

1

Immagini digitali

Jeffery B. Price e Marcel E. Noujeim

Introduzione

Le immagini, in un modo o nell'altro, sono state disponibili per l'odontoiatria a partire dalla prima immagine radiografica intraorale esposta dal dentista tedesco Otto Walkhoff (Langland et al., 1984) all'inizio del 1896, solo 14 giorni dopo che W.C. Roentgen aveva annunciato pubblicamente la sua scoperta dei raggi X (McCoy 1919; Bushong, 2008). In questi più di 115 anni di storia della radiografia orale sono stati ottenuti molti miglioramenti importanti.

I primi sensori furono le lastre, e comunque le pellicole furono lo standard per la maggior parte del ventesimo secolo fino agli anni Novanta, quando lo sviluppo della radiologia digitale in odontoiatria fu messo in commercio dalla compagnia Trophy, che realizzò il sistema RVG (Mouyen et al., 1989). Anche altre compagnie come Kodak, Gendex, Schick, Planmeca, Sirona e Dexis furono pioniere per la radiologia digitale.

L'adozione della radiologia digitale in campo odontoiatrico è stata lenta ma costante e sembra essere stata governata almeno parzialmente dalla teoria della "diffusione dell'innovazione", esposta da Everett Rogers (Rogers, 2003). Il suo lavoro descrive come vari miglioramenti tecnologici sono stati adottati dagli utilizzatori finali della tecnologia tra la seconda metà del ventesimo secolo e i primi anni del ventunesimo. Due dei più importanti principi cardine dell'adozione di una tecnologia sono i concetti di "soglia" e "massa critica".

La soglia è la caratteristica di un gruppo e si riferisce al numero di individui in un gruppo che devono utilizzare una tecnologia o essere coinvolti in un'attività prima che un individuo interessato adotti quella tecnologia o si impegni in quella attività. Anche la massa critica è una caratteristica di un gruppo e si verifica nel momento in cui un'innovazione è stata adottata da un numero sufficiente di individui da permettere una crescita futura autosufficiente dell'adozione dell'innovazione. Nel momento in cui più innovatori adottano una tecnologia come la radiologia digitale, il beneficio percepito di quella tecnologia appare sempre più grande, così da aumentare sempre più il numero dei nuovi utilizzatori, fino a quando, magari, quella tecnologia diventa di uso comune.

La radiografia digitale è la tecnologia dentale più avanzata che i pazienti sperimentino durante una visita diagnostica. Secondo uno dei più grandi produttori di radiografia dentale, la radiologia digitale è utilizzata dal 60% dei dentisti negli Stati Uniti (Tokhi, 2013, comunicazione personale). Se stai ancora utilizzando le pellicole, la domanda non è "Dovrei passare a un sistema radiografico digitale?", ma piuttosto "Quale sistema digitale si integrerebbe meglio nel mio studio?".

Questo porta ad altre domande: quali vantaggi offre la radiologia digitale alla professione odontoiatrica rispetto a continuare a utilizzare le pellicole convenzionali? Quali sono le ragioni per le quali un crescente numero di dentisti sceglie sistemi radiologici digitali invece che tecniche tradizionali?

Osserviamole insieme.

Radiologia digitale versus convenzionale

La più comune categoria di sensibilità (Speed) delle pellicole intraorali è stata e continua a essere la categoria D-Speed; il principale esempio di queste pellicole nel mercato degli Stati Uniti è l'Ultra Speed della Kodak (NCRP, 2012). Per queste pellicole, la dose di raggi necessaria per generare un'immagine diagnostica è approssimativamente il doppio di quella richiesta per la pellicola Kodak Insight, una pellicola F-Speed. In altre parole, la pellicola F-Speed è due volte più sensibile della D-Speed. Secondo Moyal, che utilizzò una ricerca randomizzata su 340 strutture odontoiatriche di 40 Stati trovata nei dati NEXT del 1999, la dose di radiazioni assorbita con una *bitewing* posteriore eseguita con una tradizionale D-Speed è di circa 1,7 m Gy (Moyal, 2007). Inoltre, secondo il report n. 172 del Consiglio nazionale per la radioprotezione e misurazione (NCRP), la dose mediana di radiazioni introdotte utilizzando una pellicola D-Speed è approssimativamente pari a 2,2 mGy; se si utilizza una pellicola F-Speed è di 1,3 mGy, mentre la dose mediana introdotta con i sistemi digitali è di circa 0,8 mGy (NCRP, 2012). Secondo il report n. 145 del NCRP e altri, sembra che i dentisti che utilizzano pellicole F-Speed tendano ad aumentare i tempi di esposizione e poi a ridurre i tempi di sviluppo; questo spiega perché la dose di radiazioni risparmiata utilizzando le pellicole F-Speed non sia così elevata come potrebbe, visto che la sensibilità delle pellicole F-Speed è doppia rispetto alle pellicole D-Speed (NCRP, 2004; NCRP, 2012). Se le pellicole F-Speed fossero utilizzate secondo le istruzioni del produttore, il tempo di esposizione e/o i milliAmpere totali sarebbero la metà rispetto alle pellicole D-Speed, e la dose di radiazioni assorbita sarebbe dunque la metà.

Perché c'è stata una così grande resistenza da parte dei dentisti ad allontanarsi dalle pellicole D-Speed e ad abbracciare la radiologia digitale? Innanzi tutto, il funzionamento di uno studio dentistico è molto simile a quello di uno stabilimento organizzato di produzione industriale; i dentisti impiegano anni a perfezionare tutti i sistemi necessari a uno studio dentistico, compreso il sistema radiografico. Cambiare il sistema di immagini rischia di alterare la capacità dei dentisti di formulare diagnosi complete. Inoltre, per persuadere al cambiamento i singoli dentisti, ci devono essere delle ragioni convincenti,

e fino a poco tempo fa la maggior parte dei dentisti negli Stati Uniti non era persuasa al cambiamento verso la radiologia digitale. Ci sono voluti parecchi anni prima che venissero raggiunti la soglia e la massa critica necessarie affinché i professionisti del dentale si rivolgessero alla radiografia digitale. Inoltre, in tutta probabilità, ci sono dentisti che si ritireranno dall'attività prima di essersi convertiti alla pellicola al digitale.

