

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITA' DI BOLOGNA  
CAMPUS DI CESENA  
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA  
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Titolo elaborato

**Implementazione e verifica degli algoritmi per il  
controllo di esposizione automatico nelle  
radiografie.**

Tesi

in biomeccanica

Relatore

Ing. Rita Stagni

Presentata da

Marco Teci

Sessione: Seconda

Anno accademico: 2012/2013

# INDICE

<b>Sommario</b> .....	4
<b>Introduzione</b> .....	7
<b>Capitolo1:Background</b> .....	10
1.1.Descrizione del dispositivo radiografico Hyperion X7 .....	10
1.2.Passi fondamentali per eseguire un esame radiografico....	12
1.3.Fattori tecnici e modalità di scelta di questi ultimi.....	13
1.4.Studio delle radiografie.....	16
1.5.Conseguenze nelle radiografie di errori posizionamento paziente.....	19
1.6.Modalità automatica MRT1 nel dispositivo radiografico Hyperion X7.....	24
1.7.Acquisizione ed elaborazione dell'immagine.....	25
<b>Capitolo 2: Analisi procedurale Aziendale di costruzione MRT2</b> ...	30
<b>Capitolo 3: Parte meccanica di MRT2</b> .....	39
3.1.Teoria generale traiettorie.....	39
3.2. Traiettoria particolare:la Scout.....	44
<b>Capitolo 4: MRT2 modalità automatica parte software</b> .....	47

4.1	Analisi dell'algoritmo e del suo principio di funzionamento.....	47
<b>Capitolo 5:</b>	<b>Implementazione e soluzione delle problematiche incontrate per ogni tipologia di esame.....</b>	<b>54</b>
5.1.	Implementazione esami panoramici standard.....	55
5.2.	Implementazione esami panoramici Bitewing.....	60
5.3.	Implementazione esami dell'articolazione temporo-mandibolare (ATM o TMJ).....	62
5.4.	Implementazione esami dei seni mascellari.....	66
5.5.	Implementazione esame cefalometrico.....	68
5.6.	Implementazione esame panoramico per bambini(Pan Child).....	69
<b>Capitolo 6:</b>	<b>Validazione prodotto e raccolta Dati.....</b>	<b>73</b>
6.1.	Modalità di elaborazione e statistica.....	73
6.2.	Risultati statistici della prima raccolta dati per riunione con il PM.....	75
6.3.	Risultati statistici per validazione prodotto MRT2.....	78
<b>Conclusioni</b> .....		<b>85</b>
<b>Bibliografia</b> .....		<b>89</b>
<b>Ringraziamenti</b> .....		<b>90</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 durante il tirocinio per tesi autorizzato dall'Università.

L'obiettivo della collaborazione è stato quello di rispondere a specifiche esigenze aziendali che miravano al miglioramento del prodotto Hyperion-X9, il dispositivo MYRAY top di gamma che esegue esami radiologici dentali quali panoramiche, teleradiografie ed esami 3D.

La collaborazione svolta si è incentrata sull'implementazione di un metodo per eseguire una radiografia in modalità automatica, nonché la validazione a campo di questo prodotto

Nei primi apparecchi radiografici infatti le caratteristiche dell'esposizione venivano selezionate da un operatore (tecnico di radiologia) in base alla sua esperienza. Negli ultimi anni si sono sviluppate tecniche che in modalità automatica sono in grado di adattare automaticamente la dose di raggi X da somministrare al paziente in modo da erogare la dose minima necessaria per ottenere una radiografia di buona qualità.

Il dispositivo radiografico Hyperion X9 è un apparecchio cosiddetto "ibrido" poiché dispone di esami radiografici 2D e anche dell'esame 3D, che si sta sempre più sviluppando nelle macchine radiografiche più avanzate. Quando predisposto per la produzione di immagini 2D, il dispositivo radiografico Hyperion X9 produce un'immagine panoramica delle strutture dentali di un paziente tramite l'esposizione ai raggi X del cranio del paziente stesso.

La panoramica (anche nota come ortopantomografia) produce un'immagine radiografica di un piano curvo, noto come curva di Welander, approssimato alla mascella e mandibola del paziente, con sfocatura delle strutture anatomiche che si trovano al di fuori di uno strato limitato intorno al piano curvo predefinito.

L'insieme dei movimenti che le parti meccaniche devono effettuare per ottenere questo risultato è definita **traiettoria**. Questa tecnologia è nota fin dagli anni '50. Per i primi 30-40 anni circa (1950-1990) veniva utilizzata una pellicola che era impressionata dalle radiazioni X.

Oggi tali macchinari sono equipaggiati con sensori digitali in grado di convertire l'emissione a raggi X che colpisce il detettore in un segnale elettrico che, opportunamente elaborato, forma un'immagine digitale.

L'attenuazione cui il fascio di raggi X è sottoposto attraversando i vari tessuti del paziente determina il grado di esposizione dell'immagine radiografica. Tessuti diversi attenuano i raggi X in modo diverso a seconda della loro densità, e ciò rende possibile distinguere un tessuto dall'altro.

La corretta esposizione si ottiene quindi bilanciando l'intensità del fascio di raggi X in modo che i tessuti di interesse clinico risultino ben visibili e dettagliati. Una esposizione eccessiva comporta che tessuti di bassa-media densità vengano attraversati dai raggi X senza che i raggi X subiscano una attenuazione tale da essere rilevata (sovraesposizione), mentre una esposizione troppo bassa comporta una attenuazione del fascio eccessiva da parte dei tessuti più densi, rendendoli difficilmente distinguibili da quelli circostanti (sottoesposizione).

In caso di sovraesposizione o sottoesposizione può essere necessario effettuare un'altra acquisizione (re-take). Bisogna sempre tenere conto del fatto che i raggi X possono provocare un danno biologico al paziente, dal momento che le radiazioni X sono radiazioni ionizzanti che possono danneggiare il DNA cellulare. Risulta quindi evidente la necessità di somministrare la più piccola dose di raggi X appropriata per il singolo paziente sottoposto ad indagine. [1]

Nel prodotto della serie Hyperion precedente, conosciuto commercialmente come Hyperion X7 ( che è un apparecchio equipaggiato per la produzione di sole immagini 2D), la modalità automatica utilizzata è chiamata MRT

(Morphology Recognition Technology che in questo elaborato identificherò come MRT1, per comodità espositiva) a, che si basa su un sistema elettromeccanico, il quale rileva le dimensioni della testa del paziente e la sua altezza. Da questa informazione, con un semplice calcolo, definisce la giusta combinazione di fattori tecnici da utilizzare.

L'azienda Cefla si è proposta quindi di elaborare e validare un metodo che superasse le criticità e migliorasse il rendimento dell' MRT1, in modo conforme alle esigenze e alla alta gamma cui appartiene l'Hyperion X9. Tale metodo verrà identificato come MRT2.

Nel capitolo 1 viene riportato il minimo Background necessario per comprendere l'elaborato, introducendo anche il linguaggio tecnico utilizzato.

Nel capitolo 2 viene riportata la procedura aziendale di creazione e validazione dell' MRT2.

Nel capitolo 3 viene descritta la modalità automatica MRT2 nella sua parte meccanica con una breve introduzione al concetto di traiettoria.

Nel capitolo 4 viene descritta la parte Software di MRT2, in particolare l'algoritmo di calcolo dei fattori tecnici che determinano il grado di esposizione dell'esame radiografico.

Nel capitolo 5 vengono riportate le soluzioni e le modifiche di MRT 2 per ogni tipologia di esame disponibile nel dispositivo radiografico Hyperion X9.

Nel capitolo 6 vengono riportati i risultati ottenuti e i risultati statistici della validazione prodotto.

Nel capitolo 7 vengono trattate le conclusioni finali del lavoro svolto, proponendo nuovi sviluppi e implementazioni possibili dell' MRT2

In appendice è riportato interamente il codice in Javascript dell' algoritmo per ogni esame, e che è stato poi tradotto in linguaggio C++ per l'implementazione sulla macchina.

L'elaborato termina con la bibliografia ed i ringraziamenti.

## 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.[2]

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). [2]

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, costi e salute dei pazienti. [2]

La **Cefla Dentale**, l'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 professionisti una ampia gamma di strumenti ad alto livello tecnologico.

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, rispettando il compromesso rischi-benefici ritenuto accettabile dalle normative europee e internazionali in materia di esami radiologici .

Da alcuni anni la Cefla Dentale ha in commercio il dispositivo radiografico Hyperion X7 in cui ha avuto molta importanza, in fase di progettazione, la individuazione e la modalità di scelta dei fattori tecnici da utilizzare negli esami.

L' MRT1 presenta diverse criticità:

- utilizza una tecnologia simile a un brevetto di un'altra azienda;
- è un dispositivo per lo più costituito da parti meccaniche ed elettromagnetiche, il che implica costi di produzione elevati, rischi di rottura e/o usare nel tempo, calibrazioni complesse con alti costi di manutenzione e ricambio;
- è incompatibile con il concept del nuovo dispositivo radiografico Hyperion X9

La mia collaborazione con il reparto di ricerca e sviluppo dell'azienda Cefla dentale si è dunque incentrata sullo sviluppo di una nuova tecnologia chiamata MRT2 applicabile al dispositivo radiografico Hyperion X9 che migliori le prestazioni di MRT1 e che risolva le criticità sopra elencate.

Il mio lavoro è partito in coda al lavoro di ricerca già avviato su MRT2, in quanto dopo varie prove di laboratorio l'R&D ha individuato il tipo di modalità da utilizzare e un' idea di algoritmo di partenza.

La scelta intrapresa dal R&D è stata quella di creare una traiettoria di pre-esame, chiamata Scout, che rileva un certo numero di dati, per poi -tramite l'algoritmo - stabilire il giusto grado di esposizione da utilizzare per l'esame seguente.



La mia attività è stata quindi, affiancato dai progettisti della Cefla, di creare e verificare le traiettorie Scout per ogni tipologia di esame e codificare l' algoritmo di partenza con valori ben definiti che davano un reale riscontro positivo nel numero in uscita dei fattori tecnici. Mi sono occupato anche della validazione prodotto e dell'elaborazione statistica dei dati presi a campo.

Le traiettorie e la verifica, che chiameremo in questo elaborato "parte meccanica di MRT2" sono state fatte tramite un software specifico creato da un progettista che lavora per la R&D Cefla Dentale.

L'algoritmo di definizione dei fattori tecnici è stato implementato e creato con il Software per imaging ImageJ per poi essere convertito in linguaggio C++ dai progettisti della Cefla, e poter così essere applicato al dispositivo radiografico Hyperion X9.

# Capitolo 1 BACKGROUND

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

In questo capitolo viene descritto o trattato:

- il dispositivo nella sua interezza e il suo utilizzo previsto
- come eseguire un esame e l'importanza dei fattori tecnici ai fini diagnostici della radiografia e le modalità di scelta dei fattori tecnici;
- un'introduzione allo studio di una radiografia panoramica e il suo interesse clinico con una spiegazione della terminologia tecnica usata come incide la scelta di fattori tecnici sull'immagine finale;
- l'importanza del posizionamento del paziente e come un errato posizionamento incide clinicamente sull'immagine finale;
- un breve excursus sulla modalità automatica MRT1 nel vecchio dispositivo radiografico Hyperion X7;
- in breve i processi di acquisizione ed elaborazione dell'immagine.

## 1.1 Descrizione del dispositivo radiografico Hyperion X9

Il dispositivo radiografico Hyperion X9 è un sistema di radiografia extraorale per panoramiche digitali, teleradiografie e tomografie.

Il sistema è classificato in Classe I e Tipo B per quanto riguarda la sicurezza secondo la norma IEC 60601-1:1998.

Il sistema è classificato come un'apparecchiatura elettromedicale a raggi X di classe IIB secondo la Direttiva della Comunità Europea per dispositivi medici 93/42/CEE e successive modifiche intervenute.

Il dispositivo radiografico Hyperion X9 consente le seguenti proiezioni:

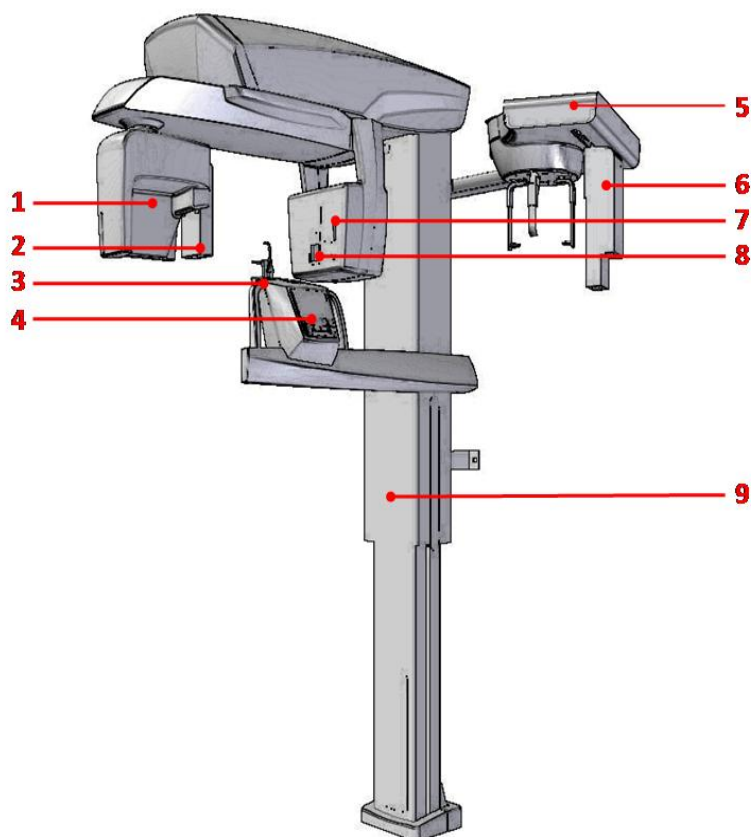
- viste standard o panoramiche pediatriche (PAN);
- viste complete o parziali della dentatura, selezionate dall'utente (DENT);

- viste frontale e laterale dei seni mascellari (SIN);
- viste laterale e postero-anteriore delle articolazioni temporo-mandibolari (ATM/TMJ), da più angolazioni.

Se è montato il braccio per teleradiografie (CEPH), Hyperion X9 permette le seguenti proiezioni:

- cefalografie in vista latero-laterale standard o pediatriche;
- cefalografie in vista antero-posteriore e postero-anteriore;
- radiografia della mano (carpo).

Se dotato di opzione CB3D, hyperion X9 permette anche immagini tomografiche.



- 1) Rilevatore CB3D
- 2) Sensore 2D per immagini panoramiche
- 3) Craniostato
- 4) Consolle
- 5) Braccio per teleradiografie
- 6) Sensore 2D per teleradiografie

- 7) Laser di puntamento
- 8) Sorgente raggi-X
- 9) Colonna telescopica di sollevamento

## 1. 2. Passi fondamentali per eseguire un esame radiografico

La tecnologia MRT2 è progettata e utilizzata solo negli esami 2D, per questo motivo in questo elaborato tratteremo nello specifico solo degli esami 2D.

In un dispositivo radiografico della famiglia degli ortopantomografi, in particolare nell' Hyperion X9, per eseguire correttamente l'esame che si vuole effettuare, occorre, in ordine:

- selezionare da consolle o da pc (dove richiesto) la tipologia di esame che si vuole effettuare;
- posizionare il paziente correttamente in base alla tipologia di esame selezionato;
- selezionare la modalità di scelta dei fattori tecnici e scegliere i giusti fattori tecnici di conseguenza;
- effettuare la scansione con i raggi X;

Appare chiaro come la scelta dei fattori tecnici sia un passo fondamentale nell'esecuzione di un esame.

Analizziamo, nel capitolo seguente, la definizione di fattore tecnico e le modalità di scelta presenti nel dispositivo radiografico Hyperion X9.

### 1.3. Fattori Tecnici e modalità di scelta di questi ultimi

Il dispositivo radiografico HyperionX9 comprende una sorgente di raggi X e un detettore di raggi X fissati alle estremità di un supporto rigido, in grado di girare intorno al paziente.

La macchina comprende inoltre un dispositivo per il posizionamento e l'immobilizzazione del paziente durante l'acquisizione.

I parametri tecnici di esposizione che influenzano l'intensità del fascio di raggi X emesso dalla sorgente sono:

- la tensione del tubo radiogeno (kV),
- la corrente del tubo radiogeno (mA),
- la durata dell'esposizione (sec) e
- la velocità di avanzamento della pellicola (o *film speed*).

Quest'ultimo parametro, originariamente, negli apparecchi analogici a pellicola determinava per quanto tempo una porzione della pellicola stessa veniva esposta alla radiazione ed il verso di traslazione della pellicola.

Tale parametro in molti degli apparecchi digitali odierni è stato mantenuto come terminologia, e corrisponde alla velocità ed al verso di lettura del sensore; altrove viene sostituito dal parametro detto *clock TDI*. In entrambi i casi l'effetto sulla qualità dell'esposizione dell'immagine è del tutto analogo.

[3].

I kVolt e i mAmpere sono i parametri del generatore di Raggi X. Questi vanno a modulare il fascio di elettroni ad altissima frequenza che esce dal generatore, per attraversare la zona di tessuto di interesse fino al sensore specifico.

Il tempo di esposizione è la durata complessiva dell'emissione di raggi X durante la scansione (che è diversa dalla durata dell'esame).

L'impostazione dei fattori tecnici è l'impostazione della potenza del fascio di elettroni. Il valore di kV mA ed il tempo di esposizione (che è in secondi)

definiscono anche la dose misurata in DAP ( $\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$ ), cioè la dose di radiazioni assorbita in una determinata area irraggiata.

I kV definiscono la capacità di penetrazione del fascio nei tessuti. Questa proprietà implica che, all'aumentare dei kV, molte meno radiazioni vengono assorbite dal tessuto colpito, poiché aumenta la penetrazione del fascio e quindi l'energia assorbita dal tessuto è minore.

I mA definiscono il numero di fotoni del fascio. Se raddoppio i mA e dimezzo il tempo di esposizione (o viceversa), ottengo lo stesso DAP, la stessa dose assorbita dal paziente e la stessa immagine radiografica.

L'obiettivo è dare meno dose al paziente (per cui al contrario della concorrenza usiamo kV più alti e meno mA) in tempi d'esame ristretti per il confort del paziente (e quindi ridurre i sec aumentando i mA, quando possibile). Nei dispositivi radiografici Hyperion e nella macchina Cefla i secondi non sono variabili dall'utente, mentre i kV e i mA sono impostabili dall'utente stesso. Le modalità automatiche MRT1 e MRT2 utilizzano come unica variabile i kV, mentre i mA rimangono fissi in base alla tipologia di esame scelto. Questo appunto per diminuire la dose di radiazioni assorbita dal paziente.

## **MODALITÀ DI SCELTA DEI FATTORI TECNICI**

Nel dispositivo radiografico Hyperion X9 sono disponibili 3 modalità:

- Modalità MANUALE
- Modalità COSTUM
- Modalità AUTOMATICA MRT2 (quella che sono andato a realizzare ed implementare)

La modalità MANUALE consiste nella possibilità, da parte dell'utente, di scegliere la taglia indicativa del paziente (uomo donna e bambino) a cui corrisponde un valore di kV e mA di riferimento medio per quella taglia specifica.

La modalità COSTUM consiste nella possibilità da parte dell'utente di impostare a suo piacimento i kV da un valore 0 a 85 ed i mA da un valore 0 a 10.

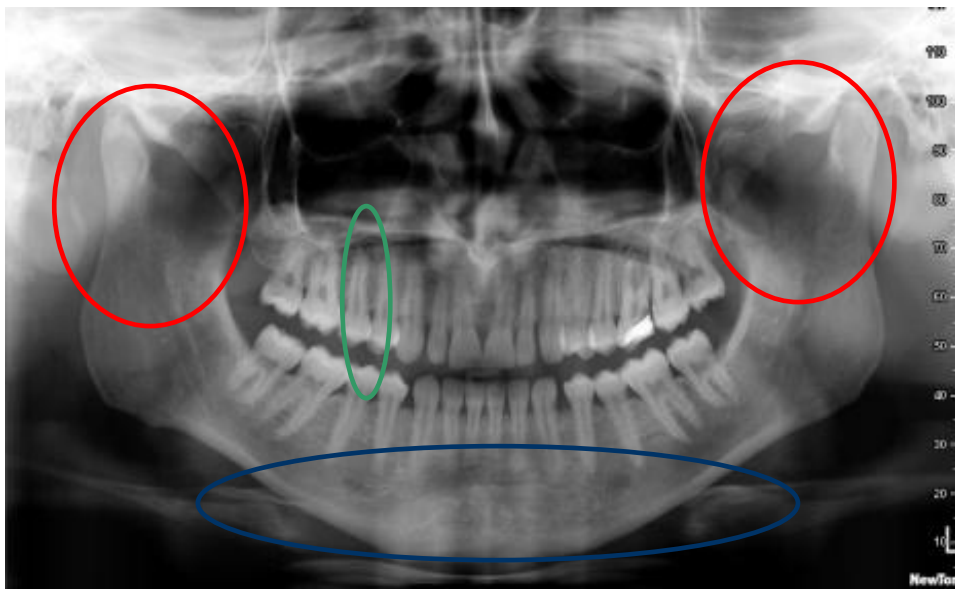
La modalità automatica MRT2 consiste nella totale scelta autonoma della macchina dei fattori tecnici.

