

L'IMPIEGO DELLA CONE BEAM (CBCT) IN ENDODONZIA

Accademia Italiana di Endodonzia (A.I.E.)

Claudio Citterio, Alberto Pellegatta, Marco Forestali, Aniello Mollo

Indice

- **Introduzione**
- **Cap.1 - Cenni Storici**
- **Cap.2 - Concetti di Radioprotezione**
- **Cap.3 - La Tomografia Computerizzata a Fascio Conico o CBCT**
- **Cap.4 - CBCT: Vantaggi e Limiti**
- **Cap.5 - CBCT: Dosimetria**
- **Cap.6 - Standards per l'uso della tecnologia CBCT in odontostomatologia.**
- **Cap.7 - CBCT:Indicazioni in endodonzia**
- **Cap.8 - Applicazioni della CBCT in Endodonzia (Casi Clinici)**
- **Conclusioni**

Introduzione

Le indagini radiografiche rappresentano un indispensabile ausilio diagnostico per i clinici di tutte le specialità mediche. In odontoiatria, in particolare, le radiografie retrocoronali (FIG 1), periapicali (FIG 2) e la radiografia panoramica (ortopantotomografia) (FIG 3), sono state quelle di gran lunga più utilizzate. Tali immagini, pur rappresentando, sempre meglio negli anni, il giusto rapporto tra danno radiogeno e utilità diagnostica, riproducono bidimensionalmente una realtà tridimensionale.

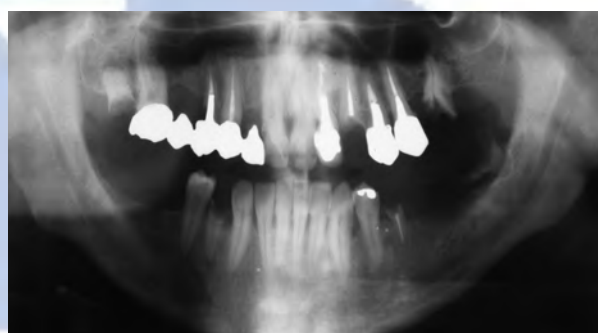
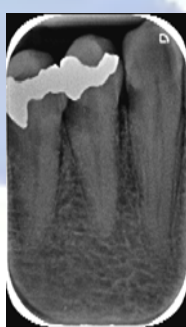


FIG 1

FIG 2

FIG 3

Questa limitazione è stata superata con l'introduzione della tomografia assiale computerizzata (TAC), prima, e poi della tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT), che hanno determinato un cambiamento nell'approccio diagnostico, prognostico e terapeutico con il quale il chirurgo maxillo-facciale, l'odontoiatra e, in ultima analisi, l'endodontista possono condurre la loro attività professionale (Yoshioka et al 2011 , Patel S 2009 , Vier-Pelisser FV et al 2012).

Cap.1 - Cenni Storici

"...Ho scoperto qualcosa di interessante, ma non so se le mie osservazioni sono corrette..." con queste parole, pronunciate da Wilhelm Conrad Roentgen (FIG 4), l'8 novembre 1895 si apre, in pratica, "l'era dei raggi X" con tutte le applicazioni che ne sono derivate in campo medico. Dopo pochi giorni con la collaborazione della moglie Berta (che si prestò a tenere ferma la sua mano sulla lastra fotografica per un tempo di quindici minuti), Wilhelm Conrad Roentgen ottenne come risultato il famoso

prototipo della radiografia delle ossa della mano sinistra e degli anelli indossati dalla consorte (FIG 5).



Fig 4



Fig 5

Così, il fisico tedesco, nel dicembre 1895 comunicò alla società fisico-medica di Würzburg che, inserendo un oggetto tra un emettitore dei raggi e una lastra fotografica era possibile ottenere immagini fisse e conservabili nel tempo. La scoperta fu recepita immediatamente anche dal mondo odontoiatrico:

infatti, a soli 14 giorni dall'annuncio di Roentgen, il Dr. Friedrich Otto Walkhoff, un dentista tedesco di Braunschweig, produsse le prime immagini radiografiche di denti. Ne conseguì che, nei primi anni del '900, l'avvento delle nuove apparecchiature radiografiche provocò una comprensibile eccitazione nella comunità medica a tal punto che una dozzina di dentisti negli Stati Uniti fece uso, nella pratica quotidiana, dei raggi X. Dopo un periodo di scetticismo e di dibattito sui benefici delle radiografie rispetto alla transilluminazione, i dentisti cominciarono ad usare di routine i raggi X sia per la diagnosi che per i controlli odontoiatrici.

Tra gli anni '50 e gli anni '80, anche se la tecnologia di base della radiografia dentale sostanzialmente rimase invariata, fu migliorata la sensibilità delle pellicole permettendo una riduzione delle dosi di radiazioni assorbite dai pazienti (FIG 6). Negli anni '80, con l'ulteriore introduzione della radiografia digitale (FIG 7 e 8), tali dosi furono sostanzialmente ridotte rispetto a quelle delle tradizionali radiografie utilizzate in odontoiatria.



FIG 6



FIG 7



FIG 8

La radiografia digitale offriva una più veloce creazione ed elaborazione dell'immagine permettendo inoltre di memorizzare le immagini indefinitamente in archivi informatici senza deterioramento, e la possibilità di inviare ad altri clinici,

qualora si rendesse necessario, un file digitale. Fino agli inizi degli anni '90, la diagnostica radiologica, sia tradizionale su radiogrammi, sia digitale su substrato informatico, riproduceva, tuttavia, bidimensionalmente situazioni tridimensionali. Un decisivo passo in avanti per una visualizzazione tridimensionale delle strutture anatomiche si ottenne con l'introduzione della tomografia assiale computerizzata, ideata da Hounsfield nel 1973 ed indicata con le sigle TAC o TC (Computed Tomography) (FIG 9-10-11), che non utilizzava pellicole radiografiche bensì sensori digitali in grado di acquisire le immagini. Questa nuova tecnologia permise di visualizzare le immagini in modo tridimensionale ma espose il paziente ad un'alta dose di radiazioni.



FIG 9

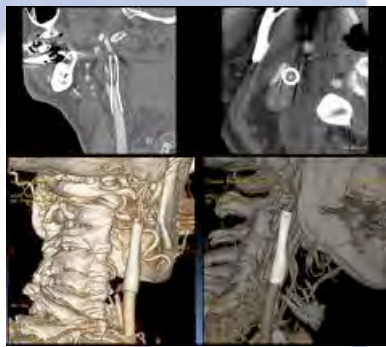


FIG 10

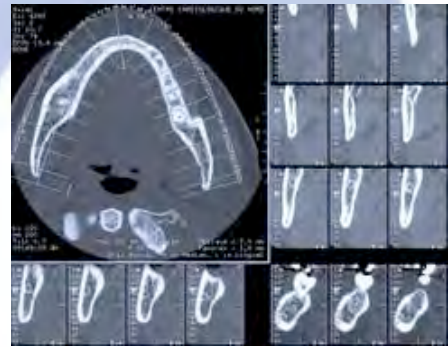


FIG 11

Tachibana e Matsumoto nel 1990 furono i primi a suggerire l'utilizzo della tomografia per studiare il sistema canalare ma, a causa della scarsa risoluzione della tomografia computerizzata convenzionale, non furono in grado di definirlo nel dettaglio.