Ci sono molte ragioni per adottare la radiografia digitale: si riduce l'inquinamento ambientale eliminando le sostanze chimiche di sviluppo e fissaggio, insieme ai prodotti chimici a base di ioduro e bromuro di argento; si migliora la precisione grazie all'elaborazione elettronica dell'immagine; diminuiscono i tempi per acquisire e vedere l'immagine, il che esita in un incremento di efficacia nel trattamento del paziente, riducendo il dosaggio di radiazioni e migliorando la possibilità di coinvolgerlo nella diagnosi e nel processo del piano di trattamento, con una diagnosi condivisa e una più consapevole informazione; si ha a disposizione un software di visualizzazione per migliorare dinamicamente l'immagine (Wenzel, 2006; Wenzel e Møystad, 2010; Farman et al., 2008). Comunque se ai dentisti devono piacere questi benefici, le diagnosi radiografiche con i sistemi digitali devono essere almeno affidabili e accurate come quelle ottenute con le pellicole (Wenzel, 2006).

Due sembrano essere i fattori principali che hanno traghettato sempre più dentisti lontano dalle pellicole D-speed verso la radiografia digitale: l'aumento dell'uso dei computer negli studi dentistici e la riduzione della dose di radiazioni. Analizzeremo meglio questi fattori nei prossimi capitoli.

Aumento dell'uso dei computer negli studi dentistici

L'attenzione di questo libro è incentrata sull'odontoiatria digitale, e le prossime sezioni tratteranno di come i computer si interfaccino con tutti gli aspetti dell'odontoiatria. I primi computer in odontoiatria furono utilizzati per la segreteria e per la contabilità. Negli anni successivi, si diffusero sistemi elettronici completi di gestione pratica, con cartelle elettroniche digitali per i pazienti, compresi i sistemi di gestione delle immagini digitali. L'uso dei computer per la gestione del funzionamento dell'azienda ha permesso

ai dentisti di sperimentare e prendere confidenza su come i computer possano migliorare l'efficienza e l'affidabilità nella parte finanziaria del loro lavoro. Il passo successivo fu quello di introdurre l'uso dei computer nella parte clinica e utilizzarli nella cura dei pazienti. Come componente nella creazione di un paziente odontoiatrico virtuale, inizialmente, i ruoli principali furono le registrazioni elettroniche dei pazienti e la radiografia digitale. Nei paragrafi seguenti, analizzeremo le caratteristiche della radiografia digitale, compresa la diminuzione della dose di radiazione rispetto alle pellicole, un miglioramento del flusso di lavoro dell'operatore e della sua efficienza; la diminuzione degli errori e dei rifacimenti; una scala di grigi più estesa, l'aumento della possibilità di coinvolgere i pazienti nella diagnosi e di dare loro adeguate informazioni e conoscenze; uno stoccaggio delle immagini migliore e una loro più facile recuperabilità; la semplicità di comunicazione con gli altri fornitori (Farman et al., 2008; Wenzel e Møystad, 2010).

Revisione della terminologia di base

In questo paragrafo utilizzeremo molti termini che potranno essere nuovi per voi, specialmente se avete utilizzato per tanto tempo le pellicole radiografiche; inoltre includeremo nella discussione anche alcuni termini di base della radiologia orale, sia convenzionale sia digitale.

La tecnologia convenzionale delle pellicole intraorali, come le immagini periapicali e le bitewing, utilizza la tecnica dell'esposizione *diretta*, in cui i fotoni dei raggi X stimolano direttamente i cristalli di bromuro di argento a creare immagini latenti. Oggi, nella maggior parte dei casi, il sensore *digitale diretto* è un semiconduttore in ossido di metallo complementare (Complementary Metal Oxide Semiconductor, CMOS) direttamente connesso a un computer attraverso una porta USB.

Nel momento dell'esposizione, i fotoni dei raggi X sono intercettati dal cesio ioduro o dai cristalli di ossido di gadolinio che si trovano all'interno dei sensori, i quali di conseguenza emettono fotoni di luce; questi ultimi sono poi analizzati all'interno del sensore pixel per pixel, il che permette la formazione di immagini quasi istantanee sullo schermo del computer. Molti clinici vedono la formazione

istantanea dell'immagine come la caratteristica più vantaggiosa dell'immagine digitale diretta.

Attualmente, l'altra scelta nel campo della radiografia digitale è la tecnica *digitale indiretta* conosciuta come fosforo fotostimolabile, o matrice PSP; tali matrici assomigliano alle pellicole convenzionali per aspetto e utilizzo clinico. Durante l'esposizione, l'immagine latente viene catturata all'interno degli elettroni di fosforo attivati; durante l'elaborazione, i fosfori elettrizzati vengono stimolati da un fascio rosso di luce laser; l'energia latente immagazzinata negli elettroni di fosforo viene rilasciata come luce verde, che viene catturata, elaborata e, alla fine, digitalmente manipolata dalla carta grafica di un computer divenendo un'immagine trasmessa dallo schermo del computer. Il termine "indiretto" fa riferimento al processo extra di elaborazione della matrice, se comparato con il metodo diretto che utilizza i sensori CMOS. L'aspetto più interessante del sistema a fosfori è che l'utilizzo clinico della matrice è in tutto simile alle pellicole tradizionali; così molti studi dentistici ritengono che il passaggio dalla radiologia tradizionale alle matrici PSP sia molto maneggevole e di facile utilizzo.

Anche la tecnica radiologica per le panoramiche di solito è diretta. Il fascio di raggi X panoramico viene collimato in una fenditura; inoltre, il sensore digitale diretto contiene un elevato numero di pixel e cattura continuamente il segnale del fascio di raggi X residuo, mentre il sistema panoramico sorgente di raggi X/sensore continuamente si muove attorno alla testa del paziente; il percorso del sistema sorgente/sensore è lo stesso sia nel sistema ricevente a fosfori PSP sia nel sistema diretto. I clinici che utilizzano i sensori diretti digitali intraorali generalmente optano per un sistema panoramico digitale diretto per evitare la necessità di procurarsi una matrice PSP per il loro sistema panoramico.

Gli ortodontisti richiedono un sistema cefalometrico e, quando passano dalla pellicola al digitale, hanno di nuovo due scelte: tecnica diretta o tecnica indiretta. I più grandi sistemi di recettori digitali provvedono a fornire un'immagine istantanea, ma sono leggermente più costosi dei sistemi indiretti a PSP; d'altro canto, i sistemi digitali diretti evitano la necessità di procurarsi e mantenere le matrici PSP. Più è elevato il numero di pazienti nello studio, più è veloce il ritorno economico per l'acquisto di una macchina per la radiologia digitale.