## 1.4. Studio delle radiografie

In questo capitolo introduco il concetto di radiografia clinicamente utilizzabile e come questo sia strettamente dipendente alla corretta scelta dei fattori tecnici.

*Per semplicità, farò riferimento alla radiografia panoramica, ma il concetto deve essere differenziato per ogni tipologia di esame, poiché i distretti anatomici presi in considerazione sono diversi e le zone di interesse clinico sono diverse.*

Una radiografia clinicamente utilizzabile è una radiografia in cui tutti i distretti anatomici di interesse clinico (specifici per quella tipologia di esame) sono interamente visibili in tutti i loro particolari.





In una panoramica clinicamente utilizzabile, come in questo esempio riportato sopra, si devono vedere ampiamente e ben differenziate almeno:

- Ogni dente e la sua gengiva (cerchio verde)
- I condili nella loro totalità (cerchio Rosso)
- Il tessuto osseo e sotto la mascella (cerchio blu)



Nella seguente tabella sono catalogate le immagini in base al corretto valore di esposizione, che è correlato alla giusta scelta dei fattori tecnici.

<b>Radiografia Esposta bene</b>	Radiografia corretta nella sua totalità. Utilizzabile con facilità per una corretta e non approssimativa diagnosi o costruzione di Impianto	
<b>Radiografia Sottoesposta</b>	Radiografia non adeguata per un accurato studio clinico. Molte parti importanti non vengono messi in evidenza per la scarsa penetrazione dei Raggi X.	
<b>Radiografia Sovraesposta</b>	Radiografia con perdita di informazione. Non adeguata per studio clinico. Estesa parte della gengiva e del dente Canino non sono visibili.	
<b>Radiografia fuori fuoco</b>	I particolari non sono visibile con grande precisione. La radiografia appare sfocata in più punti. Le gengive non sono visibili chiaramente.	

I parametri che determinano una buona esposizione di una Radiografia sono:

**kVolt**

**mAmpere**

**tempo di esposizione**

La modulazione di questi fattori tecnici è il parametro principe che costituisce la quantità di radiazioni somministrata al paziente.

Si potrebbero definire quindi le 3 tipologie di radiografia come segue, collegandole direttamente ai fatto tecnici.

1. **Radiografia Esposta Bene:** dove i fattori tecnici sono stati correttamente utilizzati per la migliore esposizione della radiografia
2. **Radiografia Sottoesposta:** il fattore tecnico è stato utilizzato in difetto ed è stata prodotta una radiografia troppo chiara. Occorreva utilizzare un incremento del fattore tecnico poiché i tessuti del paziente erano più densi

e/o di maggior spessore. E' stata somministrata al paziente una dose di radiazioni inferiore rispetto a quella dovuta e probabilmente la radiografia sarà da rifare perché non utilizzabile clinicamente

3. **Radiografia Sovraesposta:** un errato utilizzo dei fattori tecnici ha prodotto una radiografia "saturata" in alcuni punti. Al paziente è stata somministrata una dose di radiazioni più elevata rispetto a quella dovuta e probabilmente la radiografia sarà da rifare perché non utilizzabile clinicamente.

L'ovvia conseguenza logica è che, per tutelare al meglio la salute del paziente, sia meglio utilizzare un kV orientato verso la minima dose possibile di radiazioni.

Questa terminologia è stata utilizzata per classificare le radiografie nella validazione del prodotto ed è la terminologia usata nell'ambito radiologico per definire una radiografia in base al suo valore di esposizione al fascio di fotoni, che è l'equilibrio tra il Valore di kV , mA e tempo di esposizione.

## 1.5. Conseguenze nelle radiografie di errori di posizionamento paziente

Per eseguire correttamente un esame, uno dei passi fondamentali è il corretto posizionamento del paziente.

In questo capitolo espongo, a titolo di esempio, i passi fondamentali per posizionare un paziente negli esami panoramici e successivamente come un errato posizionamento influisce sul contenuto clinico della radiografia.

Questi errori hanno una importanza non trascurabile nell'implementazione di MRT2 poiché, oltre che a generare immagini non diagnosticamente valide o ancor peggio, con informazioni diagnostiche errate o ambigue, portano a diversi errori di calcolo dei fattori tecnici. In conclusione, oltre a invalidare clinicamente una radiografia, rendono anche la modalità automatica meno precisa.

Un errato posizionamento influisce notevolmente su:

- La buona messa a fuoco delle regioni anatomiche di interesse
- Le reali proporzioni delle ossa
- La visione delle regioni anatomiche di interesse, poiché altrimenti potrebbero essere coperte da artefatti o altre ossa non appartenenti alla regione di riferimento.

Il posizionamento paziente è quell'insieme di azioni che portano l'utente a posizionare le parti del corpo del paziente nella posizione più idonea per l'esame che si vuole eseguire.

Il posizionamento corretto è quindi relativo ad una sola tipologia di esame e sarà diverso per tutte le altre.

A titolo esemplificativo prendiamo in considerazione il tipo di Esame Panoramico (che risulta essere il più utilizzato, nel 90 % dei casi).

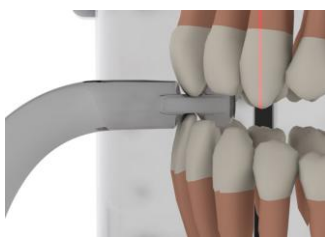
Riporto una breve spiegazione, per punti, dei passi più importanti per il posizionamento del paziente. Le informazioni sono tratte dal manuale d'uso dell'HiperionX9.

## *Posizionamento paziente per esami Panoramici*

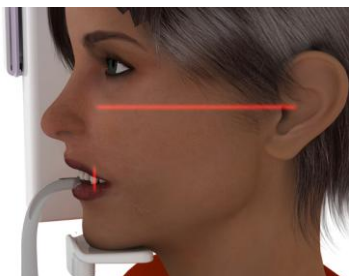
- 1) Regolare l'altezza della colonna finchè il morso di riscontro sia leggermente più alto del piano occlusale del paziente. Mettere le protezioni monouso sul morso.
- 2) Chiedere al paziente di avanzare con un passo in avanti, mantenendo la presa sulle impugnature, fino a raggiungere la posizione mostrata in figura.



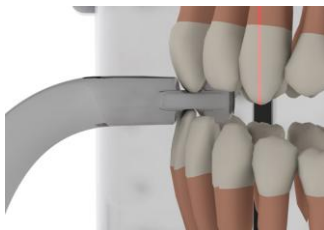
- 3) Far mordere al paziente il morso occlusale con i denti e verificare la simmetria della testa del paziente utilizzando come guida la traccia verticale sagittale.



- 4) Verificare il corretto posizionamento del piano di Francoforte sovrapponendovi la traccia luminosa orizzontale superiore. Prestare attenzione a che il paziente mantenga la schiena in posizione eretta e distesa.



- 5) Chiedere al paziente di sorridere al fine di scoprire i canini superiori. Fare coincidere la traccia verticale di messa a fuoco con la cuspidi del canino superiore.

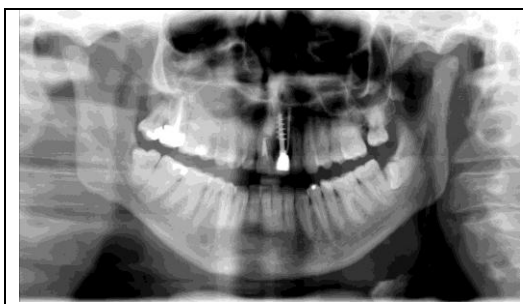
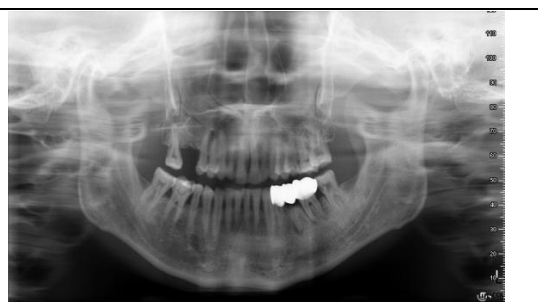
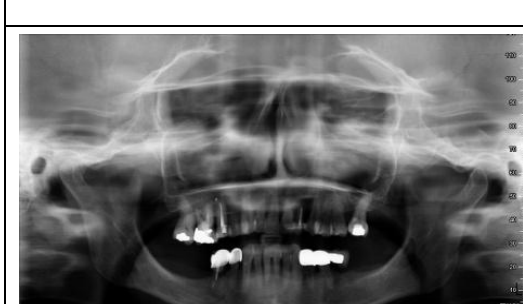

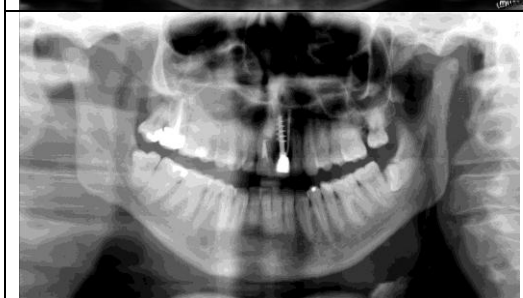



- 6) Serrare il craniostato.

Questi 6 passi, molto semplificati, consentono al paziente di avere la posizione migliore possibile per rendere evidenti le regioni anatomiche di interesse clinico nelle radiografie panoramiche. L'imprecisione o l'errore in uno o più di questi passi determina errori ben precisi ed evidenti nella radiografia finale.

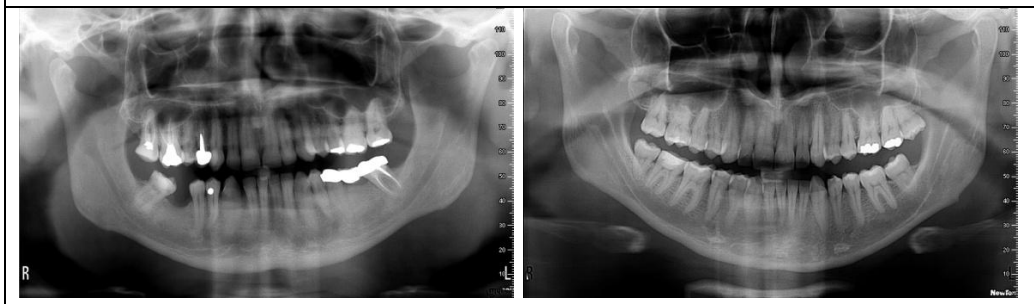
## Esempi di errori di posizionamento nelle Radiografie Panoramiche

Riporto a titolo di esempio alcune radiografie con evidenti errori di posizionamento che si verificano più frequentemente nell'uso dell'Hyperion X9.

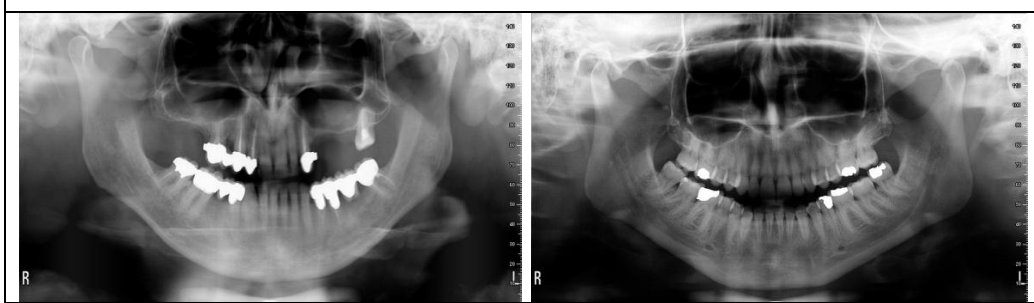
		<p><b>Errore Rotazione asse x:</b> (Step 3) I condili non sono simmetrici e sono di dimensioni diverse. La testa del paziente non è bene in linea con il Laser sagittale.</p>
		<p><b>Errore Altezza Colonna Macchina:</b> (Step 1) La testa del paziente non è centrata bene nel campo di vista del Sensore.</p>
		<p><b>Effetto colonna:</b> (Step 2) La colonna vertebrale del paziente si sovrappone ai condili e alle regioni di interesse della Radiografia.</p>



**Errore inclinazione: (Step 4)**  
 La testa del paziente non è inclinata nella maniera corretta. I condili sono inclinati di più o di meno delle normali Panoramiche. Questo comporta oltre alla distorsioni di quest' ultimi, a una panoramica fuori fuoco



**Errore Rotazione su 3 assi: (Step 2-6)**  
 La panoramica è completamente senza riferimenti. La lunghezza dei tessuti e la loro proporzione non è quella reale.



**Errore Messa a fuoco: (Step 5)**  
 Panoramica Sfocata in più punti. Il Laser canino PAN non è coincidente correttamente con la cuspidale del canino.



## 1.6. La modalità automatica MRT1 nel dispositivo radiografico Hyperion X7

La modalità automatica MRT1 è la tecnologia che fornisce all'utente la modalità di scelta dei fattori tecnici da parte del dispositivo nella versione Hyperion X7.

È costituita da un impianto elettro-meccanico di palette con sensori posizionali che determinano la dimensione in mm della distanza tempia-tempia. Queste palette meccaniche sono anche utilizzate per il corretto posizionamento del paziente e sono un passo obbligatorio per eseguire un qualsiasi esame, a parte le cefalometrie poiché è inserito un cefalostato apposito.

Immagine presa dal manuale operatore di X7



Con la misura delle dimensioni della testa e la misura dell'altezza del paziente, che corrisponde all'altezza della colonna principale del dispositivo radiografico, con una semplice formula di calcolo empirica, si produce - in uscita - la taglia indicativa del paziente.

Questo dato viene inserito in ingresso in una tabella statistica generale a doppia entrata in cui un ingresso è la taglia paziente mentre il secondo ingresso è la tipologia di esame.

Il dato finale in uscita da questa tabella è il valore dei fattori tecnici kV(i mA rimangono fissi) che verrà utilizzato per l'esame.

La modalità automatica MRT1 è la versione precedente della modalità automatica MRT2, in uso nella macchina antecedente all'X9, l'Hyperion X7. Anche se la tecnologia è completamente diversa, l'output a cui si arriva è lo

stesso, cioè la previsione della taglia. Per questo motivo, è possibile un facile confronto con la modalità automatica MRT2 che deve essere migliorativa della precedente.

Riporto una statistica effettuata su MRT1 con lo stesso principio della statistica e della validazione prodotto utilizzata per MRT2

Per la statistica della modalità automatica MRT1, sono state prese 150 panoramiche effettuate dai siti di validazione del dispositivo radiografico Hyperion X7 e sono state classificate visivamente con l'ausilio del software per immagini utilizzato nel medesimo dispositivo radiografico (X7).

N_PANORAMICHE analizzate	152
N_PANORAMICHE Sovraesposte (+ 3/4kv)	21
N_PANORAMICHE Leggermente Sovraesposte (+2kv)	18
N_PANORAMICHE Sottoesposte (-2/3kv)	13

### **Conclusioni Statistica**

- Totale errori di impostazione Taglia 52 → 35% sul totale
- Gli errori di posizionamento paziente non influiscono particolarmente sugli errori
- L'MRT1 tende a sovrastimare i kV necessari, quindi a somministrare nella maggioranza dei casi (39 su 51) una dose più elevata di quella necessaria al paziente.
- Tecnologia elettro-meccanica soggetta ad usura, calibrazione, componenti fuori tolleranza di costruzione ed errori di montaggio.
- A rischio di infrazione di Brevetto di un'altra Azienda, con possibili conseguenze legali e costi aggiuntivi da parte dell'azienda che si vogliono evitare.



Al termine dell'elaborato, nel capitolo 6 nella parte di validazione prodotto e conclusioni, verrà esposto un confronto tra le 2 tecnologie utilizzando, per MRT1, i dati di partenza sopra esposti.

## 1.7. Acquisizione ed elaborazione dell'immagine

In questo paragrafo viene descritto l'intero processo di elaborazione dell'immagine, a partire dalla formazione dell'informazione sul sensore CCD fino alla visualizzazione dell'immagine sul software iRIS utilizzato per Hyperion X9. Tale descrizione è necessaria per poter capire meglio la formazione dell'immagine Grezza e come si rapportano i valori di grigio dei pixel con l'esposizione dei distretti anatomici.

La parte software di MRT2, in particolare l'algoritmo di calcolo si basa sui livelli di grigio dei pixel e sulla loro distribuzione nelle Taglie del paziente.

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.

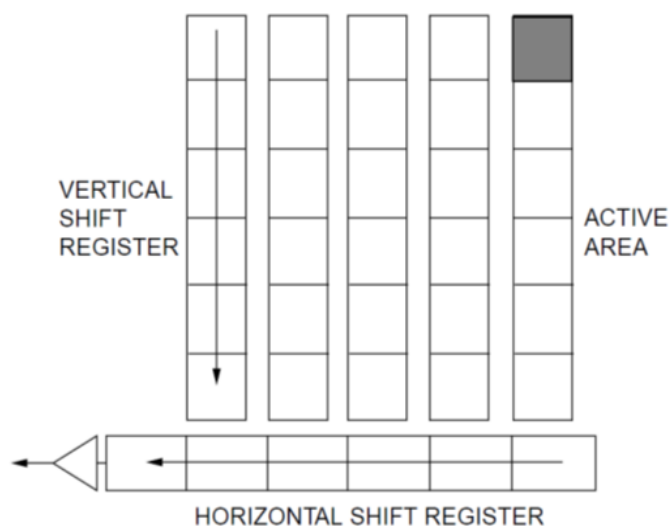


Figura 2: Schema di funzionamento del sensore FFT-CCD

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 meta-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, - l’esame clinico eseguito e le caratteristiche utili ad interpretare correttamente l’informazione contenuta nell’immagine. 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,...), la dimensione e sogliatura dell’immagine (Window-level) 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. [4]

Dopo l’applicazioni di altri filtri più specifici e tramite il software iRIS si arriva all’immagine MYRAY e poi all’immagine finale, che verrà infine visualizzata a schermo dal software

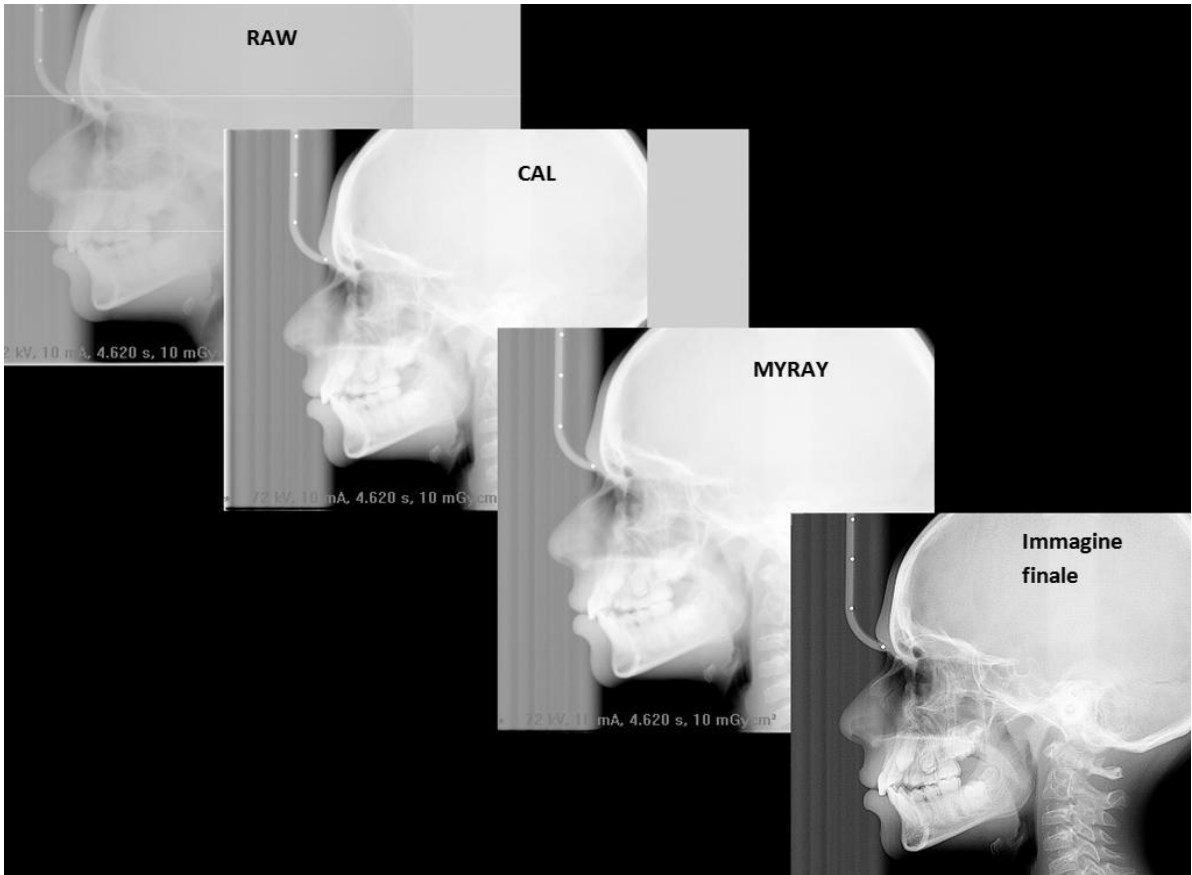


Figura 1: Immagine di una cefalometria che subisce i vari passaggi del processo di rielaborazione

## Capitolo 2 - Analisi Procedurale Aziendale di costruzione MRT2

### 2.1. Richiesta Progetto MRT1 e risposta dell' ufficio Tecnico di Cefla

*Data: GIUGNO 2011*

Il Product manager (PM) ha inviato una richiesta di progetto per un controllo automatico dei fattori esposizione per gli Esami 2D.

