



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
FIRENZE



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
FIRENZE

DIPARTIMENTO DI  
MEDICINA SPERIMENTALE  
E CLINICA

DOTTORATO DI RICERCA IN  
SCIENZE CLINICHE (inserire denominazione del corso)

CICLO XXX (indicare il ciclo di riferimento in numero romano)

COORDINATORE Prof. MATUCCI CERINIC MARCO

(indicare il titolo della tesi)

NUOVE TECNOLOGIE E NUOVI PROTOCOLLI IN  
DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

Settore Scientifico Disciplinare MED/36

**Dottorando**

Dott. (Cognome e Nome)

NARDI COSIMO  
(firma)

**Tutore**

Prof. (Cognome e Nome)

COLAGRANDE STEFANO  
(firma)

**Coordinatore**

Prof. (Cognome e Nome)

MATUCCI CERINIC MARCO  
(firma)

Anni 2014/2017 (di inizio e fine corso)

# NUOVE TECNOLOGIE E NUOVI PROTOCOLLI IN DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

Il tumultuoso progresso tecnologico delle apparecchiature nella diagnostica per immagini ha determinato un altrettanto rapida modifica degli hardware/software RX-TC-RM-ECO e dei protocolli diagnostici. Ciò obbliga gli specialisti ad applicarsi anche su nuove tecnologie che aumentano le potenzialità diagnostiche riducendo allo stesso tempo possibili danni al paziente come quelli derivanti da radiazioni ionizzanti. In particolare lo sviluppo della TC a fascio conico o Cone Beam CT sta avendo sempre più successo nella diagnostica del distretto capo-collo per l'elevata qualità delle immagini e la bassa dose di radiazione erogata, come il dottorando dimostra nella tesi che segue.

## Indice

○ Riassunto .....	2
○ Introduzione .....	3
○ Materiali e metodi .....	5
▪ Apparecchiature e protocolli .....	5
▪ Fantoccio e set-up sperimentale .....	6
▪ Metodo dosimetrico e calcolo della dose efficace .....	7
▪ Qualità dell'immagine .....	8
○ Risultati .....	9
○ Discussione .....	10
○ Conclusioni .....	14
○ Bibliografia .....	16
○ Tabelle .....	19
○ Figure .....	24

## **Riassunto**

**Obiettivo.** Confrontare NewTom 5G Cone Beam CT (CBCT) e SOMATOM Sensation 64 Multislice CT (MSCT) in termini di dose efficace e di qualità dell'immagine nelle scansioni di testa, rachide cervicale, orecchio e arcate dentarie.

**Materiali e metodi.** E' stato utilizzato il distretto testa-collo di un fantoccio Alderson-Rando equipaggiato con settantaquattro dosimetri a termoluminescenza, al fine di determinare l'esposizione alle radiazioni, mediante cinque differenti scansioni alla CBCT e quattro differenti scansioni alla MSCT. Per la valutazione quantitativa della qualità dell'immagine sono state misurate la risoluzione spaziale e di contrasto, espresse rispettivamente come Modulation Transfer Function (MTF) e Contrast-to-Noise Ratio (CNR).

**Risultati.** La dose efficace della CBCT è risultata rispettivamente di 248  $\mu\text{Sv}$ , 249  $\mu\text{Sv}$ , 361  $\mu\text{Sv}$ , 565  $\mu\text{Sv}$  e 688  $\mu\text{Sv}$  nelle scansioni di rachide cervicale, testa, orecchio, arcate dentarie con piccolo campo di vista e arcate dentarie con medio campo di vista. La dose efficace della MSCT è risultata rispettivamente di 3409  $\mu\text{Sv}$ , 1892  $\mu\text{Sv}$ , 660  $\mu\text{Sv}$  e 812  $\mu\text{Sv}$  nelle scansioni di rachide cervicale, testa, orecchio e arcate dentarie. MTF è stato 0,895 vs. 0,347, 0,895 vs. 0,275, 0,875 vs. 0,342 e 0,961 vs. 0,352 per CBCT vs. MSCT nelle scansioni di rachide cervicale, testa, orecchio e arcate dentarie, rispettivamente. Le scansioni MSCT della testa e del rachide cervicale hanno mostrato CNR maggiori di quelle della CBCT, mentre i valori di CNR per orecchio e arcate dentarie sono simili tra le due apparecchiature.

**Conclusioni.** La CBCT è preferibile rispetto alla MSCT per lo studio dell'orecchio e delle arcate dentarie in quanto possiede una maggiore risoluzione spaziale ed eroga una minore dose radiogena. Invece nello studio del rachide cervicale e della testa, la MSCT dovrebbe essere raccomandata qualora sia necessaria un'alta risoluzione di contrasto, nonostante eroghi maggiore dose radiogena.

## **Introduzione**

Per radiazione s'intende il trasferimento di energia da un punto ad un altro dello spazio. La radiazione elettromagnetica non comporta lo spostamento macroscopico di materia e non richiede un mezzo per propagarsi.

Se il trasferimento di energia si realizza tramite particelle dotate di massa (cariche o neutre) si parla di radiazione corpuscolata, se invece l'energia è trasferita tramite onde, si parla di radiazione non corpuscolata. In base al modello quantico di Planck l'energia trasferita da tali onde è direttamente proporzionale alla loro frequenza ( $E=h\nu$ ).

Le onde elettromagnetiche interagiscono con la materia e possono provocare o meno la ionizzazione degli atomi del mezzo attraversato, per cui si distinguono radiazioni ionizzanti e non ionizzanti; gli atomi e le molecole che vengono ionizzati perdono o acquistano elettroni, diventando elettricamente carichi. Si possono ulteriormente distinguere radiazioni direttamente ionizzanti e indirettamente ionizzanti: le prime sono costituite da particelle cariche, ossia particelle alfa, particelle beta (elettroni e positroni), protoni e deutoni, mentre le seconde da particelle non cariche e sono raggi X, raggi  $\gamma$  e neutroni.

Nella radiazione direttamente ionizzante le particelle cariche provocano ionizzazioni per collisione con gli elettroni degli atomi che costituiscono la materia. La radiazione indirettamente ionizzante è invece priva di carica e di massa, perciò la ionizzazione del mezzo attraversato si realizza tramite una prima interazione della radiazione con la materia, liberando particelle cariche (radicali liberi). Saranno poi quest'ultime, interagendo a loro volta con gli elettroni degli atomi, a generare ioni. Le radiazioni ionizzanti sono impiegate in diagnostica per immagini in due tipi di esami: radiologia convenzionale e tomografia computerizzata (TC). Entrambe le tecniche impiegano raggi X prodotti all'interno di un tubo (così detto radiogeno o di Coolidge) dove particelle cariche sono accelerate in un campo elettrico e in seguito frenate, perdendo energia sotto forma di radiazione elettromagnetica.

In radiologia convenzionale un fascio di raggi X attraversa gli organi e i tessuti del paziente e va ad impressionare la pellicola radiografica, sulla quale si forma un'immagine. Si tratta di un imaging proiettivo, detto di sommazione perché strutture poste su piani diversi vengono proiettate sulla pellicola come sovrapposte tra loro. La tomografia computerizzata è una particolare applicazione dei raggi X che, grazie ad

una valutazione statistico-matematica dell'assorbimento di tali raggi da parte delle strutture corporee, consente di ottenere immagini di sezioni assiali del corpo umano senza la sovrapposizione che caratterizza le immagini radiografiche. In TC una sorgente di raggi X ruota attorno al paziente in modo solidale ad una schiera di rilevatori; in corrispondenza di ogni posizione della sorgente (e conseguentemente della schiera di rilevatori) viene registrato il profilo di attenuazione ottenuto a seguito dell'attraversamento del corpo da parte del fascio di raggi X. Si sono succedute nel tempo più generazioni di tomografi computerizzati, capaci di prestazioni via via migliori in termini di rapidità di scansione e potere risolutivo dell'immagine. I tomografi moderni sono caratterizzati da un'acquisizione "a spirale", in cui la rotazione è continua unidirezionale e con tubo radiogeno e rilevatori montati su un anello rotante che si alimenta a "contatti striscianti" (slip ring). Questa tecnica di indagine consente l'acquisizione delle immagini in modo continuo: il tavolo porta paziente si muove su un piano di scorrimento e i piani di scansione descrivono un'elica attorno al paziente, ottenendo una scansione "a spirale virtuale o elicoidale virtuale". I tomografi elicoidali più comuni compiono una rotazione in un secondo e consentono l'acquisizione dell'intero volume corporeo in 10-30 secondi. I tempi rapidi di rotazione del sistema tubo-rilevatori comportano forze meccaniche considerevoli che limitano la velocità massima raggiungibile nella singola rotazione e quindi anche nell'intera scansione. È stato possibile superare questo limite grazie ad un intervento tecnologico, che costituisce il fondamento dei cosiddetti tomografi multistrato o Multislice CT (MSCT), ossia l'impiego di filiere multiple di rilevatori affiancate parallelamente e disposte ortogonalmente all'asse longitudinale del paziente, così da consentire la scansione simultanea di più strati e ridurre significativamente i tempi di scansione. Le prime multistrato avevano 4 corone di rilevatori, attualmente esistono TC da 16, 64, 128 e perfino 512 strati, consentendo un alto livello di dettaglio anatomico con voxel fino a 0,5 mm per lato.

