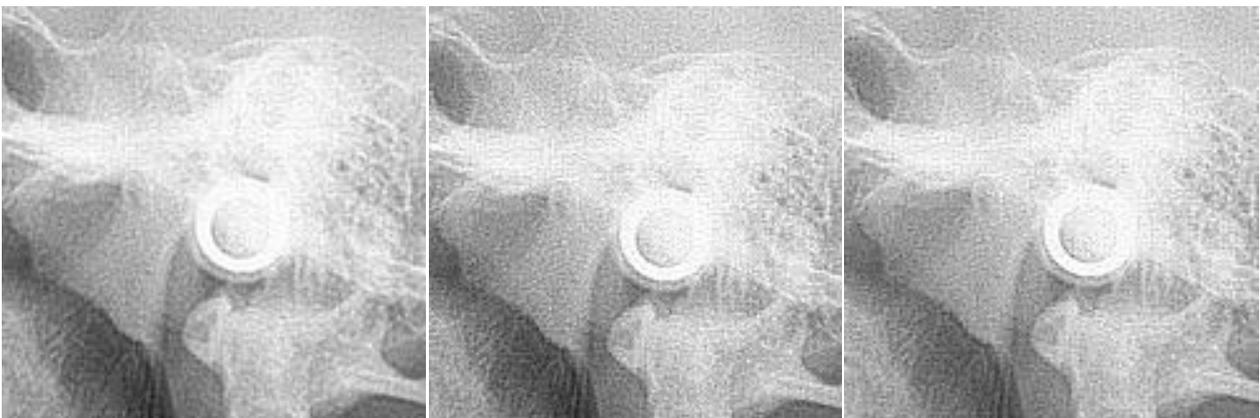
Dalla Figura 3-7 appare evidente come il set Gammalog riesca a visualizzare la quasi totalità del tessuto molle sottomentoniero a differenza degli altri due set di filtri, che permettono di rappresentare solo poche aree di tale tessuto.



**Figura 3-7.** Zona sotto-mentoniera dell'immagine CEPH. Nell'ordine: set di default, set di valutazione e set Gammalog

## ZONA DEL PORION

La zona del Porion, costituita quasi totalmente da tessuti duri (e quindi valori alti di grigio), non presenta differenze apprezzabili per quanto riguarda il contrasto. I tre set presentati, infatti, offrono risultati praticamente identici (Figura 3-8).



**Figura 3-8.** Zona del Porion dell'immagine CEPH. Nell'ordine: set di default, set in fase di valutazione e set Gammalog.

## CONFRONTO ISTOGRAMMI

In questa sezione sono presentati e confrontati gli istogrammi delle immagini ottenute con i tre set di filtri descritti.

Presentiamo innanzitutto l'istogramma dell'immagine MYRAY di partenza, con indicate le differenti zone di interesse ampiamente descritte nel capitolo 1.6, e di seguito gli istogrammi delle tre immagini rielaborate.

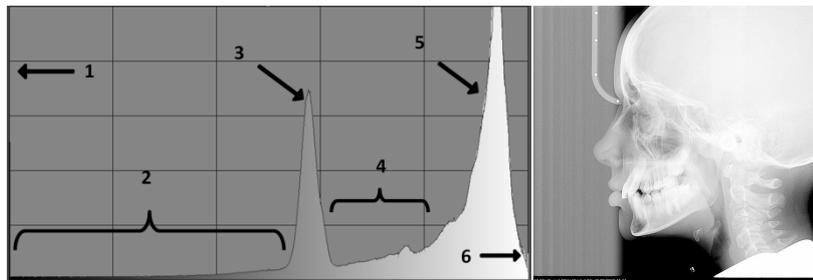


Figura 3-9. Iistogramma dell'immagine MYRAY con le relative zone di interesse.

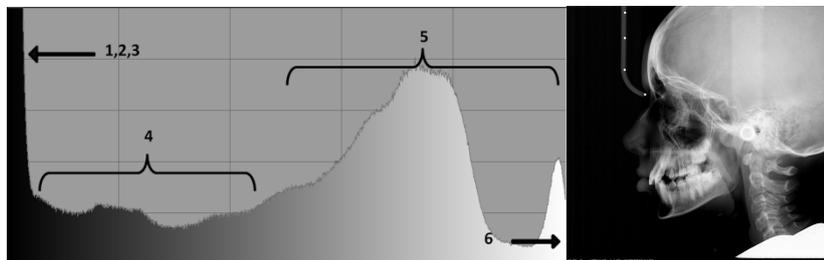


Figura 3-10. Iistogramma dell'immagine ottenuta con set di default.

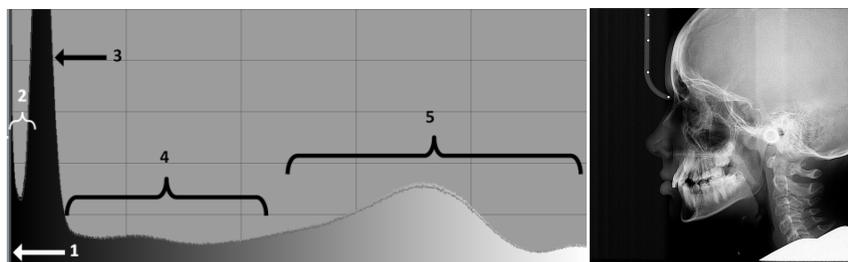


Figura 3-11. Iistogramma dell'immagine ottenuta con il set di valutazione

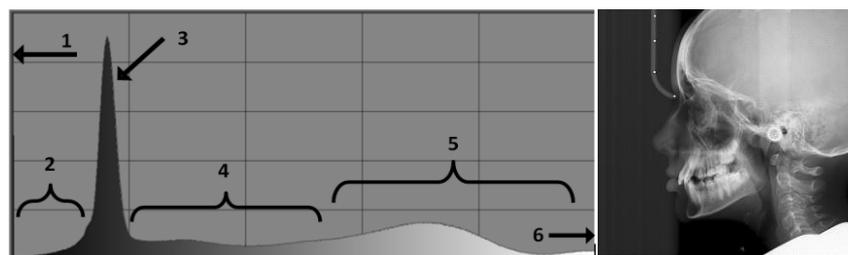


Figura 3-12. Iistogramma dell'immagine ottenuta con il set Gammalog

Dal confronto degli istogrammi si nota come il set Gammalog mantenga distinte tutte e 6 le zone presenti nell'istogramma originario (Figura 3-12), a differenza degli altri due set, che portano l'istogramma ad accumulare le zone dedicate ai tessuti molli in prossimità del valore zero dell'immagine (Figura 3-10 e Figura 3-11).

Le zone 4 e 5, rappresentative dei tessuti molli più spessi e dei tessuti duri, sono in ogni caso distribuite su un intervallo di grigi molto più esteso rispetto all'immagine originale, a conferma dell'effettivo aumento di contrasto globale. Chiaramente utilizzando il set Gammalog gli intervalli 4 e 5 sono un po' meno ampi rispetto agli altri due casi perché lasciano lo spazio necessario al collocamento delle strutture 1,2 e 3.

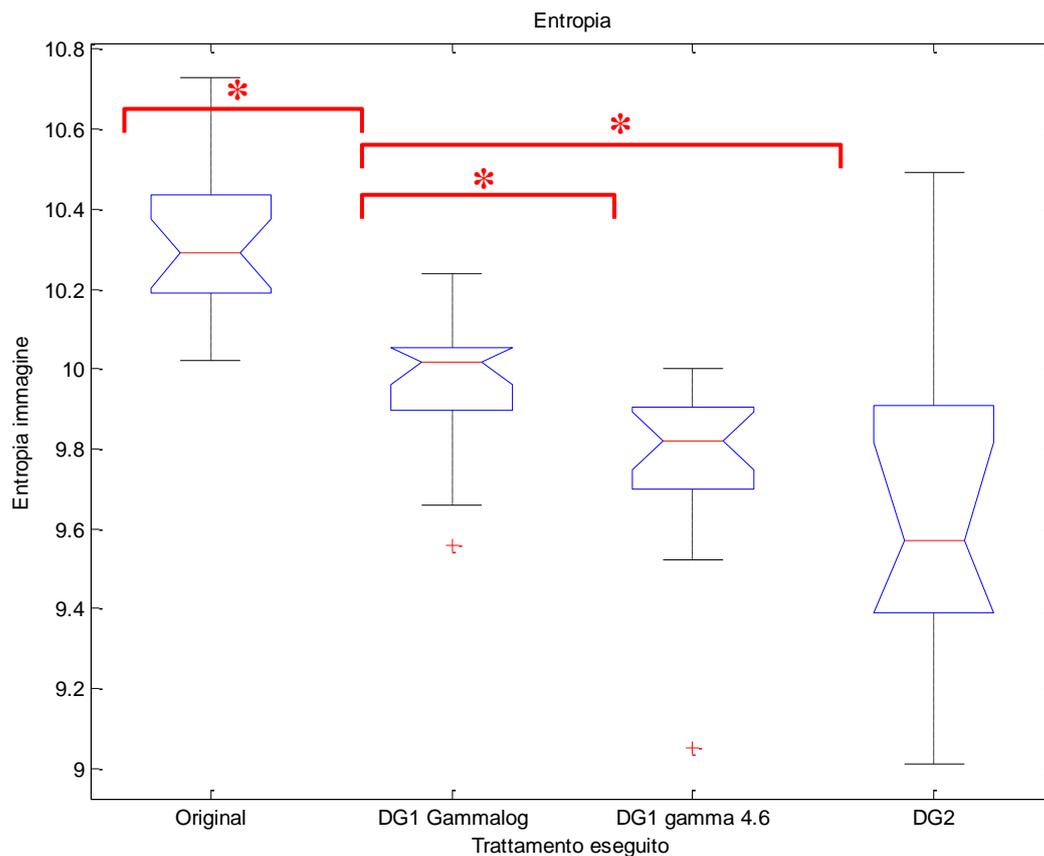
### **3.1.2 Risultati quantitativi**

Si presentano ora i risultati ottenuti dalla valutazione dei 4 set di immagini descritti nel paragrafo 2.5.1.