Il PM è quella figura aziendale che si presuppone abbia le conoscenze :

- Del mercato dove il prodotto si esaurisce
- Dei trend a medio e lungo termine
- Della concorrenza e dei clienti target del prodotto (INTENDED USER)

Il PM è colui che fornisce le specifiche di progetto principali all'ufficio tecnico o richiede ,come in questo caso, nuovi possibili progetti per arrivare a un Target adatto per guadagno, tempi e costi di produzione ed impatto nel mercato in questo momento.

L'ufficio tecnico di Cefla ha progettato e realizzato un dispositivo meccanico, chiamato MRT1 che rispondeva a questa richiesta.

L'MRT1 è il dispositivo per regolazione automatica attualmente montato sull'Hyperion X7.

### 2.2. Problemi MRT1 e implementazione X9 Negativa

Sul dispositivo MRT1 sono stati riscontrati i seguenti problemi:

- Nessun riscontro scientifico, ma basato sulla pura statistica senza riguardo alle specificità anatomiche di ciascun paziente
- Presenza di tecnologia elettro-meccanica, soggetta quindi ad usura con difetti e possibili errori di calibrazione.
- a rischio di infrazione brevetto.

- Limitativa come ingombri sulle possibili traiettorie e quindi prestazioni della macchina
- Alti costi di gestione
- Problematiche di certificazione e standard di sicurezza in quanto sussistono parti elettro-magnetiche poste nelle vicinanze di organi sensibili del paziente

Per le precedenti motivazioni l'ufficio tecnico di Cefla ha ritenuto inadatta la tecnologia MRT1 per l'implementazione nelle macchine più avanzate. Dopo una riunione con il PM, è stato deciso che questo progetto è essenziale anche nei nuovi dispositivi radiografici e che quindi bisogna modificarlo o sostituirlo.

### **Implementazione Meccanica MRT1 su HyperionX9**

Con la progettazione e la produzione dell'Hyperion X9 (macchina successiva all'X7) il dispositivo MRT1 deve essere quindi implementato o sostituito in base alle nuove esigenze del dispositivo radiografico.

L'ufficio tecnico ha quindi esplorato le possibili soluzioni di implementazione ed ha progettato una variante meccanica con l'uso di un particolare craniostato con all'interno dei particolari sensori, che non infrange il brevetto della concorrenza.

Questa prima soluzione non è però accettabile perché contrasta con le seguenti esigenze della nuova macchina:

-costi contenuti della parte adibita al posizionamento del paziente (craniostato)

-Craniostato senza parti metalliche (sensori) radioopache. Questo perché nell'Hyperion X9, a differenza dell' X7, è implementata la funzione esame tomografico nonché vere e proprie ricostruzioni dell'intera testa.

Dopo questa prova di soluzione l' UT ha deciso di procedere ad una implementazione SOFTWARE.

## 2.3. Cambio di Rotta e Brainstorming dell'Ufficio Tecnico

*Data: novembre 2011*

Dopo la prova di soluzione meccanica sulla modalità automatica MRT1 descritta nel capitolo precedente, l'ufficio tecnico (che identificherò come UT), ha deciso di procedere ad una implementazione SOFTWARE.

Abbandonando la modalità MRT1, si vuole quindi progettare un software basato sulla effettiva misurazione della radiopacità (quindi dei Kv necessari) del paziente.

L'ufficio tecnico ha intrapreso una ricerca brevettuale ad ampio spettro identificando un centinaio di brevetti che riguardano la impostazione automatica dell'esposizione.

Sono state quindi stabilite le alternative non percorribili perché già oggetto di brevetti.

Con queste informazioni e con i requisiti e le specifiche del dispositivo radiografico X9, è stato realizzato un *BreinStorming* collettivo di alcuni dell'ufficio tecnico, da cui è emerso che la soluzione più idonea e percorribile è :

*Prevedere una fase di saggiatura della Radiopacità del paziente in PreEsame / Fase Iniziale e da questa fase prevedere i Kv adeguati*

## 2.4. Prima Implementazione Software

Come primo tentativo si è cercata la perfetta soluzione con il minimo dei costi e dei problemi, per poi adattare il Software alle specifiche di progetto ed alle esigenze della macchina.

La soluzione prevedeva di acquisire la prima colonna di pixel dell'esame in modalità di acquisizione statica.

I vantaggi erano notevoli ed erano i seguenti:

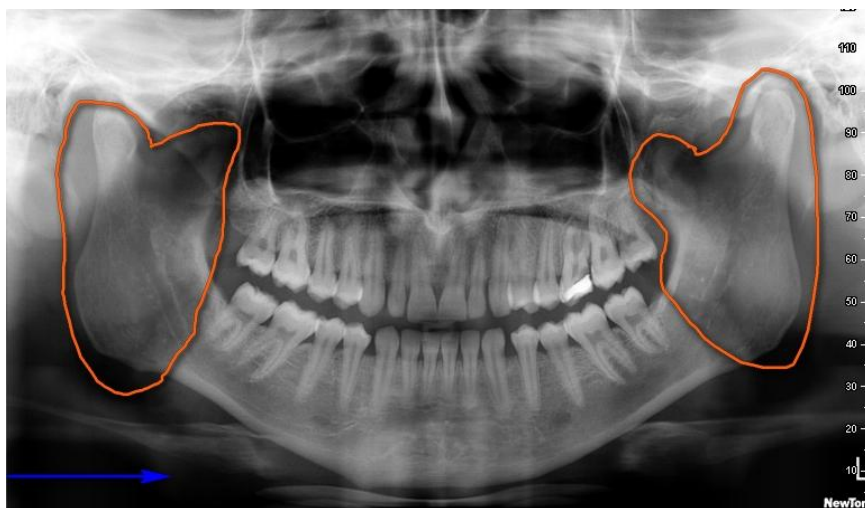


- 0 costi
- no tempo aggiuntivo di emissione e di esecuzione Esame
- facile implementazione e realizzazione

Le numerose prove in laboratorio su fantocci antropomorfi, però, non hanno fornito risultati positivi. L'algoritmo creato era troppo sensibile all'errato posizionamento del paziente ed alle eventuali anatomie particolari: il range di errore, pertanto, era troppo alto. Infatti, una colonna di pixel non conteneva informazioni a sufficienza per discriminare con precisione un Kv adeguato.

Si è quindi provveduto ad ampliare ed allargare la colonna fino ad avere una vera e propria parte di esame acquisita in modalità statica.

Questo non invalida la diagnosi clinica del paziente, poiché i condili acquisiti in modalità statica non invalidano una diagnosi clinica, sono solo più difficili da confrontare. Le parte della colonna non sono clinicamente utili a una diagnosi in una panoramica.



La freccia blu indica l'inizio e la fine della parte utilizzata per la stima dei Kv. Si è posto, a questo punto, il seguente problema:

- La soluzione era già prevista nel brevetto di un'altra azienda e non era percorribile.
- I condili sarebbero stati esposti diversamente rendendo più difficili immagini comparative

## 2.5. Seconda implementazione MRT2: Traiettoria Esterna all'Esame= Scout

*Data= GIUGNO 2012*

Vista l'impossibilità di utilizzare parte dell'esame come fonte di informazione per prevedere i kv adeguati, è stata presa in considerazione la seguente possibile soluzione:

Creare una nuova traiettoria in cui il punto di fine traiettoria coincidesse con il punto di inizio esame panoramico normale. Quindi, si trattava di un nuovo breve esame ad un Kv diverso utilizzato solo ed esclusivamente per la raccolta di informazioni.

Le specifiche da rispettare erano le seguenti:

- Tempi di esecuzione e di emissione il più brevi possibile
- Analisi immagini conseguente in RunTime: tutte le elaborazioni + il calcolo della taglia da parte dell'algoritmo non doveva richiedere troppo tempo perché l'esame doveva essere consecutivo alla Scout senza interruzioni.
- Creare una nuova traiettoria il più semplice possibile
- Contenere tutte le informazioni utili allo scopo del progetto

L'ufficio tecnico ha suggerito di adottare la soluzione di una Scout a doppia emissione utilizzando una traiettoria doppia e ripetuta.

Utilizzando tale traiettoria, viene acquisita una breve porzione di tessuto a bassa emissione per poi acquisire la stessa porzione di tessuto ad alta emissione.

Questo perché:

- Scout Bassa emissione → indicazioni limite inferiore per non sovraesporre i tessuti molli

- Scout Alta emissione → indicazione limite inferiore per non essere sottoesposti nei tessuti duri

Con questi dati è possibile determinare un algoritmo che fornisca in output la corretta stima dei Kv necessari.

Durante le prove in azienda, si sono verificati i seguenti problemi:

- Andata e ritorno del blocco Sensore-Generatore troppo breve e troppo complessa per la meccanica della macchina.
- l'algoritmo era troppo sensibile agli errori di posizionamento del Paziente

Per ovviare a questi due problemi sono stati introdotti:

- Un' accelerazione e decelerazione blocco Sensore-Generatore per aumentare la dinamica della movimentazione.
- Dei controlli sull' algoritmo che rendessero insensibile il calcolo al posizionamento.

Queste due implementazioni, però, alteravano la differenziazione dei Kv stimati. Mentre prima avevamo un range da 71 a 85, ora - con i controlli - il range è diminuito da 74 a 77.

Queste modifiche non erano migliorative per l'implementazione e quindi si è reso necessario cercare una soluzione alternativa.

## 2.6. Ultima implementazione Software: Prima versione della Scout definitiva

*Data = MARZO 2013*

L' UT ha deciso di unificare le due Scout ad alta e bassa emissione usando solo una traiettoria più ampia ad emissione relativa alla media delle 2.

In questo modo, il blocco Sensore-Generatore non deve tornare indietro bruscamente e quindi compie un movimento continuo.

La scout inoltre è stata ampliata in modo da garantire la visione di tutte le informazioni necessarie e di essere sufficientemente insensibile ai posizionamenti del paziente.

Si è subito andati nei siti di validazione per provare e raccogliere le prime immagini su cui lavorare e fare analisi. Nei siti è stato inserito un pacchetto Software con la Scout di prova.

## 2.7. Acquisizione prime immagini dai Siti di validazione e creazione algoritmo.

Dalle prime immagini si è poi creato un algoritmo su di una Macro utilizzando il software ImageJ. La descrizione e l'implementazione dello stesso verrà esposto nello specifico al capitolo 5 di questa Tesi.

Dopo la creazione completa dell'algoritmo e le prove in vitro di questo in sala raggi, è iniziata una prima fase di Validazione Prodotto.

Questa prima fase prendeva in considerazione solamente le immagini con scout, le elaborava con la Macro contenente l'algoritmo, le classificava e ne estrapolava una statistica di casi clinici.

Questa fase è molto importante perchè il suo scopo è fornire una base solida statistica a favore della soluzione di sviluppo percorsa. Questa soluzione poi dovrà essere accettata dal PM e solo dopo la sua approvazione avverrà la vera e propria Validazione del Prodotto.

## 2.8. Esito della riunione con il PM

Il 28 di Marzo si è tenuta la riunione per decidere se l'applicazione MRT2 sarebbe uscita nella revisione ufficiale di aprile.

I dati conclusivi e di maggior rilievo (su 94 panoramiche standard analizzate) sono stati i seguenti:

- Errore di valutazione taglia rispetto alla modalità automatica MRT1 ridotto di più del 50%, considerando anche i casi di errato posizionamento paziente.
- Nel 66% dei casi la valutazione taglia è stata migliore di quella effettuata manualmente dell'operatore
- Interamente Software. Non utilizza pezzi hardware o meccanici aggiuntivi, non soggetti quindi a errato montaggio, calibrazione, usura, rottura o richieste di ricambi/sostituzioni, a differenza dell' MRT1
- Non infrange nessun brevetto della concorrenza.
- Aumento del tempo di esposizione di 0,8 secondi per arrivare a un tempo totale della panoramica da 9.3secondi a 10,1 secondi
- Ragionevolmente influenzato dagli errori di posizionamento paziente più comuni e accettabili, pur restando molto sensibile a quelli palesemente errati

La tecnologia MRT2 è nettamente migliore dell' MRT1 e facilmente applicabile e vendibile.

Tuttavia si è rilevato che:

- ***Il tempo di esposizione è troppo lungo e non deve in nessun modo passare la barriera dei 10 secondi, perché altresì commercialmente difficile da vendere.***
- ***La statistica deve essere implementata con più casi clinici, almeno 150 200.***

Per questi due motivazioni l'uscita Ufficiale dell' MRT2 è stata posticipata a settembre con i seguenti obbiettivi:

- Estendere l'MRT2 a tutti gli esami dell' HyperionX9: Panoramiche Standard, Panoramiche Bitewing, dentitional, seni mascellari,

articolazione temporo-mandibolare (TMJ), Ceph , e panoramiche CHILD.

- Ridurre di almeno 0,2 secondi l'esposizione della Scout, anche a scapito della Precisione nella valutazione dei kV
- Aumentare la statistica ad almeno 150 panoramiche.

## 2.9. Soluzione dell'ufficio tecnico di Cefla e Scout definitiva per le panoramiche e prove per gli altri Esami.

Data: Giugno 2013

L'UT, dopo molti calcoli empirici e prove in sala raggi e modifiche all'algoritmo, ha definito una Scout per le panoramiche che risponde alle ultime specifiche date dal PM.

Inoltre, ha definito una Scout per le TMJ, per i SIN e per le panoramiche CHILDe per le panoramiche Bitewing.

Nei prossimi capitoli analizzerò nel dettaglio l'algoritmo utilizzato e tutte le soluzioni proposte e validate dall'UT di Cefla.

Si è passati quindi alla Validazione Prodotto ufficiale nei 3 siti di validazione con la modalità MRT2 automatica inserita di default nelle 3 macchine.

Al termine di questa, nel mese di *Settembre 2013* l'applicazione MRT2 è stata implementata sulla macchina in produzione.

## Capitolo 3: Parte meccanica della modalità automatica MRT2

In questo capitolo verrà illustrato il progetto MRT2 nella sua parte meccanica che consiste nella creazione della Traiettorie di Scout e le specifiche di progetto per quest'ultima.

La traiettoria Scout è diversa per ogni tipologia di esame disponibile sul dispositivo radiologico Hyperion X9.

Nel capitolo 5 verranno poi trattate le soluzioni alla traiettoria di Scout alle specifiche di progetto per ogni tipologia di esame.

Inoltre all'inizio di questo capitolo verrà spiegato il concetto di traiettoria e verrà trattata la teoria generale di costruzione traiettoria per esami radiologici dentali.

### 3.1. Teoria generale traiettorie

Prima di passare all'analisi della tecnologia software MRT2 è necessario procedere ad una breve introduzione sulla teoria che supporta gli esami radiologici.

Ogni esame radiologico ha una sua specifica traiettoria, che possiamo definire per semplicità come il percorso effettuato dal Sistema Generatore – Sensore.

Ci sono diverse tipologie di traiettorie:

Lineare

Circolare

Panoramica

Cefalometrica

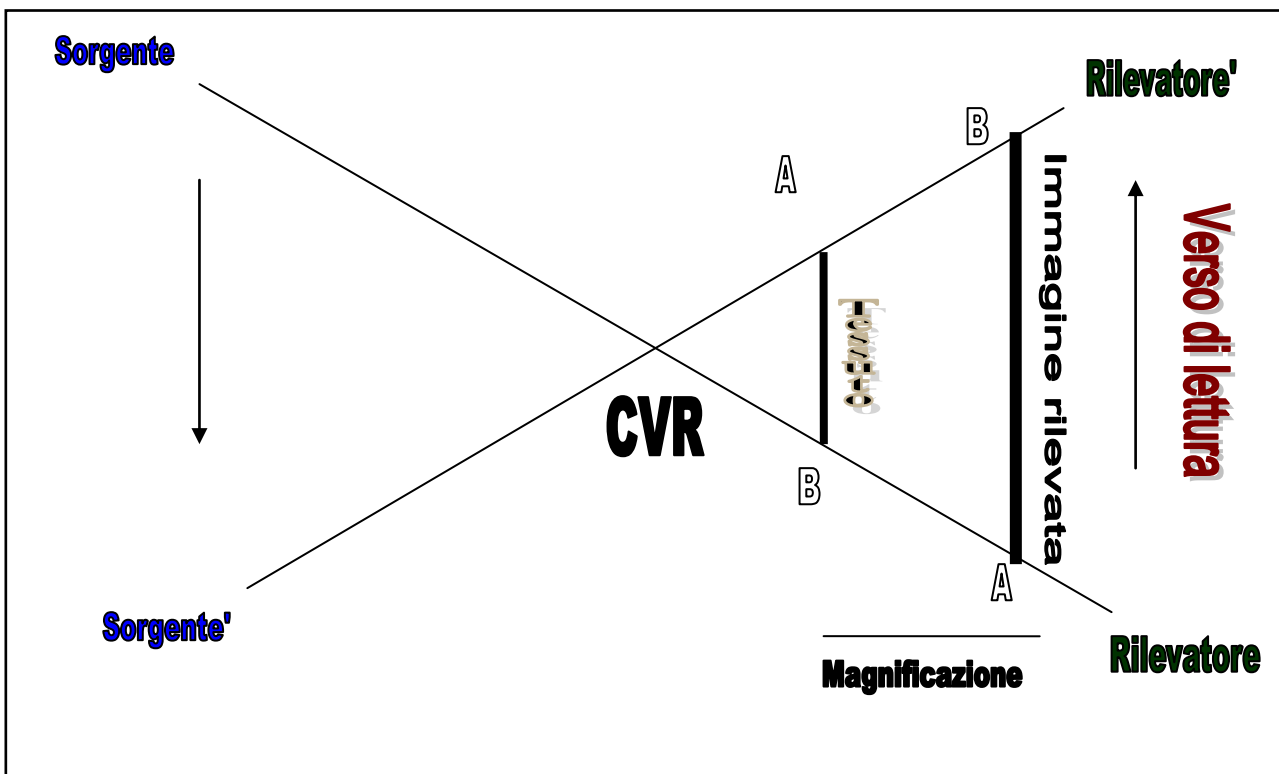
Una traiettoria d'esame è definita inequivocabilmente da svariati parametri che ne determinano le caratteristiche e che stabiliscono quindi la tipologia di esame che verrà eseguita dalla macchina.

La tipologia di traiettoria è determinata dai seguenti parametri:

Tempo di Scansione = tempo in secondi che determina la durata della traiettoria. Se questa è una traiettoria o parte di traiettoria in cui viene acquisita l'immagine, questo parametro è quindi equivalente al "Tempo di Emissioni Raggi X".

Punto centrale o centro di rotazione virtuale (CVR) = coordinate (x, y) nel sistema di riferimento che indicano il punto su cui i segmenti di proiezione ruotano durante la traiettoria.

Il segmento di proiezione è il segmento individuato dalla retta passante per il punto di sorgente e il punto di rilevatore (che supponiamo per semplicità punti materiali).