Confronto della qualità dell'immagine tra il metodo radiografico diretto e quello indiretto

Alcuni dentisti sceglieranno il sistema da adottare basandosi solamente sulla velocità del sistema; il sistema digitale diretto è il più veloce. Ci sono però anche altri fattori da prendere in considerazione: i dentisti spesso si informano sulla qualità dell'immagine. Forse, la migliore domanda da porsi è questa: "C'è una differenza significativa nella capacità diagnostica tra i sistemi digitali diretti e quelli indiretti?". Uno dei principali doveri diagnostici che quotidianamente devono affrontare i dentisti è la diagnosi di carie ed esistono molti studi che hanno valutato l'efficacia dei due sistemi da questo punto di vista. La risposta alla nostra domanda di cui sopra è che non c'è differenza tra i due sistemi nell'efficacia diagnostica: con gli attuali sistemi moderni, sia le tecniche dirette sia quelle indirette con le matrici PSP diagnosticano la carie ugualmente bene (Wenzel et al., 2007; Berkhout et al., 2007; Li et al., 2007).

Un importante elemento da tenere presente quando si confrontano i sistemi è assicurarsi che le immagini abbiano lo stesso numero di *bit per pixel* (*bit depth*). La *bit depth* si riferisce al numero delle sfumature di grigi utilizzato per generare l'immagine ed è espressa in modo esponenziale nella Tabella 1.1.

I primi sistemi digitali avevano una *bit depth* pari a 8, con 256 sfumature di grigio, il che può sembrare sufficiente perché l'occhio umano riesce a distinguere approssimativamente da 20 a 30 sfumature di grigio alla volta in un'immagine; tuttavia, la maggior parte dei sistemi digitali attuali genera immagini con una *bit depth* di 12 o anche 16, con immagini che hanno da 4.096 a 65.536 sfumature di grigio (Russ, 2007).

Una corretta elaborazione dell'immagine è una capacità da acquisire al fine di utilizzare a pieno tutte le informazioni contenute nelle moderne immagini digitali. I sistemi convenzionali non hanno una scala di grigi discreta, piuttosto i sistemi analogici hanno un infinito numero di possibili sfumature di grigio, che dipendono solo dal numero di atomi di argento che vengono attivati all'interno dell'immagine latente in ogni gruppo di atomi d'argento, nell'ambito del reticolo di alogenuro di argento dell'emulsione della pellicola. Inoltre, nel confronto fra i sistemi, occorre sincerarsi che essi siano comparabili e ricordarsi che, nel tempo, i sistemi con *bit depth* maggiore richiedono una maggiore capacità di archiviazione

Tabella 1.1 Tabella della *bit depth* (*bit per pixel*) che mostra l'aumento esponenziale del numero di sfumature di grigio disponibili nelle immagini in relazione all'aumento dei *bit per pixel*.

Bit depth	Espressione	Numero di sfumature di grigio
1	2 ¹	2
2	2 ²	4
3	2 ³	8
4	2 ⁴	16
5	2 ⁵	32
6	2 ⁶	64
7	2 ⁷	128
8	2 ⁸	256
9	2 ⁹	512
10	2 ¹⁰	1024
11	2 ¹¹	2048
12	2 ¹²	4096
13	2 ¹³	8192
14	2 ¹⁴	16384
15	2 ¹⁵	32768
16	2 ¹⁶	65536

dei computer, a causa di file di grandi dimensioni associati con il numero più elevato di informazioni digitali presenti in questo tipo di immagini. Ci si aspetta che nel futuro la maggior parte dei sistemi userà immagini con una qualità di 12 *bit depth*, ma molti stanno ancora usando immagini con una qualità di 16 *bit depth*.

Quantità di radiazioni richieste per utilizzare sistemi radiografici digitali diretti e indiretti

Un altro fattore che i dentisti dovrebbero considerare nella valutazione di quale sistema utilizzare è la quantità di radiazione richiesta da ciascun sistema per generare un'immagine diagnostica.

Al fine di determinare la risposta a questa domanda, i clinici dovrebbero prendere familiarità con il termine *range dinamico*, che si riferisce alla prestazione di un sistema radiografico che riceve immagini in relazione alla quantità di radiazioni

richieste per produrre una quantità desiderata di densità ottica all'interno dell'immagine. Il grafico della curva caratteristica di Hurter e Driffield (H&D) venne inizialmente sviluppato per essere impiegato con le pellicole, ma può essere anche utilizzato per i sistemi digitali diretti e indiretti (Bushong, 2008; Bushberg et al., 2012). I sistemi digitali indiretti con matrici PSP hanno il range dinamico più ampio, persino più delle pellicole, il che significa che sono più sensibili a livelli più bassi di radiazioni sia rispetto alle pellicole tradizionali sia rispetto ai sensori diretti digitali CMOS; inoltre, al più alto livello di esposizione diagnostica, le matrici PSP non si esauriscono così velocemente come le pellicole tradizionali o come i sistemi diretti digitali, fino a che non sono state attraversate da dosi molto alte di radiazioni. Questo significa che il sistema a PSP, anche dopo essere stato colpito da un range più ampio di dosi di radiazioni, può ancora produrre un'immagine diagnostica, il che può essere un vantaggio per la sicurezza del paziente, ma al contempo uno svantaggio per il dentista che potrebbe non sapere che l'operatore della radiologia sta distribuendo dosi di radiazioni più elevate del necessario semplicemente perché il sistema radiografico non è stato calibrato adeguatamente (Bushong, 2008; Bushberg et al., 2012; Huda et al., 1997; Hildebolt et al., 2000).

Radioprotezione nella radiografia digitale

Ci sono numerosi principi di radioprotezione: ALARA, giustificazione, limitazione, ottimizzazione e l'uso dei criteri di selezione. Faremo una loro breve revisione e poi discuteremo di come la radiologia digitale giochi un ruolo di vitale importanza nel miglioramento della radioprotezione nella radiologia moderna.

L'acronimo *ALARA* (As Low As Reasonably Achievable), ossia la quantità minore ragionevolmente raggiungibile, e in realtà è molto chiaro.