Come primo aspetto si è valutata l'entropia dell'immagine.

Dalla Figura 3-13 risulta evidente come l'entropia dell'immagine originale sia superiore a quella delle immagini rielaborate.

Il test di Lilliefors eseguito sulle 4 distribuzioni ha permesso di accettare l'ipotesi nulla con la quale possiamo considerare i dati provenienti da distribuzioni normali. Verificato ciò si è eseguito il test ANOVA, che ha confermato la presenza di differenze significative tra le distribuzioni ( $p\text{-value} < 10^{-7}$ ). In Figura 3-13 sono evidenziate le distribuzioni significativamente differenti dal set DG1 Gammalog.



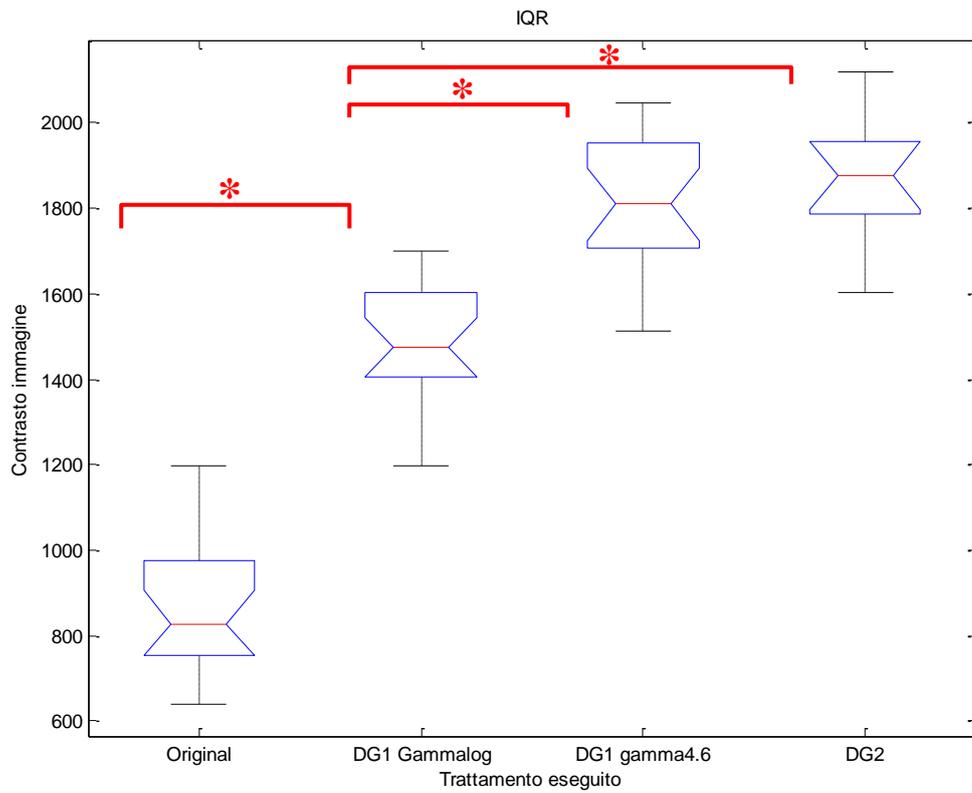
**Figura 3-13. Valore dell'entropia dei 4 set di immagini.**

Come secondo aspetto si è valutato il range interquartile dello scout contenente tutti i punti cefalometrici.

Il test di Lilliefors eseguito sulle 4 distribuzioni ha permesso di accettare l'ipotesi nulla con la quale possiamo considerare i dati provenienti da distribuzioni normali.

Il test ANOVA ha confermato la presenza di differenze significative tra le distribuzioni ( p-value <  $10^{-9}$ ). In Figura 3-14 sono evidenziate le distribuzioni significativamente differenti dal set DG1 Gammalog.

Risulta evidente come i tre trattamenti portino ad un deciso aumento dell'IQR nello scout di interesse.



**Figura 3-14. Valore del range interquartile (IQR) riferito ai 4 set di immagini.**

## PRESTAZIONE COMPUTAZIONALE

L'esecuzione dell'algoritmo Gammalog in ambiente Matlab ha una durata di circa 1.5-1.8 secondi;

## 3.2 Filtro Gammaporion

Nel seguente paragrafo sono presentati i risultati del filtro Gammaporion. Le valutazioni sono state eseguite assegnando al filtro i parametri 2.2, 150, 350 ( esponente gamma, raggio interno, raggio esterno).

### 3.2.1 Risultati qualitativi

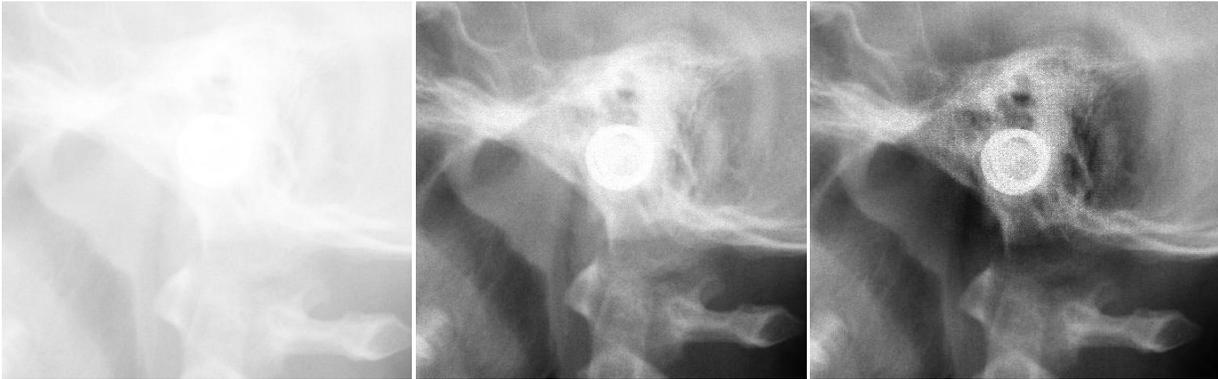
Nella seguente sezione si mostrano i risultati qualitativi dell'azione del filtro Gammaporion; sono perciò illustrati i dettagli più significativi presenti nelle immagini CEPH.

L'immagine rielaborata con il filtro Gammaporion è confrontata con altri due set di immagini la cui acquisizione è descritta nel paragrafo 2.5.2. Il primo set è costituito da immagini non rielaborate, il secondo da immagini DG1 a cui è applicato il filtro gamma 4.6 ed il terzo set è costituito dalle immagini del secondo set alle quali è stato applicato il filtro Gammaporion (Figura 3-15).



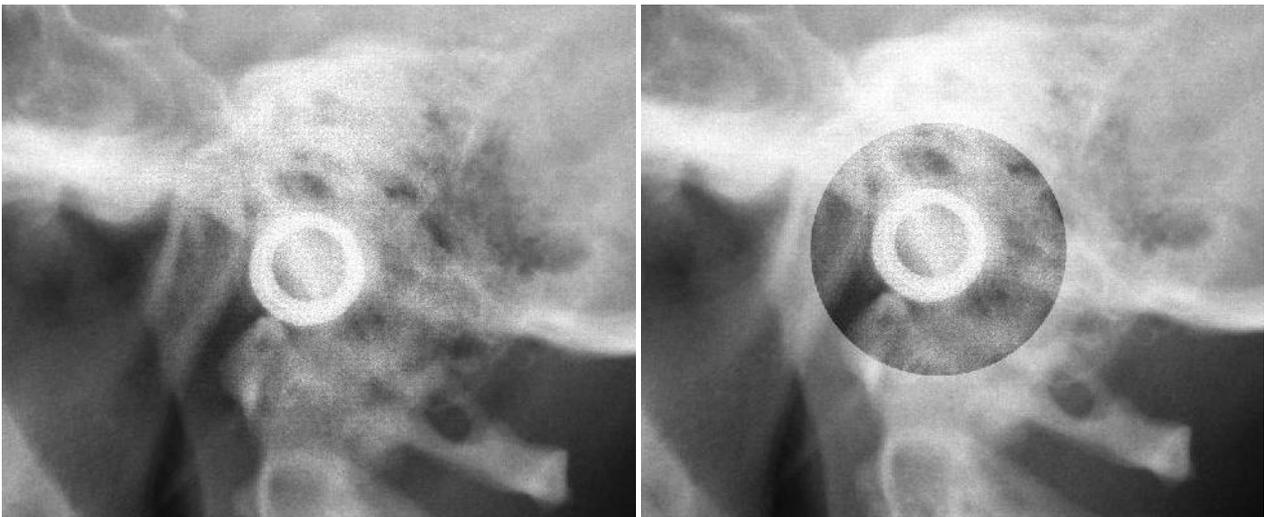
**Figura 3-15. Confronto della zona del Porion di immagini provenienti dai tre set. Nell'ordine: immagine originale, immagine DG1 Gamma 4.6, immagine Gamma 4.6 + Gammaporion.**

Aumentando il coefficiente gamma, l'effetto risulta ovviamente più deciso ed efficace, come si può notare in Figura 3-16 dove il filtro Gammaporion utilizza i parametri 3.5, 150, 350.