Alla fine degli anni '90 fu sviluppata e introdotta una diversa metodologia di acquisizione volumetrica chiamata CBCT (Cone Beam Computed Tomography), tomografia computerizzata a fascio conico (FIG 12-13-14).

Utilizzando questa tecnologia si sono potute costruire delle apparecchiature dedicate a parti ristrette del corpo, come il distretto maxillo-facciale, che avessero costi contenuti, estrema facilità d'utilizzo, ottima qualità delle immagini e soprattutto dosi

di radiazioni inferiori. Dall'evoluzione in tal senso né è derivata la possibilità di usare la CBCT di routine in tutta sicurezza (Nair MK & Nair UP 2007, Patel S 2009).



FIG 12



FIG 13



FIG 14

Cap.2 - Concetti di Radioprotezione

La **radioprotezione** ha come "oggetto" la protezione dell'uomo e dell'ambiente dagli effetti nocivi delle radiazioni ed è una disciplina autonoma nata come '*campo applicativo*' della radiobiologia cui è connessa. Essa si fonda su concetti di fisica (per quanto concerne le interazioni delle radiazioni con la materia a livello nucleare, atomico e molecolare), di biologia (per gli effetti di tali interazioni a livello cellulare) e di anatomo-fisiologia (per le conseguenze che tali effetti possono avere, a livello multi-cellulare, su tessuti, organi, apparati e sull'intero organismo).

La radioprotezione trova attuazione, nella pratica, in un insieme di leggi, norme e procedure tese alla protezione da effetti nocivi:

- sui lavoratori, per quanto riguarda le esposizioni derivanti dall'attività lavorativa;
- sui pazienti, per quanto riguarda le esposizioni derivanti da esami diagnostici o terapie, in particolare con radiazioni ionizzanti;
- sulla popolazione generale, per quanto riguarda i tipi di esposizioni che possono interessarla;
- sull'ambiente, per gli effetti indotti sulla popolazione umana che vi risiede o vi lavora.

Il sistema di protezione dalle radiazioni ionizzanti proposto dalla ICRP (International Commission on Radiological Protection), ed accolto dalla maggior parte delle normative nazionali ed internazionali, si basa su 3 principi:

- Principio di giustificazione
- Principio di ottimizzazione
- Principio di applicazione dei limiti di dose

1 - Principio di giustificazione

Secondo il quale ogni attività con radiazioni ionizzanti deve essere giustificata, ovvero il beneficio collettivo ottenuto dall'uso delle radiazioni ionizzanti deve essere superiore al nocimento sanitario (danno materiale) dovuto al loro utilizzo. *“...Le esposizioni mediche devono mostrare di essere sufficientemente efficaci mediante la valutazione dei potenziali vantaggi da esse prodotti, inclusi i benefici diretti per la salute della persona e della collettività, rispetto al danno che l'esposizione potrebbe causare, tenendo conto dell'efficacia, dei vantaggi e dei rischi di tecniche alternative disponibili, che non comportano un'esposizione alle radiazioni ionizzanti ovvero ne comportano una minore...”* ed ancora *“...tutte le esposizioni mediche individuali devono essere giustificate preliminarmente, tenendo conto degli obiettivi specifici dell'esposizione e delle caratteristiche della persona interessata...”* (DLgs 187/00).

2 - Principio di ottimizzazione

Secondo il quale *“Le esposizioni alle radiazioni debbono essere mantenute al livello più basso ragionevolmente ottenibile, tenuto conto dei fattori economici e sociali”* ... (principio ALARA, *as low as reasonably achievable* - DLgs 187/00).

3 - Principio di applicazione dei limiti di dose

In protezionistica si distingue sempre tra livelli di riferimento per i lavoratori esposti e livelli di riferimento per la popolazione. Per i primi i limiti di legge sono sempre più alti che per la popolazione, per consentire di svolgere le varie funzioni in un

ambiente dove non sarebbe possibile ottenere dei livelli di campo adeguati. Fatti salvi i precedenti principi di giustificazione e di ottimizzazione, sono fissati limiti di dose per i lavoratori e la popolazione, che non devono essere superati nell'esercizio di attività con radiazioni ionizzanti. Tale principio non si applica alle esposizioni mediche. “...*La somma delle dosi derivanti da tutte le pratiche non deve superare i limiti di dose stabiliti per i lavoratori esposti, gli apprendisti, gli studenti e gli individui della popolazione...*” (DLgs 230/95). I limiti di dose ammessi per i lavoratori e la popolazione non si applicano in caso di:

- a) esposizione di pazienti nell'ambito di un esame diagnostico o di una terapia;
- b) esposizione di persone che coscientemente e volontariamente collaborano a titolo non professionale al sostegno e all'assistenza di pazienti sottoposti a terapia o a diagnosi medica (es. la mamma che sosta vicino al tavolo radiologico per immobilizzare il proprio bambino);
- c) esposizione di volontari che prendono parte a programmi di ricerca medica o biomedica.

Per i pazienti sono definiti i *Livelli Diagnostici di Riferimento*, che sono livelli di dose nelle pratiche radiodiagnostiche mediche o, nel caso della medicina nucleare diagnostica, livelli di radioattività, per esami tipici, per gruppi di pazienti di corporatura standard e per tipi di attrezzatura. Tali livelli non dovrebbero essere superati per procedimenti standard, in condizioni di applicazioni corrette e normali riguardo all'intervento diagnostico e tecnico.

Cap.3 - La Tomografia Computerizzata a Fascio Conico o CBCT

La tomografia assiale computerizzata tradizionale è una metodica diagnostica per immagini che utilizza un fascio di raggi X altamente collimato e una serie di sensori ricevitori d'immagini - *detettori* -, in grado di registrare l'attenuazione del fascio di raggi X dopo l'attraversamento del corpo. I dati, una volta acquisiti, vengono elaborati, mediante degli algoritmi, per la produzione delle immagini. Il paziente

viene fatto avanzare attraverso un gantry - il corpo macchina - mentre sorgente delle radiazioni e i detettori gli ruotano intorno con piccoli avanzamenti.

La tomografia computerizzata a fascio conico (CBCT) utilizza un fascio di raggi X ed un singolo detettore, che acquisisce una serie di immagini 2-D che poi attraverso l'utilizzo di un algoritmo vengono convertite in un modello 3-D. La sorgente di raggi X e il detettore fanno una singola rotazione sincrona per 180-360° intorno ad un fulcro fisso all'interno della regione di interesse. Il paziente rimane pertanto fermo.