Nella professione odontoiatrica, il personale ausiliario e i professionisti devono rispettare le regole di radioprotezione accettate dalla medicina, con l'obiettivo di mantenere basse le dosi di radiazioni e di non causare un carico non dovuto sugli operatori. Per esempio, il report NCRP n. 145, sezione 3.1.4.1.4 stabilisce che: "I recettori di immagini più lenti rispetto al gruppo E (ANSI Speed) non dovrebbero essere utilizzati per la radiografia intraorale. Recettori più

veloci dovrebbero essere valutati e adottati se trovati accettabili" (NCRP, 2004). Ciò significa che gli studi non dovrebbero svoltare al digitale, ma piuttosto dovrebbero svoltare a pellicole E- o F-Speed, e che invece *dovrebbero* svoltare almeno a una pellicola E-Speed per essere in linea con questo report. Questo è solo un esempio di come mettere in pratica il principio ALARA. Negli Stati Uniti agenzie federali e riconosciute a livello nazionale come la Food and Drug Administration (FDA) e l'NCRP pubblicano le linee guida e le raccomandazioni sulle migliori pratiche; tuttavia, le leggi sono emanate a livello statale, il che esita in un confuso rattoppo di regolamenti vari, e i dentisti a volte confondono ciò che si deve fare con ciò che andrebbe fatto, soprattutto perché un collega in uno Stato vicino è tenuto a seguire leggi differenti. Per esempio, nonostante sia raccomandato dall'NCRP, ma non legalmente richiesto in molti Stati, lo Stato del Maryland attualmente richiede ai dentisti il rispetto del principio ALARA (Maryland, 2013), anche se il vicino Stato della Virginia non lo richiede specificatamente nel suo regolamento per la radioprotezione (Commonwealth of Virginia, 2008). Inoltre, nel Maryland, al fine di soddisfare le richieste di legge, i dentisti presto sostituiranno le pellicole D-Speed con pellicole F-Speed o con sistemi digitali. Dal punto di vista internazionale, gruppi come la Commissione internazionale sulla protezione radiologica (ICRP), il Comitato scientifico delle nazioni unite sugli effetti delle radiazioni atomiche (UNSCEAR) e la Sicurezza ed efficacia nell'esposizione dentale alla TC hanno fornito sia raccomandazioni ben studiate sull'uso della diagnostica per immagini in odontoiatria sia guide contenenti informazioni sugli effetti delle radiazioni ionizzanti sul corpo umano (ICRP, 1991; Valentin, 2007; Ludlow et al., 2008; UNSCEAR, 2001; Horner, 2009).

Quando un dentista visita un paziente e formula un quesito diagnostico sta al tempo stesso giustificando un'indagine radiologica. Il principio di *giustificazione* è uno dei principali principi di radioprotezione. Con la radiografia digitale, le nostre dosi di radiazioni sono molto basse: così basse che se abbiamo un quesito diagnostico a cui possiamo rispondere solo grazie alle informazioni ottenute da una radiografia, il rischio derivante dalla radiografia stessa è così basso rispetto al "rischio di avere un beneficio", che l'ago della bilancia pende sempre in favore dell'esposizione radiografica. Fino a quando si possono ottenere informazioni diagnostiche

significative dai raggi X, ci sarà sempre un beneficio per il paziente, prevalente rispetto al rischio, molto piccolo, insito nell'indagine radiografica.

Il principio di *limitazione* significa che chi esegue la radiografia fa tutto il possibile per limitare la dose reale del fascio di raggi X: il che significa la collimazione del fascio. Per le radiografie endorali, la collimazione rettangolare è raccomandata per l'uso di routine dall'NCRP; ci sono vari metodi per raggiungere la collimazione del fascio. La collimazione rettangolare riduce la dose di radiazioni per il paziente di circa il 60%. Per le radiografie panoramiche il fascio di raggi X è collimato in una fessura. Inoltre, nelle TC cone beam, il fascio di raggi ha la forma di un cono.

Alla fine del 2012, la FDA e la American Dental Association (ADA) hanno pubblicato le ultime raccomandazioni sui criteri di selezione dei pazienti odontoiatrici. Queste linee guida aprono ai dentisti molti scenari comuni che si possono osservare durante la pratica clinica e offrono suggerimenti su quali radiografie possono essere più appropriate nelle diverse situazioni. Questo articolo fornisce un'eccellente revisione degli argomenti principali ed è ben sintetizzato in una frase che si trova nella sua conclusione: "Le radiografie dovrebbero essere fatte solo quando ci si aspetta che la loro resa diagnostica influenzerà la cura del paziente" (ADA e FDA, 2012).

Come ci aiuta la radiologia digitale nella gestione della radioprotezione? Come detto in precedenza, i recettori digitali richiedono una dose minore di radiazioni rispetto alle pellicole tradizionali. Nel report dell'NCRP n. 172, sezione 6.4.1.3 del 2012 si raccomanda che i dentisti degli Stati Uniti adottino un livello diagnostico di riferimento (DRL) per le radiografie endorali di 1,2 mGy. Si tratta del dosaggio mediano per i sistemi a pellicole E-Speed e F-Speed ed è più elevato rispetto a quello per i sistemi digitali. Questo significa che, al fine di raggiungere in modo prevedibile questo ambizioso obiettivo, i dentisti degli Stati Uniti che stanno ancora utilizzando le pellicole D-Speed dovranno passare alle pellicole F-Speed o ai sistemi digitali (NCRP, 2012).

Dosimetria delle radiazioni

La professione odontoiatrica possiede più macchine radiologiche di qualunque altra professione. E noi scattiamo moltissime radiografie. I nostri dosaggi

sono molto bassi, ma oggi i pazienti si aspettano che siamo in grado di dare loro insegnamenti e di rispondere alle loro domande sulla sicurezza delle radiografie che stiamo loro prescrivendo e questo fa parte della nostra responsabilità professionale nei confronti dei pazienti. Prima di tutto rivediamo un po' di terminologia. Il Sistema Internazionale usa il *Gray* (Gy), o il milliGray (mGy), e il micro-Gray (μ Gy) per descrivere la quantità di dose di radiazioni assorbita dalla pelle del paziente (dose di ingresso cutanea) o dagli organi interni. Questa dose è misurata da dispositivi come le camere di ionizzazione o i dosimetri otticamente stimolati (OSL). Ci sono diversi tipi di tessuti nel nostro corpo e tutti hanno una risposta e una sensibilità differente alle radiazioni; per esempio, la tiroide di un bambino sembra essere il tessuto più sensibile che si trova sulla traiettoria del nostro fascio di raggi X, mentre il nervo alveolare maturo sembra essere il tessuto meno sensibile della regione maxillo-facciale (Hall e Giaccia, 2012). Naturalmente, noi abbiamo a che fare solo con le radiazioni diagnostiche, ma ci sono altri tipi di radiazioni come i raggi gamma, le particelle alfa e le particelle beta; al fine di fornire un modo per misurare gli effetti sui vari tessuti del corpo umano quando esposti a radiazioni dalle varie sorgenti, si utilizza un termine noto come *dose equivalente*. Questo termine è espresso in *Sievert* (S), o milliSievert (mSv), e microSievert (μ Sv). Infine, il termine *dose effettiva* viene utilizzato per confrontare il rischio dei diversi esami radiografici. Per i professionisti odontoiatrici questo è il termine più importante con il quale avere familiarità, poiché esso descrive il tipo di radiazioni utilizzate (diagnostiche nel nostro caso) e il tipo di tessuti esposti al fascio di raggi X durante l'esame, sia esso una bitewing, una panoramica, una TC cone beam, o una radiografia al torace, e così via. Usare questo termine è come confrontare le mele con le mele. Usando questo termine possiamo confrontare il rischio di una panoramica con quello di una TC addominale o una TC cranica, e così via.