**Figura 3-16. Dettaglio del Porion per immagini CEPH dei tre differenti set.**

E' interessante confrontare anche l'effetto di transizione che viene proposto con il seguente filtro; per osservare al meglio questo effetto si mostrano due immagini contrastate con lo stesso coefficiente gamma (Figura 3-17), ma solo l'immagine a sinistra presenta la zona di transizione che si aggiunge alla zona circolare contrastata; in questo caso la zona di transizione è di 150 pixel.



**Figura 3-17. Dettaglio dell'immagine CEPH. A sinistra si sfrutta una zona di transizione larga 150 pixel.**

E' evidente il salto cromatico che si percepisce nell'immagine a destra, dove la transizione tra la zona contrastata e la zona non elaborata è netta.

Infine si presentano due stesse immagini, una delle quali ha subito il trattamento del filtro (Figura 3-18).



**Figura 3-18.** Stessa CEPH a confronto; nell' immagine a destra è aggiunto il filtro Gammaporion.

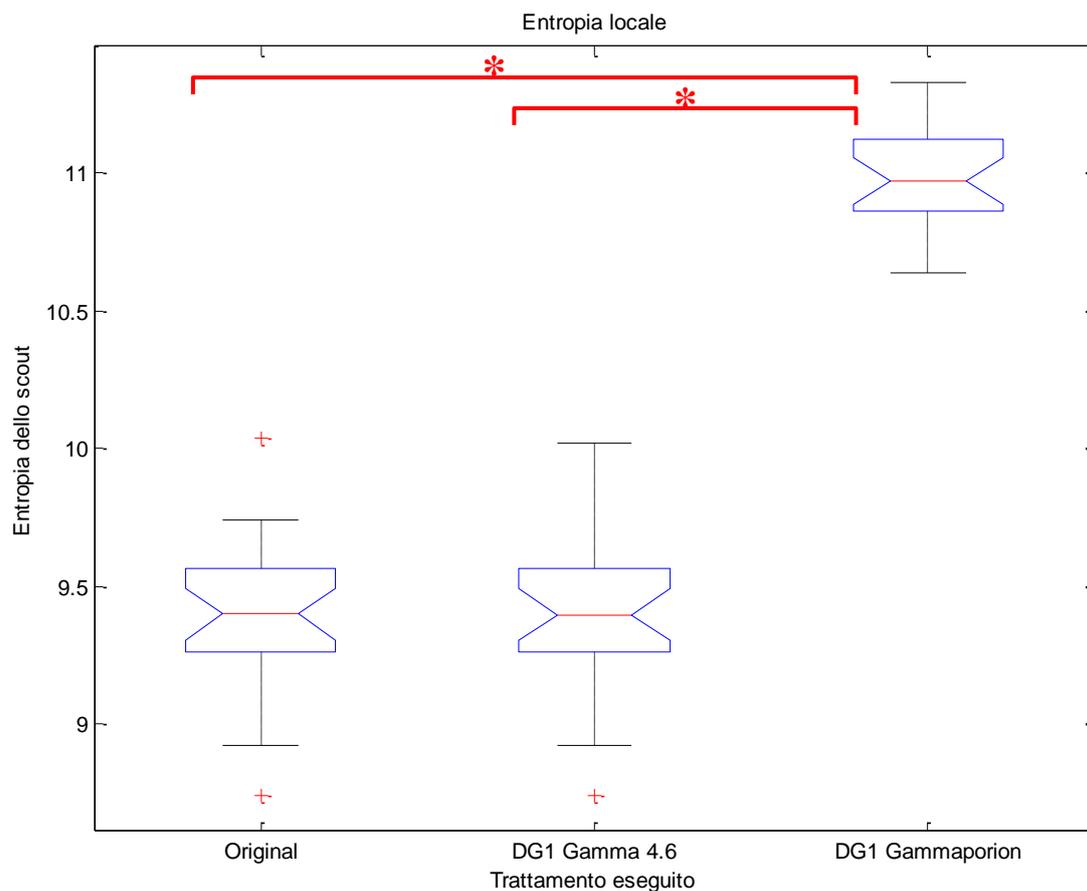
Con l'ultimo confronto proposto si vuole evidenziare che l'azione del filtro non crea artefatti significativi all'interno dell'immagine; l'utente, infatti, noter  solamente la zona interessata pi  contrastata, senza riuscire ad individuare l'eventuale area circolare in cui   avvenuta l'elaborazione.

### **3.2.2 Risultati quantitativi**

Si presentano ora i risultati ottenuti dalla valutazione dei 3 set di immagini descritti nel paragrafo 2.5.2.

Come primo aspetto si   valutata l'entropia locale dello scout selezionato.

Il valore di entropia per le immagini trattate con il filtro Gammaporion risulta mediamente pi  alto rispetto a quello delle immagini provenienti dagli altri due set (Figura 3-19).



**Figura 3-19. Entropia locale dell'immagine nella zona del Porion.**

Il test di Lilliefors eseguito sulle 3 distribuzioni ha permesso di accettare l'ipotesi nulla con la quale possiamo considerare i dati provenienti da distribuzioni normali.

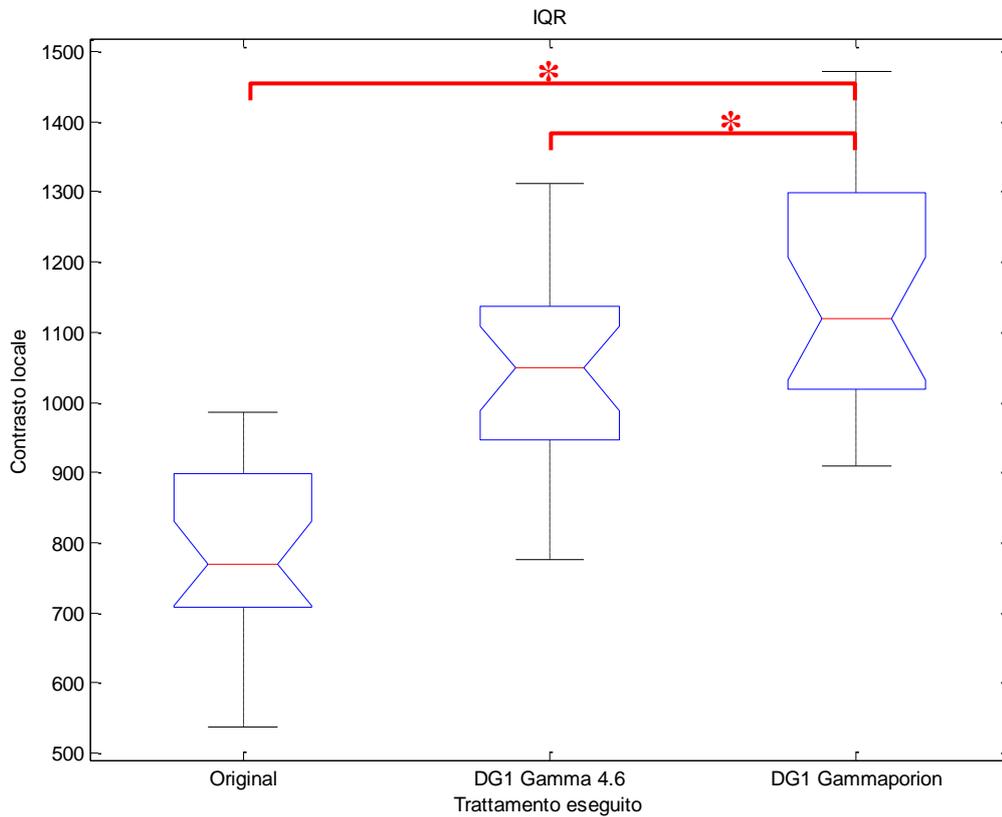
Il test ANOVA ha confermato la presenza di differenze significative tra le distribuzioni (  $p\text{-value} < 10^{-9}$ ). In Figura 3-19 sono evidenziate le distribuzioni significativamente differenti dal set DG1 Gammaporion.

Come secondo aspetto si è valutato il range interquartile dello scout (Figura 3-20).

Il valore di IQR delle immagini rielaborate risulta essere più alto rispetto a quello valutato per l'immagine originale; ciò suggerisce un aumento del contrasto locale in seguito all'applicazione dei filtri indicati.

Il test di Lilliefors eseguito sulle 3 distribuzioni ha permesso di accettare l'ipotesi nulla con la quale possiamo considerare i dati provenienti da distribuzioni normali .

Il test ANOVA ha confermato la presenza di differenze significative tra le distribuzioni (  $p\text{-value} < 10^{-10}$ ). In Figura 3-20 sono evidenziate le distribuzioni significativamente differenti dal set DG1 Gammaporion.



**Figura 3-20. Valore del range interquartile (IQR) riferito ai 3 set di immagini.**

## PRESTAZIONE COMPUTAZIONALE

L'esecuzione dell'algoritmo Gammaporion in ambiente Matlab ha una durata di circa 0.9-1 secondi; impiega 0.75-0.8 secondi per la ricerca dell'auricolare, e circa 0.15-0.20 secondi per l'applicazione della gamma.

### 3.3 Filtro Elimina-bande

Nel presente paragrafo sono mostrati i risultati dell'utilizzo del filtro Elimina bande.