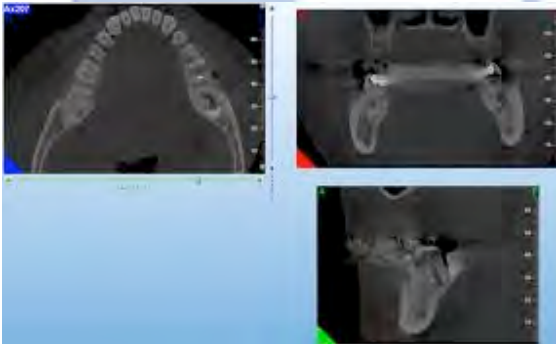
Il fascio di raggi è conico (da cui deriva il nome di questa tecnologia) e cattura un volume di dati cilindrico o sferico, descritto come campo di visione o FOV (Field Of View). Le dimensioni del FOV sono variabili.

In riferimento alla superficie del detettore, in commercio esistono CBCT per grandi volumi - *FOV large* - (ad esempio, l'i-CAT; Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA e il NewTom 3G, QR, Verona, Italia) capaci di rilevare l'intero scheletro maxillo-facciale e CBCT che permettono anche di aggiustare l'altezza del FOV cilindrico per rilevare solo l'arcata mascellare o solo quella mandibolare - *FOV Medium* - (esempio l'i-CAT). Infine esistono CBCT per volumi limitati - *FOV focused* - (es. il 3D Accuitomo, J Morita Corporation, Osaka, Japan) che possono catturare un volume di dati con un'altezza di 40 mm ed un diametro di 40 mm, simile in altezza e larghezza ad una radiografia periapicale. Questa estrema duttilità della strumentazione consente di ridurre la dose irradiata al paziente. In endodonzia è pertanto utile utilizzare CBCT con FOV focused.

I tempi di scansione della CBCT variano dai 10 ai 40 secondi in relazione al detettore utilizzato ed ai parametri d'esposizione selezionati. Il fascio di raggi X è pulsato, in questo modo il tempo d'esposizione è una frazione del tempo di scansione (2-5 sec.), con il risultato di ottenere fino a 580 "mini-esposizioni individuali" o "proiezioni d'immagini". Questo contrasta con l'esposizione continua di una TC o di una tomografia convenzionale, permettendo di ottenere così un'esposizione alle radiazioni sostanzialmente ridotta. Ulteriori riduzioni derivano da tempi di scansione più rapidi e dall'uso di detettori più avanzati.

I dati raccolti dal detettore vengono successivamente elaborati dal software e quantificati in piccoli cubi detti “*voxel*”, che costituiscono le informazioni elementari. Un voxel (Volume piXEL) rappresenta quindi il più piccolo volume acquisibile, ed è il corrispettivo del pixel nella rappresentazione 2D. Quindi un’immagine tridimensionale ottenuta con la CBCT è formata da tanti voxel. Nella CBCT il voxel è detto isotropico in quanto ha tutti e tre i lati uguali. Ogni mini-esposizione o proiezione d’immagine genera dati tridimensionali che consistono in oltre 100 milioni di voxels (512x512x512). La ricostruzione richiede alcuni minuti. Per aumentare la risoluzione, il numero di pixel per matrice può essere incrementato (proiezione d’immagine) da 512x512 a 1024x1024. La ricostruzione tridimensionale risultante dai dati volumetrici consisterà in 1024x1024x1024 voxels, con ogni voxel con un volume pari alla metà delle dimensioni originarie.

Una possibilità della CBCT è di ottenere le immagini contemporaneamente secondo i tre piani ortogonali assiale, sagittale e coronale (**MPR: Multi Planar Reformatting**) (*FIG 15*) consentendo al clinico di ottenere una vera visione tridimensionale dell’area di interesse.



(*FIG 15*) Esempio di MPR (multi planar reformatting)

Visualizzazione attraverso il software dei tre piani spaziali (assiale sagittale e coronale) che permette la ricostruzione tridimensionale della zona di interesse.

Selezionando e muovendo il cursore in un’immagine è possibile contemporaneamente cambiare le altre sezioni ricostruite, permettendo al clinico di attraversare dinamicamente l’area di interesse in tempo reale. Per la prima volta gli odontoiatri non sono condizionati da immagini predeterminate, ma al contrario

dispongono di ricostruzioni multiplanari che virtualmente consentono di selezionare qualunque piano d'osservazione.

Gli hardware della CBCT risultano essere meno costosi di quelli della TC convenzionale in ragione del fatto che sono più semplici e meno complicati.

La qualità d'immagine delle scansioni CBCT risulta essere superiore alla TC spirale per lo studio dell'osso spugnoso, del legamento parodontale, della lamina dura, dello smalto, della dentina e della polpa.

L'utilizzo della CBCT è stato validato per studiare l'anatomia canalare radicolare e come supporto al clinico sia nel caso di un'endodonzia ortograde sia in quella retrograda (Michetti et al. 2010).

Cap.4 - CBCT: Vantaggi e Limiti

In endodonzia, la principale fonte radiografica d'informazioni, fino a poco tempo fa, era rappresentata dalle radiografie convenzionali sia esse tradizionali o digitali. Queste radiografie, come più volte accennato in precedenza, rappresentano bidimensionalmente aree o zone che nella realtà sono tridimensionali. La mancanza di acquisizioni tridimensionali e la possibilità che la presenza di più strutture anatomiche (*“rumore anatomico”*) possano sovrapporsi in aree di interesse endodontico, impediscono, in alcuni casi, la formulazione di una corretta diagnosi e/o di una giusta valutazione prognostica. L'avvento della CBCT ha permesso di superare questo limite e quindi uno dei principali vantaggi è rappresentato dall'**assenza dell'effetto “rumore anatomico”** presente in tutte le indagini radiologiche bidimensionali (OPT e Endorali) e legato in modo indissolubile alla bidimensionalità di tali esami diagnostici.

Tra gli altri vantaggi (Estrela C et al 2008-2009, Scarfe WC et al 2009, Patel S et al 2012) della CBCT rispetto alle altre metodiche di indagine radiologica possiamo ricordare:

- **una esposizione alle radiazioni sostanzialmente ridotta** rispetto alla TC essendo il fascio di raggi X pulsato (in questo modo il tempo d'esposizione {2–5 s}, è una frazione del tempo di scansione {10–40 s})
- **la possibilità di ottenere misurazioni accurate su qualsiasi piano** (assiale, coronale, sagittale e radiale), caratteristica legata alla isotropia dei voxel che consente di avere misurazioni geometricamente più precise.

Al contrario pochi sono gli svantaggi o limiti (Estrela C et al 2008-2009, Scarfe WC et al 2009) che possono essere riassunti brevemente in:

- **risoluzione spaziale più bassa della immagine radiografica** espressa in paia di linee per millimetro (**lp/mm**: line pairs/mm; cioè, quante paia di linee, una bianca e una nera, è possibile distinguere nell'unità di riferimento. Si tenga presente che nella Radiografia Convenzionale su pellicola, la risoluzione spaziale di un sistema pellicola-schermo medio, è di circa 6 lp/mm, mentre nella Radiologia Digitale la risoluzione spaziale è compresa tra 2 e 5 lp/mm.).
- **il fenomeno dello scattering** che in parte compensa il mancato effetto “rumore anatomico” infatti viene causato dalle strutture circostanti ad alta densità come lo smalto, i perni in metallo, i restauri protesici e gli impianti endossei. Si deve sottolineare che qualora questo “scattering” interferisse con il dente da valutare, le immagini CBCT potrebbero risultare di minimo valore diagnostico, perché alterate e “offuscate” da tale effetto. (*FIG 16*)
- **la necessità che il paziente rimanga perfettamente fermo** per i 10 - 40 secondi, necessari per la scansione del volume.
- **una scarsa affinità per i tessuti molli** della regione maxillo facciale visti i bassi dosaggi utilizzati che permettono al contrario di mettere bene in evidenza i tessuti duri.