Il centro di rotazione virtuale si sposta sempre durante l'esame determinando la traiettoria completa come somma di traiettorie infinitesime ruotate attorno al CVR. Lo spostamento del CVR rispetto alla sorgente(generatoro), al rilevatore(sensore) ed al tessuto da analizzare determina la magnificazione e il verso di lettura del sensore. Su questo spostamento si basa uno dei due brevetti depositati dalla Cefla nell'implementazione della modalità automatica MRT2.

Magnificazione = parametro che determina l'ingrandimento dei tessuti. E' anche il parametro che determina indirettamente, per come è costruito il sistema meccanico, il verso di integrazione (verso orario o antiorario, rispetto al paziente, del movimento del Sistema Generatore-Sensore)

Magnificazione < 1,35 Verso movimentazione sensore esterno ORARIO

Magnificazione > 1,44 Verso movimentazione sensore esterno ANTIORARIO

In realtà è la posizione del centro di rotazione virtuale che determina il verso di lettura del sensore, non la magnificazione. Nel software utilizzato dalla Cefla ed anche in questo elaborato, per la creazione delle traiettorie e determinare il loro verso di lettura, per semplicità, si fa riferimento al parametro della Magnificazione.

Il verso di lettura del Sensore non può essere preso a piacere per ogni tipologia di esame perché dipende dalla tipologia di Sensore. Il dispositivo radiografico Hyperion X9 ( e nella versione precedente) utilizza la tecnologia di acquisizione TDI che avviene sempre e solo in un verso deciso dal costruttore a priori. Questa restrizione vincola la creazione delle traiettorie per tutte le tipologie di esame e traiettorie nuove.

Lunghezza retta = lunghezza del segmento di proiezione

Inclinazione retta = derivata del segmento di proiezione rispetto all' Asse X

Raggio di proiezioni = la lunghezza che determina l'ampiezza dello strato di messa a fuoco dell'immagine.

Punto iniziale e finale = coordinate (x,y) nel sistema di riferimento che determinano il punto di inizio e fine traiettoria

Ogni traiettoria d'esame sull' intero percorso è composta da minimo 3 parti distinguibili:

**Accelerazione Sistema** = il sistema Generatore – Sensore accelera per raggiungere la velocità necessaria per la lettura dell'immagine da parte del sensore che dipende dalla specifica traiettoria selezionata per raggiungere l'effettiva coordinata di inizio esame.

**Esame o acquisizione** = parte del percorso in cui effettivamente viene acquisita l'immagine, dove si verifica quindi l'emissione dei Raggi X.

**Decelerazione Sistema** = il sistema Generatore –Sensore decelera per raggiungere la velocità 0 e mettere quindi la macchina in posizione di riposo.







Per gli esami divisi in più parti, come ad esempio le TMJ o le BITEWING , sono necessarie anche delle parti intermedie chiamati **Raccordi**. Questi sono brevi parti di traiettoria dove non esiste emissione di Raggi X ,ma sono necessari per queste tipologie di esami poiché le parti clinicamente di interesse sono spesso “divise” da distretti anatomici di scarso interesse per quella particolare tipologia di esame oppure perché distretti di difficile interpretazione clinica e radiologica.

Ognuna di queste parti, che compongono quindi la traiettoria finale, si distingue con le coordinate di inizio e fine e tempo di esecuzione o esposizione.

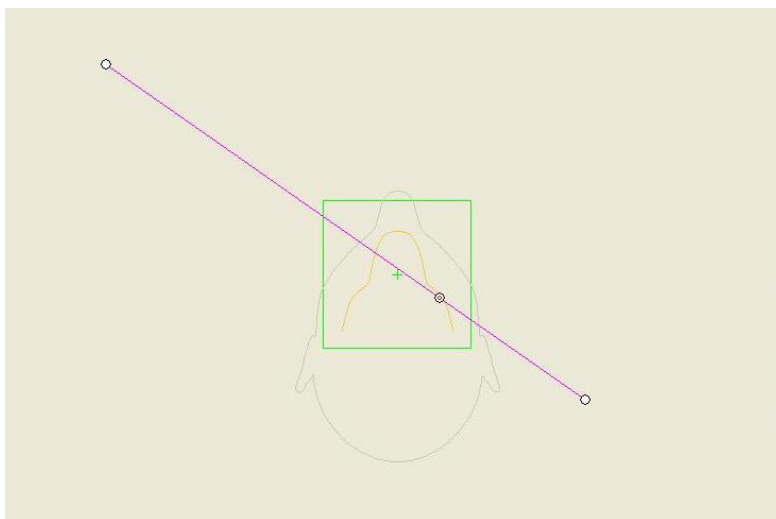
Nel prossimo capitolo vedremo in dettaglio una delle traiettorie degli esami disponibili nel dispositivo radiologico Hyperion X9 in cui può essere utilizzata la modalità automatica di esposizione (la traiettoria panoramica) per poi trattare della traiettoria Scout.

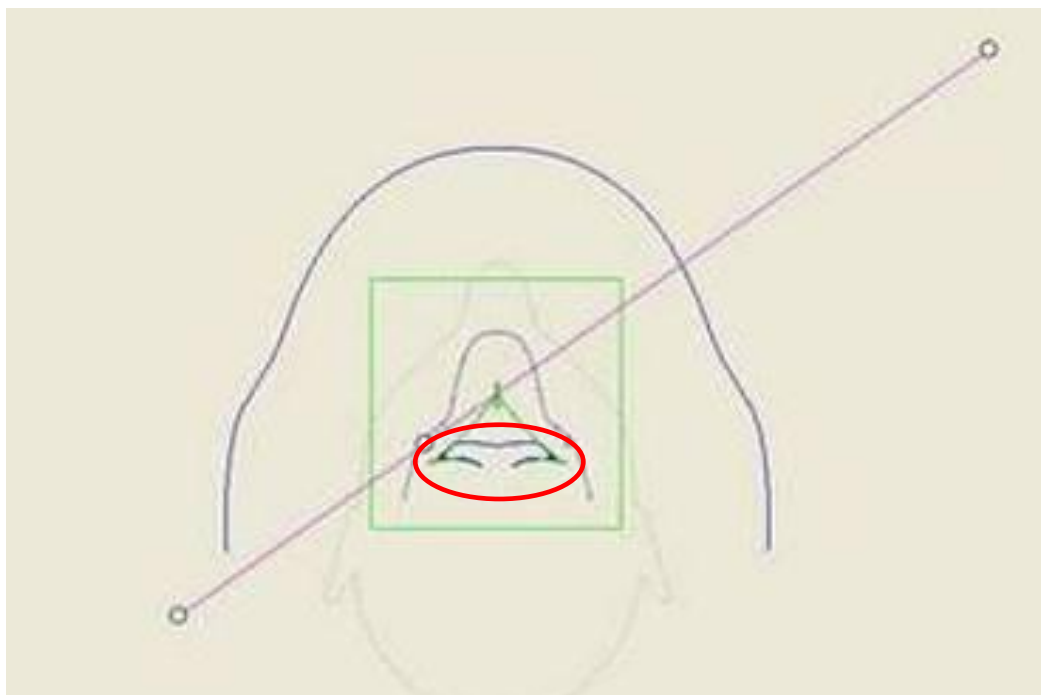
Riporto a titolo di esempio uno schema stilizzato, ma molto semplice, della traiettoria panoramica standard, in particolare quella utilizzata in HiperyionX9. Lo schema stilizzato è lo screenshot del programma utilizzato per creare le traiettorie.

Legenda:

	curva denti		contorno della testa
	Traiettoria in cui si acquisisce l'immagine		Inizio punto centrale
	Traiettoria esterna di movimentazione Sensore generatore antioraria		Punto centrale che si muove.

Punto di Inizio Traiettoria Panoramica





La linea grossa evidenziata dal cerchio rosso è la traiettoria di acquisizione dell'esame panoramico standard. Con traiettoria di acquisizione si intende la traiettoria relativa all'esposizione del tessuto ai raggi X, non l'accelerazione o decelerazione o eventuali raccordi del sistema. Il quadrato verde delimita la zona nel dispositivo radiografico adibita alla testa del paziente e al craniostato. La traiettoria di movimentazione sensore-generatore non può passare per questo quadrato, perché ne deriverebbe una collisione tra le parti del dispositivo e la testa del paziente o al craniostato.

### 3.2. Traiettoria particolare: la Scout

Questa traiettoria lineare viene chiamata Scout perché è una rapida e breve scansione di un piccolo distretto anatomico effettuata prima di un esame principale.

Da questa Scout, essendo cronologicamente precedente all'esame, possono essere ricavate informazioni e dati utili ad implementare in tempo reale l'esame principale. Normalmente si cerca di realizzare una Scout che

acquisisca un'immagine con gli stessi distretti anatomici dell'esame stesso, comprendendo una parte significativa di questi. E' possibile anche prendere in considerazione distretti anatomici completamente differenti rispetto a quelli visualizzati dall' esame principale: è sufficiente che contengano informazioni e dati utili ad una implementazione e miglioramento dell'esame principale.

Riporto, a titolo di esempio una traiettoria Scout che ha come punto finale l'inizio di una traiettoria panoramica. La linea blu all'interno del quadrato verde è la traiettoria di acquisizione scout, mentre la linee più sottile sempre all'interno è la porzione di tessuto rilevato.

Le linee blu evidenziate dai cerchi rossi sono rispettivamente i movimenti del sensore e generatore.

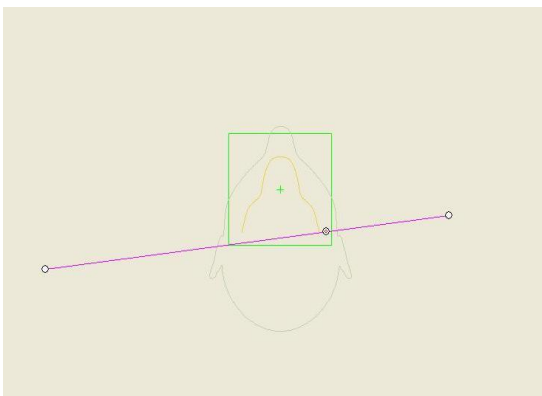


Figura 3 inizio traiettoria scout

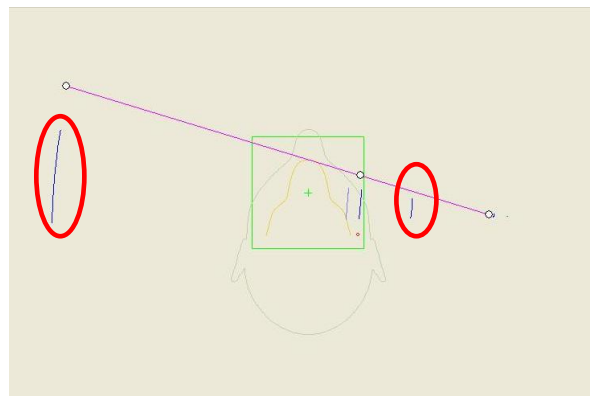


Figura 4 fine traiettoria scout

La Scout, essendo una traiettoria, ha un suo tempo di accelerazione e un suo tempo di decelerazione che andranno sommati al tempo di acquisizione vero e proprio della Scout.

Questo tempo totale poi deve essere sommato al tempo totale dell' esame in questione poiché la Scout è un continuo della traiettoria di esame normale.

Riporto a titolo di esempio in questa tabella i tempi per le traiettorie panoramiche:

	Accelerazione	Scansione	Decelerazione	TempoTOT
PANORAMICA	1,82s	9,34s	1,58s	12,77s
SCOUT	0,82s	0,6s	1,54s	2,96s

Tempo totale di esame = 15,73s

Tempo di esposizione totale = 9,94s

Il tempo di esposizione è uno dei dati più importanti che determinano la quantità di radiazioni somministrate al paziente, che deve essere la minima possibile.

Ad esempio, nella traiettoria Scout per la panoramica standard, la traiettoria è interamente lineare e visualizza nell'immagine grezza finale l'inizio del condilo fino a circa il dente numero 6.

La traiettoria Scout deve rispettare le seguenti specifiche di progetto molto vincolanti:

- Breve durata del tempo di emissione:

Tempo di emissione significa più tempo di emissione RaggiX , quindi più dose al paziente. Questo tempo deve essere ridotto al minimo. Più si riduce questo tempo di emissione, più breve sarà la Scout. Ne deriva una riduzione del campo di vista e della porzione mandibolare analizzata. Avendo a disposizione una porzione più piccola di tessuto, vengono analizzati meno dati a discapito della precisione dell'algoritmo.

- Nessuna modifica della successiva traiettoria d'esame:

Questa seconda specifica è necessaria per non modificare sensibilmente la composizione delle traiettorie predefinite e non rifare tutti i processi di calibrazione della macchina e dei sensori.

## Capitolo 4: Modalità automatica MRT2 parte software

In questo capitolo verrà trattata tutta la parte software del progetto MRT2, in particolare l'algoritmo di valutazione dei fattori tecnici e il suo principio di funzionamento.

Viene preso come esempio per la spiegazione l'algoritmo applicato sulla panoramica standard, poiché il principio di funzionamento e la scrittura sono le stesse per ogni esame.

Successivamente nel capitolo 5 verranno riportate le soluzioni e le implementazioni all'algoritmo per ogni tipologia di esame, quindi i valori inseriti come ingresso nell'algoritmo che variano in relazione ad ogni traiettoria Scout, diversa per ogni esame.

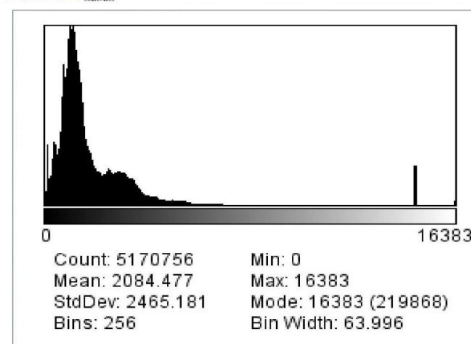
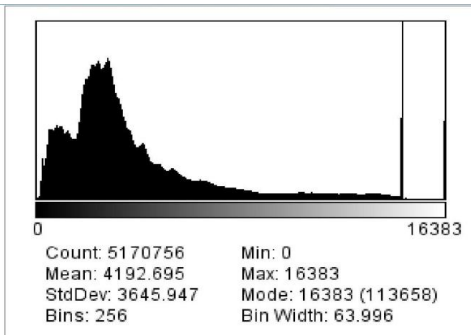
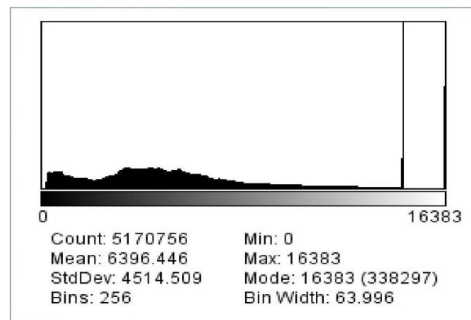
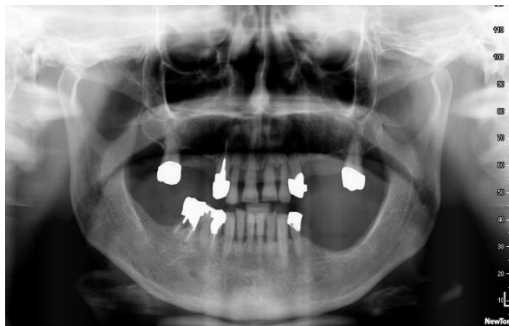
### 4.1. Analisi dell' ALGORITMO e del suo principio di funzionamento

*Scopo dell' algoritmo* : Definire un kiloVtaggio adeguato ed automatico che sia adatto per ogni possibile conformazione di persona per ottenere la migliore esposizione radiografica possibile.

L'algoritmo di previsione della taglia è una macro Software che viene applicata alla Scout scritta con il software per imaging ImageJ. Si basa su una media statistica pesata su una divisione della scala di valori di grigio in 3 "campi" che corrispondono alle taglie.

Ogni immagine Scout viene vista per mezzo di un qualsiasi software per elaborazione di immagini, assumendo per ogni Pixel un determinato livello di grigio.

Elaborando l'immagine, grazie al software imageJ, si vede facilmente la distribuzione del numero dei pixel per i livelli di grigio, tramite il confronti fra i seguenti grafici.



Le 3 immagini campione di cui sopra non appartengono a casi limite o di difficile interpretazione e ne ho tramite ImageJ creato il corrispondente istogramma di intensità. Queste 3 immagini sono panoramiche standard con Scout appartenenti a pazienti con dimensioni della testa molto differenti.

Dai grafici è facile notare che i Pixel si distribuiscono non in maniera casuale nei grafici:

- Per teste di piccole dimensioni principalmente i pixel si distribuiscono nei livelli di grigio più alti circa da 4500 a 8000. Questo intervallo è stato denominato Taglia Piccola.



- Per teste di medie dimensioni principalmente i pixel si distribuiscono nei livelli di grigio intermedi circa da 2500 a 5000. Questo intervallo è stato denominato Taglia Media.
- Per teste di grandi dimensioni principalmente i pixel si distribuiscono nei livelli di grigio più bassi circa da 0 a 3000. Questo intervallo è stato denominato Taglia Grande.

Ma procediamo con ordine, descrivendo i passaggi di calcolo e di elaborazione dell'algoritmo:

### **Eliminazione artefatti e materiale artificiale odontoiatrico**

Il primo problema da affrontare è l'eventuale presenza di impianti, capsule e qualsiasi materiale artificiale all'interno della bocca del paziente e la presenza di tessuti molli inutili a fine diagnostico che influiscono negativamente nella previsione della taglia poiché o troppo leggeri o troppo pesanti da passare ai raggi.

La soluzione è di facile realizzazione: si sono filtrati tutti i livelli di grigio al di sotto di un valore minimo (500-livello del metallo) e al di sopra di un valore massimo (8000-livello delle vie aeree). In questo modo il calcolo dell'algoritmo, con buona approssimazione, rileva solo i livelli di grigio che ci interessano.

### **Stima dell'area di interesse (ROI)**

Nonostante la Scout sia una piccola porzione di mandibola, al suo interno contiene troppi artefatti o zone non contenenti tessuto di interesse che rientrano nell'intervallo sopra stimato: ossa della colonna vertebrale, ossa della parte superiore del cranio, ossoioide ecc....

Inoltre, per previsioni del fattore tecnico finale sufficientemente precise, la porzione di tessuto analizzato deve essere il più possibile omogenea e contenere aree molto discriminanti per la differenziazione delle taglie.

Scout

Radiografia

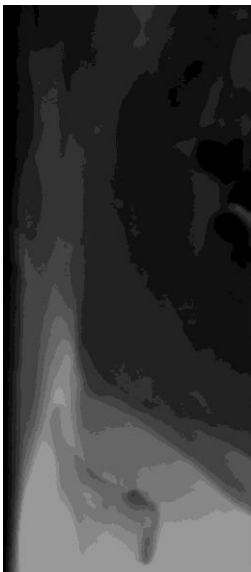


Queste Zone devono essere scartate.

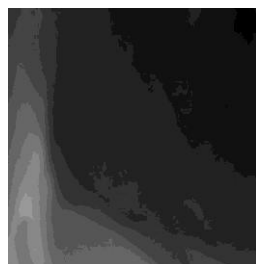
L'algoritmo prende perciò una zona di interesse molto ristretta, chiamata ROI che ha al suo interno una quantità di dati sufficientemente numerosa per avere una previsione il più possibile precisa.

Questa ROI è stata stimata empiricamente dopo molte prove ed è stata assegnata in primo sviluppo, in questa posizione con le seguenti dimensioni:

Scout



ROI



X=110 pixel

Y= 524 pixel

H=500 pixel

W=550 pixel

*NB = Questi valori valgono per le panoramiche standard*

## Calcolo della Taglia

Una volta determinata la ROI, l'algoritmo procede alla media pesata nell'area della ROI stessa per taglia dei livelli di grigio, per poi calcolare una media statistica pesata sui valori di taglia base (che vengono definiti all'inizio dell'algoritmo).

Riporto di seguito le righe di programma essenziali per comprendere il calcolo generale della taglia.