L'effetto di tale filtro non è quantificato in alcun modo, in quanto non risponde a nessuna esigenza clinica, bensì ad una richiesta commerciale mirata al miglioramento estetico dell'immagine.

Per questo motivo sono presenti solamente risultati qualitativi, basati sul semplice confronto tra immagini.

L'elaborazione proposta agisce sulle immagini MYRAY prima di qualunque altro trattamento. In Figura 3-21 è mostrata un'immagine CEPH prima e dopo l'utilizzo del filtro elimina-bande.

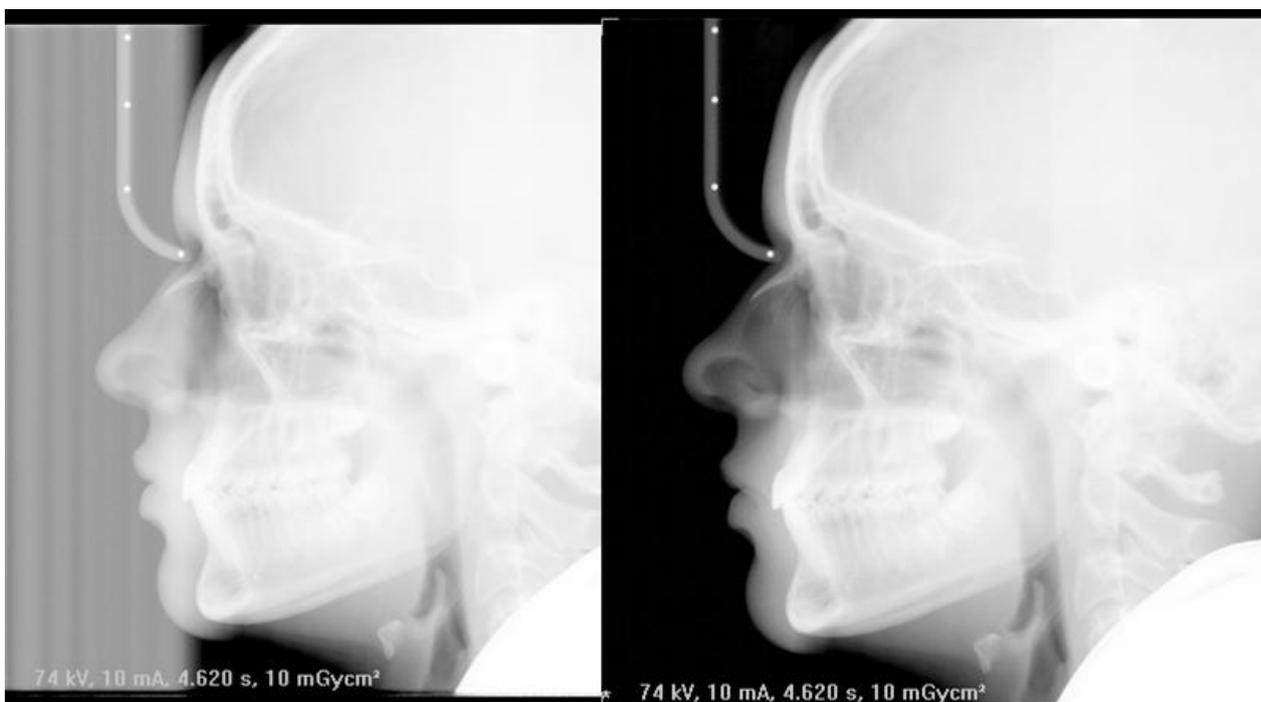


Figura 3-21. Immagine CEPH prima e dopo l'applicazione del filtro elimina-bande.

Si nota come la zona ad emissione con parametri minimi è totalmente scomparsa, diventando sfondo dell'immagine. Il filtro così applicato, inoltre, non intacca i tessuti molli presenti, e ciò permette di poterlo utilizzare o meno a seconda delle necessità, senza correre il rischio di degradare le zone di alto interesse clinico.

L'immagine così ottenuta deve essere comunque rielaborata con i filtri già presentati, come Shannon stratching e unsharp, ma soprattutto deve essere contrastata a dovere. In questa nuova configurazione, il risultato migliore per quanto riguarda il contrasto si ottiene con l'utilizzo del

filtro Gammalog piuttosto che il classico gamma. Questo perché i tessuti molli sono rappresentati da valori più bassi rispetto alla condizione standard e quindi l'uso del semplice filtro gamma sarebbe decisamente distruttivo.

In Figura 3-22 si mostra l'immagine CEPH precedente, rielaborata con Gammalog.



**Figura 3-22. Immagine CEPH rielaborata col filtro elimina-bande e Gammalog.**

Nell'immagine presentata si identificano chiaramente tutti i punti cefalometrici di interesse, sia quelli situati in prossimità dei tessuti duri, sia quelli posizionati sui tessuti molli (tutto il profilo è chiaramente visibile).

#### CRITICITA'

Come già spiegato nel paragrafo 2.3, la selezione manuale dell'apposita zona sotto-mentoniera è una fase critica per la corretta esecuzione dell'algoritmo. Se non vi è una zona adeguata (la valutazione della quale spetta all'utente) è fortemente consigliato non applicare il filtro; i casi critici si verificano fondamentalmente in due occasioni:

- Il cranio del paziente è molto grande e non vi è abbastanza posto nella zona sotto-mentoniera per individuare lo scout orizzontale adeguato.
- Viene scordata la mentoniera (sostegno in plastica) delle panoramiche nella posizione di utilizzo e la sua presenza interferisce con l'emissione della teleradiografia.

Viene mostrata in **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** un caso che presenta entrambe le problematiche, alla quale viene comunque applicato il filtro elimina-bande. Il risultato ottenuto è mostrato in Figura 3-24.



**Figura 3-23. Immagine Immagine CEPH con mentoniera per panoramiche dimenticata in posizione, e cranio del paziente particolarmente grande.**



**Figura 3-24. Immagine CEPH rielaborata con il filtro elimina-bande.**

Risulta evidente come si generino degli artefatti decisamente inaccettabili, sia perché compromettono la buona riuscita dell'analisi cefalometrica, e sia perché non apportano affatto il miglioramento estetico desiderato.

#### PRESTAZIONE COMPUTAZIONALE

Dal momento della selezione dell'apposita zona sotto-mentoniera, il filtro implementato in codice Matlab porta a termine l'algoritmo visualizzando a schermo l'immagine finale in circa 2.6 secondi.



## 4 Discussione

I filtri descritti nell'elaborato, nascono con l'obiettivo di migliorare aspetti critici presenti nelle immagini CEPH del dispositivo Hyperion-X7. Gli aspetti dell'esame che Cefla Dentale ha deciso di migliorare sono tre:

- Il contrasto dell'immagine utilizzato porta alla perdita di tessuti molli di fondamentale importanza clinica.
- Le immagini presentano la zona degli auricolari decisamente sottoesposta, pregiudicando l'individuazione di alcuni punti cefalometrici fondamentali.
- Sono presenti delle bande laterali che diminuiscono la gradevolezza estetica dell'immagine, rendendo le CEPH della MYRAY meno interessanti rispetto a quelle della concorrenza.

Per ognuno dei fattori critici ho sviluppato un filtro specifico che risolve al meglio la problematica presentata.

### 4.1 Gammalog

Il filtro Gammalog nasce con l'obiettivo di contrastare adeguatamente i tessuti duri dell'immagine e visualizzare al contempo tutti i tessuti molli presenti, evitandone la scomparsa. Per ottenere l'effetto desiderato, ho creato una LUT che sfruttasse una curva con andamento  $x$  alla  $x$  per il tratto finale (alti valori di grigio), ed una curva logaritmica per i valori bassi di grigio.

La LUT presentata sostituisce l'azione del filtro gamma che è utilizzato sia nel set dei filtri di default ad oggi implementati sul dispositivo Hyperion-X7, sia in un secondo set di filtri in fase di valutazione da parte dell'azienda. L'azione del filtro è osservabile già dall'andamento della curva (Figura 3-1); per valori alti di grigio le curve sono praticamente sovrapposte (assicurando il medesimo effetto), mentre per i valori bassi, la LUT Gammalog si mantiene lontana dall'asse delle ascisse, evitando che la curva tenda a zero.

Il set di immagini che presentano il valore di entropia significativamente più alto, che correla con la quantità di informazione contenuta nell'immagine, sono le immagini originali, che non hanno subito

alcuna rielaborazione. Le immagini originali presentano un minor numero di pixel saturi e spike più bassi, e ciò contribuisce a mantenere alto il valore di entropia, che risulta massimo per istogrammi equalizzati.

Applicare una LUT gamma o Gammalog, significa operare una ridistribuzione dei pixel all'interno dell'immagine, che andrà anche ad aumentare la numerosità dei pixel saturi. Maggiore sarà il numero di pixel saturi, tanto più calerà il valore di entropia.

Tra i filtri presentati si nota che Gammalog è quello che permette di ottenere immagini con il valore più alto di entropia. Il valor medio di entropia delle immagini elaborate col set Gammalog è significativamente più alto di quello delle immagini trattate col set Gamma 4.6 e col set DG2. Si ottiene, infatti, un valor medio di 10.02 per il set Gammalog, contro valori medi rispettivamente di 9.82 e 9.57 per Gamma 4.6 e DG2. Questo aspetto permette di affermare che le immagini elaborate con il filtro Gammalog perdono meno informazione rispetto alle stesse immagini rielaborate con gli altri due set di filtri proposti.