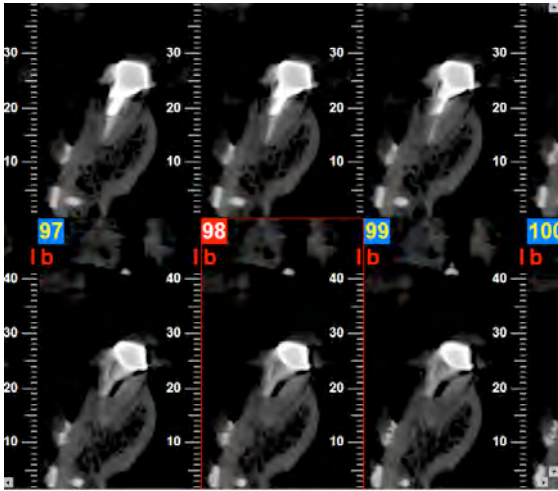


FIG 16 Sono evidenti le zone d'ombra (aree nere) di fianco a un perno metallico endocanalare e l'apparente mancanza di sostanza radicolare sia vestibolare che linguale che rappresentano il fenomeno dello scattering.

Cap.5 - CBCT: Dosimetria

E' importante per l'odontoiatra conoscere e tener conto della quantità di radiazioni associata all'uso diagnostico della CBCT e confrontarla con quella delle tecniche radiologiche convenzionali per valutarne l'uso in odontostomatologia.

La comparazione fra la dose di radiazioni erogata ai pazienti da differenti macchine CBCT e quella erogata dalla TC medica convenzionale, ad esempio, può essere difficile a causa delle diverse unità di misura utilizzate nei vari lavori presenti in letteratura.

Per semplicità, vengono descritte tre diverse unità base nella dosimetria radiologica.

La grandezza fisica utilizzata per quantificare l'interazione tra radiazioni e materia è la dose assorbita. Si è tuttavia osservato che gli effetti biologici delle radiazioni dipendono non solo dalla dose assorbita, ma anche dal tipo di radiazione e dal tessuto colpito (i tessuti hanno diversa radioresistenza) dalla radiazione. Per tali ragioni sono state introdotte le grandezze radioprotezionistiche dose equivalente e dose efficace.

Dose assorbita

La dose assorbita, misura la quantità di energia che la radiazione cede alla materia. L'unità di misura nel S.I. (Sistema Internazionale) è il gray (Gy) che equivale all'assorbimento di 1 joule (J) di energia per kg di materia.

Dose equivalente

La dose equivalente tiene conto anche del tipo di radiazione ed è data dal prodotto della dose assorbita (su un organismo o su un determinato organo o tessuto) per un fattore che dipende dal tipo di radiazione. L'unità di misura nel S.I. è il sievert (Sv). Nel caso di raggi X, gamma o beta, 1 Gy di dose assorbita equivale ad 1 Sv di dose equivalente. Oltre al Sievert si utilizzano suoi sottomultipli, il millisievert ($mSv - 1 Sv = 1000 mSv$) e il microsievert ($\mu Sv - 1Sv = 1000000 \mu Sv$).

Dose efficace (o effettiva)

La dose efficace tiene conto anche dei tessuti che sono stati investiti dalla radiazione ed è definita come la sommatoria su tutti gli organi della dose equivalente relativa al singolo organo per il suo fattore di ponderazione tissutale. La dose efficace è utilizzata per descrivere molto sinteticamente gli effetti delle radiazioni ionizzanti sugli individui e sulla popolazione. Si misura anch'essa in Sievert.

Gli organi-tessuti usati per calcolare la dose efficace sono specificati dalla Commissione Internazionale sulla Protezione Radiologica (ICRP). Gli organi usati per calcolare la dose efficace per l'imaging della testa includono il midollo osseo, la tiroide, l'esofago, la pelle, la superficie ossea, le ghiandole salivari, il cervello e i tessuti rimanenti (Scarfe WC et al 2009).

Come mostrato nelle tabelle 1 e 2, la dose efficace riportata dagli scanners CBCT varia da 7,3 a 477 μSv nei diversi lavori presenti in letteratura, in relazione al tipo di apparecchiatura ed al FOV selezionato (Schulze et al, 2004 - Mah et al, 2003 - Ludlow et al, 2003-2006-2007), ma può essere bassa quanto quella erogata da un'unità per radiografie dentali panoramiche e considerevolmente minore (circa 1/3 per le CBCT per grandi volumi-FOV alto) di quella associata agli scanners per TC medica.

TABELLA 1 Comparazione della dose effettiva di diverse fonti radiogene e come percentuale della radiazione di fondo (raggi X) pro capite				
Fonte radiogena				
CBCT	(dose efficace μSv)		(dose come % radiaz.di fondo)	
	ICRP 1990	ICRP 2005	ICRP1990	ICRP 2005
3D Accuitomo (a)	7.3		0.2 %	
NewTom 3 G 12" FOV (b)	44.5	58.9	1.2 %	1.6 %
Mercuray 9" FOV (b)	288.9	435.5	8 %	12.1 %
Mercuray 6" FOV (b)	168.4	283.3	4.7 %	7.9 %
i-CAT 12" FOV (b)	134.8	193.4	3.7 %	5.4 %
i-CAT 9" FOV(b)	68.7	104.5	1.9 %	2.9 %
Tomografia computerizzata				
		1320 mandibola		36.7%
		1400 mascella		38.9%
Radiografia convenzionale				
Panoramica (d)		6.3		0.2%
Periapicale (c)		5		0.14%
Occlusale mascellare (c)		7		0.2%
Radiazione cosmica in volo viaggio Parigi-Tokyo		150		4.2%

da: Patel S, Dawood A, Pitt Ford T, Whaites E. (2007) *The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. Int Endod J* 40, 818 – 830

Le dosi efficaci più alte di alcuni tipi di scanners CBCT sono dovute, come già evidenziato, in parte alla dimensione più grande del campo di visione utilizzato ("FOV") ma anche al tipo di recettore d'immagine utilizzato. Come ci si aspettava, gli scanners a piccolo volume, come il 3D Accuitomo ed il Planmeca Promax 3D, che sono specificamente designati per catturare le informazioni da una piccola regione della mascella o della mandibola, sviluppano una dose effettiva molto bassa e sono quindi i più adatti per l'imaging endodontico di un elemento dentale e dei due denti vicini, perchè il campo di visione è simile in dimensioni ad una radiografia periapicale convenzionale.