Da qualche anno stiamo assistendo ad un aumentato impiego di raggi X a scopo diagnostico e al parallelo crescere del rischio di cancro indotto dalla MSCT [1]. Recentemente sta diffondendosi l'uso della Cone Beam CT (CBCT), tecnologia in cui un fascio di raggi X di forma conico-piramidale impressiona un rilevatore bidimensionale (un intensificatore di brillantezza o un flat panel) nel corso di un'unica

lenta rotazione variabile da 5,4 a 40 sec. a seconda dell'apparecchiatura [2]. La limitata presenza di artefatti da metallo e l'elevata risoluzione spaziale (voxel isotropici di 0,075-0,4 mm) hanno fatto sì che questa tecnica sia ampiamente utilizzata nel distretto odonto-maxillo-facciale [3], con aumento delle richieste anche per quanto riguarda rachide cervicale e orecchio medio [4].

Ad oggi sono stati condotti molti studi che valutano le differenze in termini di dose tra MSCT e CBCT [5-9], dai quali è emerso che in generale la dose efficace della CBCT è nettamente inferiore a quella della MSCT, pur tenendo conto che esiste una grande variabilità nei valori dosimetrici della CBCT a causa delle diversità tecnologiche delle numerose apparecchiature esistenti.

Tuttavia in letteratura vi sono pochi studi sul distretto testa-collo relativi al rapporto tra dose efficace e valutazione quantitativa della qualità dell'immagine [6,10-12]. Inoltre si possono trovare solo tre lavori sulla dose erogata all'orecchio [10,13,14] e nessuno al rachide.

### **Materiale e metodi**

**Apparecchiature e protocolli.** Le indagini TC sono state effettuate tramite SOMATOM Sensation 64 MSCT (Siemens, Erlangen, Germania) e NewTom 5G CBCT (QR srl, Verona, Italia). Quest'ultimo è dotato di fascio piramidale, emissione pulsata con rotazione di 360°, rilevatore flat-panel di 20 x 25 cm e tecnologia SafeBeam™ che aggiusta automaticamente il dosaggio in base alla costituzione fisica del paziente. Tutti i parametri tecnici e geometrici usati sono stati gli stessi della pratica clinica (Tabella 1).

La forte influenza di piccoli cambiamenti nella grandezza o nel posizionamento del campo di vista (FOV) sulla dose efficace ha reso indispensabile il preciso posizionamento del FOV (Figura 1). In CBCT, il campo di vista utilizzato per la testa è stato il più ampio disponibile (18 x 16 cm) e posizionato in modo tale da includere completamente naso e mento all'interno del campo stesso, rispondendo così ai parametri di pianificazione chirurgica ortognatodontica; vertice e osso occipitale erano pertanto esclusi dal FOV. In MSCT, il campo di vista della testa non comprendeva l'intero cranio dato che tale tecnica di indagine non è indicata per scopi ortognatodontici a causa delle alte dosi di radiazioni [7,15]. Il FOV di rachide cervicale, orecchio e arcate dentarie è stato mantenuto il più simile possibile tra le due apparecchiature, cercando al

contempo di seguire la pratica clinica; la CBCT delle arcate dentarie è stata studiata con due diversi FOV: piccolo (8 x 8 cm) e medio (12 x 8 cm). E' importante ricordare che un valido confronto dosimetrico tra CBCT e MSCT può essere fatto solo quando il FOV della CBCT comprende interamente l'oggetto da analizzare. In MSCT il diametro del fascio copre sempre l'intero oggetto, pertanto da un punto di vista dosimetrico solo la lunghezza di scansione è importante. I parametri di esposizione del NewTom 5G non possono essere modificati dall'operatore e sono automaticamente impostati in base a campo di vista, assorbimento dei raggi X e protocollo di acquisizione disponibile. I protocolli scelti – nominati Standard-Regular e Hi-Res-Enhanced dal produttore – hanno una durata di 18 e 36 secondi, e comprendono rispettivamente 360 e 480 fotogrammi. Il protocollo è stato scelto in base all'applicazione diagnostica: orecchio e arcate dentarie sono stati acquisiti con voxel più piccoli e mA più elevati (protocollo Hi-Res-Enhanced) rispetto a testa e rachide cervicale (protocollo Standard Regular), per meglio evidenziare fini strutture anatomiche, quali ad esempio la catena degli ossicini nello studio dell'orecchio e il canale neurovascolare nelle pianificazioni di estrazioni dentarie o di inserimento di impianti. Sia le scansioni CBCT che MSCT sono state eseguite con normali parametri di acquisizione, ad eccezione delle arcate dentarie in MSCT in cui è stato utilizzato il protocollo “low dose Dentascan” caratterizzato da una netta riduzione dei mA [16].

**Fantoccio e set up sperimentale.** E' stato utilizzato un fantoccio antropomorfo maschio adulto Alderson-Rando (The Phantom Laboratory, Salem, NY), costituito da un vero scheletro umano riempito di materiale tessuto equivalente secondo la descrizione dell'ICRU 44, che include sezioni di 2,5 cm di spessore dal vertice cranico all'inguine; di queste però solo le 12 fette superiori (testa e collo) sono state da noi impiegate. Ciascuna sezione conteneva diversi fori cilindrici corrispondenti alle regioni anatomiche di interesse in cui sono stati inseriti due dosimetri termoluminescenti (TLD) al fluoruro di litio di 3,2 x 3,2 x 0,5 mm (Harshaw Chemical Company, Solon, OH, USA) per determinare il livello di esposizione. Sono stati presi in considerazione trentasette siti anatomici sia per la CBCT che per la MSCT, per un totale di settantaquattro TLD per ogni scansione (Tabella 2). Di conseguenza sono stati impiegati 370 dosimetri nelle cinque indagini CBCT e 296 dosimetri nelle quattro indagini

MSCT. Una sola esposizione per ogni modalità è stata effettuata, perciò nessuna acquisizione è stata ripetuta.

Il fantoccio è sempre stato posizionato su un poggiatesta come se fosse un vero paziente, in modo tale che il piano occlusale fosse perpendicolare al lettino del paziente e il piano sagittale mediano fosse allineato con la linea mediana del gantry.

**Metodo dosimetrico e calcolo della dose efficace.** La valutazione dosimetrica [17] è stata fatta mediante TLD. Dopo l'irradiazione la carica accumulata da ciascun TLD è stata analizzata in un lettore automatico Harshaw 5500 regolarmente calibrato (Harshaw Chemical Company, Solon, OH, USA), successivamente è stata misurata la dose di fondo tramite TLD non irradiati e sottratta da tutti i valori dei TLD irradiati. La seguente equazione è stata utilizzata per calcolare la dose equivalente media o dose ponderata di irradiazione  $H_T$  per tutti gli organi o tessuti T:

$$H_T = W_R \sum_i f_i D_{Ti}$$

dove  $W_R$  è il fattore di peso della radiazione (1 per i raggi X),  $f_i$  è la frazione irradiata di tessuto T nello strato  $i$  e  $D_{Ti}$  è la dose media assorbita di tessuto/organo T nella sezione  $i$  (Tabella 2).