Questo aspetto di conservazione dell'informazione, si riflette positivamente sull'immagine; infatti, una maggiore quantità di informazione, significa avere un basso numero di pixel saturi (e quindi nel nostro caso con valore zero) e un maggior numero di pixel disponibili per la rappresentazione dei tessuti molli. In questo modo l'operatore avrà a disposizione un'immagine completa sulla quale poter individuare più facilmente i punti cefalometrici.

Visivamente si è può constatare questo effetto di conservazione dell'informazione in Figura 3-6, dove i tessuti molli si osservano perfettamente per le immagini elaborate con il set Gammalog, mentre sono in parte scomparsi nelle immagini trattate con il set Gamma 4.6 e DG2. Dal punto di vista clinico, tale perdita di informazione (che può sembrare minima) può compromettere la buona esecuzione dell'analisi cefalometrica seguente, e risultare quindi critica ed inaccettabile.

Oltre all'aspetto di tutela dell'informazione, Gammalog nasce con l'obiettivo di contrastare adeguatamente i tessuti duri dell'immagine.

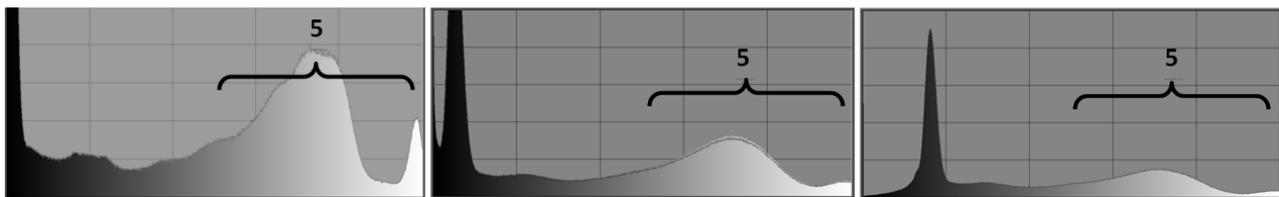
L'immagine originale MYRAY che acquisiamo dal dispositivo, è decisamente poco contrastata, e ciò si può notare sia visivamente in quanto l'immagine è tendenzialmente molto chiara, e sia quantitativamente in quanto la mediana dell'IQR del set di immagini originali ha valore 828, molto minore rispetto alle immagini elaborate (Figura 3-14).

Il calcolo del IQR mostra che il filtro Gammalog permette di ottenere immagini decisamente più contrastate rispetto a quelle di partenza; infatti la mediana di IQR vale 1475.

I trattamenti Gamma 4.6 e DG2 agiscono anch'essi in maniera decisa sul contrasto dell'immagine, presentando valori di IQR ancora più alti del filtro Gammalog; le mediane di IQR sono rispettivamente 1809 e 1877. Questo risultato dipende dal fatto che la zona di interesse clinico su cui si è eseguito il calcolo dell' IQR presenta molti tessuti molli, che con le elaborazioni Gamma 4.6 e DG2 vengono spinti drasticamente verso il valore zero, distribuendo i toni di grigio lungo un intervallo maggiore. Col filtro Gammalog, invece, il valore dei tessuti molli è mantenuto sempre distante dal valore zero, e ciò permette di distribuire l'istogramma in meno livelli di colore. L'IQR, valuta appunto la differenza tra il terzo ed il primo quartile, che nel caso di un istogramma più distribuito sarà chiaramente maggiore.

E' interessante notare come l'azione di contrasto dei tre filtri per i tessuti duri sia praticamente la medesima; è possibile notare questo aspetto sia dalle curve praticamente sovrapposte per il tratto finale (Figura 3-1) e sia dal dettaglio presente in Figura 3-8, dove la zona del Porion è praticamente identica in tutti e tre i casi.

Tale effetto è anche riscontrabile sull'istogramma delle immagini (Figura 4-1), dove per tutti e tre i set si può notare che la zona 5 ha sostanzialmente la medesima estensione, indice che i tessuti duri sono distribuiti in uno stesso range di grigi.



**Figura 4-1.** Istogramma dell'immagine CEPH con evidenziata la zona 5. Nell'ordine: set DG2, set DG1 Gamma4.6 e set Gammalog.

L'utilizzo del filtro Gammalog permette quindi di contrastare in modo analogo i tessuti duri dell'immagine rispetto alle altre due soluzioni proposte, ma al contempo il contrasto nelle zone dei tessuti molli risulta meno efficace.

## 4.2 Gammaporion

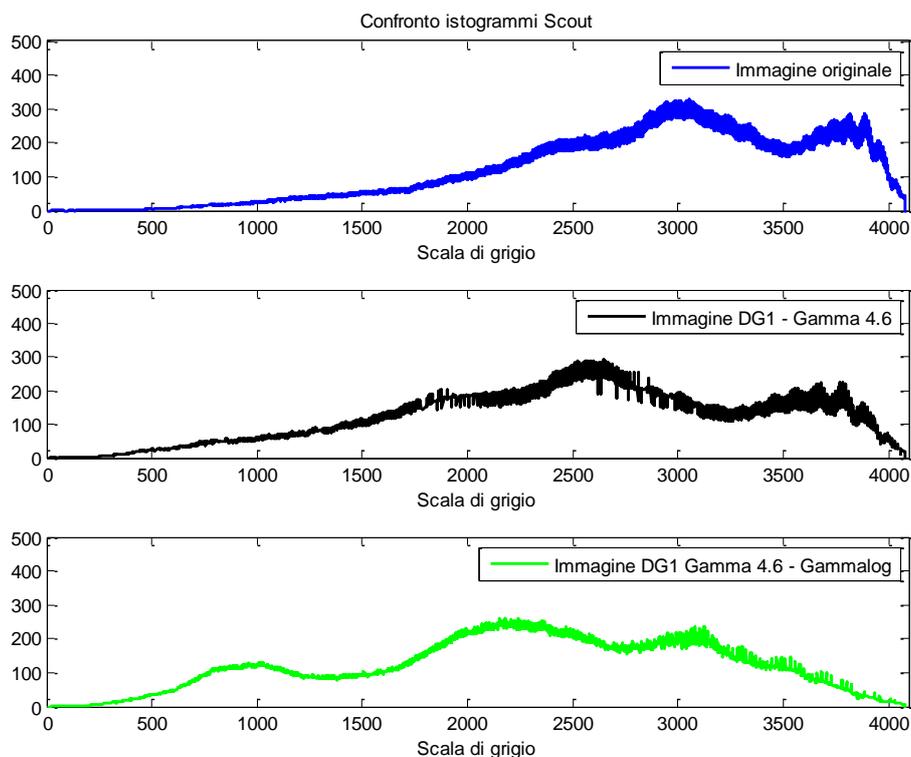
Il filtro Gammaporion nasce con l'obiettivo di aumentare il contrasto locale dell'immagine CEPH, nell'intorno della zona auricolare. Le immagini CEPH di Cefla Dentale presentano la zona auricolare molto sottoesposta, ed il contrasto risulta spesso insufficiente per l'individuazione di due punti cefalometrici fondamentali: il Porion ed il Basion.

L'azione del filtro mira, quindi, ad un aumento del contrasto locale ed al tempo stesso cerca di garantire che la trasformazione applicata non porti ad una perdita di informazione locale. Per verificare questi due aspetti si sono effettuati gli appositi calcoli di entropia ed interquartile locali.

In Figura 3-20 è riportato il calcolo del range interquartile nello scout di interesse. L'utilizzo del filtro Gammaporion con parametri gamma 2.2, raggio interno 150 e raggio esterno 350 mostra un aumento significativo dell'IQR rispetto alle immagini originali (MYRAY) e le immagine contrastate (in particolare è stato applicato il set di filtri in fase di valutazione). Il valore mediano di IQR dell'immagine originale vale 770 mentre quello del secondo set di valutazione risulta essere più alto: 1049. L'aggiunta del filtro Gammaporion aumenta ulteriormente il valore dell'IQR: 1120.

Questo effetto è chiaramente giustificato dal fatto che i toni di grigio presenti, tendenzialmente molto alti, vengono distribuiti in maniera molto più decisa lungo l'intera scala di grigi (Figura 4-2). E' proprio questo comportamento che fa crescere il valore di IQR locale e che permette di percepire lo scout più contrastato.

Questa azione di contrasto non deve però causare perdita di informazione locale; utilizzare l'aumento del contrasto, come abbiamo visto col filtro Gammalog può portare alla diminuzione di informazione e quindi alla perdita di dettagli potenzialmente importanti per l'utilizzo clinico. Per questo motivo, si è valutata l'entropia dello scout. I dati, riportati in Figura 3-19 mostrano che l'entropia locale non diminuisce per le immagini a cui è applicato il filtro Gammaporion; anzi, si è rilevato un significativo aumento rispetto all'entropia degli altri due set. Questo risultato è dovuto al fatto che l'istogramma locale dell'immagine originale è decisamente spostato verso i valori alti di grigio (Figura 4-2.a), presentando vari "picchi" (responsabili della diminuzione di entropia); per lo scout dell'immagine trattata con Gammaporion, invece, notiamo come l'istogramma sia maggiormente distribuito lungo la scala di grigio (Figura 4-2.c).



**Figura 4-2. Confronto tra gli istogrammi degli scout delle immagini trattate con i differenti set di filtri. Dall'alto verso il basso: immagine originale, immagine elaborata con filtro Gamma 4.6 ed immagine trattata con Gammalog.**

Dal punto di vista visivo l'azione del filtro non crea artefatti rilevabili, a patto che la zona di transizione sia abbastanza grande; ottimi risultati si ottengono se il raggio esterno vale almeno il doppio di quello interno.