Invero è stato riportato che la dose efficace del sistema 3D Accuitomo si avvicinerebbe allo stesso ordine di grandezza di esposizione di 2-3 radiografie periapicali convenzionali (Arai et al, 2001), mentre la dose efficace per una serie completa di radiografie periapicali sarebbe simile, come ordine di grandezza alla dose efficace delle CBCT per grandi volumi (Danforth & Clarke 2000, Gibbs 2000).

Questi dosaggi possono essere comparati con maggior rilevanza alla dose di una singola esposizione alla radiografia panoramica digitale (Ludlow et al, 2003), alla dose equivalente di una TC (Ngan et al, 2002), o alla media della radiazione naturale

di fondo per l’Australia (1,500 μSv) (ARPANSA, 2007) in termini di “tempo di radiazione di fondo” (BERT - *Background Equivalent Radiation Time*) (MacDonald, 1997).

Pertanto facendo riferimento alle tabelle 1 e 2 la dose erogata da una unità CBCT può variare da 5 a 80 volte la dose erogata con una singola radiografia panoramica su pellicola, equivalere dal 1.3% al 22.7% di dose assorbita con una TC convenzionale e corrispondere a un periodo di giorni variabile da 7 a 116 giorni di esposizione alla radiazione di fondo naturale (Tabella 2).

TABELLA 2 Comparazioni della dose effettiva tra diverse unità CBCT OPT TC e fondo naturale					B.E.R.T. Background Equivalent Radiation Time	
Unità CBCT	FOV	Dose efficace μSv	Opt μSv	Tc μSv	Numero giorni	% radiazioni annuale
CB MercuRay	12-in/9-in/6-in	477 / 289 / 169	80 / 48 / 28	22.7% / 13.8% / 8%	116 / 70 / 41	31.8% / 19.3% / 11.2%
Galileos	Default/Maximum	29 / 54	5 / 9	1.3% / 2.6%	7 / 13	1.9% / 3.6%
i-Cat	12 in	135	23	6.4%	33	9%
Iluma	Low/High	61 / 331	10 / 55	2.9% / 15.8%	15 / 81	4% / 22%
Newton 3	12-in	45	8	2.1%	11	3%
PreXion 3D	Standard/High Res.	69 / 160	12 / 27	3.3% / 7.6%	17 / 39	4.6% / 10.6%
ProMax 3D	Small/Large	157 / 210	26 / 35	7.5% / 10%	38 / 51	10.4% / 14%

da: Scarfe WC, Farman AG (2007) *Cone-Beam computed tomography: a paradigm shift for clinical dentistry. Australasian Dental Practice July/Aug 102-110*

Riferendosi all’impiego della tecnica CBCT in endodonzia, alcuni autori suggeriscono che se molti denti presenti in diversi quadranti richiedono il trattamento endodontico, potrebbe essere appropriato il ricorso ad uno scanner CBCT per larghi volumi. Analogamente, se sono richieste informazioni endodontiche per molti denti in un unico osso mascellare, si potrebbe scegliere uno scanner CBCT per grandi volumi con un campo di visione limitato a quel mascellare. Questo ha come vantaggio una riduzione della dose efficace fino al 65% rispetto alle CBCT a larghi volumi (Ludlow et al, 2006). Da non sottovalutare inoltre che le modifiche del posizionamento del paziente (inclinazione del collo) e l’uso di elementi di protezione della persona (collare per la tiroide) possono ridurre sostanzialmente la dose assorbita fino al 40% (Ludlow et al, 2006).

Quindi la dose emessa da un'apparecchiatura CBCT è decisamente superiore a quella di una radiografia panoramica ma è altrettanto sensibilmente inferiore quando confrontata ad un esame TC convenzionale.

Cap.6 - Standards per l'uso della tecnologia CBCT in odontostomatologia

Viene fatto riferimento alle linee guida d'impiego della CBCT compilate dall'Accademia Europea di Radiologia Dento-Maxillo-Facciale (E.A.D.M.F.R.) il cui obiettivo è promuovere, far avanzare e migliorare la pratica clinica, l'educazione e/o la ricerca specificamente correlata alla specialità di radiologia dentale e maxillofacciale in Europa, e fornire un forum per la discussione, comunicazione e l'aggiornamento professionale dei suoi membri.

Questa società ha un gruppo di più di 300 iscritti il cui interesse specifico è l'imaging della regione dentale e maxillo-facciale. Il gruppo è multidisciplinare e include radiologi dentali, medici fisici, radiologi generali e ricercatori. Sono presenti sia accademici (insegnanti e ricercatori) sia clinici.

L'Accademia ha riconosciuto la necessità di definire gli standards per l'uso della tecnologia CBCT in odontostomatologia.

Linee guida - Principi base EADMFR sull'uso della Cone Beam CT

E' stata definita una serie di 20 "principi base" sull'uso della CBCT dentale. Questi saranno un primo nucleo di standard per l'uso della CBCT e, si auspica, saranno utili per la definizione degli standard nazionali in Europa per i dentisti e gli specialisti del settore dentale.

1 Gli esami CBCT non si possono eseguire prima di aver effettuato l'anamnesi e l'esame clinico.

2 Gli esami CBCT devono essere giustificati per ogni paziente dimostrando che i benefici superano i rischi.

3 Gli esami CBCT dovrebbero aggiungere nuove informazioni per aiutare la gestione delle problematiche del paziente.

4 L'esame CBCT non dovrebbe essere ripetuto "di routine" su un paziente senza aver stabilito un nuovo rapporto rischio/beneficio.

5 Quando un paziente viene inviato ad un collega (dentista) per l'esame CBCT, il dentista referente deve fornire sufficienti informazioni cliniche (documentazione clinica precedentemente eseguita) per permettere all'operatore della CBCT di adempiere al processo di giustificazione.

6 L'esame CBCT dovrebbe essere utilizzato solo quando la domanda per cui questo esame è richiesto non può avere risposta dalla radiologia tradizionale che ha un dosaggio più basso.

7 Le immagini CBCT devono andare incontro a valutazione clinica ("report radiologico") dell'intero insieme di dati d'immagine.

8 Dove è probabile che sarà richiesta la valutazione dei tessuti molli come parte dell'accertamento radiologico del paziente, l'imaging appropriato dovrebbe essere la TC medica convenzionale o la risonanza magnetica piuttosto che la CBCT.

9 L'apparecchiatura CBCT dovrebbe permettere di scegliere le dimensioni del volume e gli esami dovrebbero quindi essere i più piccoli compatibilmente con la situazione clinica se questo consente una minore dose di radiazione per il paziente.

10 Laddove le apparecchiature CBCT consentano di modulare la risoluzione, si dovrebbe scegliere la risoluzione compatibile con un'adeguata diagnosi e si dovrebbe utilizzare la più bassa dose possibile

11 Si dovrebbe stabilire un programma di assicurazione di qualità per ogni centro CBCT che include la macchina, le tecniche ed i controlli di qualità.