### Valori di taglia Base:

kV\_TP = 71

kV\_TM = 76;

kV\_TG = 81;

### Soglie:

min = 500;      max = 7999; → Soglia di eliminazione artefatti e materiale Artificiale

min1 = 500;    max1 = 2999; → Limiti taglia grande

min2 = 2000;   max2 = 5499; → Limiti taglia media

min3 = 4500;   max3 = 7999; → Limiti taglia piccola

Altre Istruzioni Variabili principali utilizzate nel programma per il calcolo

run("Create Selection");      → si seleziona area di interesse

run("Select None");            → si deseleziona l'area di interesse

setThreshold(min, max);        → Filtro con le soglie min e max

numROI = List.getValue("Area") → calcolo numero di pixel nell' area selezionata.

meanROI = List.getValue("Mean") → calcolo media dei livelli di grigio di ogni pixel

Riporto il corpo essenziale e di facile intuizione eliminando molte righe di codice non di primaria importanza dello script in Java della macro utilizzata in MRT2.

```
run("Create Selection");  
setThreshold(min1, max1);  
meanROI1 = List.getValue("Mean");  
numROI1 = List.getValue("Area")  
run("Select None");
```

### **Taglia Grande**

```
run("Create Selection");  
setThreshold(min1, max1);  
meanROI1 = List.getValue("Mean");  
numROI1 = List.getValue("Area")  
run("Select None");
```

### **Taglia media**

```
run("Create Selection");  
setThreshold(min2, max2);  
meanROI2 = List.getValue("Mean");  
numROI2 = List.getValue("Area")  
run("Select None");
```

### **Taglia Piccola**

```
run("Create Selection");  
setThreshold(min3, max3);  
meanROI3 = List.getValue("Mean");  
numROI3 = List.getValue("Area")  
run("Select None");
```

### **Media pesata per taglia**

TP = meanROI3\*numROI3/numROI;

TM = meanROI2\*numROI2/numROI;

TG = meanROI1\*numROI1/numROI;

$kV_{stimati} = (kV\_TP*TP + kV\_TM*TM + kV\_TG*TG)/(TP+TM+TG);$

Questo valore (*kVstimati*) rappresenta il numero di kV che, secondo l'algoritmo, dovrebbero essere utilizzati per avere la migliore esposizione della panoramica per il paziente X.

La macro con l'algoritmo è sempre la medesima per ogni tipologia di esame. Cambiano le soglie, i valori della ROI ed in qualche caso i valori di taglia base poiché:

- la traiettoria scout è diversa
- I distretti anatomici da cui prendere le informazioni sono diversi anche come densità, quindi i valori di grigio hanno un andamento differente
- la radiopacità dei tessuti varia poiché sono distretti anatomici diversi

## **Capitolo 5: Implementazione e soluzione delle problematiche incontrate per ogni tipologia di esame**

In questo capitolo vengono trattate più specificamente le varie tipologie di esame, la loro traiettoria di scout e le modifiche ai valori dell' algoritmo.

Gli esami in cui deve essere presente la modalità automatica sono dalla riunione con il PM del 28 marzo:

- Panoramiche
- Panoramiche child
- TMJ
- Proiezioni dei Seni Mascellari
- Per le cefalometrie I MRT2 non è applicabile così come è stato progettato, poiché questi esami hanno modalità di esposizione differenti.

Per ogni esame viene trattata la creazione delle traiettorie di Scout e l'implementazione dell' algoritmo che consiste:

- Nella ricerca di una nuova ROI di interesse con le relative nuove dimensioni.
- Nella correzione dei valori di SOGLIA e di TAGLIA dove richiesto.

Inoltre vengono descritte le soluzioni adottate per risolvere le problematiche scaturite in corso di elaborazione.

## 5.1.Implementazione esami panoramici standard

### Creazione della traiettoria Scout:

Per l' esame panoramico standard una prima traiettoria scout era già stata definita al mio arrivo in Cefla. Per il prodotto finale si è mantenuta questa prima traiettoria accorciandola di 0,2 secondi, poiché era stata presa la decisione che il tempo di esposizione dell'esame panoramico + scout non potesse sorpassare la soglia dei 10 sec per motivi commerciali.

La modifica è stata semplice poiché è stata accorciata la Scout tenendo come fisso il punto di fine Scout coincidente con il punto di inizio esame panoramico,passando dal Tempo di esposizione di 0,8 secondi a quello di 0,6 secondi.

Più in particolare il punto di fine decelerazione sensore deve coincidere sempre con il punto di inizio accelerazione sensore dell'esame panoramico. È stata quindi cambiata solo la traiettoria di accelerazione sensore Scout nei suoi punti di inizio e fine accelerazione e di conseguenza il punto di inizio scansione Scout, per arrivare sempre allo stesso punto finale rispettando la specifica di progetto di una scansione di 0,6 sec.

Riporto le coordinate (X,Y,Raggio di proiezione) dei punti di inizio e fine sotto traiettoria che compongono la traiettoria di scout con le relative modifiche:

Coo,XYR punti di →	I.AccSen	F.AccSen	I.EsameS	F.Esame.S	I.decSen	F.decSen	I.AccPan
Esame con scout vecchia	62(x)	63,5(x)	63,5(x)	66,9(x)	66,9(x)	50(x)	50(x)
	-52(y)	-33,4(y)	-33,4(y)	5,53(y)	5,53(y)	10(y)	10(y)
	-173(r)	-178(r)	-178(r)	-191(r)	-191(r)	-210(r)	-210(r)
Tempi	0,8 sec		0,8sec		0,78sec		

Esame con scout nuova	62 (x)	63,4(x)	63,4(x)	66,02(x)	66,02(x)	50 (x)	50 (x)
	-45 (y)	-23,78(y)	-23,78(y)	5,95(y)	5,95(y)	10(y)	10 (y)
	-174,5(r)	180,3(r)	180,3(r)	-189,6(r)	-189,6(r)	-210(r)	-210(r)
Tempi	0,82sec		0,6sec		1,54sec		

Nella tabella qui sopra sono evidenziate in rosso le coordinate dei punti che devono coincidere. Si noti come in entrambi i casi (sia 0,6sec sia 0,8sec) il punto di fine decelerazione sensore Scout deve coincidere con il punto di inizio accelerazione dell'esame vero e proprio e questo non deve essere modificato. Questa è la specifica di progetto più vincolante e importante per qualsiasi traiettoria nuova di Scout, infatti per mantenerla vengono allungati e modificati anche i tempi delle sotto-traiettorie.

Si evince quindi dalle coordinate che il taglio della scout per accorciarla di 0,2 secondi è stato fatto all'inizio dell'acquisizione immagine.

In realtà esistono anche i parametri relativi a tutte le velocità dei punti di inizio e fine traiettorie, che non sono riportati in questa tabella per semplicità.

Riporto di seguito lo schema della traiettoria di acquisizione Scout adottata per la panoramica standard e lo schema dell'esame completo Scout + Panoramica standard con le relative movimentazioni sistema (generatore + sensore)

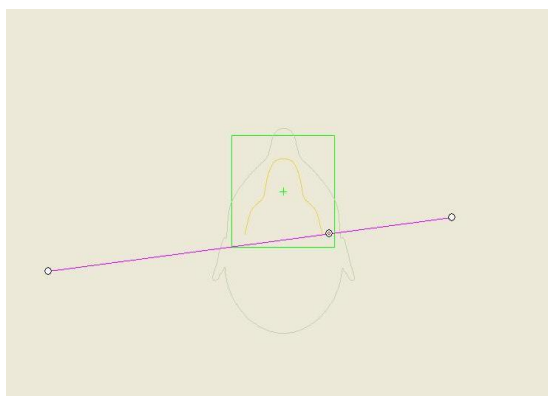
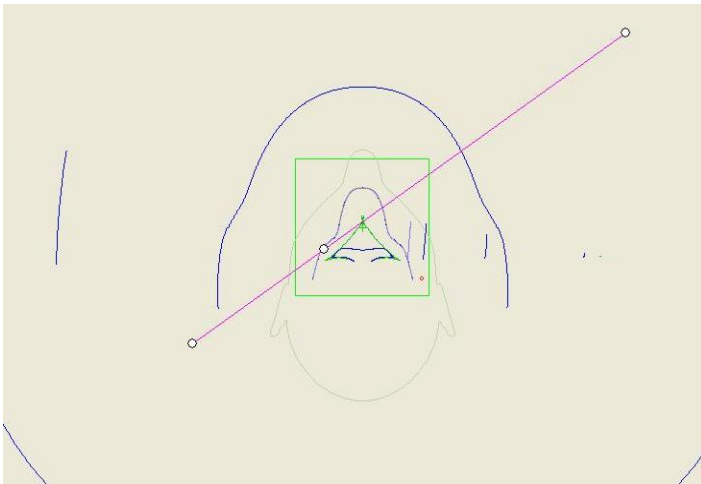


Figura 4 punto di Inizio traiettoria Scout



Figura 5 traiettoria Scout e punto di inizio Panoramica



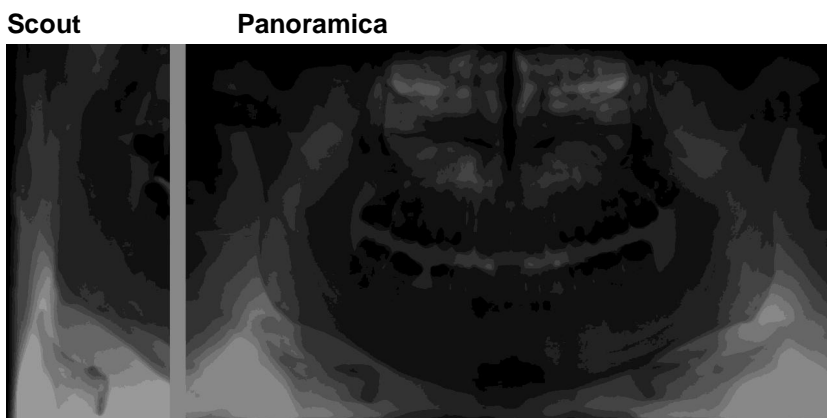


**Figura 6** traiettoria di acquisizione e movimentazione sistema Scout + panoramica

Anche in questi schemi di sintesi, appare chiaro come per qualsiasi traiettoria di esame, il punto di fine decelerazione sensore scout debba coincidere con il punto di inizio accelerazione sensore dell'esame successivo, per non cambiare le eventuali traiettorie degli esami disponibili.

### Implementazione Algoritmo:

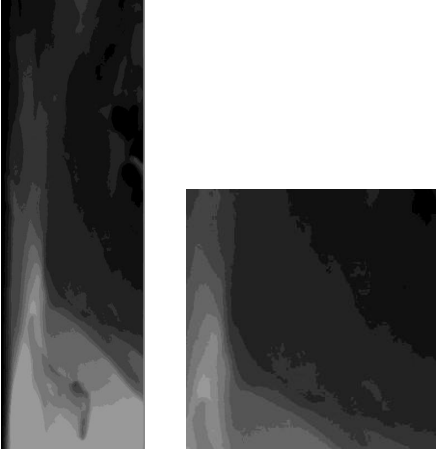
Vediamo ora come la traiettoria costruita viene tradotta nelle immagini e la ricerca della ROI di interesse per l'algoritmo.



La ROI è stata stimata empiricamente dopo molte prove ed è stata assegnata in primo sviluppo, in questa posizione con le seguenti dimensioni:

Scout

ROI



X=110 pixel

Y= 524 pixel

H=500 pixel

W=550 pixel

La modifica della traiettoria Scout già esposta sopra si è tradotta, nella visualizzazione della nuova immagine, in un taglio di un numero N di pixel pari alla scansione di 0,2 secondi della traiettoria.

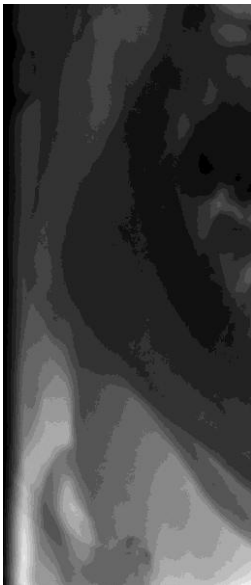
Riporto le dimensioni in pixel della Scout presa in 0,8secondi:

X= 660 pixel

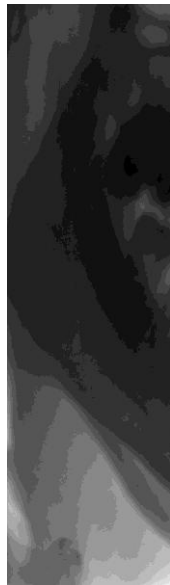
Y= 1536 pixel

Per ridurre la Scout di 0,2 sec sono stati tagliati 165 pixel sull'asse delle X .

Scout 660 pixel



Scout 440 pixel



La Scout finale misura 440 pixel poiché vanno considerati 64 pixel di partenza in cui il generatore porta il fascio di elettroni a regime, rendendolo quindi sufficientemente potente per attraversare i tessuti.

Il problema che deriva da questo taglio di pixel è che influisce significativamente sulle regioni anatomiche visualizzate dalla ROI.

Inoltre, la ROI definita con queste dimensioni esce letteralmente dalla Scout perdendo quindi troppe informazioni.

Tenendo conto dei 64 pixel, dei limiti del bordo destro imposto dalla nuova Scout e dalla minor perdita di precisione possibile, si sono modificati i due parametri della ROI coinvolti nel cambiamento con le seguenti misure:

X=260                      Y=524

W=400                      H=500

Una volta modificata la coordinata X, la quantità degli errori sulle 90 panoramiche analizzate saliva al 33%, un dato inaccettabile per i centri radiologici specializzati.

Si sono quindi dovuti modificare gli altri parametri della Macro, vale a dire:

- Le altre coordinate della ROI
- le soglie
- le taglie di partenza.

Tutte le modifiche sono state fatte empiricamente cercando di utilizzare il più possibile il buon senso ed il loro riscontro positivo durante i test di laboratorio.

Per delimitare una nuova ROI sono stati presi i limiti del collimatore della tipologia esame Dentitional, che ci permette di utilizzare una ROI più alta.

Questo perchè i limiti del collimatore per le Dentitional sono molto più elevati rispetto a quelli delle Bitewing, i cui i limiti del collimatore sono stati presi per definire la prima ROI di base.

In questo modo, la quantità di dati utilizzati dalla ROI si massimizza dove l'esame lo consente.

La ROI Modificata ha i seguenti parametri:

X=106                      Y=224

W=400                      H=900

e la taglia media viene estesa da 2500\_5000 a 2000\_5499

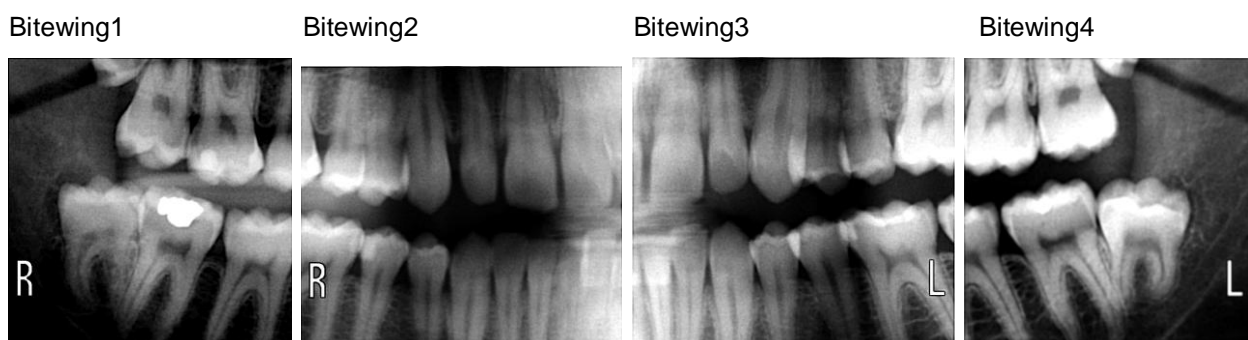
**Con queste modifiche la quantità di errore è circa identica a quella della Scout a 0,8s e ROI base, cioè 18% su una statistica di 164 panoramiche standard.**

## 5.2. Implementazione esami PANORAMICI Bitewing

Un sottoinsieme degli esami panoramici sono gli esami chiamati Bitewing.

Questa tipologia di esami prevede una traiettoria molto più complessa e molto più lunga perché comprende nella sua zona di interesse radiologico un particolare della panoramica, vale a dire solo i denti e le gengive e ne proietta 4 immagini diverse.

Infatti, la traiettoria è composta da 4 scansioni diverse con relativi tempi di accelerazione e decelerazione sensore e quindi da 4 immagini diverse.



Per questo esame, considerato che la densità delle zone di interesse è simile a quello delle panoramiche standard (poiché è un particolare di queste ultime), si è adottata una Scout identica a quella delle panoramiche standard sempre facendo coincidere il punto finale di decelerazione sensore Scout al punto di inizio accelerazione sensore esame panoramico.

Riporto la prima immagine (prima scansione) dell'esame con la relativa Scout.

L'effetto nero che si vede nella radiografia è dato dal restringimento del collimatore.

Esame Bitewing con scout  
SCOUT

1Parte di Bitewing



La ROI di interesse è più piccola ed ha le seguenti dimensioni in pixel:

X = 106

Y = 524

H = 500

W = 400

## 5.3. Implementazione esame TMJ

Gli esami TMJ sono molto differenti dalle panoramiche.

Riporto a titolo di esempio una radiografia di un esame TMJ:

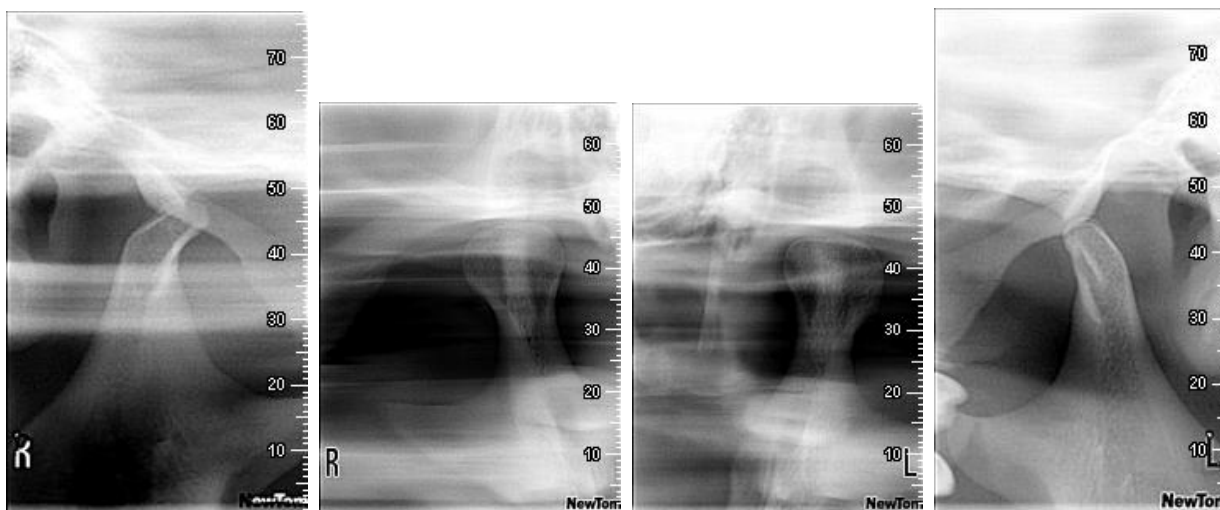
Esame TMJ Both

0 Laterale DX

2 Frontale Dx

3 Frontale Sx

1 Laterale Sx



Per l'analisi di questa tipologia di radiografie prendiamo in considerazione solo le parti della radiografia TMJ 0 e 1.

Infatti, clinicamente, tali radiografie sono le più utilizzate perché ai dentisti interessano principalmente:

- La morfologia del condilo
- Interazione condilo con ramo osseo della mascella
- La morfologia della loggetta

Definizione della traiettoria di Scout e della possibile ROI:

L'esame TMJ è molto complesso ed ha una traiettoria molto più articolata rispetto dalla panoramica. Per la TMJ la visualizzazione delle parti

cl clinicamente utilizzabili è enormemente variabile sulla base sia della conformazione del paziente che del suo posizionamento.

Inoltre, l'esame TMJ ha diversi tipi di sottoesami che si differenziano in:

- distretti anatomici diversificati;
- traiettorie diverse;
- la testa del paziente è posizionata in maniera differente per le due tipologie di esami laterali e frontali.

Gli esami TMJ disponibili nell' HiperyionX9 sono i seguenti:

Laterale Dx_Sx	Laterale Dx	Laterale Sx
Frontale Dx_Sx	Frontale Dx	Frontale Sx
Both Dx_Sx (il paziente viene posizionato come le Laterali e vengono prese tutte e 4 le immagini)		

Per questi motivi non è facile definire una possibile ROI di interesse e quindi una relativa Scout che la possa visualizzare in maniera uniforme per tutte le tipologie di esame e posizionamenti. A nostro favore però le specifiche di progetto non sono così restrittive e vincolanti come nelle panoramiche poiché si tratta di un esame che viene utilizzato nel 10% scarso dei casi clinici che richiedono una radiografia dentale e per il fatto che i tessuti ossei interessanti sono più omogenei come densità rispetto a quelli relativi alla dentatura

Dopo molte prove si è deciso di creare una traiettoria di Scout che prevedesse una parte di osso il più possibile omogeneo, per le differenti tipologie di esame e relativi posizionamenti (Frontale e Laterale).