Uno degli aspetti critici del filtro Gammaporion è sicuramente l'algoritmo di ricerca automatica dell'auricolare. Per essere competitivi sul mercato, è necessario che l'individuazione sia totalmente automatica, ma ciò può portare l'inevitabile rischio di errore. Il template matching implementato ha dimostrato di essere molto robusto; infatti, applicato su tutte le immagini del database dei siti applicativi Cefla (circa 90 CEPH) ha conseguito il 100% di individuazioni esatte dell'anello. Ciò nonostante il rischio di errore non può essere nullo. Nel caso di errore, l'effetto non compromette di certo l'esito dell'immagine, in quanto la zona individuata presenta certamente toni di grigio molto chiari e grazie alla transizione graduale non si creano artefatti importanti. E' probabile che si possa osservare l'alone contrastato in zone inaspettate creando uno spiacevole effetto estetico (Figura 4-3).



**Figura 4-3.** Applicazione del filtro in posizione sbagliata; nella figura a destra le coordinate ricercate sono in corrispondenza dell'asterisco.

### **4.3 Filtro Elimina-bande**

Lo sviluppo del filtro elimina-bande risponde ad un'esigenza di miglioramento estetico dell'immagine proposto dall'ufficio commerciale MYRAY. La presenza delle bande laterali è dovuta al non perfetto inseguimento meccanico tra sorgente, collimatore e sensore; questo difetto non è presente nelle immagini della concorrenza, per questo motivo, essendo per ora impraticabile la risoluzione del problema a livello firmware, è stata richiesta una soluzione a livello software.

Il filtro elimina-bande che ho proposto offre una soluzione a questa problematica.

I risultati illustrati nel paragrafo 3.3 mostrano l'effetto della sua applicazione alle immagini CEPH; in Figura 3-21 si osserva la completa e perfetta rimozione delle bande laterali. Il filtro non interagisce in maniera distruttiva coi tessuti molli dell'immagine, infatti, si può notare come la zona sottomentoniera si mantenga identica per entrambe le immagini, ed il profilo, a parte la ovvia riduzione della luminosità, si mantiene totalmente intatto.

Questa caratteristica permette quindi di utilizzare il filtro senza la preoccupazione di perdere prezioso contenuto clinico.

Il filtro proposto è utilizzabile sia come filtro embedded che come filtro automatico, e se ne raccomanda l'uso come secondo filtro, alle spalle solamente del Shannon stratching. Per ottenere un'immagine finale ottimamente contrastata che mantenga però tutte le informazioni cliniche, è consigliato utilizzare il filtro Gammalog e non il semplice filtro Gamma.

L'effetto finale è mostrato in Figura 4-4, dove è visualizzata la stessa immagine elaborata con Gammalog e con Gammalog più il filtro elimina-bande.



**Figura 4-4. Stessa Immagine CEPH rielaborata sia col solo filtro Gammalog, sia col filtro elimina-bande e Gammalog.**

Si nota che l'impatto estetico è migliore, ma soprattutto che il contrasto dei vari tessuti rimane inalterato ed i tessuti molli non subiscono alcuna scomparsa.

L'aspetto critico dell'utilizzo del filtro è che si necessita dell'intervento dell'operatore, in quanto la scelta del giusto punto della zona sottomentoniera è un'operazione da eseguire manualmente; l'individuazione manuale è necessaria in quanto non è stato ancora sviluppato un algoritmo automatico che identifichi correttamente la zona sottomentoniera adatta. Un'eventuale individuazione sbagliata della zona da replicare può dar luogo ad un'immagine talmente piena di artefatti che non può essere utilizzata per l'analisi cefalometrica (Figura 3-24).

Riassumendo, il filtro elimina-bande offre quindi un'ottima soluzione al problema presentato, perché apporta un miglioramento estetico ma allo stesso tempo garantisce la presenza di tutte le strutture di interesse clinico.



## 5 Conclusioni

Col presente elaborato, sono stati descritti tre nuovi filtri digitali per teleradiografie dentali, nati con l'obiettivo di risolvere vari aspetti critici delle immagini prodotte dal dispositivo Hyperion-X7, commercializzato da Cefla Dentale.

Le immagini teleradiografiche dentali sono ampiamente richieste e sfruttate in ambito ortodontico; con l'utilizzo di tali immagini, l'ortodontista effettua l'analisi cefalometrica del paziente, esame necessario per poter intraprendere una terapia ortodontica adeguata che generalmente si protrae per una durata di diversi anni.

L'immagine prodotta dagli appositi dispositivi deve essere di ottima qualità, e permettere la corretta individuazione dei punti cefalometrici e la completa visualizzazione del profilo del paziente. Oggigiorno le tecniche di rielaborazione digitale dell'immagine permettono di esaltare al meglio le caratteristiche di interesse clinico presenti nelle radiografie prodotte, risolvendo spesso difetti e criticità presenti.

Cefla Dentale ha richiesto lo sviluppo di filtri digitali che possano migliorare gli aspetti critici presenti nelle immagini teleradiografiche ed evitare così interventi a livello firmware ed hardware che sarebbero risultati più lenti e costosi.

Le immagini CEPH del dispositivo Hyperion-X7 presentano sistematicamente la scomparsa di parte dei tessuti molli del paziente dovuta al necessario aumento del contrasto dell'immagine, che altrimenti non permetterebbe la corretta visualizzazione dei tessuti duri. I tessuti molli, sono però necessari per la corretta esecuzione dell'analisi cefalometrica, e da ciò nasce l'esigenza di introdurre un'elaborazione adeguata che preservi perfettamente tali tessuti.

Per risolvere questo aspetto, ho sviluppato il filtro Gammalog, che propone una LUT creata dall'interpolazione di una curva  $x$  alla  $x$  ed una curva logaritmica. Il suo utilizzo permette di contrastare efficacemente i tessuti duri dell'immagine, e di preservarne i tessuti molli e quindi la quantità di informazione presente. Il compromesso da accettare è quello di avere un contrasto un po' più basso per i tessuti molli e i tessuti ossei meno spessi; secondo il mio parere il compromesso è ampiamente accettabile in quanto dal punto di vista clinico il contrasto presentato, anche se minore

degli altri due set, è comunque ampiamente sufficiente per identificare i punti cefalometrici; la scomparsa dei tessuti molli che si ottiene con il set di filtri attualmente utilizzati, invece, può pregiudicare in alcuni casi la buona riuscita dell'analisi clinica.

Eventuali miglioramenti per il filtro Gammalog potrebbero riguardare la scelta del parametro gamma. Attualmente il valore della gamma è fissato al momento dell'installazione del software e generalmente una volta che si concorda un determinato valore che il clinico ritiene soddisfacente, tale impostazione non viene più cambiata. Uno sviluppo interessante potrebbe essere quello di automatizzare la scelta del parametro gamma in funzione dell'istogramma d'ingresso. Il criterio usato per determinare il parametro potrebbe essere la massimizzazione di qualche indice dell'immagine (entropia, interquartile, contrasto locale, distanza tra picco 3 e picco 5 dell'istogramma).

Il secondo aspetto critico affrontato è la sistematica sottoesposizione della zona auricolare nell'immagine. In tale zona, sono presenti due punti cefalometrici fondamentali per l'analisi, e quindi la loro individuazione deve essere chiara e precisa. Per risolvere questo aspetto ho implementato il filtro Gammaporion, che in modo totalmente automatico rintraccia l'auricolare all'interno dell'immagine, ed applica una trasformazione gamma adattata.

Il filtro Gammaporion, in conclusione, ha dimostrato di rispondere alle esigenze pratiche di cui necessita l'immagine CEPH. La sua azione aumenta il contrasto locale dell'immagine, preservandone al contempo la quantità di informazione e non introducendo artefatti di alcun tipo. Con l'utilizzo di tale filtro l'individuazione dei punti di interesse è decisamente facilitata.

Con futuri miglioramenti, si può pensare di introdurre un algoritmo differente di template matching. L'eventuale algoritmo deve garantire la corretta individuazione del target e abbassare ulteriormente il tempo di calcolo, anche se le prestazioni computazionali attuali permettono di poter utilizzare tranquillamente il filtro in semi-real time.

Una strada percorribile può essere quella dell'analisi multiscala; con questo tipo di approccio è possibile ricercare il target (magari ancora attraverso la correlazione) utilizzando vari step, nei quali sia l'immagine che la maschera, sono sfruttati con un grado di risoluzione via via crescente.

Infine, ho presentato il filtro Elimina-bande, che risponde ad un'esigenza di miglioramento estetico dell'immagine. Infatti, nelle teleradiografie prodotte dall'Hyperion-X7 sono sistematicamente presenti delle bande verticali che derivano da un non perfetto inseguimento meccanico tra sorgente e sensore. Questo aspetto è considerato critico dal reparto commerciale dell'azienda, in quanto non è presente nelle immagini della concorrenza, anche se non ha ripercussioni sui fini diagnostici.

L'algoritmo sviluppato, che implementa un background suppression, crea uno sfondo fittizio che verrà sottratto dall'immagine originale. L'azione del filtro rimuove completamente le bande verticali e la zona ad emissioni minime presenti nell'immagine, senza intaccare in alcun modo i tessuti molli presenti e migliorando sensibilmente l'impatto estetico dell'immagine.

L'esecuzione del filtro necessita però dell'interazione dell'utente, che deve selezionare manualmente la zona corretta dell'immagine affinché venga eseguito correttamente l'algoritmo.