12 Ci si deve sempre assicurare del corretto posizionamento del paziente rispetto alla unità CBCT. Per questo motivo vanno sempre utilizzati gli strumenti di centratura presenti sulla macchina CBCT (es. indicatori del fascio di luce per centrare il capo del paziente rispetto alla fonte radiogena).

13 Tutte le nuove installazioni delle apparecchiature CBCT dovrebbero andare incontro ad esame critico, ed a test d'accettazione dettagliati prima dell'uso, per assicurare che la radioprotezione per lo staff, il pubblico, ed i pazienti siano ottimali.

14 L'apparecchiatura CBCT dovrebbe andare incontro a test di routine regolari che assicurino che la protezione dalle radiazioni sia per gli utilizzatori sia per i pazienti non sia significativamente alterata.

15 Per la protezione dello staff dell'apparecchiatura CBCT si dovrebbero seguire le linee guida specificate nella sezione 6 del documento "radioprotezione 136" della commissione europea (linee guida sulla radioprotezione in radiologia dentale).

16 Tutto il personale coinvolto nella tecnologia CBCT deve ricevere un adeguato tirocinio teorico e pratico per gli scopi della pratica radiologica e rilevanti competenze di radioprotezione.

17 Sono richiesti l'educazione continua ed il tirocinio dopo aver ottenuto le competenze richieste, in particolare quando vengano adottate nuove apparecchiature e nuove tecniche.

18 I dentisti responsabili di sistemi CBCT che non hanno precedentemente ricevuto "adeguata formazione teorica e pratica" dovrebbero seguire un addizionale periodo di tirocinio teorico e pratico che sia stato convalidato da un'istituzione accademica (Università o equivalente). Quando esiste la qualifica nazionale di specialità in DMFR (radiologia dento-maxillo-facciale), il disegno e lo sviluppo dei programmi di tirocinio dovrebbero coinvolgere i radiologi DMF

19 Per le immagini CBCT dei denti, dei tessuti di supporto, della mandibola e del mascellare superiore fino al pavimento del naso (cioè 8cm x 8cm o FOV più piccoli), la valutazione clinica ("rapporto radiografico") dovrebbe essere fatta da un radiologo specializzato in radiologia dento-maxillo-facciale o, laddove questo non sia praticabile, da un dentista generico adeguatamente istruito.

20 Per i piccoli campi di visione (FOV) non dento-alveolari (cioè l'osso temporale) e tutte le immagini CBCT cranio-facciali (campi di visione che si estendono al di là dei denti, delle loro strutture di sostegno, la mandibola, includendo l'articolazione temporo-mandibolare, e la mascella fino al pavimento del naso, la valutazione clinica ("rapporto radiografico") dovrebbe essere fatto da uno specialista radiologo dento-maxillo-facciale o da un radiologo clinico

Cap.7 - CBCT: Indicazioni in endodonzia

In generale, l'uso della CBCT in endodonzia dovrebbe essere limitato alla diagnosi ed al trattamento di situazioni endodontiche complesse come:

- Identificazione dei potenziali canali accessori in denti con sospetta morfologia canalare sulla base delle immagini convenzionali.
- Identificazione delle anomalie del sistema dei canali radicolari e determinazione della curvatura canalare.
- Diagnosi di patologia periapicale di origine endodontica in pazienti che presentano segni e sintomi non specifici e contraddittori, che hanno sintomi scarsamente localizzati associati con un dente non trattato o con un dente trattato endodonticamente in precedenza senza segni di patologia identificabile dalle immagini convenzionali ed in casi in cui la sovrapposizione anatomica delle radici o di aree dello scheletro maxillo-facciale richiedano una corretta programmazione delle procedure.
- Diagnosi di patologia non di origine endodontica per poter stabilire l'estensione della lesione ed il suo effetto sulle strutture circostanti.
- Valutazione intra o post operatoria delle complicazioni del trattamento endodontico, come la sovraestensione del materiale da otturazione canalare, la presenza di strumenti fratturati, l'identificazione di canali calcificati e la localizzazione delle perforazioni.
- Diagnosi e gestione dei traumi dento-alveolari, in particolare le fratture radicolari, la lussazione dei denti, e le fratture alveolari.
- Localizzazione e differenziazione del riassorbimento esterno da quello interno o del riassorbimento invasivo cervicale da altre condizioni e la determinazione di trattamenti appropriati e della prognosi.
- Pianificazione pre chirurgica del caso per determinare l'esatta localizzazione degli apici radicolari e valutare la prossimità delle strutture anatomiche adiacenti.

Da: American Association of Endodontists. 2010 AAE and AAOMR Joint Position Statement: Use of Cone-Beam-Computed Tomography in Endodontics

Cap.8 - Applicazioni della CBCT in Endodonzia (Casi Clinici)

Verranno di seguito mostrati due casi clinici esemplificativi per facilitare la comprensione delle possibilità diagnostiche e prognostiche della CBCT (Cotton et al 2007, Liang et al 2011, Patel et al 2012, Vier-Pelisser et al, 2012).

Diagnosi di frattura verticale della radice mesiale del 2.7 e valutazione della guarigione della lesione laterale a carico del 2.5



FIG 17



FIG 18

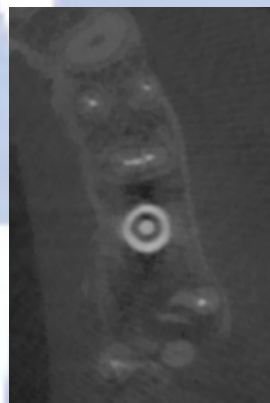


FIG 19

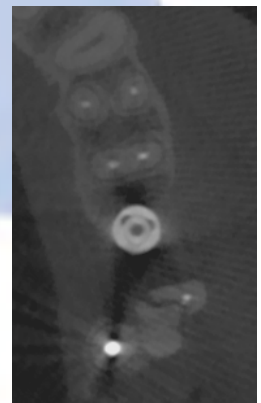


FIG 20



FIG 21



FIG 22



FIG 23

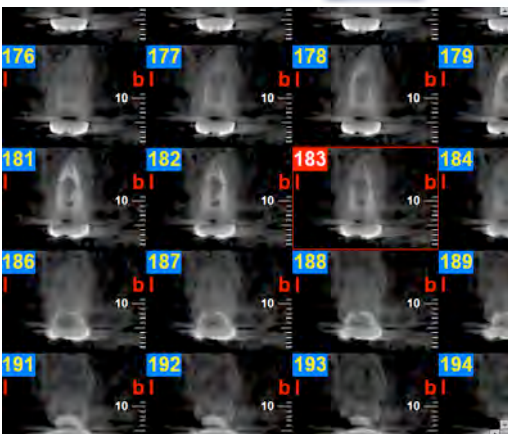


FIG 24



FIG 25

Caso clinico che dimostra la guarigione completa di una lesione laterale e la conferma di una frattura verticale di radice. Dall'esame obiettivo si evidenzia la presenza di una rima di frattura coronale del 2.7 che decorre verticalmente e si propaga lungo la radice mesio vestibolare dell'elemento dentale, determinando una frattura verticale della radice, confermato dall'esame CBCT. Si può notare come sia ben evidente il fenomeno dello scattering sia per la presenza di un perno metallico nel canale palatino sia per la presenza di un impianto ad osteointegrazione sito in posizione 2.6 (FIG 18 19 20 23)

Nei radiogrammi periapicali (FIG 21 22 23) si nota la guarigione completa della lesione laterale a carico del 25 presente nel radiogramma preoperatorio (FIG 21). Nella FIG 25 ritrattamento del 2.5 con rimozione del perno e ricanalizzazione del sistema canalare con strumentazione meccanica. Si evidenzia il miglioramento della lesione laterale a distanza di 12 mesi (FIG 22) che viene poi successivamente confermata sia dal radiogramma di controllo a 24 mesi (FIG 23) sia dai tagli assiali della CBCT (FIG 18 19 20) eseguita per confermare la presenza della frattura verticale del 2.7 solo sospettata, alla visione della rx endorale (FIG 23) in assenza di sondaggio parodontale puntiforme e di fistola paramarginale. Nella FIG 24 tagli coronali del dente 2.5 che evidenziano la completa guarigione.