Come descritto da Golikov [18], tutti gli organi nel fantoccio, eccetto l'osso, sono rappresentati da tessuti molli omogenei, pertanto il rapporto tra la massa e il volume è 1. Il metodo di Golikov è stato utilizzato anche da Scalzetti [19] per determinare la frazione della massa degli organi a rischio. Ghiandole salivari, tiroide, encefalo, vie aeree extratoraciche e mucosa orale sono interamente compresi all'interno del distretto testa-collo (frazione irradiata del 100%), mentre esofago, cute, linfonodi, muscoli, midollo osseo e corticale ossea erano solo in parte compresi. Vie aeree extratoraciche, mucosa orale, linfonodi e muscoli formano i cosiddetti tessuti rimanenti. La porzione di esofago compresa nel distretto testa-collo è il 10% del totale, mentre quelle di cute, muscoli e linfonodi il 5% (5). Inoltre la percentuale residua nel cranio di midollo osseo attivo, mandibola e rachide cervicale in un paziente di 40 anni è rispettivamente di 7,6%, 0,8% e 3,9% [20]. La corticale ossea è stata calcolata come percentuale di cranio, mandibola e rachide cervicale fresco rispetto al totale della massa scheletrica fresca [21], (la massa del

rachide cervicale è stata stimata 7/34 del totale della massa vertebrale). La percentuale della componente spongiosa è stata poi sottratta dal totale della massa scheletrica per ottenere la porzione della corticale [22]. La dose efficace è determinata dall'equazione  $E = \sum_i W_T H_T$ , dove  $\Sigma$  rappresenta la sommatoria dei fattori di peso tissutali ( $W_T$ ) – stabilita da ICRP [23] – con la dose assorbita all'interno del tessuto  $H_T$ . Per esempio, il contributo dell'esofago alla dose efficace, così anche per gli altri organi, viene calcolato moltiplicando la sua dose assorbita per la frazione irradiata dell'esofago (0,1). Il valore risultante è a sua volta moltiplicato per il fattore di peso dell'esofago.

**Qualità dell'immagine.** L'analisi quantitativa della qualità dell'immagine è stata fatta mediante la valutazione della risoluzione spaziale e della risoluzione di contrasto, rappresentate rispettivamente da Modulation Transfer Function (MTF) and Contrast-to-Noise Ratio (CNR) [24]. Nell'interpretazione della qualità dell'immagine, CNR e MTF sono stati valutati nel loro insieme, cioè non separatamente. La risoluzione spaziale è stata misurata sia in CBCT che in MSCT con CATPHAN 504 (The Phantom Laboratory, Salem, NY), un fantoccio cilindrico composto da cinque moduli racchiusi in un contenitore di plastica di 20 cm comunemente usato per la valutazione della qualità delle immagini in TC (<http://www.phantomlab.com>). Tutti i dataset sono stati esportati in formato DICOM e analizzati con Matlab (<https://www.mathworks.com/products/matlab.html>) allo scopo di calcolare l'MTF. A causa del piccolo FOV tipico delle apparecchiature CBCT, la valutazione della risoluzione di contrasto ha richiesto uno speciale fantoccio ottenuto assemblando cinque piccoli cilindri ciascuno dei quali costituito da materiale certificato (Gammex RMI, Middleton, WI) di differente densità (da 1.018 a 1.82 g/cm<sup>3</sup>) passando dall'acqua a all'osso compatto. Questo particolare fantoccio è stato usato sia per le scansioni CBCT che per quelle MSCT; le immagini ottenute sono state processate con ImageJ (<https://imagej.nih.gov/ij>) [25] e il calcolo del CNR è stato fatto in accordo alla seguente definizione:

$$CNR_i = \frac{I_i - I_{we}}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_{we}^2}}$$

dove  $I_i$ ,  $\sigma_i$ , e  $I_{we}$ ,  $\sigma_{we}$  rappresentano i valori medi e le deviazioni standard per l'inserto  $i$  e per l'acqua rispettivamente.

## **Risultati**

La dose agli organi e la dose efficace per ciascuna area anatomica è illustrata nelle tabelle 3 e 4.

**MSCT vs. CBCT.** La dose efficace della CBCT è risultata il 7,2%, 13,1%, 54,7%, 69,5% e 84,7% della dose efficace della MSCT nei distretti rachide cervicale, testa, orecchio, arcata dentarie con FOV piccolo e arcate dentarie con FOV medio, rispettivamente. Nel protocollo CBCT Standard-Regular, adottato per rachide cervicale e testa, la più grande differenza tra le due tecnologie è stata osservata nella tiroide, infatti nei due distretti appena citati la dose efficace della tiroide in CBCT è stata il 9,1% e il 23,0% della dose efficace della tiroide in MSCT, rispettivamente. Al contrario, nel protocollo CBCT Hi-Res-Enhanced, adottato per orecchio e arcate dentarie, alcuni organi avevano la stessa dose efficace tra CBCT e MSCT, in particolare la cute nella scansione per l'orecchio e i tessuti rimanenti nella scansione per le arcate dentarie.

**Rachide cervicale.** La tiroide contribuisce alla maggior parte della dose efficace per entrambe le tecniche di indagine (57,5% in MSCT e 71,8% in CBCT).

**Testa.** In MSCT, tiroide, tessuti rimanenti e midollo osseo forniscono ciascuno circa il 21% della dose efficace. Invece in CBCT la tiroide contribuisce alla maggior parte della dose efficace con il 36,7%, seguita dai tessuti rimanenti con il 20,5% e dal midollo osseo con il 16,5%.

**Orecchio.** La dose efficace era dovuta essenzialmente al contributo di midollo osseo, ghiandole salivari e tessuti rimanenti con il 28,3%, 20,3% e 18,2% in MSCT e con il 26,6%, 27,1% e 23,3% in CBCT, rispettivamente.

Inoltre il contributo percentuale dell'encefalo alla dose efficace nella MSCT di orecchio e testa è risultato circa il doppio rispetto alla CBCT (15,8% vs. 8,6% e 12,0% vs. 5,2%, rispettivamente).

**Arcate dentarie.** Il maggior contributo alla dose efficace era dovuto a tiroide e tessuti rimanenti (circa il 25% in MSCT e il 30% in CBCT), seguiti da midollo osseo e ghiandole salivari (17.5% sia in MSCT che in CBCT).

In CBCT il valore di dose all'organo più elevato era quello della catena ossicolare (19,0 mGy) nello studio dell'orecchio e arcate dentarie, rispettivamente. In MSCT il valore di dose all'organo più elevato era quello della tiroide (49,0 mGy) nello studio del rachide cervicale, seguito da cristallino (42,3 mGy) e catena ossicolare (37,7 mGy) nello studio dell'orecchio.

**Qualità dell'immagine.** L'MTF della CBCT è risultato 0,895, 0,895, 0,875 e 0,961 nei distretti rachide cervicale, testa, orecchio e arcate dentarie, rispettivamente. L'MTF della MSCT è risultato 0,347, 0,275, 0,342 e 0,352 nei distretti rachide cervicale, testa, orecchio e arcate dentarie, rispettivamente. Il cut-off della MTF è riportato in Figura 2. Il rapporto MTF tra CBCT e MSCT è stato 2,6 per rachide cervicale e orecchio, 2,7 per arcate dentarie e 3,3 per la testa. Questo dimostra che la CBCT ha una risoluzione spaziale superiore rispetto alla MSCT per tutti i protocolli studiati. I valori di CNR sono riportati in Figura 3 e in Figura 4. Alle densità intorno ad 1 g/cm<sup>3</sup> (acqua ed encefalo), il CNR ha mostrato valori simili in MSCT e CBCT, mentre a densità più elevate tra 1 e 2 (osso spongioso e compatto), testa e rachide cervicale avevano valori di CNR progressivamente più elevati in MSCT che in CBCT. I valori di CNR sono stati simili in tutti gli altri protocolli, anche se la CBCT era lievemente superiore.

Valutando complessivamente l'MTF e il CNR, la qualità dell'immagine della CBCT risultava essere più alta rispetto a quella della MSCT per lo studio di orecchio e arcate dentarie, mentre per lo studio di rachide cervicale e testa non è stato possibile dare un giudizio definitivo su quale tecnologia TC possiede la migliore qualità dell'immagine.

### **Discussione**

Nella scansione delle arcate dentarie la CBCT ha mostrato dose efficace più bassa (circa tre quarti) e qualità dell'immagine più alta a causa della sua migliore risoluzione spaziale rispetto alla MSCT. Le stesse considerazioni possono essere applicate allo studio dell'orecchio, nel quale in CBCT la dose efficace è stata circa la metà di quella

della MSCT e la qualità dell'immagine più alta sempre a causa della migliore risoluzione spaziale, nonostante la comparabile risoluzione di contrasto tra le due tecnologie.