Riporto la traiettoria di acquisizione e la movimentazione sistema (visualizzata dal programma per la creazione delle traiettorie) per la TMJ BOTH con scout che è l'insieme delle altre traiettorie:

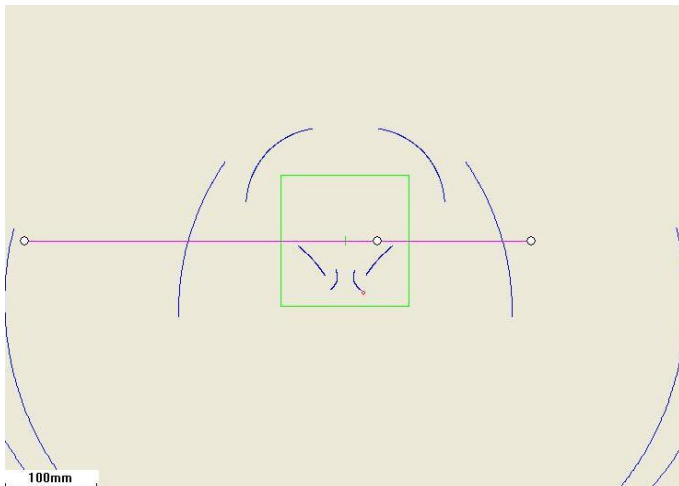


Figura 7 Traiettoria di acquisizione TMJ Both senza Scout:

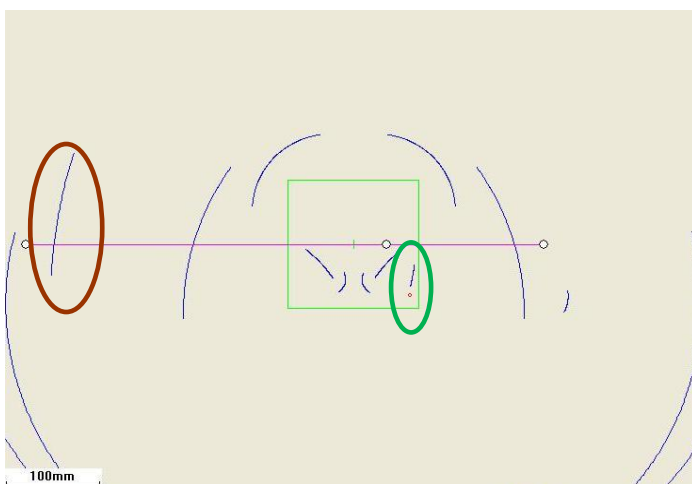


Figura 8 Traiettoria di acquisizione TMJ Both con Scout:

Le 8 linee curve, al di fuori del quadrato verde, sono i movimenti del sistema(generator – sensore) nell' acquisizione dell'esame. Le 4 linee corrispondenti all'interno sono le traiettorie di acquisizione delle 4 parti della TMJ.

La traiettoria di acquisizione della scout è il tratto evidenziato dal cerchio verde, mentre i tratto evidenziati dai cerchi rossi sono la movimentazione del sistema durante l'acquisizione della scout.

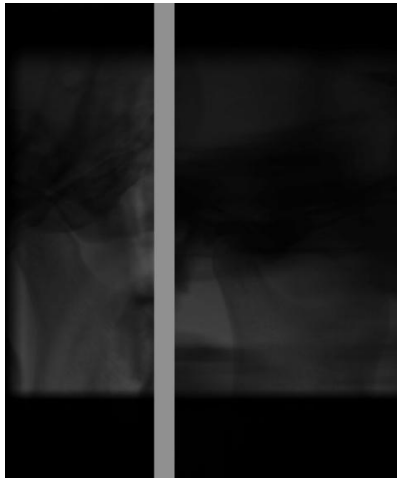
La scout è sempre in questa posizione per tutte le tipologie di TMJ, cambiano tutti i movimenti e i punti di inizio e fine accelerazione , decelerazione sensore scout per mantenere sempre coincidente il punto di inizio accelerazione esame TMJ con il punto di fine decelerazione esame scout.



L'insieme di queste modifiche non devono però cambiare la traiettoria di acquisizione esame Scout che deve rimanere sempre la stessa.

La radiografia che ne deriva è la seguente con la relativa Scout:

Laterale Dx+Scout



Lat SX



Front Dx



Front



SCOUT



Per definire la ROI, dopo alcune prove statistiche, si è verificato e deciso di metterla nel punto più omogeneo possibile, cioè alla base del condilo escludendo così tutte le parti ossee e tessuti molli molto variabili.

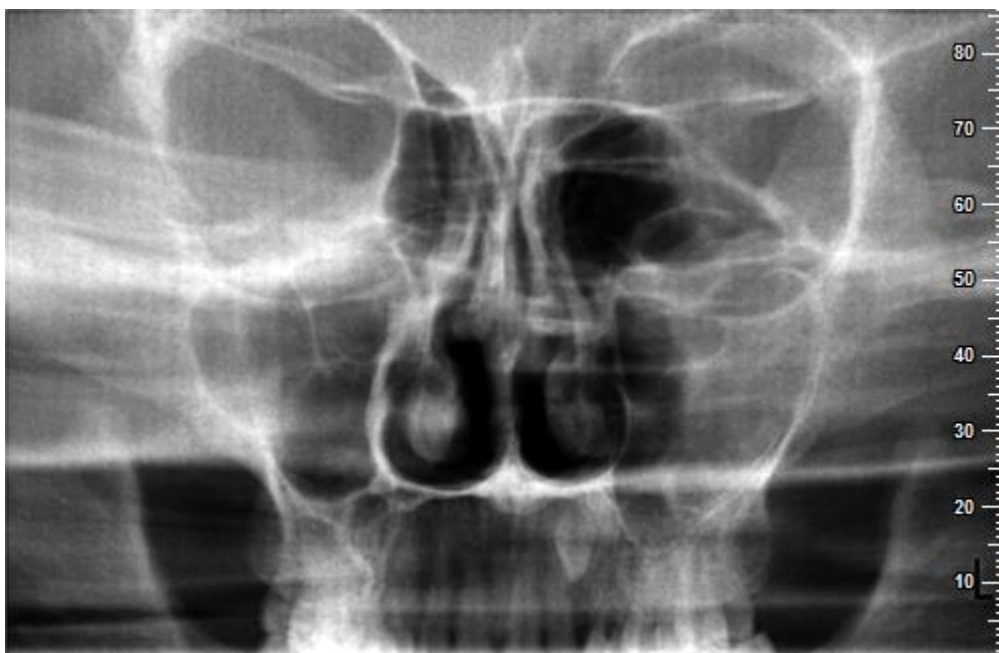
Coordinate ROI per TMJ:

X= 120    Y= 915

H= 245    W=260

## 5.4. Implementazione esami dei seni mascellari

Riporto a titolo di Esempio una radiografia ben esposta e ben posizionata dei Seni Mascellari Frontale:



Sono disponibili in Hyperion X9 le seguenti 3 tipologie di Esami sui Seni Mascellari:

Frontale

Laterale DX

Laterale SX

Non esistendo una grossa differenza tra le traiettorie e nelle zone visualizzate utilizziamo come campione l'esame frontale.

Per quanto riguarda questa tipologia di esame si è deciso di utilizzare la stessa Scout delle TMJ per i seguenti motivi:

- Riduzione tempo di esecuzione esame
- Zona morfologica abbastanza corretta e facile da visualizzare anche in questo posizionamento e traiettoria

La ROI ha le seguenti dimensioni:

X = 106

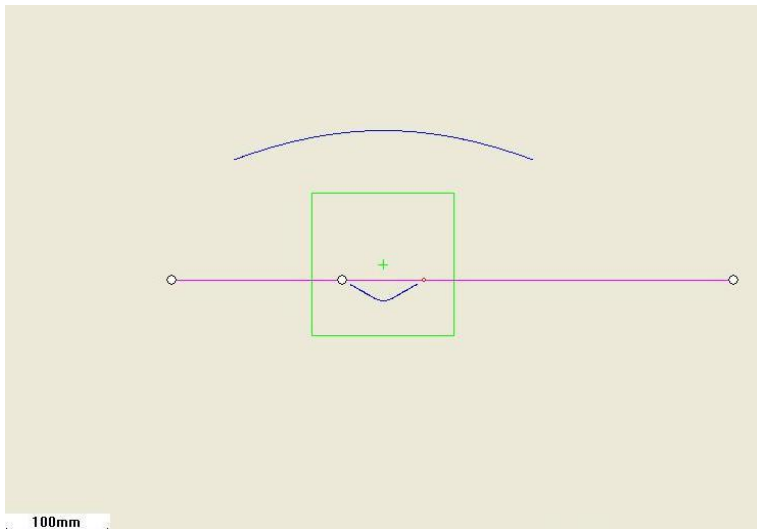
Y = 80

H = 1000

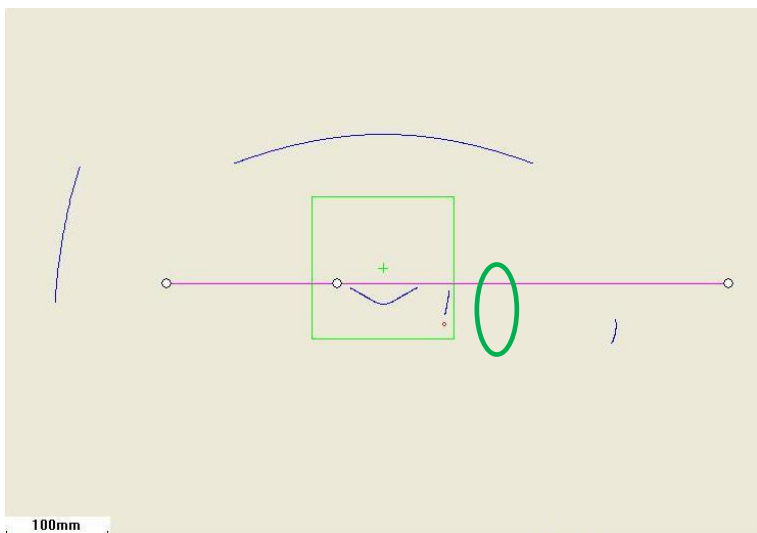
W = 400

Riporto lo schema sintetizzato di visualizzazione di una traiettoria SIN, in particolare la frontale.

Traiettoria di acquisizione e movimentazione sistema SIN senza Scout



Traiettoria di acquisizione e movimentazione sistema SIN con Scout



La scout verrà presa in questa posizione per tutte le 3 tipologie di Esame.

## 5.5. Implementazione esame cefalometrico

La proiezione cefalometrica è molto delicata, poiché, anche se più semplice dal punto di vista delle traiettorie e dell' impostazione dei fattori tecnici, presenta molti più problemi nella rielaborazione Imaging.

Per le cefalometrie, poiché non è prevista la modalità automatica MRT2 con la traiettoria Scout, si è mantenuta la modalità di esposizione automatica prevista in Hyperion X7 poiché le cefalometrie non prevedono:

- infrazione di nessun brevetto di azienda concorrente
- parti meccaniche soggette ad usura costruite per la modalità automatica
- possibilità di inserire una traiettoria Scout

Riporto a titolo di esempio una Radiografia di un esame Cefalometrico

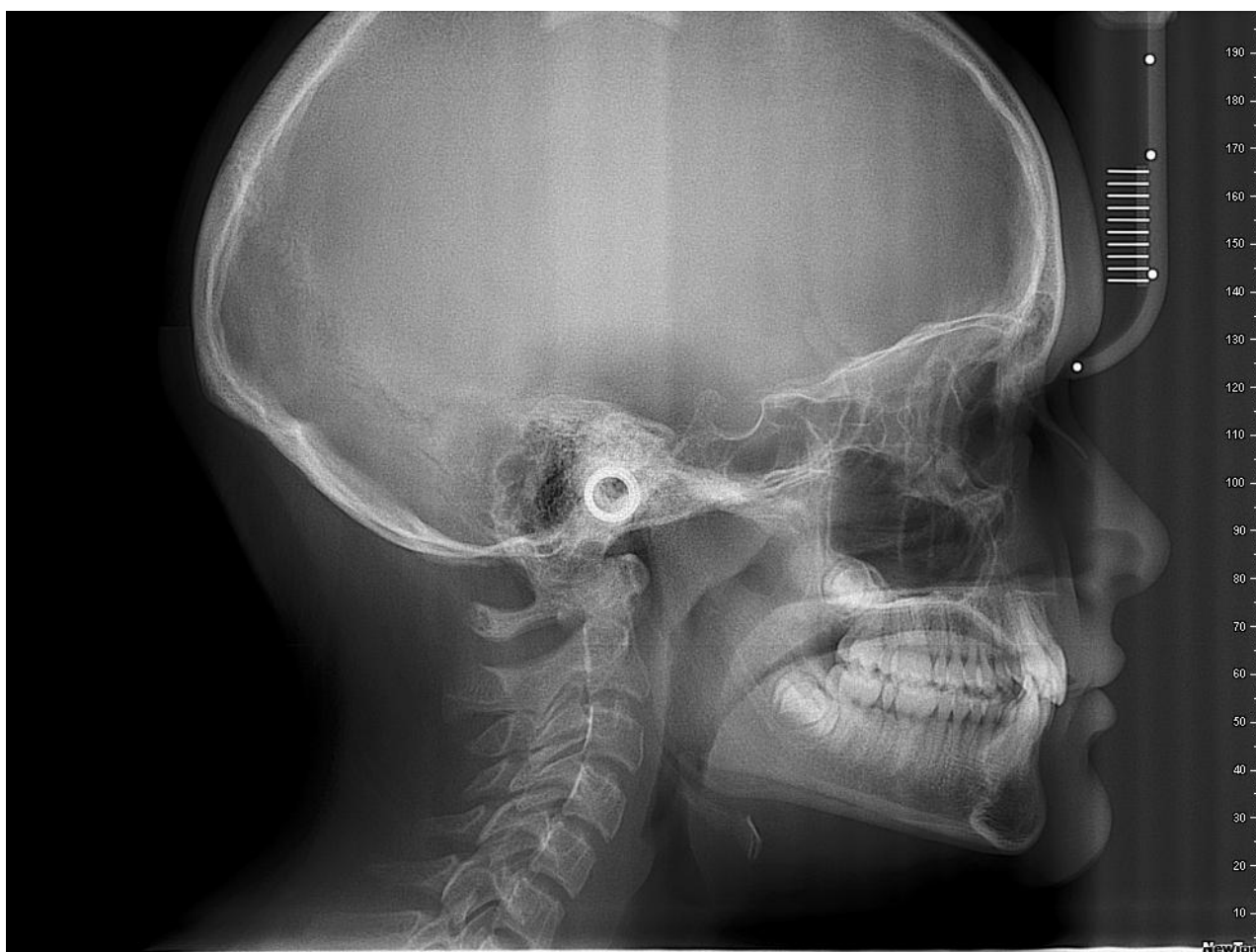


Figura 9 Cefalometria

## 5.6. Implementazione esame Panoramico per bambini (PAN CHILD)

L' esame radiografico panoramico eseguito sui bambini è molto delicato.

I tessuti molli e duri dei bambini sono meno densi di quelli di un uomo adulto e meno voluminosi. Questo influisce molto sulla capacità di penetrazione dei tessuti andando a diminuire i fattori tecnici necessari per avere una buona esposizione.

I distretti anatomici di interesse sono zone più ristrette e quindi la traiettoria panoramica normale non è del tutto adeguata per la visualizzazione clinica.

Inoltre un bambino sottoposto a una radiografia è un paziente delicato poiché in fase di crescita e quindi molto più sensibile alle radiazioni di un uomo adulto.

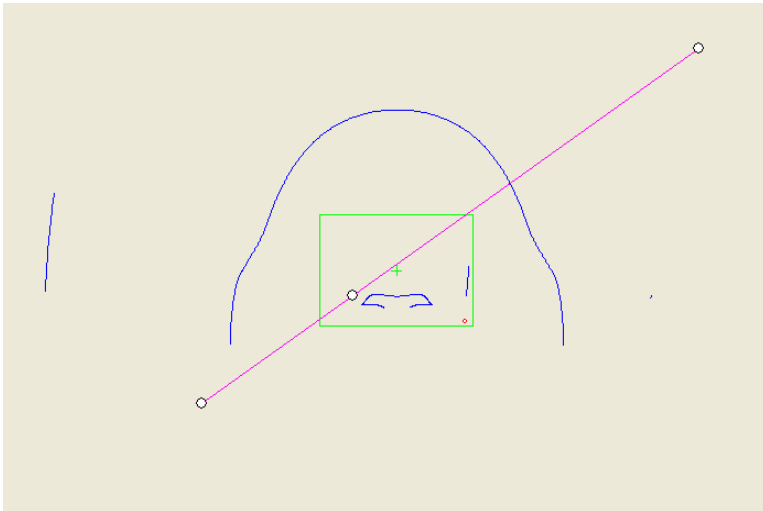
Questo implica, nelle macchine radiografiche, l'uso di una traiettoria leggermente diversa e specifica per questa tipologia di pazienti.

Anche nella modalità automatica le criticità della radiografia dei bambini influiscono sulla sua implementazione.

### Implementazione Traiettorie:

Per quanto riguarda le traiettorie si è deciso di utilizzare la stessa traiettoria scout delle panoramiche standard, poiché il punto di inizio accelerazione sensore esame è identico per ambedue le traiettorie.

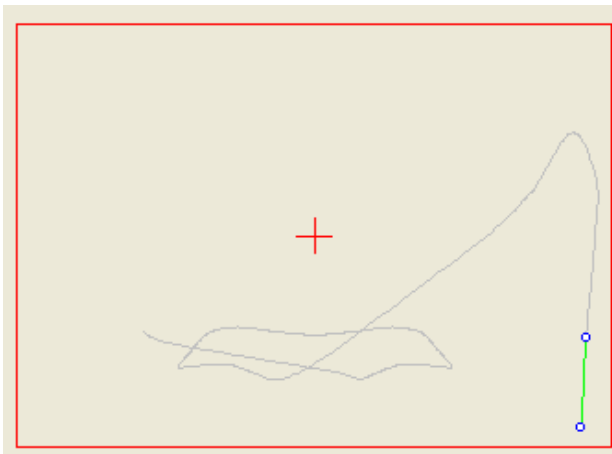
In questo modo la Scout visualizzata dal software è la stessa, anche se la traiettoria della panoramica Child è leggermente diversa



Da questo schema che visualizza la traiettoria di acquisizione e la movimentazione sensore della panoramica Child con Scout non si percepisce la differenza dalle due traiettorie, al contrario nelle due immagini seguenti.

Traiettoria completa generatore Pan standard + Scout

Traiettoria completa Pan Child + Scout



Queste due figure rappresentano la traiettoria completa di tutte le sue parti (accelerazione – esame o acquisizione – decelerazione).

E' evidente la leggera differenza di traiettoria dell'esame vero e proprio, mentre la traiettoria di Scout è la stessa in tutte le sue tre parti minime.

Riporto a titolo di esempio un immagine di una panoramica child:

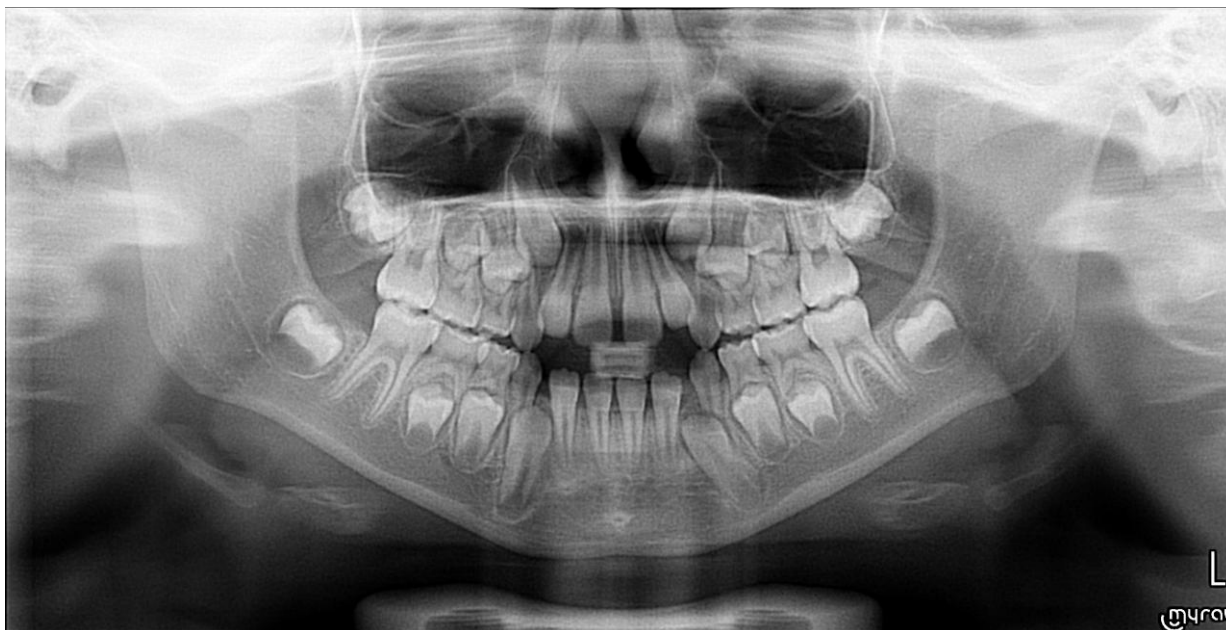


Figura 10 panoramica child

### Implementazione Traiettorie:

Per quanto riguarda le traiettorie si è deciso di utilizzare la stessa traiettoria scout delle panoramiche standard, poiché il punto di inizio accelerazione sensore esame è identico per ambedue le traiettorie.