Lo sviluppo più importante da effettuare è perciò l'individuazione automatica della zona sottomentoniera corretta. Si dovrà sviluppare un algoritmo che individui automaticamente e correttamente tale zona, e che permetta un'applicazione real-time del filtro.

Dai risultati ottenuti si può affermare che i filtri proposti migliorano in maniera significativa le criticità iniziali presenti nelle immagini teleradiografiche, e forniscono una valida alternativa ai set di filtri attualmente in utilizzo sui dispositivi MYRAY.

Ho sviluppato tutti e tre i filtri sono in ambiente Matlab (si riportano in appendice i codici completi)

Ho inoltre tradotto il filtro Gammalog e Gammaporion in linguaggio C++, aggiungendoli alla libreria di filtri myrayFilter.dll utilizzata dal software rayMage della MYRAY.

Da maggio i filtri Gammalog e Gammaporion sono stati installati in due studi dentistici che collaborano con Cefla dentale; i buoni risultati ottenuti hanno fatto sì che al prossimo rilascio del software rayMage i filtri Gammalog e Gammaporion vengano definitivamente inseriti nella libreria.



# Appendice

Sono riportati in questa sezione i codici che implementano i filtri descritti.

## Filtro Gammalog – Codice Matlab

```
immagine=imread('Immagine.tif');
[altezza larghezza]=size(immagine);

%% DATI IN INGRESSO

white=2^12;           %livelli di grigio
parametro=730;       %parametro gamma del filtro
x=0:1:white;

immagine=double(immagine);
istogramma =hist((immagine(:)),2^12);

%% CALCOLO DEL COEFFICIENTE LOGARITMICO DATO IL PARAMETRO
%dal valore del parametro che ottengo in ingresso, calcolo il coefficiente
%per la curva logaritmica imponendo le condizioni C(0) e C(1)
%ascissa -->Soglia

K=x./(exp((x/white).^ (x/parametro)*log(1+white/100))-1); %formula che ottengo
esplicitando il singolo parametro in funzione di x
klog=max(K);
Soglia=find(klog==K); %la soglia è in corrispondenza del massimo della
funzione

%% APPLICAZIONE DEL FILTRO ESPONENZIALE-LOGARITMICO
%utilizzo un filtro x alla x per i valori sopra una certa soglia
%(tessuti duri) e un filtro logaritmico per i tessuti molli

ind=find(immagine>Soglia-1);
immagine2=white*(immagine/white).^ (immagine/parametro);
ind=find(immagine<Soglia);
immagine2(ind)=(white/(log(white/100)))*log(1+immagine(ind)/klog);
```

## Filtro Gammaporion – Codice Matlab

```
immagine = imread('Immagine.tif'); %get the image
[altezza larghezza]=size(immagine);
load 'maschera_nuova.txt';
immagine=double(immagine);

%Costants
grays=4096;
maxGray=maxGray-1;           %gray levels
percAlt1=0.30;               %defining the scout height
percAlt2=0.70;
Xminscout=1200;              %value of the scout
porionTh=0.85*grays;         %white threshold for porion correlation
[maskHeigth maskWidth]=size(maschera_nuova); %mask dimensions
ringPosition=30;             %distance of the metal ring from mask origin

%% Rintraccio il porion con la correlazione /Find Porion with correlation
correlazione=0;
cont=0;

for j=round(percAlt1*altezza):4:round(percAlt2*altezza)
    for i=Xminscout:4:larghezza-maskWidth
        if immagine(j+ringPosition,i+ringPosition)>porionTh
            correl_parziale=(maschera_nuova.*immagine(j:j+maskHeigth-
1,i:i+maskWidth-1));
            correlazione=sum(correl_parziale(:));
            end
            if correlazione>cont
                x=i;
                y=j;
                cont=correlazione;
            end
        end
    end
end
y=y+maskWidth/2; %get the center of mask
x=x+maskWidth/2;

%% Applico la gamma / Apply gamma transformation

%Dati in ingresso al filtro / Input parameters
raggio=150;
raggioest=250;
gamma=2.5;

LUT=zeros(1,grays); %create gamma LUT
for i=1:grays
    LUT(i)=maxGray*(i/maxGray)^gamma;
end

filtratol=immagine; %circular application of the LUT
distanza_max=raggioest-raggio;
for i=y-raggioest:y+raggioest
    for j=x-raggioest:x+raggioest
        distanza=sqrt((i-y)^2+(j-x)^2);
        if distanza < raggio
            filtratol(i,j)=LUT(immagine(i,j));
        elseif distanza<raggioest
            filtratol(i,j)=LUT(immagine(i,j))*(1-(distanza-
raggio)/distanza_max)+(immagine(i,j))*((distanza-raggio)/distanza_max);
        end
    end
end
```

```
        else
            filtrato1(i,j)=(immagine(i,j));
        end
    end
end
end

imshow(imadjust(uint16(immagine)))
```

## Filtro elimina-bande. Codice Matlab

```
immagine = imread('Immagine.tif');
[altezza larghezza]=size(immagine);

%% UTILIZZO DEL GINPUT PER DETERMINARE LA LARGHEZZA DELLA BANDA E LA Y DELLO
SCOUT %%

figure(1)
imshow(imadjust(immagine));
[x y]=ginput(1);
K=ceil(x);

%inversione grigi dell'immagine e applicazione filtro mediano
immagine=imageMedian(1+double(max(immagine(:))-immagine),3,0);

%% CREAZIONE LINEA DI TENDENZA
%creo un vettore colonna che contiene un indice legato all'andamento del
%fondo lungo l'asse y (altezza) che sfrutterò poi per modulare il fondo
%fantoccio creato

scout=immagine(1:end,40:90);      %creo lo scout verticale e il suo profilo,
[al lar]=size(scout);           %è una zona quasi sempre libera da artefatti
profilo_vert=sum(scout'/lar);

%rintraccio nella parte basse dell'immagine la zona di riferimento
indice_vert=mean(profilo_vert(y-10:y+10));
indice=zeros(1,altezza);

%creazione INDICE DI TENDENZA con filtro a media mobile
for i=11:altezza-10 ;
    indice(i)=mean(profilo_vert(i-10:i+10))/indice_vert;
end

indice(1:10)=indice(11);          %completo i bordi dell'array
indice(altezza-9:end)=indice(altezza-10);

%% CREAZIONE SFONDO
% creo un immagine che sarà l'approssimazione dello sfondo replicando una
% porzione di immagine nel tratto della presenza di bande e assegnando al
% resto dell'immagine il valore massimo(perchè ho i grigi invertiti).

a=30;                             %semiampiezza verticale della porzione da replicare
porzione_sfondo = immagine(y-a:y+a,1:end);
porzione_sfondo(:,x:end) = max(immagine(:));

sfond=(repmat(porzione_sfondo,round(altezza/(2*a-1)),1));
sfondo=sfond(1:altezza,1:larghezza);

%modulazione attraverso l'indice di tendenza
for i=1:altezza
    sfondo(i,1:x)=sfondo(i,1:x)*indice(i);
end

%% RIMOZIONE FONDO DALL'IMMAGINE
% utilizzando il logaritmo del rapporto tra immagine e sfondo entrambi a
% grigi invertiti
```

```

tmp=log(1+immagine./(1+sfondo));
%cerco il minimo escludendo i bordi per evitare anomalie
tmp1=tmp(3:altezza-3,3:larghezza-3);
m=min(tmp1(:));

%impongo come valore massimo l'uguaglianza tra fondo ed immagine e quindi ln(2)
M=0.6932;
I=4095-((tmp-m)/(M-m))*4095;
ind=find(I>4095);
I(ind)=4095;

%rendo la transizione più graduale tra la parte col fondo e quella senza
for z=1:4
    medi=(I(1:end,K-z)+I(1:end,K+2-z))/2;
    I(1:end,K-z)=(I(1:end,K-z)+medi)/2;
end

immagine=uint16(I);
figure(4)
imshow(imadjust(image));

```

```

function I2=imageMedian(I,k,flag)
%Apply a median filter with a window of size k to the image I. If flag is
%equal to 1 it plot the results.