Nelle scansioni di testa e rachide cervicale, la dose efficace della CBCT è stata nettamente più bassa (circa un decimo) di quella della MSCT. La CBCT ha mostrato risoluzione spaziale superiore (MTF), ma inferiore risoluzione di contrasto (CNR) rispetto alla MSCT. Purtroppo non è possibile separare il contributo di MTF e CNR nella valutazione complessiva della qualità dell'immagine, pertanto in questo caso non risulta fattibile stabilire quale delle due tecnologie possiede la migliore qualità dell'immagine.

In termini generali è possibile affermare che la CBCT ha una più elevata risoluzione spaziale rispetto alla MSCT perché come rilevatore usa un flat panel con strati scintillatori più sottili e perché i suoi pixel sono più piccoli. Inoltre, al contrario della MSCT, in CBCT non c'è collimazione post-paziente e questo fa sì che l'immagine sia ottenuta con uno spreco di un minor numero di fotoni, nonostante la più elevata radiazione diffusa infici la qualità dell'immagine.

Entrambe le tecniche usano lo stesso principio di ricostruzione delle immagini, chiamato principio di retro-proiezione, con l'aggiunto dell'algoritmo di Feldkamp in CBCT [26]. La MSCT è caratterizzata da maggiori mA e un più ampio range dinamico. Per tutte queste ragioni la MSCT ha una più elevata sia risoluzione temporale che di contrasto [27].

Ulteriori differenze tra le due tecnologie devono essere prese in considerazione per un preciso confronto. La MSCT è ampiamente distribuita sul territorio, garantisce una migliore visualizzazione dei tessuti molli e viene comunemente utilizzata con l'ausilio dei mezzi di contrasto. La CBCT è tipicamente usata per patologie dei denti e del massiccio facciale ad esclusione delle lesioni neoplastiche ove la somministrazione del mezzo di contrasto e la valutazione dei tessuti molli sono fondamentali. Le stesse osservazioni possono essere applicate allo studio dell'orecchio e del rachide cervicale, in cui la MSCT è indiscutibilmente da preferire alla CBCT quando c'è il sospetto che una lesione maligna infiltri la base cranica o il canale vertebrale. Nello studio della testa la CBCT viene comunemente usata per scopi ortognatodontici, ma in caso di trauma, lesione infiammatoria o lesione neoplastica la MSCT è obbligatoria [15].

La CBCT ha minori costi tecnici e operativi per procedura, circa €60 e €150 per esami CBCT e MSCT senza contrasto, rispettivamente [28, 29]. Uno svantaggio della CBCT è rappresentato dai lunghi tempi di scansione che favoriscono la presenza di artefatti da movimento [30] potendo peggiorare la qualità dell'immagine.

In base al quesito clinico e alle strutture anatomiche da esaminare, medici radiologi e clinici devono valutare attentamente quale tecnica di indagine è da utilizzare tra CBCT e MSCT. Quindi essi devono valutare caso per caso se ridurre la dose al paziente con conseguente inferiore qualità dell'immagine oppure puntare su una qualità superiore anche a costo di irradiare maggiormente il paziente. Trovare un giusto bilanciamento tra beneficio e potenziale danno al paziente è un punto critico nel campo della radiologia.

Il concetto di frazione di irradiazione è stato a lungo ed è tuttora dibattuto. Nel nostro studio non rappresenta la porzione di un certo organo all'interno di uno specifico FOV, ma la percentuale dell'organo compresa nel distretto testa-collo in rapporto alla quantità dello stesso organo in tutto il corpo umano. Di conseguenza, la frazione di irradiazione è del 100% per tiroide, ghiandole salivari, encefalo, vie aeree extra-toraciche e mucosa orale, mentre è il 13,3% per la compatta ossea, 12,3% per il midollo osseo, 10% per l'esofago e 5% per cute, muscoli e linfonodi [5, 20-22]. Ovviamente qualora si utilizzi un differente approccio, la frazione di irradiazione dei vari organi può essere diversa e quindi i valori dosimetrici non potranno essere confrontati.

Gli organi e i tessuti che ricevono la più elevata dose sono stati quelli localizzati all'interno del fascio primario e studiati con elevati mAs. Questi organi sono la tiroide nello studio del rachide cervicale, e il cristallino, la catena ossiculare e i muscoli nello studio dell'orecchio.

Nello studio della testa, la dose alla tiroide ha mostrato valori percentuali nettamente più elevati in CBCT che in MSCT (36,7% vs. 21,1% della dose efficace complessiva) poiché gli esami CBCT della testa vengono richiesti per motivi ortognatodontici e quindi tutti i tessuti molli della faccia devono essere compresi nel FOV. Di conseguenza la tiroide, quantomeno in parte, è direttamente esposta al fascio primario, mentre in MSCT la tiroide è completamente situata al di sotto del campo dell'esposizione diretta. Questo dimostra che la posizione caudale del FOV rappresenta un punto critico, infatti già altri autori hanno trovato che piccoli movimenti verso il basso o piccole rotazioni del piano di Francoforte [31, 32] determinano un importante incremento della dose alla

tiroide con un ovvio incremento della dose efficace. Per ridurre la dose al paziente quando eseguiamo un esame CBCT con largo FOV è necessario tenere la testa lievemente estesa in modo da evitare che la tiroide sia interessata dal fascio primario. Questo non compromette la corretta esecuzione dell'esame poiché la CBCT usa voxel isotropici e quindi il dataset delle informazioni volumetriche può essere orientato in qualsiasi modo durante il processo di ricostruzione [33].

Nello studio della testa e dell'orecchio effettuato con MSCT, la percentuale di dose all'encefalo è risultata il doppio di quella della CBCT. Nello studio della testa perché in MSCT la posizione craniale del FOV comprende tutto il cranio e non solo fino al seno frontale come in CBCT; nello studio dell'orecchio perché il FOV della MSCT è stato 1 cm più grande di quello della CBCT (6 cm vs. 5 cm in senso craniale) comprendendo l'ipofisi nel campo di irradiazione. Midollo osseo, ghiandole salivari e tessuti rimanenti sono stati i principali responsabili della dose efficace nello studio dell'orecchio sia in CBCT che in MSCT. Zou et al. [14] riportano valori di dose inferiori per le ghiandole salivari e i tessuti rimanenti nello studio CBCT dell'orecchio a causa dell'utilizzo di un differente apparecchio CBCT con un più piccolo (6 x 6 cm), che nel fascio primario comprende principalmente encefalo e midollo osseo.

Nello studio del rachide cervicale, la tiroide è stata responsabile della maggior parte della dose efficace (57,5% in MSCT e 71,8% in CBCT) poiché è l'unico organo altamente radiosensibile (fattore di peso 0,04) con elevata frazione irradiata (100%) all'interno del fascio primario. L'inferiore percentuale in MSCT dipende dal maggior diametro cranio-caudale del FOV (18 vs. 16 cm) che determina un maggior irraggiamento dell'encefalo, esofago e vie aeree extratoraciche.

Nello studio delle arcate dentarie, come già osservato da altri autori [5], le ghiandole salivari (in particolare la parotide) è stato l'organo maggiormente esposto poiché è irradiato in modo diretto. Tuttavia gli organi che contribuiscono alla maggior parte della dose efficace sono stati la tiroide per il suo elevato fattore di peso di peso e frazione di irradiazione, e i tessuti rimanenti per la somma della dose dei quattro organi che costituiscono i tessuti rimanenti stessi.

Il solo lavoro precedente che stima la dose efficace del distretto testa-collo con il NewTom 5G è stato pubblicato da Dierckx [13], il quale analizza l'orecchio utilizzando gli stessi parametri tecnici e geometrici da noi usati nel presente studio, tuttavia nel

lavoro di Dierckx la MSCT rilascia una dose efficace sei volte più alta della CBCT (e non il doppio come nel nostro caso) in quanto i parametri usati negli apparecchi MSCT dei due differenti studi sono molto differenti tra loro, in particolare 300 mAs e 140 kV vs. 120 mAs e 120 kV.

Confrontando la dose efficace del NewTom 5G con quella di altri apparecchi CBCT che hanno FOV simili [9], il NewTom 5G cade all'interno del range medio nello studio della testa (249  $\mu$ Sv nel nostro studio vs. 46-498  $\mu$ Sv) e al di sopra del range nello studio delle arcate dentarie (565  $\mu$ Sv con FOV piccolo e 688  $\mu$ Sv con FOV medio nel nostro studio vs. 69-453  $\mu$ Sv), a causa delle differenze tecniche e geometriche e dei differenti hardware tra i vari apparecchi CBCT. Queste evidenti differenze dosimetriche sottolineano l'importanza della conoscenza e della ottimizzazione dei parametri CBCT che a loro volta si riflettono sulla risoluzione dell'immagine poiché la riduzione della dose porta ad una riduzione della qualità.