In questo modo la Scout visualizzata dal software è la stessa, anche se la traiettoria della panoramica Child è leggermente diversa

### Implementazione algoritmo:

La traiettoria di acquisizione esame è la stessa per cui la Scout è la medesima delle panoramiche. Riporto una radiografia panoramica Child con la relativa scout



Figura 11 panoramica Child con scout

Nell'algoritmo sono stati modificati soltanto i valori di taglia base:

**Valori di taglia Base:**

kV\_TP = 71

kV\_TM = 76

kV\_TG = 81

**Valori di taglia modificati per le Child:**

kV\_TP = 66

kV\_TM = 68

kV\_TG = 72

La Roi di interesse è la stessa poiché la scout è la medesima delle panoramiche ed i distretti anatomici visualizzati sono accettabili come omogeneità e livelli di grigio.

Non ci sono altre modifiche nell'algoritmo di calcolo.

In questo esame il valore dei mA di riferimento è 4, che è fisso e impostato dagli ingegneri di Cefla.



## Capitolo 6: Validazione Prodotto e raccolta Dati

In questo capitolo viene riportata tutta la procedura di validazione del prodotto MRT2 che comprende:

- modalità di elaborazione e statistica
- prima raccolta dei dati dai siti di validazione a campo per riunione del 28
- Seconda raccolta dei dati per validazione ufficiale MRT2 completo.

Per il progetto MRT2 sono stati utilizzati 3 siti di validazioni, muniti tutti e tre di HyperionX9, completamente funzionante in tutte le sue funzioni.

SITI di VALIDAZIONE utilizzati:

### Sito primo

centro radiologico specializzato

### Sito secondo

Centro dentistico-odontoiatrico

### Sito terzo

Centro dentistico-odontoiatrico specializzato in pedodonzia/ortodonzia

## 6.1. Modalità di elaborazione e statistica

I casi clinici sono stati classificati ed analizzati con Excel e applicando la Macro in cui è stato scritto l'algoritmo, confrontando il valore in uscita della Macro (dell' algoritmo) con una stima reale effettiva della taglia che, a posteriori, sarebbe stata utilizzata sulla radiografia, sapendo a quanti kV era stata acquisita l'immagine dal dottore.

Es:

Il dottore ha utilizzato 76 kV nella panoramica numero X

La panoramica numero X è satura in molte parti clinicamente necessarie

La Panoramica sarebbe dovuta essere Acquisita a 73 kV → KvSTIMATI

Il nostro algoritmo avrebbe sparato a Y

Errore di impostazione taglia =  $Y - KvSTIMATI > +-2Kv$

Successivamente sono stati analizzati visivamente i casi clinici di errore di impostazione taglia per vedere le possibili cause ed eventualmente migliorare la precisione dell'algoritmo.

In questa analisi le panoramiche e le altre immagini di esami sono state anche classificate sulla base degli errori di posizionamento, poiché la maggior parte di errori di posizionamento erano anche i casi clinici di errore di impostazione taglia dell'algoritmo.

Abbiamo quindi evidenziato le radiografie con evidenti errori di posizionamento, tali da invalidare il contenuto clinico delle radiografie.

Per gli esami più particolari e meno utilizzati la statistica ad oggi non fornisce troppi casi di analisi statistica.

Questo numero di casi non troppo elevato, cui va aggiunto alle innumerevoli prove in azienda è risultato comunque sufficiente per validare MRT2 nella sua prima versione ufficiale.

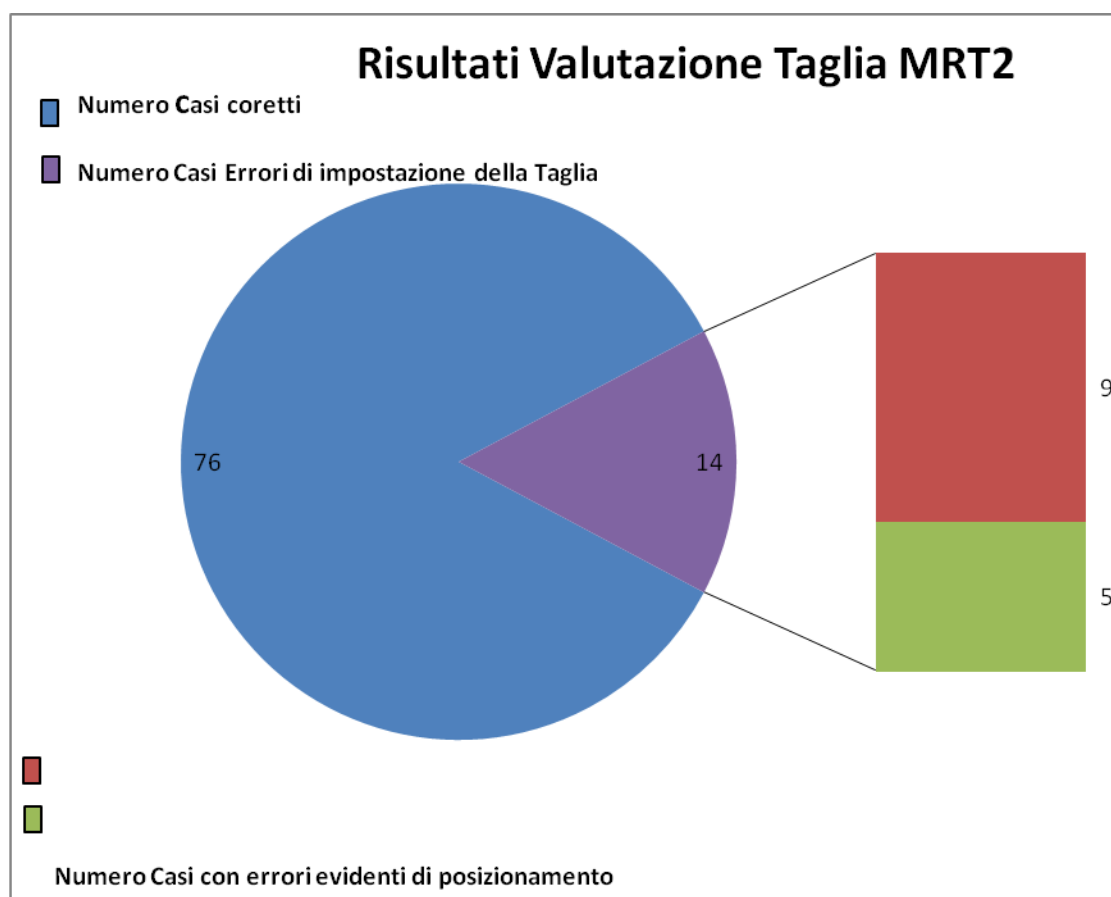
Nei mesi che seguono la raccolta e l'elaborazione dei dati di MRT2 per questo elaborato, la statistica è stata aggiornata e aumentata per renderla più valida e sufficientemente ampia.

NB : MRT2 non è stato ancora "ufficialmente" rilasciato (pur essendo stato concluso il progetto). Il motivo è puramente di strategia commerciale

## 6.2. Risultati statistica della prima raccolta dati per riunione con PM

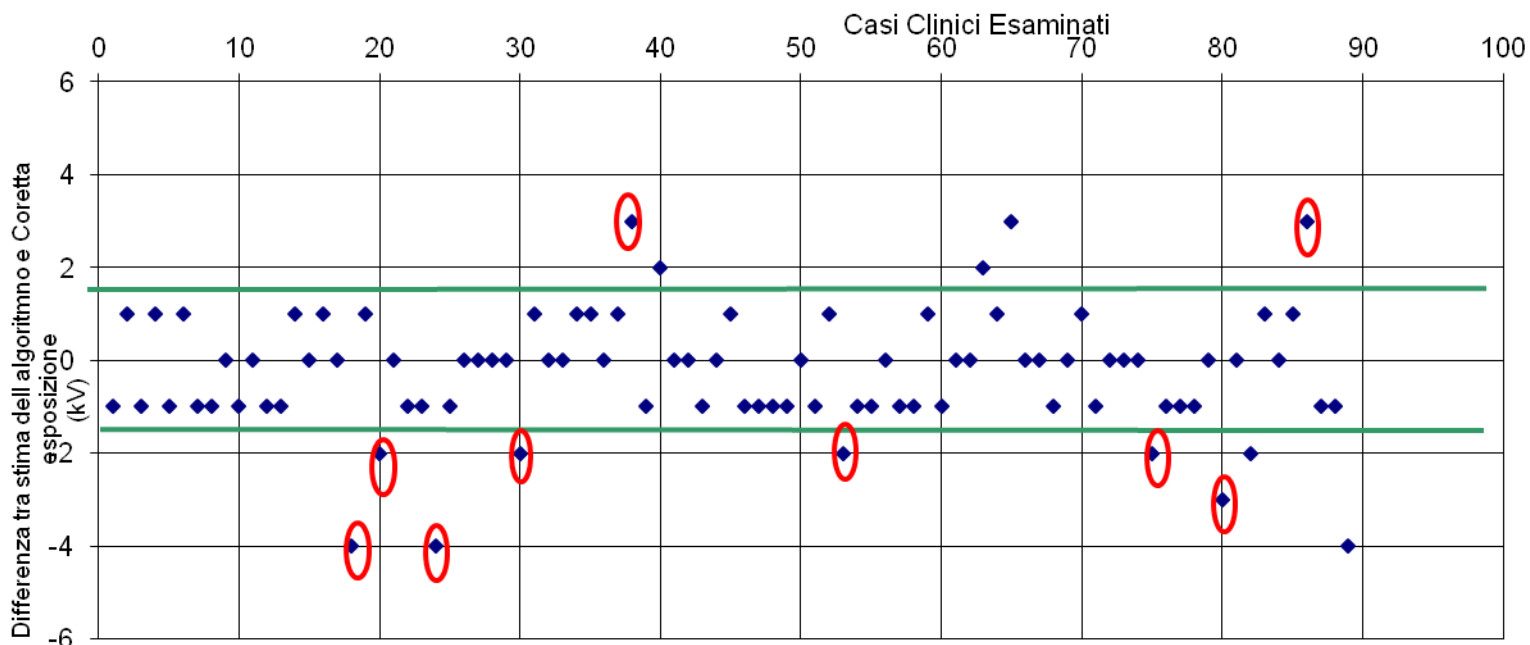
Numero Casi clinici (Panoramiche) analizzate: 90

- **Totale Errori di impostazione della taglia = 14 pari al 15% del totale**
- Numero Casi con errori evidenti di posizionamento = 9  
(tali da giustificare un re-take per distorsione strutture anatomiche)
- **Errori senza i casi di Errato Posizionamento Paziente = 5  
Pari al 6% delle Panoramiche ben posizionate**  
In 7 casi su 9 l'algoritmo dà meno dose al paziente.



Numero Casi senza Casi di Errato Posizionamento

NOTA: Sono considerati errori esposizioni con uno scarto superiore ad 1kv



Per chiarezza statistica riporto i Grafici della prima Validazione Prodotto:

I Casi clinici cerchiati in rosso sono i casi di errato posizionamento paziente. Si nota infatti che solo 5 casi sui 90 analizzati escono fuori dal range di più o meno 1 kV senza posizionamento errato.

Si nota inoltre che l'ampiezza dell' Errore non supera mai i -4 kV e i +3 kV. Un altro dato importante è in quanti casi il nostro algoritmo ha corretto un errore del dottore e di che entità è stata la correzione:

- **Valutazione taglia sbagliata da parte del dottore, ma corretta dell'algoritmo = 20 su 30 (66%)**

Numero Panoramiche Sovraesposte (>2kV) corrette dall' Algoritmo = 16

Numero Panoramiche Sottoesposte (<2kV) corrette dall' Algoritmo = 4

### 6.3. Risultati statistica per validazione prodotto MRT2

#### Statistica panoramiche standard:

La seguente statistica e i seguenti grafici sono i grafici della validazione prodotto MRT2. I casi clinici analizzati sono radiografie esposte con la modalità automatica definitiva e completa attiva sui dispositivi radiografici Hyperion X9 nei siti di validazione.

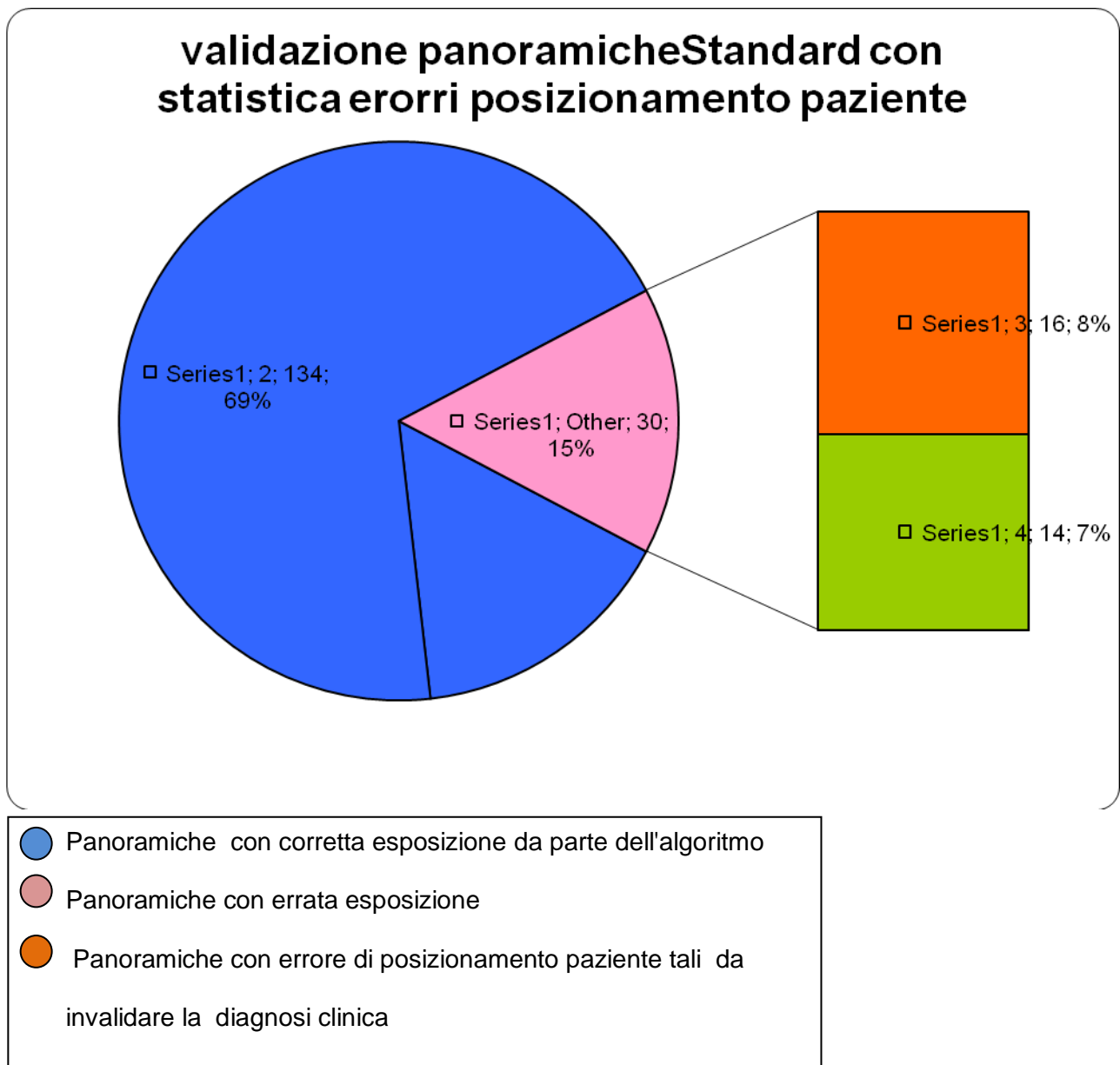


Figura 1

## Validazione Panoramiche standard

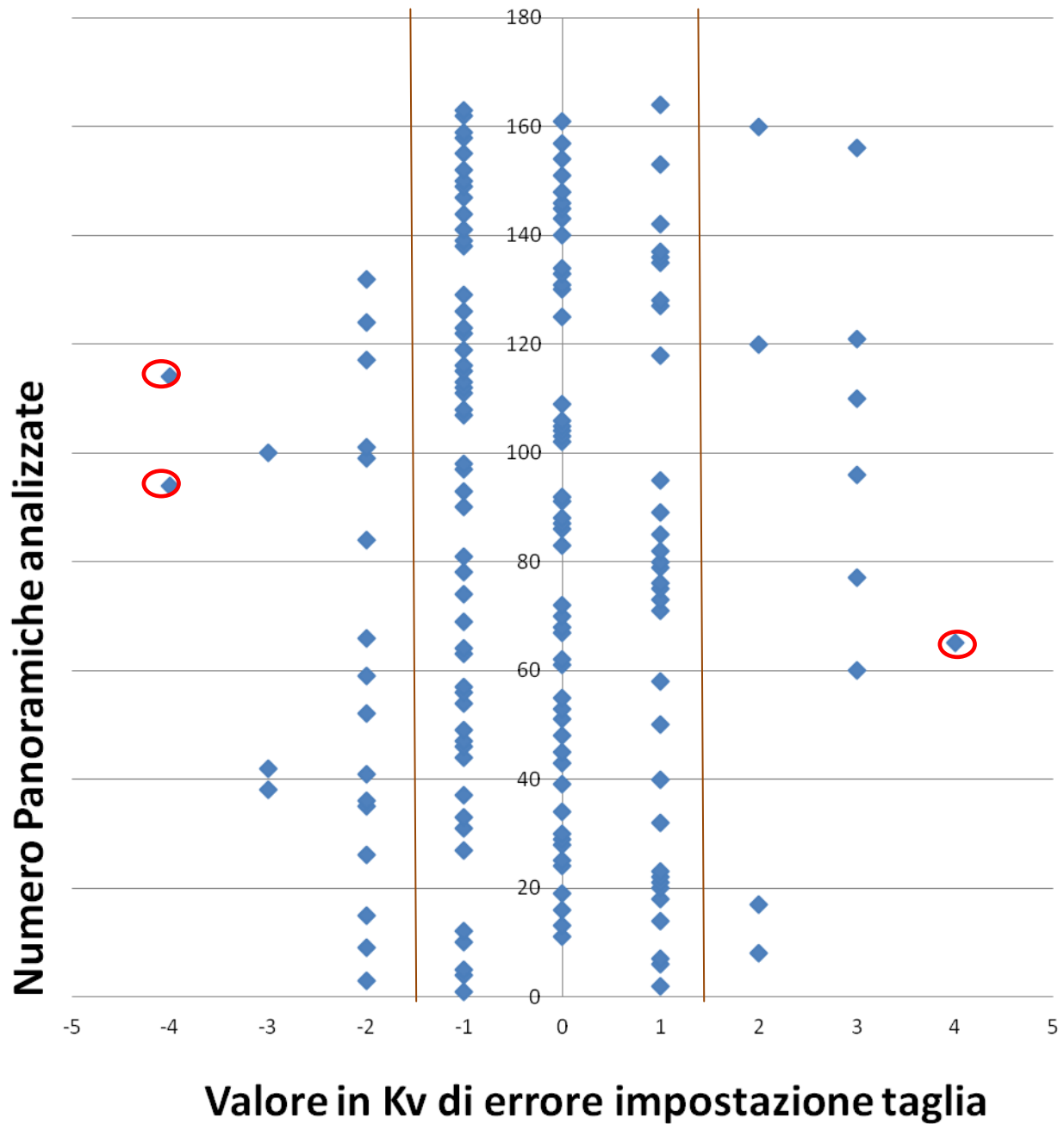


Figura 2

Nei precedenti grafici (Figura1 e Figura2) sono state analizzate 164 panoramiche standard con il metodo e la statistica descritta all'inizio di questo capitolo.