Quando i pazienti ci chiedono quanto può essere sicuro un esame radiografico, ci stanno in realtà chiedendo se i raggi X causeranno loro un cancro fatale. Del resto, quando i fisici medici stimano il rischio radiologico per i dentisti descrivendo la dose effettiva in Sievert e microSievert stanno parlando proprio del rischio di sviluppare un cancro fatale. Questo rischio di solito è espresso come il tasso di cancro in eccesso per milione. Al fine di giudicare adeguatamente questo

numero, il clinico ha bisogno di conoscere il tasso di cancro (e di cancro fatale) precedente nella popolazione. Secondo la Società Americana del Cancro, una persona media, maschio o femmina, nella popolazione degli Stati Uniti, ha il 40% di possibilità di sviluppare il cancro durante la sua vita, con un tasso di mortalità del 50%. In più, il tasso complessivo di cancro fatale è del 20% negli Stati Uniti, o di 200.000 persone per milione (Siegel et al., 2014).

Ora, quando leggiamo nella tabella della dosimetria delle radiazioni (Tabella 1.2) che se un milione di persone facesse una panoramica e che il cancro in eccesso in quel milione di persone fosse di 0,9 per milione, il tasso complessivo di cancro varierebbe da 200.000 per milione a 200.000,9 per milione. Ragionando in percentuale, percentuale molto piccola in realtà, si tratterebbe di un rischio dello 0,00045% di sviluppare cancro. Naturalmente, questi sono

Tabella 1.2 Rischi derivanti dai diversi esami radiografici dentali.

Dose effettiva derivata dalle tecniche radiologiche dentali e maxillo faciali e probabilità di aumentare il rischio di cancro per milioni di esami			
Tecnica	Dose microSieverts	Rischio di cancro per milioni di esami	Tempo necessario per ritornare alla dose precedente
Panoramica – digitale indiretta	16	0,9	2 giorni
Skull/Cephalometrics – indiretta digitale	5	0,3	17 ore
FMX (PSP o pellicole F-speed – collimazione rettangolare)	35	2	4,3 giorni
FMX (PSP o pellicole F-speed – collimazione circolare)	171	9	21 giorni
FMX (PSP o pellicole D-speed – collimazione circolare)	388	21	47 giorni
Singola PA o bitewing (PSP o pellicole F-speed – collimazione rettangolare)	1,25	0,1	3,6 ore
Singola PA o bitewing (PSP o pellicole F-speed – collimazione circolare)	9,5	0,5	1 giorno
Singola PA o bitewing (PSP o pellicole D-speed – collimazione circolare)	22	1,2	2,6 giorni
4 bitewing (PSP o pellicole F-speed – collimazione rettangolare)	5	0,3	17 ore
4 bitewing (PSP o pellicole F-speed – collimazione circolare)	38	2	4 giorni
4 bitewing (PSP o pellicole D-speed – collimazione rettangolare)	88	5,5	11 giorni
Tomogramma convenzionale (campo di vista 8 × 8 cm)	10	0,5	1 giorno
TC cone beam (Carestream 9300 10 × 10 cm arcata intera)	79	5	10 giorni
TC cone beam (Carestream 9300 5 × 5 cm mandibola post)	46	3	6 giorni
TC cone beam (Sirona Galileos)	70	4	8 giorni
MDCT mascellare-mandibolare	2100	153	256 giorni

Per gentile concessione del dottor John Ludlow.

numeri basati sulle popolazioni e sono le migliori stime di gruppo a cui può pervenire l'NCRP, inoltre occorre sapere che un generoso fattore di sicurezza è integrata all'interno degli studi. Al dosaggio molto basso di radiazioni ionizzanti viste nella maggior parte degli esami radiografici odontoiatrici, esperti come i fisici medici e i biologi molecolari non conoscono i meccanismi esatti di come le cellule umane rispondano alle radiazioni. Così, per stare in sicurezza e sbagliare dal lato della precauzione – che è un atteggiamento prudente – noi tutti diamo per assunto che un certo danno cellulare e genetico è possibile secondo un modello dose-risposta conosciuto come modello *lineare no-soglia* di interazione con le radiazioni, basato sull'assunto che nel range di basse dosi di esposizione alle radiazioni, ogni dose di radiazioni aumenterà il rischio di cancro in eccesso e/o di malattie ereditarie in modo direttamente proporzionale (Hall e Giaccia, 2012).

Nella Tabella 1.2 si trova ancora una colonna che ha bisogno di qualche spiegazione: l'equivalenza di base. Noi viviamo in un autentico mare di radiazioni ionizzanti e una persona media negli Stati Uniti riceve approssimativamente 8 μ Sv di dose effettiva di radiazioni ionizzanti al giorno, il risultato è due giorni di dose di base. Utilizzando questo metodo, ora sapete che la quantità di dose effettiva per un esame panoramico medio equivale alla quantità di radiazioni che una persona media riceve nel giro di due giorni. Questo stesso esercizio è stato completato per gli esami elencati nella tabella; per gli esami non elencati potete calcolare l'equivalenza di base seguendo i semplici calcoli sopra menzionati. L'uso previsto della misurazione della dose effettiva è quello di confrontare i rischi all'interno di una popolazione; l'utilizzo come descritto prima è uno strumento facile e veloce per istruire i nostri pazienti, e per farci capire rapidamente dalla maggior parte di essi.

Utilizzo dei sistemi in 2D nella pratica quotidiana

La radiologia intraorale ed extraorale nella clinica odontoiatrica è stata disponibile per molti anni e include la diagnosi di carie e di malattia parodontale, la diagnosi endodontica, l'analisi e la valutazione di patologie orali e maxillo-facciali e la valutazione di disordini di sviluppo craniofaciale.