Il principale limite dello studio è la mancanza della ripetizione delle misurazioni che garantirebbe una migliore accuratezza del calcolo della dose. Ciò non è stato fatto perché il processo è molto laborioso con un grande impegno in termini di tempo, tuttavia non solo sono stati usati un gran numero di dosimetri, ma in ciascun foro del fantoccio sono stati inseriti due dosimetri.

Un altro limite risiede nell'uso del CNR come mezzo di confronto della risoluzione di contrasto tra protocolli e apparecchi che hanno voxel differenti: piccoli voxel non ricevono tanti fotoni allo stesso modo di grandi voxel risultando in un'intrinseca riduzione del segnale che determina un incremento del rumore.

Infine, la dose efficace di ciascuna area anatomica è stata comparata con l'esposizione radiogena di eventi quotidiani e di altre indagini diagnostiche: è interessante notare significative differenze dosimetriche tra differenti regioni anatomiche (Tabella 3 e Tabella 4) e le loro possibili conseguenze (Tabella 5).

## **Conclusioni**

In conclusione, anche se il nostro studio è stato effettuato su fantoccio e pertanto i risultati potrebbero essere lievemente differenti nella pratica clinica, è possibile affermare che:

- (i) nello studio dell'orecchio e delle arcate dentarie la CBCT è preferibile alla MSCT sia per la più bassa dose radiogena che per la nettamente superiore risoluzione spaziale;
- (ii) nello studio del rachide cervicale e testa la scelta tra CBCT e MSCT dovrebbe dipendere dal quesito clinico. La MSCT deve essere consigliata quando è necessaria un'alta risoluzione di contrasto, anche a discapito di una maggiore esposizione al paziente.

## **Bibliografia**

1. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357:2277-2284.
2. Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42:20120443.
3. Nardi C, Borri C, Regini F, Calistri L, Castellani A, Lorini C, et al. Metal and motion artifacts by cone beam computed tomography (CBCT) in dental and maxillofacial study. *Radiol Med* 2015; 120:618-626.
4. Casselman JW, Gieraerts K, Volders D, Delanote J, Mermuys K, De Foer B, et al. Cone beam CT: non-dental applications. *JBR-BTR* 2013; 96:333-353.
5. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental cbct devices and 64-slice ct for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. Endod* 2008; 106:106-114.
6. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortnesniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38:367-378.
7. Okano T, Harata Y, Sugihara Y, Sakaino R, Tsuchida R, Iwai K, Seki K, et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38:79-85.
8. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; 81:267-271.
9. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT– a meta-analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44:20140197.
10. Faccioli N, Barillari M, Guariglia S, Zivelonghi E, Rizzotti A, Cerini R, et al. Radiation dose saving through the use of cone-beam CT in hearing-impaired patients. *Radiol Med* 2009; 114:1308-1318.
11. Ludlow JB, Walker C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 144:802-817.
12. Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12:634-637.

13. Dierckx D, Saldarriaga Vargas C, Rogge F, Lichtherte S, Struelens L. Dosimetric analysis of the use of CBCT in diagnostic radiology: sinus and middle ear. *Radiat Prot Dosimetry* 2015; 163:125-132.
14. Zou J, Koivisto J, Lähelmä J, Aarnisalo A, Wolff J, Pyykkö I. Imaging Optimization of Temporal Bones With Cochlear Implant Using a High-resolution Cone Beam CT and the Corresponding Effective Dose. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2015; 124:466-473.
15. Horner K, Armit G, Bannard M. Radiation Protection: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence Based Guidelines 2012. Available form: [http://www.sedentext.eu/files/radiation\\_protection\\_172.pdf](http://www.sedentext.eu/files/radiation_protection_172.pdf) Accessed January 2017.
16. Ekestubbe A, Gröndahl K, Gröndahl HG. Quality of preimplant low-dose tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 88:738-744.
17. Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology* (4th edn). Springfield, Illinois, U.S.A.: Charles C. Thomas, 1983.
18. Golikov VY, Nikitin VV. Estimation of the mean organ doses and the effective dose equivalent from Rando phantom measurements. *Health Phys* 1989; 56:111-115.
19. Scalzetti EM, Huda W, Bhatt S, Ogden KM. A method to obtain mean organ doses in a rando phantom. *Health Phys* 2008; 95:241-244.
20. Cristy M. Active bone marrow distribution as a function of age in humans. *Phys Med Biol* 1981; 26:389-400.
21. Borisov BK, Marei AN. Weight parameters of adult human skeleton. *Health Phys* 1974; 27:224-229.
22. Johnson, L.C. Morphologic analysis in pathology. In: Frost, H.M. (Ed.), *Bone Biodynamics*, Little Brown and Co., Boston, MA, USA, 1964 pp. 543-654.
23. Valentin, J. & International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. 2007 ICRP Publication 103. Ann ICRP 37. Elsevier.
24. Edyvean S, Jones A. Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems used in Medicine: part III: Computed Tomography X-ray Scanners. 2004 IPEM Report 32 – Part III, 2nd ed. IPEM, York.
25. Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods* 2012; 9:671-675.
26. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984; 1: 612-619.
27. Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, et

- al. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012; 114:127-135.
28. Saini S, Sharma R, Levine LA, Barmson RT, Jordan PF, Thrall JH. Technical cost of CT examinations. *Radiology* 2001;218:172-175.
29. Christell H, Birch S, Hedesiu M, Horner K, Ivanauskaitė D, Nackaerts O, et al. Variation in costs of cone beam CT examinations among healthcare systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:571-577.
30. Nardi C, Molteni R, Lorini C, Taliani GG, Matteuzzi B, Mazzoni E, et al. Motion artefacts in cone beam CT: an in vitro study about the effects on the images. *Br J Radiol* 2016;89:20150687.
31. Pauwels R, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, et al. Response to Letter to the Editor: Comment on "effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners". *Eur J Radiol* 2012;81:4221-4224.
32. Morant JJ, Salvadó M, Hernández-Girón I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42:92555893.
33. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental conebeam CT: A review. *Phys Med* 2015; 31:844-860.
34. Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:1243-1253.
35. Ben-Shlomo A, Bartal G, Mosseri M, Avraham B, Leitner Y, Shabat S. Effective dose reduction in spine radiographic imaging by choosing the less radiation-sensitive side of the body. *Spine J* 2016; 16:558-563.
36. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009; 169:2078-2086.
37. Lin EC. Radiation risk from medical imaging. *Mayo Clin Proc* 2010; 85:1142-1146.
38. Bagshaw M. Cosmic radiation in commercial aviation. *Travel Med Infect Dis* 2008; 6:125-127.

## Tabella

Apparecchio	Area anatomica	Tensione [kV]	CTDI <sub>vol</sub> † [mGy]	DLP [mGy x cm]	DAP [mGy x cm <sup>2</sup> ]	Air kerma [mGy]	Intensità di corrente x Tempo di esposizione [mAs]	Tempo di rotazione* [s]	Diametro di scansione [cm]	Lunghezza di scansione [cm]	FOV C (AP, LL x CC) [cm x cm]	Kernel di ricostruzione	Lato del voxel [mm]	Grandezza del pixel <sup>^</sup> [mm]	Spessore di sezione [mm]	Pitch [mm]
CBCT	Testa	110	2.49	39.87	794.87	3.75	10.23	18	18	16	18x16	---	0.30	---	---	---
	Rachide cervicale	110	2.84	45.39	904.85	4.27	13.08	18	18	16	18x16	---	0.30	---	---	---
	Orecchio	110	20.57	128.57	1835.18	29.10	141.92	36	15	5	15x5	---	0.15	---	---	---
	Arcate dentarie	110	10.53	94.80	1502.40	17.41	77.60	36	12	8	12x8	---	0.15	---	---	---
	Arcate dentarie	110	7.44	66.98	1006.42	14.85	63.80	36	8	8	8x8	---	0.15	---	---	---
MSCT	Testa	120	23.24	553.00	---	---	150	---	---	22	24x22	H40s medium	---	0.34	4.80	---
	Rachide cervicale	120	13.49	314.33	---	---	200	1	---	18	12x18	B40s medium	---	0.39	2.00	0.90
	Orecchio	120	36.94	317.69	---	---	120	1	---	6	15x6	U90u ultra sharp	---	0.41	2.00	0.85
	Arcate dentarie	120	12.53	173.53	---	---	80	1	---	10	15x10	H60s sharp	---	0.39	0.60	0.90

**Tabella 1.** Parametri di esposizione di Cone Beam Computed Tomography (CBCT) e Multislice Computed Tomography (MSCT) riguardo ai distretti testa, rachide cervicale, orecchio e arcate dentarie. I protocolli sono ottimizzati in modo da simulare la pratica clinica. Nella MSCT della testa, il tempo di rotazione e il pitch non sono indicati perché tale scansione è effettuata in maniera sequenziale.