Il primo grafico è la rappresentazione di come i dati si distribuiscono sul totale. Viene anche descritta visivamente il numero dei casi clinici in cui è presente un errore di posizionamento paziente di entità tale da causare un re-take della radiografia, poiché invalidante il contenuto clinico della panoramica.

Dal primo grafico si estrapolano i seguenti dati statistici:

- **Totale Errori di impostazione della taglia = 30      pari al 18% del totale**
- Numero Casi con errori evidenti di posizionamento = 16  
(tali da giustificare un re-take per distorsione strutture anatomiche)
- **Errori senza i casi di Errato Posizionamento Paziente = 14  
Pari al 8% delle Panoramiche ben posizionate**

Il secondo grafico è la rappresentazione visiva di come si distribuisce il valore degli errori di impostazione taglia, da parte dell' algoritmo.

Le due linee in arancione disegnate definiscono il margine di accettabilità dell'errore, sia per incertezza della valutazione statistica sia perché lo spostamento di 1kV non è stato considerato troppo rilevante ai fini dell'immagine radiografica.

I punti del grafico cerchiati in rosso sono casi clinici in cui l'errore è effettivamente troppo elevato e potrebbe causare un'immagine radiografica non clinicamente accettabile.

Dal secondo grafico si estrapolano i seguenti dati statistici:

- **3 errori grossolani di impostazione taglia da parte dell'algoritmo(+/- 4kV)**
- **Il 66% di errori è di entità pari a +/-2kV. La maggior parte degli errori corrispondono un basso valore di errore.**

## Statistica Panoramiche Child:

Il seguente grafico riporta visivamente la statistica delle panoramiche effettuate sui bambini.

La statistica non è altissima. Non è semplice ricercare un numero così elevato di casi clinici di panoramiche Child, come nelle panoramiche standard, perché i casi clinici sui bambini sono meno statisticamente dei casi clinici sui pazienti adulti.

Inoltre esistono le specialità di pedodonzia e ortodonzia pediatrica che svolgono in particolare in questa tipologia di esami. Per nostri siti di validazione solo uno su tre è specializzato in questa tipologia di esami.

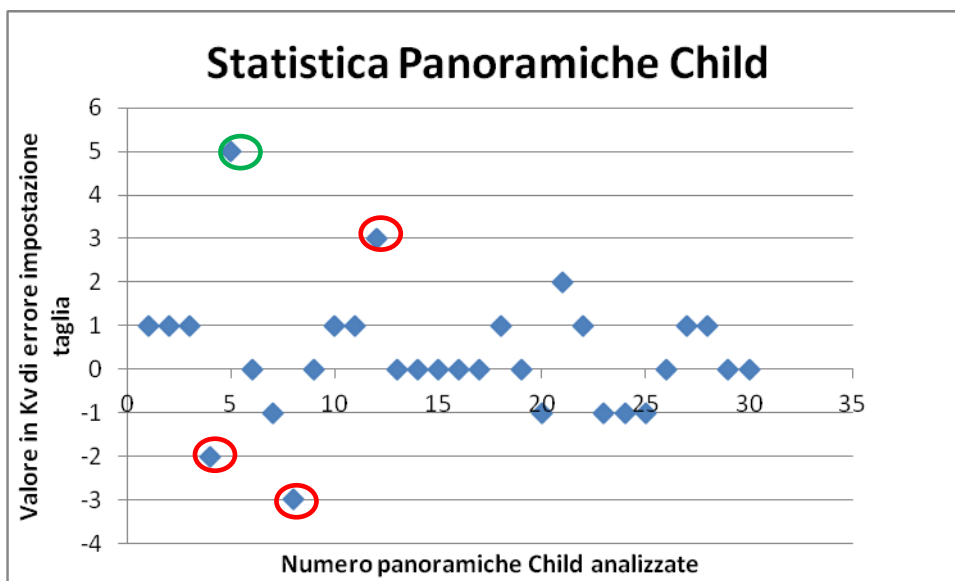


Figura 3

I punti del grafico cerchiati in rosso sono gli errori di impostazione taglia da parte dell'algoritmo. Il punto cerchiato in verde è una panoramica molto strana e atipica, poiché è un caso clinico di un bambino già con tutti i denti formati e quindi non così idoneo per questa tipologia di esame. Essendo l'unico dato fuori dalla statistica in maniera evidente e per il motivo sopra elencato lo si può togliere.

Da questo grafico si estrapola il seguente dato statistico:



- **3 errori di impostazione taglia su 29 panoramiche Child analizzate**  
→10%

La raccolta statistica e la validazione per questa tipologia di esame è ancora in corso e i risultati sono in linea con le attese e con i dati precedentemente raccolti.

### Statistica esame Panoramici Bitewing:

Il seguente grafico riporta visivamente la statistica sugli esami panoramici Bitewing.

La statistica non è numerosa, ma per l'utilizzo di questo esame è stata ritenuta sufficiente per validare MRT2 nella sua versione ufficiale.

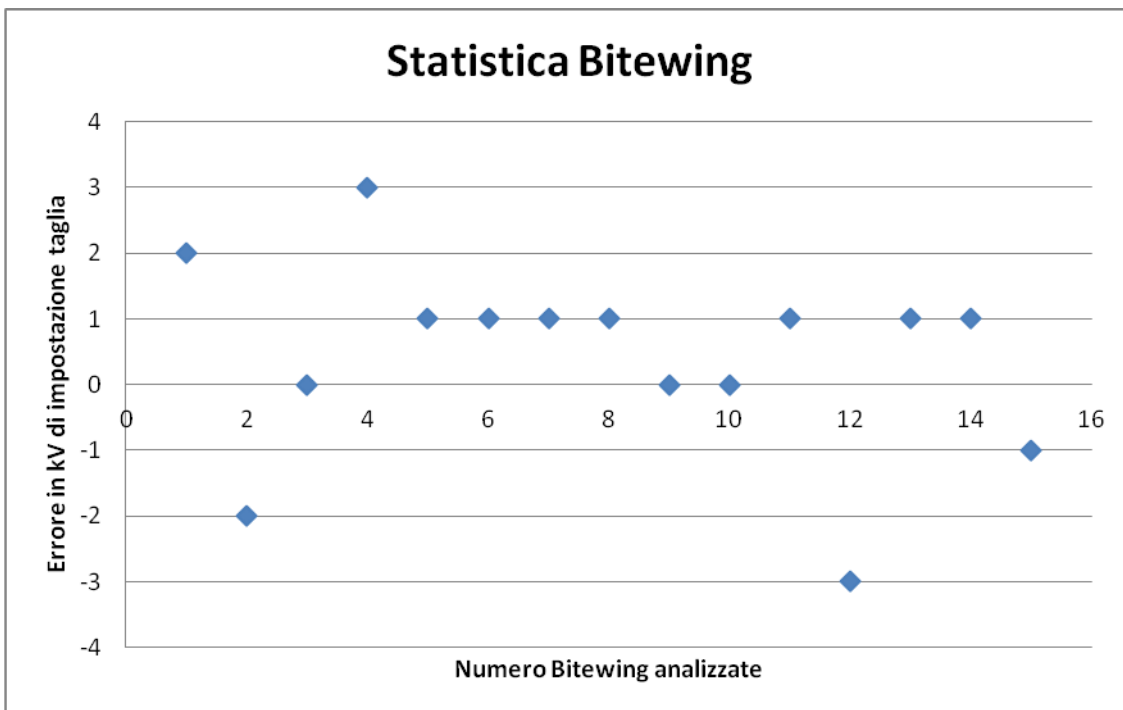


Figura 4

La raccolta statistica e la validazione per questa tipologia di esame è ancora in corso e i risultati sono in linea con le attese. Per questo motivo e per il basso numero di casi clinici nell'elaborato, non viene riportato un dato a cui far riferimento perché temporaneo e di poco valore.

## Statistica radiografie sulle articolazioni temporo mandibolari (ATM o TMJ):

Il seguente grafico riporta visivamente la statistica delle radiografie TMJ . Per questa tipologia di esame la modalità automatica non comprende come specifica primaria di progetto la precisione sul valore di kV di impostazione taglia, poiché questa radiografica e i distretti anatomici visualizzati hanno un margine più ampio di radiopacità e di penetrazione da parte dei raggi X.

Inoltre i distretti anatomici importanti a fini diagnostici sono soprattutto ossee(a differenza degli esami dentali in cui i tessuti di interesse sono di più ampia natura)

Per questi motivi la tolleranza che permette di discriminare la giusta impostazione di taglia è di  $\pm 2$  kV di differenza Le linee arancioni tracciate sul grafico definiscono il margine dell'errore dell'algoritmo.

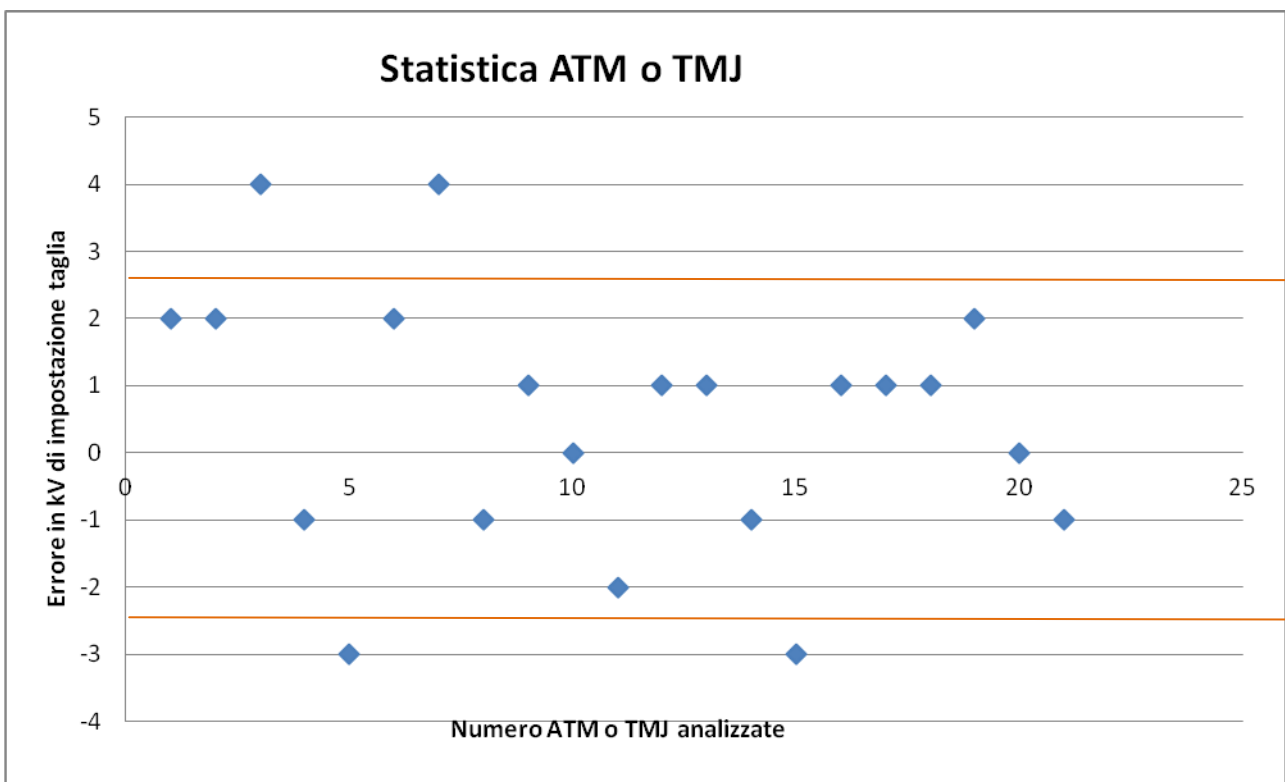


Figura 5

Da questo grafico si estrapola il seguente dato statistico:

- **4 errori di impostazione taglia su 21 TMJ analizzate** → 18% dato accettabile per le specifiche e la variabilità di questo esame.

La raccolta statistica e la validazione per questa tipologia di esame è ancora in corso e i risultati sono in linea con le attese e con i dati precedentemente raccolti.

## Statistica dell'esame sui Seni Mascellari:

Su questa particolare tipologia di esame non è presente una casistica sufficientemente ampia per aver un dato valido da riportare graficamente.

Il motivo di questo numero così ridotto di casi di radiografie sui Seni mascellari è dovuto all'entrata sul mercato in questi anni dell'esame 3D, esame disponibile anche su Hyperion X9.

La tomografia 3D è un esame molto più ampio, preciso, con molti più dati e con enormi possibilità di diagnosi e di elaborazione. L'esame sui Seni viene raccolto nella vasta gamma di particolari visualizzati dal 3D, per cui sta lentamente scomparendo dalle macchine di nuova generazione.

Per i pochi esami raccolti, la modalità automatica ha dato buoni risultati di impostazione taglia.

Per l'abilitazione della modalità automatica in questo tipo di esami si estende la raccolta dati ad un ampio parco installato, sotto controllo del team di post-vendita dell'azienda, incaricato di raccogliere periodicamente i dati e trasferirli ad UT per il perfezionamento del metodo

## Conclusioni

Con il presente elaborato, è stata descritta l'implementazione della modalità automatica MRT2 nel dispositivo radiografico Hyperion X9, che verrà commercializzato dalla Cefla Dentale.

La modalità automatica è una tecnologia molto utile agli utenti del dispositivo radiografico, indispensabile quando non si ha il tempo o la manualità di impostare i fattori tecnici manualmente.

La modalità automatica MRT2 soddisfa le esigenze degli utenti che, semplicemente premendo un pulsante nella consolle touch-screen dell'Hyperion X9, vogliono impostare i fattori tecnici adeguati per qualsiasi tipologia di paziente, senza aumentare in maniera rilevante la dose di radiazioni ed il tempo impiegato per eseguire l'esame.

Infatti, uno degli obiettivi del progetto era quello di ridurre al minimo i tempi di esecuzione e di esposizione dell'esame.

Inoltre, la modalità automatica MRT2 introduce soluzioni e migliorie alle criticità presenti nella versione precedente (MRT1) arrivando nelle panoramiche standard a un 18 % di errore di valutazione e al più di 3/4 kV , contro il precedente 35% di errore di valutazione di anche 5/6 kV.

Nell'elaborato ho presentato le fasi fondamentali percorse dall'ufficio tecnico dell'azienda Cefla Dentale per la realizzazione di MRT2 e della sua validazione, che hanno portato ad un dato statistico positivo in tutte le sue applicazioni.

Ho inoltre esposto, nello specifico, l'algoritmo su cui si basa MRT 2 e la creazione delle traiettorie Scout per ogni esame.

La tecnologia MRT2 non allunga particolarmente il tempo di esecuzione e il tempo di esposizione degli esami disponibili e comunque non influisce nel primato di Cefla di minimizzare il più possibile sia il tempo di esecuzione che di esposizione Esame.

Ho riportato e confrontato in questa tabella un'analisi dei dati dei tempi di esposizione e dei tempi di esecuzione esame di una panoramica, poiché assoluti e facilmente ricavabili con buona precisione:

	<b>X9 predef (senza scout)</b>	<b>X9auto (con scout)</b>	<b>OP200</b>	<b>OrtXG3Dready</b>
<b>Tempo di esecuzione</b>	<b>13s</b>	<b>16s</b>	<b>25s</b>	<b>19s</b>
<b>Tempo di Emissione</b>	<b>9,3s</b>	<b>10,1s</b>	<b>14s</b>	<b>14,2s</b>
<b>DAP(mGy*cm<sup>2</sup>)</b>	<b>64,26</b>	<b>75,26</b>	<b>150</b>	<b>115,2</b>

Si nota che i tempi di esposizione degli esami eseguiti su macchine prodotte dalla Cefla, che determinano la dose di radiazioni al paziente, sono minori dei tempi della concorrenza anche con l'installazione della Scout.

I dati raccolti provengono da 2 macchine diverse:

-OP200

-OrtopantomografoXG3DReady della SIRONA(germania)

L'unico dato negativo dell'applicazione di MRT2 è una sensibilità non trascurabile agli errori grossolani di posizionamento del paziente.

Per questo si è tentato di percorrere una piccola ricerca sulla creazione di un algoritmo in grado, con le informazioni della Scout così progettata, di rilevare eventuali errori di posizionamento paziente invalidanti la diagnosi clinica sulla radiografia per le panoramiche (poiché il 90 per cento dei casi clinici viene diagnosticato con una panoramica)

Questo è un aspetto molto interessante poiché si potrebbe evitare il ripetersi delle radiografie non clinicamente accettabili a causa errori di posizionamento

paziente e quindi evitare una seconda dose di radiazioni inutile al paziente stesso. Inoltre aumenterebbe la statistica positiva di MRT2.

La soluzione proposta dall'azienda - tutt'ora in sviluppo - è quella di semplificare il processo di posizionamento del paziente da parte dell'utente e di perfezionare il più possibile strumenti idonei a guidarlo per arrivare a posizionare il paziente in maniera adeguata, oltre che procedere con la ricerca di soluzioni automatiche in grado di rendere evidente all'operatore gli errori di posizionamento

Ad esempio utilizzando un Craniostato (dispositivo solido che serve per posizionare la testa del paziente nel dispositivo radiografico) sempre più avanzato e conforme alle esigenze richieste.

Un'altra implementazione futura potrebbe essere quella di modificare e sperimentare ancora di più i valori in ingresso dell'algoritmo (taglie, soglie, roi diversificate) per migliorare i valori statistici.

La tecnologia Scout, inoltre, permette l'acquisizione di moltissimi dati in fase di Pre-Esame: questi dati potrebbero essere utilizzati per le più svariate applicazioni senza effettuare modifiche nella macchina.

Quindi la Tecnologia MRT2 apre la strada a molti possibili progetti e miglioramenti sulla qualità dell'immagine e del contenuto clinico dell'immagine.

La tecnologia MRT2 ha portato alla creazione di 2 brevetti depositati da Cefla:

- Brevetto relativo all'algoritmo e al suo principio di funzionamento:

METODO E APPARATO PER REGOLARE I FATTORI TECNICI DI ESPOSIZIONE  
NEL CORSO DI UNA ACQUISIZIONE RADIOGRAFICA

- Brevetto relativo alla movimentazione sensore rispetto al centro di riduzione virtuale utilizzato da cefla nella creazione della Scout:

METODO E APPARATO PER EFFETTUARE UNA SCOUT  
IN UN APPARECCHIO RADIOGRAFICO DIGITALE DENTALE

Per semplicità non riporto la spiegazione dettagliata dei brevetti: sicuramente si tratta di un risultato positivo per l'azienda Cefla aver depositato due brevetti sulla modalità automatica che è sempre un aspetto molto delicato nella radiografia digitale, perché non di facile sviluppo.

I risultati statistici sono buoni e accettabili in tutte le tipologie di esame dove MRT2 è disponibile.

Dai siti di validazione dove questa modalità è stata già installata completa e definitiva da alcuni mesi non si sono presentati problemi o riscontri negativi sulla predizione dei fattori tecnici e quindi sulla validità clinica delle radiografie.



## ***Bibliografia***

-[1] METODO E APPARATO PER REGOLARE I FATTORI TECNICI DI ESPOSIZIONE NEL CORSO DI UNA ACQUISIZIONE RADIOGRAFICA Brevetto Cefla

-[2] Radiologia odontostomatologica. Renato Nesi, Luca Viganò 2004

-[3] METODO E APPARATO PER REGOLARE I FATTORI TECNICI DI ESPOSIZIONE NEL CORSO DI UNA ACQUISIZIONE RADIOGRAFICA Brevetto Cefla

-[4] Progettazione e implementazione di filtri digitali per immagini teleradiografiche dentali. Tesi in Biomeccanica di Michele Guglielmo. Relatore Ing. Rita Stagni.

-Figura 1 e 2 : Progettazione e implementazione di filtri digitali per immagini teleradiografiche dentali. Tesi in Biomeccanica di Michele Guglielmo. Relatore Ing. Rita Stagni.

## **Ringraziamenti:**

*Non potevano mancare i ringraziamenti alle persone che mi sono state accanto durante il tirocinio e per la scrittura dell'elaborato.*

*Ringrazio la mia famiglia e le persone che mi sono state vicino, ringrazio l'azienda Cefla che mi ha dato la possibilità di svolgere il mio tirocinio in un piacevole ambiente e ampliare le mie conoscenze e mettere a frutto le mie capacità e quello che ho appreso durante questi anni di studio. Ringrazio quindi gli Ingegneri e i tecnici di Cefla che mi hanno seguito e sopportato durante questo lungo periodo.*

*Ringrazio infine la mia Tutor Ing. Rita Stagni di avermi appoggiato il tirocinio e di avermi fatto da relatrice per questo elaborato.*