Diagnosi di carie

La verità è che diagnosticare le lesioni cariose iniziali con le bitewing è molto più difficile di quanto appaia a una prima impressione. Molti ricercatori hanno appurato in diversi studi che sarebbe più che accettabile una predicibilità del 60% nella diagnosi di carie. In uno studio del 2002, Mileman e Van Den Hout confrontarono l'abilità di studenti olandesi in odontoiatria con quella dei dentisti generici già praticanti nella diagnosi di carie dentinali sulle radiografie. Gli studenti adempirono al compito come i dentisti già esperti (Mileman e Van Den Hout, 2002; Bader et al., 2001; Bader et al., 2002; Dove, 2001). Analizzeremo la diagnosi della carie e come i metodi moderni di diagnosi della carie stiano cambiando il paradigma della diagnosi rispetto al passato (Price, 2013).

L'individuazione delle carie è un compito di base che viene insegnato a tutti i dentisti nelle scuole odontoiatriche. All'inizio è molto semplice – si individua la riduzione di mineralizzazione nel dente, visivamente, radiograficamente, o con qualche altro metodo diverso. Ci possono essere molte questioni che influiscono sul raggiungimento dell'obiettivo finale, compreso l'allenamento, l'esperienza e la soggettività dell'operatore, le condizioni operative e la disponibilità di attrezzature diagnostiche; questi e altri fattori possono tutti agire in concerto e spesso il risultato finale è che un compito semplice diventa complesso. È importante capire che la diagnosi di una lesione cariosa è solo un aspetto dell'intera fase di gestione delle carie dentali. Infatti ci sono molti aspetti nella gestione del processo carioso accanto alla diagnosi. La lesione deve essere stimata per capire se essa è limitata allo smalto o se ha progredito nella dentina. È necessario capire se la lesione è progredita in una cavità perché una lesione cavitaria continuerà a raccogliere placca ed è dunque necessario che venga restaurata. Il livello di attività della lesione deve essere determinato: una singola valutazione dirà al clinico soltanto la condizione del dente in un singolo momento, ma non dirà se la demineralizzazione sta aumentando o se forse sta diminuendo. Le lesioni più grandi non richiedono una valutazione dettagliata di attività, ma le lesioni più piccole avranno bisogno di questo livello di indagine e di essere seguite nel tempo. Infine le opzioni di gestione terapeutica o operativa per la lesione cariosa devono essere considerate in base a queste valutazioni iniziali.

Una cosa da tenere a mente è che la maggior parte della ricerca passata sull'individuazione della carie ha focalizzato l'attenzione sulle carie occlusali o delle superfici lisce. Ci sono due ragioni per questo: prima di tutto, da un punto di vista di popolazione, molte nuove lesioni cariose sono occlusali oggi più che in passato (NIH, 2001; Zandoná et al., 2012; Marthaler, 2004; Pitts, 2009); secondariamente, molti studi si basano su esami di screening senza capacità radiografica intraorale (Bader et al., 2001; Zero, 1999). Osserviamo adesso il sistema tradizionale di classificazione che i dentisti degli Stati Uniti hanno usato in passato e un sistema che è stato pensato oggi in molte scuole odontoiatriche.

Classificazione delle carie

La classificazione standard della ADA indicava le carie dentali come iniziali, moderate e gravi (Tabella 1.3); questo veniva comunemente modificato con il termine "incipiente", che stava a significare lesioni reversibili dello smalto demineralizzato (Zero, 1999; Fischer e Glick, 2012). Negli anni ci sono stati molti tentativi per sviluppare una classificazione universale delle carie utilizzabile da dentisti clinici e da dentisti ricercatori, sia negli Stati Uniti sia a livello internazionale. Come risultato dell'International Consensus Workshop sulla sperimentazione clinica sulla carie (ICW-CCT) tenuto nel 2002 il lavoro sul Sistema Internazionale di Identificazione e Definizione delle carie (ICDAS) venne iniziato in modo incalzante e oggi è emerso come sistema internazionale di guida per la diagnosi delle carie (Ismail et al., 2007; ICDAS, 2014). Il sistema internazionale per la diagnosi delle carie offre un sistema di identificazione e definizione

Tabella 1.3 Sistema di classificazione ADA delle carie.

Sistema di classificazione ADA delle carie
Senza carie – una sana superficie dentale con nessuna lesione
Iniziale carie dello smalto – lesione visibile senza cavità o lesione con cavità limitata allo smalto
Moderata carie dentinale – frattura dello smalto o perdita di cemento radicolare con dentina senza cavità
Grave carie dentinale – estesa cavitazione di smalto e dentina



Figura 1.1 Classificazione della carie ICDAS. (Per gentile concessione del professor Kim Ekstrand.)

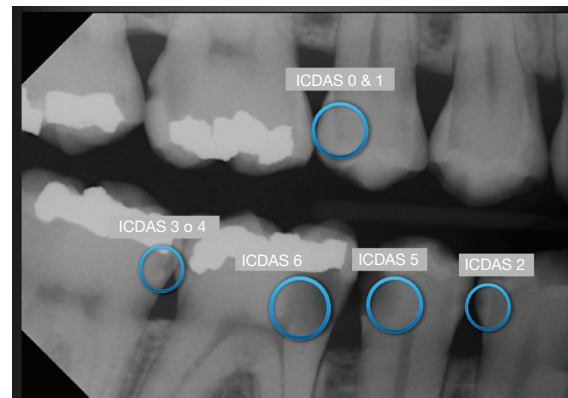


Figura 1.2 Applicazione radiografica della classificazione ICDAS per carie interprossimali compilata dall'Autore.

delle carie coronali in sei fasi e basato sulla visualizzazione. Esso è stato completamente testato ed è risultato sia utilizzabile clinicamente sia predicibile. La sua più grande forza è che è evidence-based, poiché mette insieme caratteristiche da diversi sistemi già esistenti e fa sì che non avvenga la cavitazione delle superfici prima che una carie sia diagnosticata (Figure 1.1 e 1.2). Molti sistemi precedenti si basavano sul conflitto tra livelli di attività di malattia prima di una diagnosi di carie; con il sistema ICDAS, invece, i principali cariologi sono stati in grado di standardizzare le definizioni e i livelli del processo patologico. Il sistema ICDAS sembra essere il nuovo standard evoluto per la diagnosi di carie sia a livello internazionale sia negli Stati Uniti.