† CTDI<sub>vol</sub> è riferito ad un fantoccio di 16 cm di diametro.

\* Il tempo di rotazione è il tempo per una rotazione di 360°. In CBCT il tempo di rotazione corrisponde al tempo totale di scansione.

^ La grandezza del pixel è misurata sul piano assiale.

CTDI: computed tomography dose index. DLP: dose length product. DAP: dose area product.

AP, LL, CC: diametri antero-posteriore, latero-laterale e cranio-caudale. I diametri AP e LL sono uguali.

Organo	$W_T$	$f_i$	Numero del TLD	Sezione
<b>Cristallino</b>			1-4	4
Cristallino destro			1, 2	4
Cristallino sinistro			3, 4	4
<b>Catena assicolare</b>			5-8	5
Catena ossicolare destra			5, 6	5
Catena ossicolare sinistra			7, 8	5
<b>Tiroide</b>	0.04	1	9-12	9
Tiroide – destra			9, 10	9
Tiroide – sinistra			11, 12	9
<b>Ghiandole salivari</b>	0.01	1	13-22	7, 8
Sottomandibolare destra			13, 14	8
Sottomandibolare sinistra			15, 16	8
Parotide destra			17, 18	7
Parotide sinistra			19, 20	7
Sublinguale			21, 22	8
<b>Midollo osseo</b>	0.12	0.123	23-28, 33-36, 41-46	2, 3, 6, 7, 8, 9
<b>Calotta e base cranica</b>		0.076	23-28, 45, 46	2, 3, 6
Calotta – anteriore			23, 24	2
Calotta – posteriore			25, 26	3
Calotta – destra			27, 28	3
Base cranica			45, 46	6
<b>Mandibola</b>		0.008	33-36	8
Mandibola – destra (spongiosa)			33, 34	8
Mandibola – sinistra (spongiosa)			35, 36	8
<b>Rachide cervicale</b>		0.039	41-44	7, 9
C2 (spongiosa)			41, 42	7
C4 (spongiosa)			43, 44	9
<b>Corticale ossea</b>	0.01	0.133	23-32, 37-40	2, 3, 7, 8, 9
<b>Calotta</b>		0.112	23-28	2, 3
Calotta – anteriore			23, 24	2
Calotta – posteriore			25, 26	3
Calotta – destra			27, 28	3
<b>Mandibola</b>		0.011	29-32	8
Mandibola – destra (corticale)			29, 30	8
Mandibola – sinistra (corticale)			31, 32	8
<b>Rachide cervicale</b>		0.010	37-40	7, 9
C2 (corticale)			37, 38	7
C4 (corticale)			39, 40	9
<b>Encefalo</b>	0.01	1	47-50	3, 4
Ipofisi			47, 48	4
Cervello – mediano			49, 50	3
<b>Esofago</b>	0.04	0.1	51, 52	9
<b>Cute</b>	0.01	0.05	53-56	6, 7
Guancia destra			53, 54	6
Nuca			55, 56	7
<b>Vie aeree extra-toraciche</b>	0.0086	1	57-62	4, 5, 7
Orofaringe			57, 58	7
Seno mascellare destro			59, 60	5
Etmoide sinistro			61, 62	4
<b>Mucosa orale</b>	0.0086	1	63, 64	6
<b>Linfonodi</b>	0.0086	0.05	65-68	9
Laterocervicali di destra			65, 66	9
Laterocervicali di sinistra			67, 68	9
<b>Muscoli</b>	0.0086	0.05	69-74	5, 6, 8
Cutanei di destra			69, 70	6
Masticatori di sinistra			71, 72	5
Posteriori del collo			73, 74	8

**Tabella 2.** Fattori di ponderazione tissutale ( $W_T$ ), frazione irradiata ( $f_i$ ) e dosimetri (numero e localizzazione) utilizzati per calcolare la dose efficace. Per ciascun foro del fantoccio si è utilizzata una coppia di TLD per ottenere un valore medio della risposta dosimetrica. Vie aeree extratoraciche, mucosa orale, linfonodi e muscoli costituiscono parte dei tessuti rimanenti.

Tessuto/Organo	Rachide cervicale					Testa					
	Dose assorbita [mGy]		$W_T H_T$ [ $\mu$ Sv, %]			Dose assorbita [mGy]		$W_T H_T$ [ $\mu$ Sv, %]			
	MS	CB	MS	CB	CB/MS	MS	CB	MS	CB	CB/MS	
Cristallino	27.3	1.1				30.8	4.2				
Catena ossiculare	19.1	0.1				28.1	3.1				
Tiroide	49.0	4.4	1960 (57.5%)	178 (71.8%)	9.1%	10.0	2.3	400 (21.1%)	92 (36.7%)	23.0%	
Ghiandole salivari	32.0	2.5	320 (9.4%)	26 (10.5%)	8.1%	30.7	3.6	307 (16.2%)	36 (14.5%)	11.7%	
Midollo osseo	4.0	0.2	488 (14.3%)	29 (11.7%)	5.9%	3.4	0.3	409 (21.6%)	41 (16.5%)	10.0%	
Compatta ossea	3.4	0.2	34 (1.0%)	3 (1.2%)	8.8%	2.8	0.3	28 (1.5%)	3 (1.2%)	10.7%	
Encefalo	9.0	0.1	90 (2.6%)	1 (0.4%)	1.1%	22.7	1.2	228 (12.0%)	13 (5.2%)	5.7%	
Esofago	2.9	0.1	116 (3.4%)	3 (1.2%)	2.6%	2.3	0.2	93 (4.9%)	11 (4.4%)	11.8%	
Cute	1.3	0.1	13 (0.4%)	1 (0.4%)	7.6%	1.2	0.1	13 (0.7%)	2 (0.8%)	12.0%	
RT	EA	22.3	0.4	192 (5.7%)	3 (1.2%)	1.5%	20.5	3.1	177 (9.4%)	27 (10.8%)	15.3%
	Mucosa orale	20.0	0.2	172 (5.1%)	2 (0.8%)	1.1%	24.5	2.4	211 (11.2%)	21 (8.4%)	9.9%
	Linfonodi	1.4	0.1	12 (0.3%)	1 (0.4%)	8.3%	1.6	0.2	14 (0.7%)	2 (0.8%)	14.2%
	Muscoli	1.4	0.1	12 (0.3%)	1 (0.4%)	8.3%	1.4	0.2	12 (0.6%)	1 (0.4%)	8.3%
Totale	45.1	0.8	388 (11.4%)	7 (2.8%)	1.8%	48.0	5.9	414 (21.9%)	51 (20.5%)	12.3%	
Dose efficace [ $\mu$ Sv]	-	-	3409 (100%)	248 (100%)	7.2%	-	-	1892 (100%)	249 (100%)	13.1%	

**Tabella 3.** Dose assorbita, dose efficace e contributo della dose ( $W_T H_T$ ) degli organi critici della regione anatomica testa-collo per i protocolli di rachide cervicale e testa. Il valore della dose assorbita di ciascun organo è già moltiplicato per la sua frazione di irradiazione. Tutti i valori della dose efficace sono approssimati.  $W_T$ : Fattore di peso tessutale.  $H_T$ : Dose equivalente. RT: tessuti rimanenti. EA: vie aeree extratoraciche. MS: Multislice CT. CB: Cone Beam CT (Standard-Regular protocol).