Diagnosi di falsa strada con localizzazione del percorso e verifica dello stato di salute (assenza di lesione granulomatosa) sulla radice mesiale del 4.7. Verifica della guarigione della lesione apicale della radice mesiale del 4.6

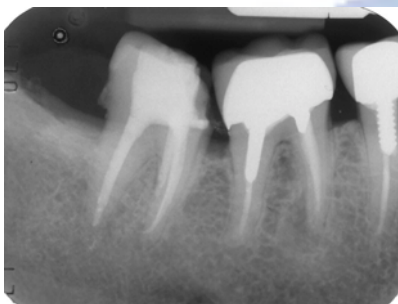


FIG 26 rx preoperatoria: rarefazione apicale sulla radice mesiale del 4.6

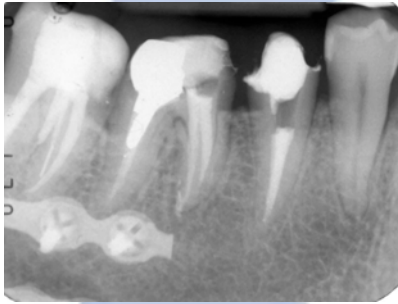


FIG 27 Controllo a distanza di 2 anni; la lesione sembra essere guarita

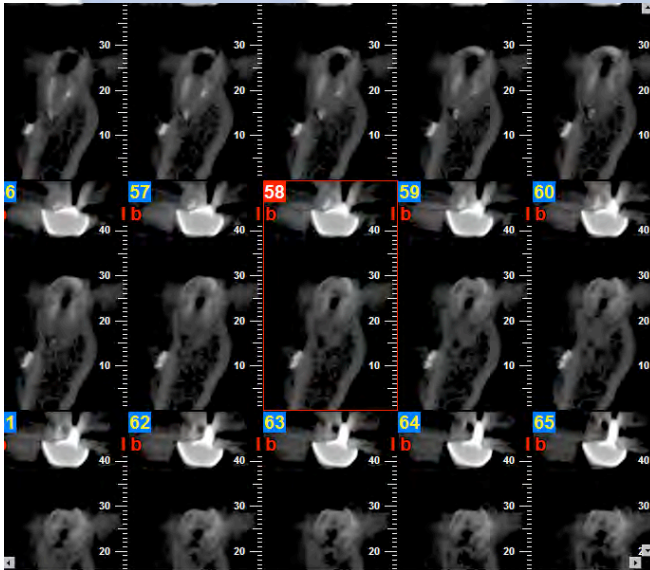


FIG 28 Dalla visione dei tagli coronali della CBCT sulla radice mesiale del 46 è possibile apprezzare una piccola rarefazione apicale che denota una non completa guarigione della lesione dopo 2 anni

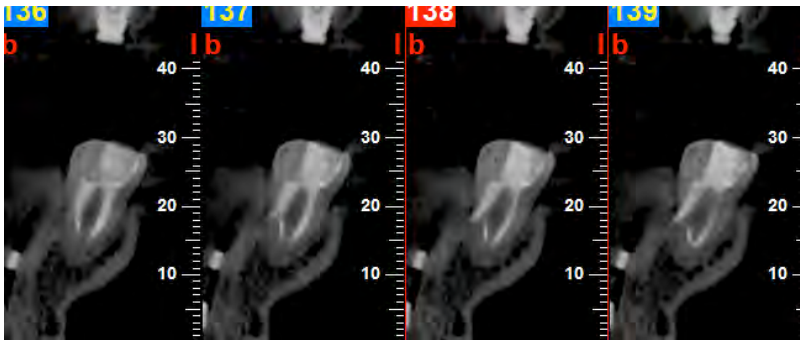


FIG 29 tagli coronali che dimostrano la presenza di una falsa strada nella radice mesiale del 4.7 con direzione linguo vestibolare non apprezzabile con la semplice endorale (FIG 26)