Etica nella diagnosi di carie

Uno dei cinque principi del codice etico dell'American Dental Association è quello di non maleficenza, che stabilisce che i dentisti dovrebbero "non fare del male" ai loro pazienti (ADA, 2012). Migliorando la loro capacità di individuare le carie, i dentisti possono identificare aree di demineralizzazione e carie agli stadi più precoci; tali denti possono quindi essere gestiti con applicazioni di fluoro e altre terapie conservative (Bravo et al., 1997; Marinho et al., 2003; Petersson et al., 2005). Questo scenario per la gestione dei denti con lesioni cariose precoci si spera che porti a qualche incursione nella pratica ormai desueta di restaurare le aree demineralizzate perché esse comunque avranno bisogno di essere restaurate e si può restaurarle subito invece che aspettare che diventino più grandi (Baelum et al., 2006). Continuando a insistere sull'approccio preventivo per la gestione delle carie precoci, esso comincia con la diagnosi precoce, e quale miglior modo per "non fare del male" ai nostri pazienti se non evitare di mettere restauri nei denti con lesioni iniziali dello smalto e, invece, rimineralizzarli?

Diagnosi radiografica aiutata dal computer

L'uso della diagnosi aiutata dal computer (Computer-Aided Diagnosis, CAD) per le malattie è ben radicata in radiologia medica, essendo stata utilizzata a partire dagli anni Ottanta del Novecento presso l'Università di Chicago e presso altri centri di medicina per l'assistenza nella diagnosi di noduli polmonari, tumore della mammella, osteoporosi e altri complessi obiettivi radiografici (Doi, 2007). Nella comunità medica un'ulteriore distinzione è stata fatta tra diagnosi automatica computerizzata e diagnosi aiutata dalle immagini digitali. La principale differenza è che nella diagnosi automatica il computer valuta il materiale diagnostico, cioè le radiografie, e raggiunge la diagnosi finale senza alcuna partecipazione umana, mentre nella diagnosi aiutata dal computer sia un medico sia il computer analizzano la radiografia e formulano una diagnosi separatamente. La diagnosi aiutata dal computer è la logica che sta dietro al software Rilevatore di Carie Logicon (LCD) venduto da Carestream Dental LLC, Atlanta, GA (Gakenheimer, 2002).

Il sistema Logicon è stato disponibile commercialmente dal 1998 e ha visto da allora numerosi aggiornamenti. Il software contiene all'interno del suo database denti con l'abbinamento di immagini cliniche, radiografie e modelli istologicamente noti di carie; nel momento in cui un dente è radiografato e una regione interprossimale di interesse è selezionata per una valutazione, si accede al database per un confronto. Successivamente il software, in formato grafico, darà al dentista un grafico della densità del dente e la percentuale di rischio che il dente sia sano, decalcificato o francamente cariato e richieda un restauro. Inoltre, il dentista può modificare il numero dei falsi positivi, o specificità, che egli è disposto ad accettare (Gakenheimer, 2002; Tracy et al., 2011; Gakenheimer et al., 2005). L'autore di questo libro ha utilizzato il sistema Logicon come parte del suo Premio per l'installazione della radiologia digitale intraorale nella sua pratica clinica dal 2003 al 2005 e lo ha trovato molto utile, in particolare in vista della sua destinazione d'uso, ossia come un dispositivo di diagnosi aiutata dal computer, noto anche come "seconda opinione computerizzata".

In uno studio del 2011, Tracy et al. descrivono un uso del Logicon in cui 12 dentisti in cieco hanno revisionato 17 radiografie di un collega esperto che aveva documentato meticolosamente i risultati ottenuti dall'uso del Logicon. In un periodo di tre anni, egli aveva seguito e trattato un gruppo di pazienti e fotografato i denti che richiedevano un intervento operativo a scopo di documentazione. Inoltre, aveva documentato quei denti che non avevano evidenza di carie, o che avevano evidenza di carie solo nello smalto, che non richiedevano trattamento operativo. Lo studio includeva un totale di 28 superfici restaurate e 48 non restaurate in 17 radiografie. I suoi risultati radiografici e clinici furono poi comparati con le diagnosi radiografiche di 12 dentisti in cieco su queste 17 radiografie. I casi veri positivi, ossia l'effettiva diagnosi di carie quando la carie è presente, sono stati quelli in cui il sistema Logicon ha mostrato di essere di beneficio. Con le radiografie bitewing di routine e immagini non modificate, i dentisti diagnosticarono il 30% delle carie; con immagini rese più nitide, solo il 39%. Utilizzando il Logicon, la diagnosi di carie aumentava al 69%, un incremento significativo della capacità di diagnosticare le lesioni cariose. L'altra faccia della medaglia diagnostica è la specificità, o la capacità di diagnosticare correttamente un dente sano; sia la bitewing di routine sia

le immagini Logicon erano ugualmente accurate, facendo diagnosi corrette al 97% l'una e al 94% le altre (Tracy et al., 2011). I risultati offrono evidenza che, utilizzando il sistema Logicon, i dentisti riescono fiduciosamente a raddoppiare il numero di denti cariati diagnosticati, senza ridurre la capacità di diagnosticare correttamente un dente sano. Il sistema Logicon sembra essere un avanzamento tecnologico molto utile nell'identificazione della carie.

Metodi non radiografici per la diagnosi di carie

Fluorescenza quantitativa indotta dalla luce

È stato dimostrato che lo smalto ha una naturale fluorescenza. Utilizzando una telecamera intraorale a CCD, con un software sviluppato specificatamente per rilevare e archiviare l'immagine (QLF Patient, Inspektor Research System BV, Amsterdam, The Netherlands), la tecnologia a fluorescenza quantitativa indotta dalla luce (Quantitative Light-induced Fluorescence, QLF) misura (quantifica) le differenze refrattive tra lo smalto sano e quello demineralizzato, lo smalto poroso con aree di carie o demineralizzazioni che mostrano meno fluorescenza. Con l'uso di un colorante fluorescente che può essere applicato alla dentina, il sistema QLF può essere utilizzato anche per identificare le lesioni dentinali oltre che quelle dello smalto. Uno dei maggiori vantaggi del sistema QLF è che tali modifiche nei livelli di mineralizzazione possono essere seguite nel tempo attraverso documentate misurazioni di fluorescenza e immagini della telecamera. Inoltre, il sistema QLF ha mostrato di avere nel tempo risultati accurati fra gli esaminatori, così come una buona capacità di identificare le lesioni cariose quando sono presenti e non diagnosticare erroneamente carie quando esse sono assenti (Angmar-Månsson e Ten Bosch, 2001; Pretty e Maupome, 2004; Amaechi e Higham, 2002; Pretty, 2006).