Tessuto/Organo	Orecchio					Arcate dentarie								
	Dose assorbita [mGy]		$W_T H_T$ [ $\mu$ Sv, %]			Dose assorbita [mGy]			$W_T H_T$ [ $\mu$ Sv, %]					
	MS	CB	MS	CB	CB/MS	MS	CBm	CBs	MS	CBm	CBm/MS	CBs	CBs/MS	
Cristallino	42.3	5.1				9.1	6.7	3.9						
Catena ossiculare	37.7	19.0				9.4	7.0	4.1						
Tiroide	2.2	0.8	86 (13.0%)	31 (8.6%)	36.0%	5.6	5.4	4.2	226 (27.8%)	216 (31.4%)	95.5%	170 (30.1%)	75.2%	
Ghiandole salivari	13.4	9.8	134 (20.3%)	98 (27.1%)	73.1%	14.6	12.0	10.7	146 (18.0%)	120 (17.4%)	82.2%	107 (18.9%)	73.2%	
Midollo osseo	1.5	0.8	187 (28.3%)	96 (26.6%)	51.3%	1.2	1.0	0.6	142 (17.5%)	117 (17.0%)	82.3%	70 (12.4%)	49.3%	
Compatta ossea	0.7	0.3	8 (1.2%)	3 (0.8%)	37.5%	1.2	1.0	0.7	12 (1.5%)	10 (1.5%)	83.3%	7 (1.2%)	58.3%	
Encefalo	10.4	3.1	104 (15.8%)	31 (8.6%)	29.8%	3.6	0.4	0.5	36 (4.4%)	4 (0.6%)	11.1%	5 (0.9%)	13.8%	
Esofago	0.4	0.4	16 (2.4%)	12 (3.3%)	75.0%	1.4	0.8	0.7	55 (6.8%)	30 (4.4%)	54.5%	26 (4.6%)	47.2%	
Cute	0.5	0.6	5 (0.8%)	6 (1.7%)	120.0%	0.6	0.6	0.5	6 (10.7%)	5 (0.7%)	83.3%	5 (0.9%)	83.3%	
RT	EA	11.2	8.2	96 (14.6%)	70 (19.4%)	72.9%	9.5	9.5	9.8	81 (10.0%)	81 (11.8%)	100.0%	84 (14.9%)	103.7%
	Mucosa orale	1.3	0.8	11 (1.6%)	7 (1.9%)	63.6%	11.8	11.3	10.0	101 (12.4%)	97 (14.1%)	96.0%	86 (15.2%)	85.1%
	Linfonodi	0.1	0.1	1 (0.2%)	0.3 (0.1%)	30.0%	0.4	0.6	0.3	3 (0.4%)	5 (0.7%)	166.6%	3 (0.5%)	100.0%
	Muscoli	1.4	0.8	12 (1.8%)	7 (1.9%)	58.3%	0.5	0.3	0.3	4 (0.5%)	3 (0.5%)	75.0%	2 (0.3%)	50.0%
Totale	14.0	9.9	120 (18.2%)	84 (23.3%)	70.0%	22.2	21.7	20.4	191 (23.5%)	187 (27.1%)	97.9%	175 (30.9%)	91.6%	
Dose efficace [ $\mu$ Sv]	-	-	660 (100%)	361 (100%)	54.7%	-	-	-	812 (100%)	688 (100%)	84.7%	565 (100%)	69.5%	

**Tabella 4.** Dose assorbita, dose efficace e contributo della dose ( $W_T H_T$ ) degli organi critici della regione anatomica testa-collo per i protocolli di orecchio e arcate dentarie (mascellari superiori ed inferiore contemporaneamente). Il valore della dose assorbita di ciascun organo è già moltiplicato per la sua frazione di irradiazione. Tutti i valori della dose efficace sono approssimati.  $W_T$ : Fattore di peso tessutale.  $H_T$ : Dose equivalente. RT: tessuti rimanenti. EA: vie aeree extratoraciche. MS: Multislice CT. CB: Cone Beam CT (Standard-Regular protocol). CBm: Cone Beam con FOV medio (12 x 8 cm). CBs: Cone Beam con FOV piccolo (8 x 8 cm).

Regione anatomica	Rachide cervicale		Testa		Orecchio		Arcate dentarie		
	MS 3409	CB 247	MS 1892	CB 248	MS 660	CB 361	MS 814	CBm 689	CBs 567
Dose efficace ( $\mu\text{Sv}$ )	1 anno	1 mese	7 mesi	1 mese	2.6 mesi	1.4 mesi	3.3 mesi	2.7 mesi	2.3 mesi
Tempo per dose di fondo*	1 anno	1 mese	7 mesi	1 mese	2.6 mesi	1.4 mesi	3.3 mesi	2.7 mesi	2.3 mesi
Rischio di cancro#	41	3	23	3	8	4	1	8	7
Ore di viaggio in aereo‡	680	50	380	50	130	70	160	140	110
OPT	-	-	-	-	-	-	54	46	38
OPT + Telecranio (due proiezioni)	-	-	90	12	-	-	-	-	-
Rx Rachide cervicale (due proiezioni)	57	4	-	-	-	-	-	-	-
Rx torace (due proiezioni)	55	4	30	4	9	5	12	9	7

**Tabella 5.** Dose efficace confrontate con differenti procedure diagnostiche ed eventi quotidiani. MS: Multislice CT. CB: Cone Beam CT. CBm: Cone Beam con FOV medio (12 x 8 cm). CBs: Cone Beam con FOV piccolo (8 x 8 cm).

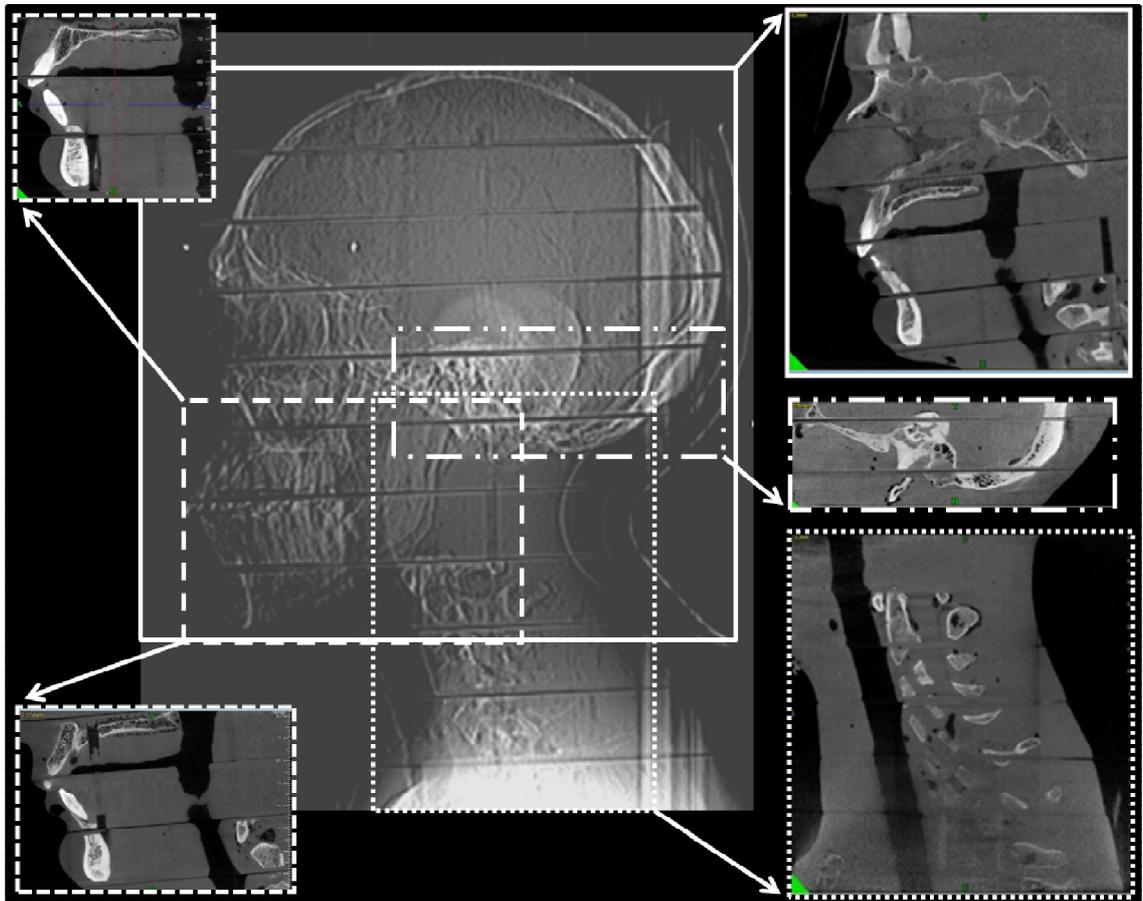
OPT: Ortopantomografia. La dose efficace di OPT, telecranio (due proiezioni), Rx rachide cervicale (due proiezioni) e Rx torace (due proiezioni) sono considerate 15  $\mu\text{Sv}$  [34], 6  $\mu\text{Sv}$  [34], 60  $\mu\text{Sv}$  [35] e 62  $\mu\text{Sv}$  [36], rispettivamente.