```

```

s=size(I);

I2(:,:,1)=medfilt2(I(:,:,1),[k k]);
if length(s)==3
    I2(:,:,2)=medfilt2(I(:,:,2),[k k]);
    I2(:,:,3)=medfilt2(I(:,:,3),[k k]);
end
if flag
    figure
    ax(1)=subplot(121);
    imshow(I)
    ax(2)=subplot(122);
    imshow(I2)
    linkaxes(ax)
end

```

## Filtro Gammalog. Codice C++

```
int CGrayLevelTransformation::GammaLogCorrection(USHORT** lpImgIn, USHORT** lpImgOut, const int nHeight, const int nWidth, const int
nWhite, double dGamma)//double dLowerLevel, double dUpperLevel
{
    const float      thPerc = 0.47;

    USHORT *lpLut;
    double  dGammaDark;
    int     nErr;
    int     nGray,nGrayLevels;
    double  dTh;
    double  dK,dOrdinata;
    double  K[nGrayLevels];

    nGrayLevels = nWhite + 1;

    //=====
    //get the right coefficient for filter,according to bit dimension of the image

    int     nFatt;
    if (nGrayLevels >= (1<<16))
    {
        nFatt=16;
    }
    else if (nGrayLevels >= (1<<14))
    {
        nFatt=4;
    }
    else
    {
        nFatt=1;
    }

    //=====
    //define the threshold value and set the parameters for interpolate the two curves.

    for(nGray = 1; nGray <nGrayLevels; ++nGray)
    {
        K[nGray] = nGray/(exp(pow(nGray/nGrayLevels),((double)nGray/dGamma))*log(1+(double)nGrayLevels/100))-1);

        if (K[nGray]>K[nGray-1])
        {
            dGammaDark = K[nGray];
            dTh=nGray;
        }
    }

    nErr = _BuildLut(&lpLut,nGrayLevels);
    if(nErr != _DONE)
        return nErr;

    //=====
    //create and apply LUT

    for(nGray = 0; nGray <= dTh; ++nGray)
    {
        lpLut[nGray] = (USHORT)(((double)nWhite/(log((double)nWhite/100)))*log(1+nGray/dGammaDark));
    }

    for(;nGray < nGrayLevels; ++nGray)
    {
        lpLut[nGray] = (USHORT)((double)nWhite*pow((nGray/(double)nWhite),(nGray/(nFatt*dGamma))));
    }

    nErr = ApplyLUT(lpImgIn,lpImgOut,nHeight,nWidth,nWhite,lpLut);

    free(lpLut);
    return nErr;
};
```

## Filtro Gammaporion. Codice C++

```
int CGrayLevelTransformation::GammaPorion(USHORT** lpImgIn, USHORT** lpImgOut, int nHeight, int nWidth, const int
nWhite, double dGamma, int nnRadius, int nRadiusExtern)
{
    const int MASK_HEIGHT = 160;
    const int MASK_WIDTH = 140;
    const int DEF_PORION_X = 1550;
    const int DEF_PORION_Y = 1100;
    const int X1 = 1300;
    const int X2 = nWidth - MASK_WIDTH;
    const int Y1 = (int)(0.30*nHeight);
    const int Y2 = (int)(0.70*nHeight);
    const int STEP_X = 4;
    const int STEP_Y = 4;
    const int PORION_CENTER_X = 70;
    const int PORION_CENTER_Y = 70;

    USHORT *lpLut;
    int nErr;
    int nGray,nGrayLevels;
    int nXPorion,nYPorion;
    int nMax;
    int maskHeight=160;
    int maskWidth=140;
    int nRadius,nRadiusExt;
    double dDist;

    nGrayLevels = nWhite + 1;

    //=====
    //the filter is not applied if the image is uncomplete (the porion isn't in the image)
    //or if the image processed is a carpus or antero-posterior(carpus width = 1807 and AP width= 2023)

    /** Copia l'immagine di ingresso in uscita

for(int nRow = 0; nRow < nHeight; ++nRow)
{
    USHORT *lpRowIn = lpImgIn[nRow];
    USHORT *lpRowOut = lpImgOut[nRow];
    memcpy(lpRowOut, lpRowIn, sizeof(*lpRowOut)*nWidth);
}

if ((nWidth<1600) || (nWidth == 1807) || (nWidth == 2023))
{
    return _DONE;
}
else {

    //=====
    //assign consistent input values and check the input
    //with suggested extreme values

    nRadius=min(nnRadius,nRadiusExtern);
    nRadiusExt=max(nnRadius,nRadiusExtern);

    int nMaxRadExt=500;
    int nMinRadExt=100;
    int nMaxRad=450;
    int nMinRad=50;

    if (nRadiusExt>nMaxRadExt){
        nRadiusExt=nMaxRadExt;
    }
    if (nRadiusExt<nMinRadExt) {
        nRadiusExt=nMinRadExt;
    }
}
}
}
```

```

}
if (nRadius<nMinRad) {
    nRadius=nMinRad;
}
if (nRadius >nMaxRad) {
    nRadius=nMaxRad;
}

//=====
//find Porion coordinates with correlation mask

int          nRow,nCol;
int          nRowC,nColC;
__int64  dCont=0;

__int64 **dCorrel = new __int64*[nHeight];
for(int i = 0; i < nHeight; ++i)
{
    dCorrel[i] = new __int64[nWidth];
    memset(dCorrel[i], 0, nWidth*sizeof(__int64));
}

//Default Porion coordinates

nXPorion = DEF_PORION_X;
nYPorion = DEF_PORION_Y;

for (nRow = Y1; nRow < Y2; nRow = nRow+STEP_Y)
{
    for (nCol = X1; nCol < X2; nCol = nCol+STEP_X)
    {
        if ((lpImgIn[nRow+30][nCol+30]+ lpImgIn[nRow+31][nCol+31])/2 > 0.85*nGrayLevels){

            for (nRowC=0; nRowC < maskHeight; ++nRowC)
            {
                for (nColC=0; nColC < maskWidth; ++nColC)
                {
dCorrel[nRow][nCol]+=(__int64)Maschera[nRowC][nColC]*(__int64)lpImgIn[nRow+nRowC][nCol+nColC];
                }
            }
            if (dCorrel[nRow][nCol]>dCont)
            {
                nXPorion=nCol;
                nYPorion=nRow;
                dCont=dCorrel[nRow][nCol];
            }
        }
    }
nXPorion=(int)(nXPorion+PORION_CENTER_X);
nYPorion=(int)(nYPorion+PORION_CENTER_Y);

for(int i = 0; i < nHeight; ++i)
{
    delete [] dCorrel[i];
}
delete [] dCorrel;

nErr = _BuildLut(&lpLut,nGrayLevels) ;
if(nErr != _DONE)
    return nErr;

//=====
//create look-up table (LUT)

```

```

for(nGray = 0; nGray < nGrayLevels ; ++nGray)
{
    lpLut[nGray] = (USHORT)((double)nWhite*pow((nGray/(double)nWhite),dGamma));
}

//=====
//create the image with a round application of the LUT

const int ROI_X1 = max(0, nXPorion - nRadiusExt);
const int ROI_X2 = min(nWidth, nXPorion + nRadiusExt);
const int ROI_Y1 = max(0, nYPorion - nRadiusExt);
const int ROI_Y2 = min(nHeight, nYPorion + nRadiusExt);

nMax=nRadiusExt-nRadius;
for(nRow = ROI_Y1; nRow < ROI_Y2; ++nRow)
{
    for(nCol = ROI_X1; nCol < ROI_X2; ++nCol)
    {
        dDist= sqrt(pow((double)(nRow-nYPorion),2)+pow((double)(nCol-nXPorion),2));

        if (dDist < nRadius)
        {
            lpImgOut[nRow][nCol]=lpLut[lpImgIn[nRow][nCol]];
        }
        else if (dDist <= nRadiusExt)
        {
            const double k = (dDist-nRadius)/(double)nMax;
            lpImgOut[nRow][nCol]=(lpLut[lpImgIn[nRow][nCol]])*(1-k) +
(lpImgIn[nRow][nCol])*k;
        }
        else
        {
            lpImgOut[nRow][nCol]=lpImgIn[nRow][nCol];
        }
    }
}

return _DONE;

free(lpLut);
return nErr;
}
}

```



# Bibliografia

- [1] Radiologia odontostomatologica. Renato Nessi, Luca Viganò 2004
- [2] European Commission. Radiation Protection 125: Low dose ionizing radiation and cancer risk. 2001. Office for Official Publications of the EC: Luxembourg.
- [3] BEIR. Health effects of exposure to low level ionizing radiation. National Research Council, Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations. National Academy Press. Washington DC 1990
- [4] ICRP 60 International Commission on Radiological Protection. Fischer, Stuttgart 1993.
- [5] UNSCEAR 93 Sources and effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 1993. Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. United Nations, New York 1993.
- [6] European Commission. Radiation Protection 88. Recommendations for the implementation of Title VII of the European Basic Safety Standards (BSS) Directive concerning significant increase in exposure due to natural radiation sources. 1997. Office for Official Publications of the EC: Luxembourg.
- [7] Studi eseguiti da BfS-Siehe Bundesamt für Strahlenschutz del 1999.
- [8] La diagnostica per immagini in odontoiatria. Robert Cavezian, Gerard Pasquet 2006
- [9] Tracciato cefalometrico individuale. Angelo Conte, Claus Avril
- [10] Radiologia. Friedrich A. Pasler, Heiko Visser. 2000

- [11] Digital Image Processing. Gonzalez, Woods. 2002
- [12] Methodological improvement of 3D fluoroscopic analysis for the robust quantification of 3D kinematics of human joints. Luca Tersi.
- [13] G. Boccignone, "A multiscale contrast enhancement method," in Proc.ICIP, 1997, p. 306.
- [14] A. P. Dhawan, G. Buelloni, and R. Gordon, "Enhancement of mammo-graphic features by optimal adaptive neighborhood image processing," IEEE Trans. Med. Imag., vol. MI-5, pp. 8–15, 1986.
- [15] Neil A. Weiss. Introductory Statistics. Addison Wesley, sixth edition, 2002.
- [16] S. Webb, The Physics of Medical Imaging, (Adam Hilger, Bristol-Philadelphia-New York, 1988).
- [17] Lilliefors, H. (June 1967), "On the Kolmogorov–Smirnov test for normality with mean and variance unknown", Journal of the American Statistical Association, Vol. 62. pp. 399–402.
- [18] John R. Taylor, An introduction to error analysis, University Science Books, 1997
- [19] A new real time filter for local exposure correction in panoramic radiography (PaRSEC filter). I.Frosio and N. A. Borghese.
- [20] Enhancing Digital Cephalic Radiography With Mixture Models and Local Gamma Correction. G. Ferrigno, and N. A. Borghese, IEEE Trans. on medical imaging, vol. 25, no. 1, January 2006