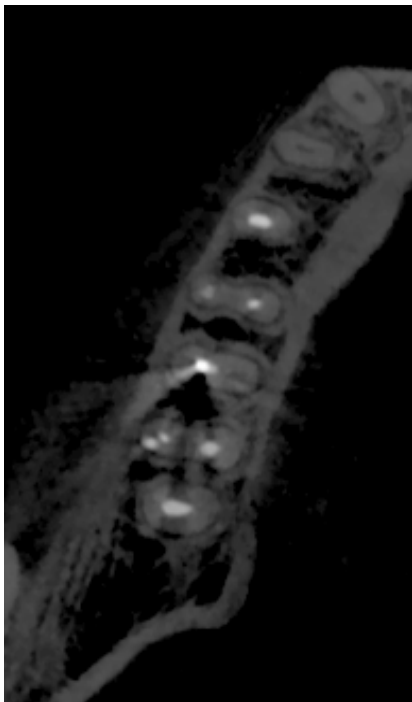


FIG 30

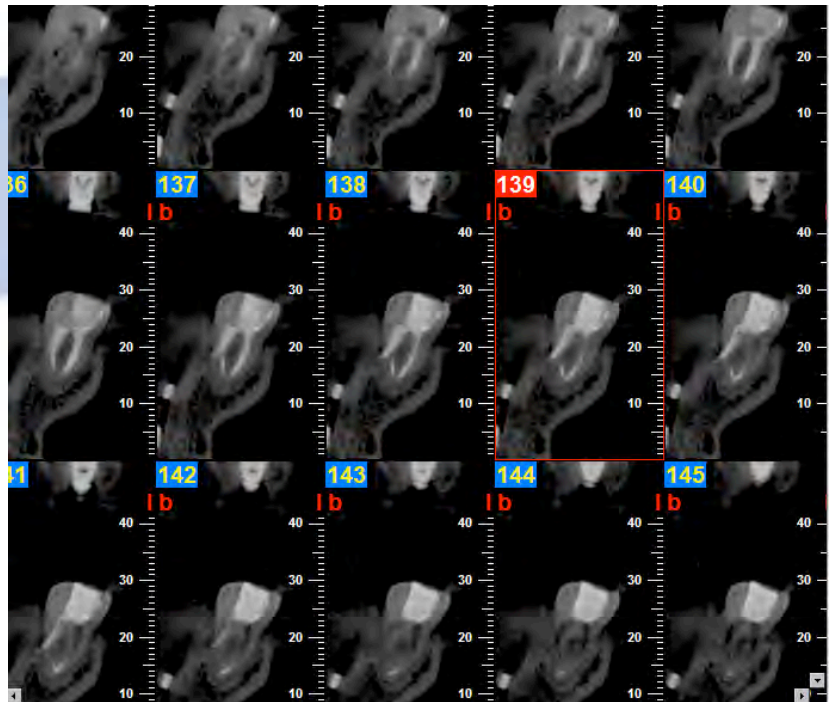


FIG 31

FIG 30 taglio assiale che evidenzia la presenza della falsa strada in posizione vestibolare confermata anche dai tagli coronali della FIG 31 con assenza di lesione in corrispondenza della perforazione. Si nota infatti in tutti i tagli la presenza della lamina dura e la conservazione dello spazio del legamento: il fenomeno dello scattering è apprezzabile in modo evidente sulla radice distale del 4.6 per la presenza di un perno metallico endocanale (FIG 30)

Conclusioni

Nel Marzo del 2001 la Food and Drug Administration (FDA) ha approvato la prima CBCT per uso dentale, da allora molte altre unità CBCT sono state approvate e convalidate dalla comunità scientifica. La Tomografia Computerizzata a Fascio Conico (CBCT) pertanto, rappresenta una nuova, anche se non recentissima, indagine diagnostica per immagini che con molta probabilità avrà sempre maggiore diffusione tra i dentisti di tutto il mondo, e che, se usata correttamente nel rispetto delle linee guida, può essere risolutiva nella diagnosi di alcune patologie endodontiche di difficile interpretazione con la radiologia tradizionale.

Bibliografia

American Association of Endodontists. 2010 AAE and AAOMR Joint Position Statement: Use of Cone-Beam-Computed Tomography in Endodontics

Arai Y, Honda K, Iwai K, Shinoda K (2001) Practical model '3DX' of limited cone-beam X-ray CT for dental use. International Congress Series 1230, 713–8

Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency (ARPANSA). Ionising Radiation and Health www.arpansa.gov.au/radiationprotection/Factsheets/is_rad.cfm Accessed July 5, 2007

Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. (2007) Endodontic Applications of Cone-Beam Volumetric Tomography J Endod 33, 1121–1132

Danforth RA, Clarke DE (2000) Effective doses from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics 89, 236–43

EADMF

1. The Council of the European Union. Council Directive 96/29/Euratom of 13 May 1996 laying down basic safety standards for the protection of the health of workers and the general public against the dangers arising from ionizing radiation. Official Journal of the European Communities N° L 159, 1996. Available from:

HYPERLINK

["http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9629_en.pdf"](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9629_en.pdf)http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9629_en.pdf

2. The Council of the European Union. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. Available from:

HYPERLINK

["http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf"](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf)http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf

3. European Commission. Radiation Protection 136. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, Available from:

HYPERLINK

["http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136_en.pdf"](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136_en.pdf)http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/136_en.pdf

Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. (2008) Accuracy of Cone Beam Computed Tomography and Panoramic and Periapical Radiography for Detection of Apical Periodontitis. J Endod 34,273–279

Estrela C, Bueno MR, Ana Goncalves-De Alencar AH, Mattar R, Valladares Neto J, Azevedo BC, Rodrigues De Araujo Estrela C. (2009) Method to Evaluate Inflammatory Root Resorption by Using Cone Beam Computed Tomography. J Endod 35,1491–1497

Filho MT, Lima RKP, Nakazone PA, Tanomaru JMG. (2010) Use of computerized tomography for diagnosis and follow-up after endodontic surgery: clinical case report with 8 years of follow-up. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 109, 629–633

Gibbs SJ (2000) Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 90, 538–45

Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, and Wesselink PR. (2009) Detection of Vertical Root Fractures in Endodontically Treated Teeth by a Cone Beam Computed Tomography Scan. J Endod 35, 719–722

Hounsfield GN (1973) Computerised transverse axial scanning (tomography): part 1. Description of system. British Journal of Radiology 46, 1016–22

ICRP (1990) ICRP Publication 60: recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 21, 1–201.

ICRP (2005) Draft Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.

Liang YH, Li G, Wesselink PR, Wu MK. (2011) Endodontic Outcome Predictors Identified with Periapical Radiographs and Cone-beam Computed Tomography Scans. J Endod 37,326–331

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL (2003) Dosimetry of two extraoral direct imaging devices: NewTom cone beam CT and

Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofacial Radiology* 32, 229–34

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 35, 219-26

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Mol A. Dosimetry of recently introduced CBCT units for oral and maxillofacial radiology. *Proceedings of the 16th International Congress of Dentomaxillofacial Radiology, Beijing, China 26-30 June, 2007* p.97

Macdonald R. (1997) Have you met BERT? *Aust Dent Assoc (SA) Newsletter* 10(9), 8-9

Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. (2003) Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96, 508-13

Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. (2008) Use of Cone-Beam Computed Tomography to Identify Root Canal Systems In Vitro. *J Endod* 34, 87–89

Michetti J, Maret D, Mallet JP, Diemer F. (2010) Validation of Cone Beam Computed Tomography as a Tool to Explore Root Canal Anatomy. *J Endod* 36, 1187–1190

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology* 8, 1558–64.

Nair MK, and Nair UP. (2007) Digital and Advanced Imaging in Endodontics: A Review *J Endod* 33, 1– 6

Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA. (2003) Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J* 19, 67-75

Patel S, Dawood A, Pitt Ford T, Whaites E. (2007) The potential applications of cone beam computer tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 40, 818-830

Patel S. (2009) New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J*, 42: 463–475

Patel S, Wilson R, Dawood, Foschi F, Mannocci F. (2012) The detection of periapical pathosis using digital periapical radiography and cone beam computed tomography – Part 2: a 1-year post-treatment follow-up. *Int Endod J* 45,711-723

Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. (2009) Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J of Dentistry* 2009:634567

Scarfe WC, Farman AG (2007) Cone-Beam computed tomography: a paradigm shift for clinical dentistry. *Australasian Dental Practice* July/Aug, 102-110

Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. (2004) Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 33, 83-6

Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. (2011) Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology* 40, 265–273

Tachibana H, Matsumoto K. (1990): Applicability of X-ray computerised tomography in endodontics. *Endodontics Dental Traumatology* 6(1), 16-203

Yoshioka T, Kikuchi I, Adorno CG, Suda H. (2011) Periapical bone defects of root filled teeth with persistent lesions evaluated by cone-beam computed tomography. *Int Endod J* 44(3), 245-252

Vier-Pelisser FV, Pelisser A, Recuero LC, So' MVR, Borba MG, Figueiredo JAP. (2012) Use of cone beam computed tomography in the diagnosis, planning and follow up of a type III dens invaginatus case. *Int Endod J* 45, 198–208