\* Tempo per accumulare una paragonabile dose naturale di fondo. [37].

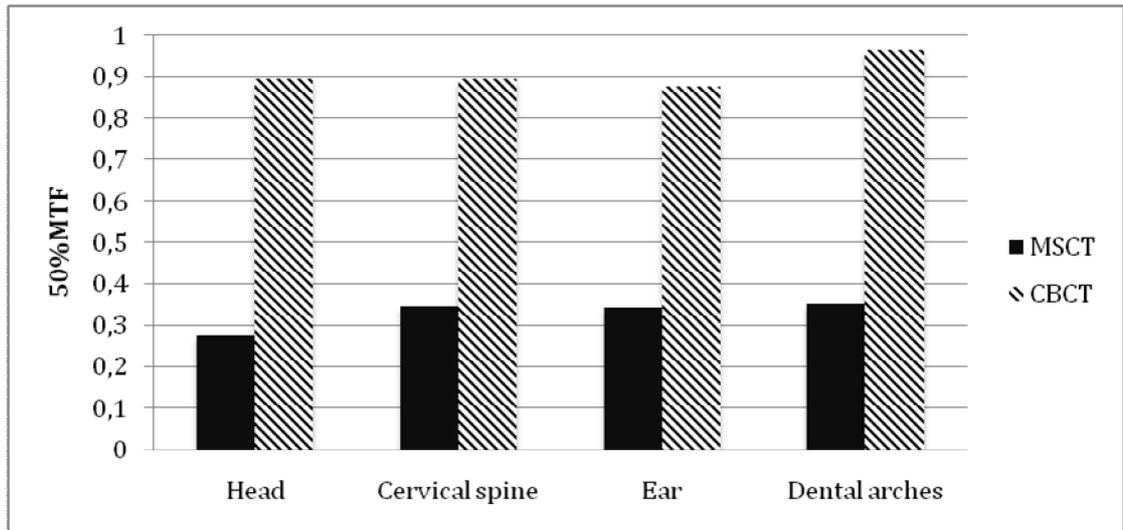
# Rischio che si sviluppi un cancro durante la vita ogni 100.000 persone [36].

‡ Radiazioni ionizzanti in un viaggio aereo. La dose di radiazione cosmica è considerata 5  $\mu\text{Sv/h}$  a 12.000 metri sopra il livello del mare [38].

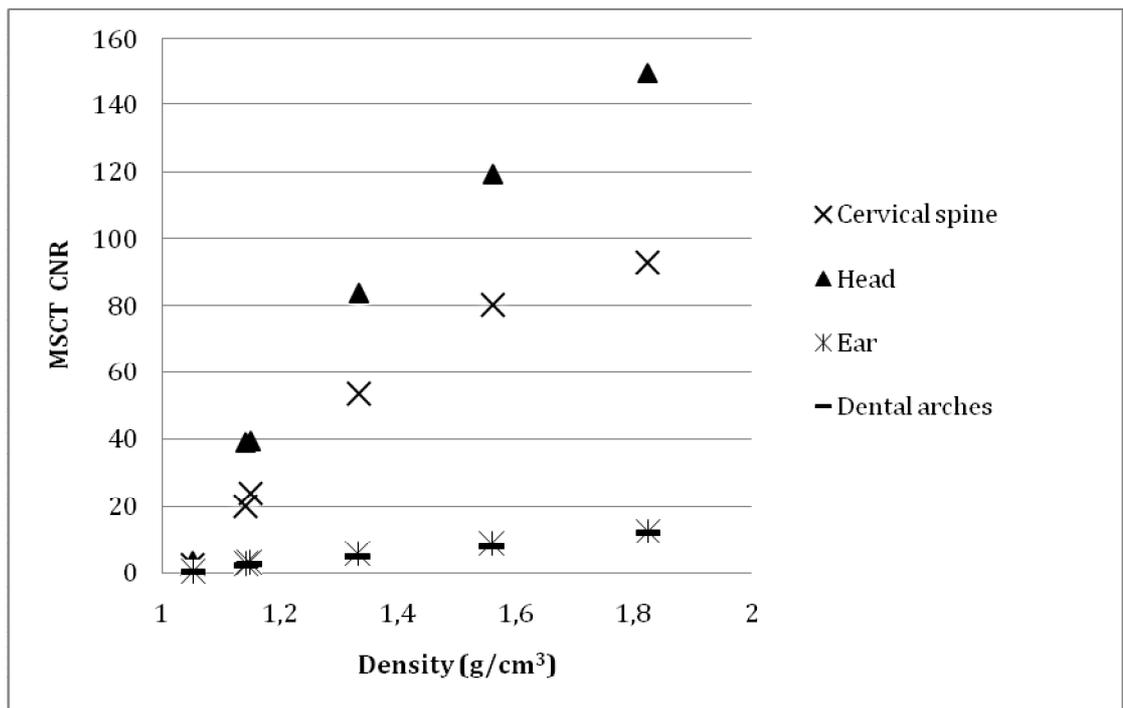
**Figure**



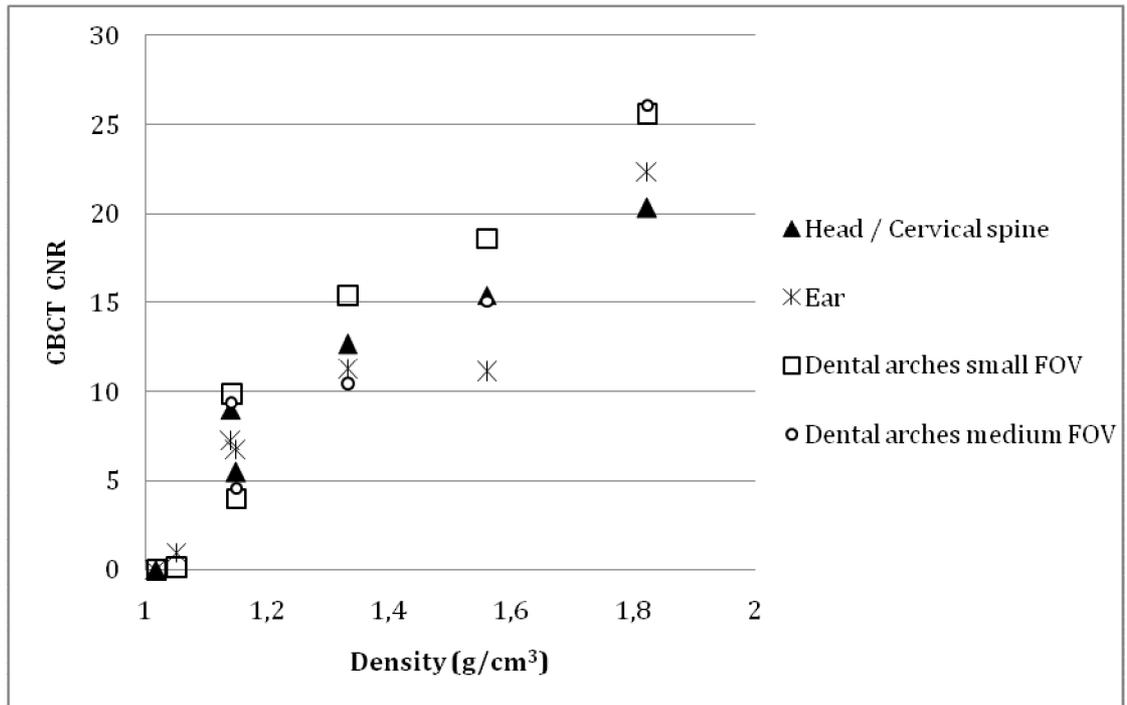
**Figura 1.** Visione generale di tutti i campi di vista. Al centro della figura sono rappresentati i campi di visti della MSCT, mentre i corrispondenti campi di vista usati in CBCT sono visualizzati ai margini.



**Figura 2.** MTF di MSCT e CBCT per ciascuna regione anatomica.



**Figura 3.** CNR della MSCT per ciascuna regione anatomica.



**Figura 4.** CNR della CBCT per ciascuna regione anatomica.