Fluorescenza laser

Il DIAGNOdent utilizza la proprietà di fluorescenza del laser per l'identificazione delle carie. La tecnica di identificazione delle carie basata sulla fluorescenza

del laser sulla differenza di rifrazione della luce a seconda che essa passi attraverso una struttura dentaria sana oppure attraverso una struttura dentaria cariata. Come descritto da Lussi et al. nel 2004, un cono di luce della lunghezza d'onda di 650 nm, che è nello spettro rosso della luce visibile, viene introdotto nella regione di interesse sul dente attraverso una punta che contiene un laser a diodi. Come parte della stessa punta si trova una fibra ottica che raccoglie la luce riflessa e la trasmette a un fotodiodo con un filtro che rimuove le lunghezze d'onda di luce a più alta frequenza, lasciando solo la luce fluorescente a più bassa frequenza, che è stata emessa come reazione con la sospetta lesione cariosa. Questa luce viene quindi misurata o quantificata, da cui il nome di "laser a fluorescenza quantificata". Un possibile svantaggio di DIAGNOdent è l'aumento dell'incidenza di falsi positivi, da leggere nella presenza di fessure pigmentate, placca e tartaro, pasta da profilassi, preesistenti pit e sigillature dei solchi e preesistenti restauri. Una revisione delle tecnologie per l'identificazione delle carie pubblicata sul *Journal of Dentistry* nel 2006 da Pretty che confrontava la tecnologia DIAGNOdent con altri metodi di identificazione delle carie come per esempio ECM, FOTI e QLF, mostrava che la tecnologia DIAGNOdent aveva una specificità molto alta, ossia una buona capacità di identificare le carie (Lussi et al., 2004; Tranaeus et al., 2005; Côrtes et al., 2003; Lussi et al., 1999; Pretty, 2006).

Conduttanza elettrica

Il concetto che sta alla base della conduttanza elettrica è che esiste una differenza nella conduttività tra lo smalto sano e quello demineralizzato dovuta al cambiamento di porosità; la saliva bagna l'interno dei pori dello smalto demineralizzato e aumenta la conduttività elettrica del dente.

Per lungo tempo è stato alto l'interesse per l'utilizzo della conduttività nella diagnosi di carie; un lavoro originale su questo argomento fu pubblicato addirittura nel 1956 da Mumford. Uno degli apparecchi più moderni è stato il controllore elettronico delle carie (Electronic Caries Monitor, ECM), che era un dispositivo a frequenza fissa utilizzato negli anni Novanta del Novecento. Il successo clinico dell'ECM fu eterogeneo, come evidenziato dalla carenza di predicibilità diagnostica affidabile (Amaechi, 2009; Mumford, 1956; Tranaeus et al., 2005).

Spettroscopia di impedenza a corrente alternata

L'apparecchio CarieScan utilizza frequenze elettriche multiple (spettroscopia di impedenza a corrente alternata) per identificare e diagnosticare le carie occlusali e sulle superfici lisce. Utilizzando l'aria compressa per tenere la saliva lontano dal dente, un'area specifica sul dente può essere isolata dalle altre e una piccola regione di interesse può essere esaminata. Se un'intera superficie ha bisogno di essere esaminata, viene introdotta una soluzione elettrolitica e la punta della sonda è posizionata su un'area più grande per consentire l'esame di tutta la superficie. L'attendibilità diagnostica di questa apparecchiatura è più accurata e affidabile rispetto all'ECM e, secondo la letteratura, le macchie e le discolorazioni non interferiscono con un adeguato uso del sistema. Esso sembra avere un buon potenziale come tecnologia per l'individuazione delle carie (Tranaeus et al., 2005; Amaechi, 2009; Pitts et al., 2007; Pitts, 2010).

Radiometria fototermica a infrarossi con frequenza indotta da laser dominio e luminescenza modulata (PTR/LUM)

Questa tecnologia è stata recentemente approvata dalla FDA ed è conosciuta come sistema Canary (Quantum dental technologies, Inc., Toronto, CA). Si basa sull'assorbimento della luce laser infrarossa da parte del dente, con la misurazione della conseguente modifica della temperatura, che si trova nel range di 1 °C. Questa conversione da energia ottica a energia termica è in grado di trasmettere informazioni molto accurate sulla densità del dente a profondità più elevate rispetto alle sole tecniche visive. I primi test di laboratorio mostrano da parte di questa tecnologia una maggiore sensibilità nell'identificazione delle carie rispetto alla radiografia, all'ispezione visiva, o alla tecnologia DIAGNodent; sono stati terminati i test di laboratorio su un primo modello commerciale di tomografia ottica computerizzata pensato per lo studio dentistico; sono stati completati con successo studi clinici prima dell'approvazione della FDA (FDA, 2012; Amaechi, 2009; Jeon et al., 2007; Jeon et al., 2010; Sivagurunathan et al., 2010; Matvienko et al., 2011; Abrams et al., 2011; Kim et al., 2012).

Tomografia computerizzata a fascio conico

La tomografia odontoiatrica computerizzata a fascio conico (TC cone beam, CBCT) è probabilmente il più importante avanzamento nella radiologia orale dall'avvento della radiografia panoramica negli anni Cinquanta e Sessanta del Novecento e forse dalla scoperta dei raggi X da parte di Roentgen nel 1895 (Mozzo et al., 1998). Il concetto di utilizzare un fascio di raggi X a forma di cono per generare immagini tridimensionali (3D) è stato utilizzato con successo nella diagnostica per immagini vascolare sin dagli anni Ottanta (Bushberg et al., 2012) e, dopo molti tentativi, è ora utilizzato in odontoiatria. Molti libri di testo offrono spiegazioni dettagliate delle prestazioni tecniche della TC cone beam (White e Pharoah, 2014; Miles, 2102; Sarment, 2014; Brown, 2013; Zoller e Neugebauer, 2008), così noi offriremo un riassunto utilizzando un punto di vista maxillofaciale come esempio. Mentre la sorgente di raggi X sta ruotando attorno al paziente, la maggior parte dei produttori oggi disegna il circuito elettrico per accendersi e spegnersi approssimativamente 15 volte al secondo; il miglior paragone da fare è che il computer riceve un film a basso dosaggio di raggi X alla qualità di circa 15 immagini al secondo. Al termine della fase di acquisizione dell'immagine, per la maggior parte dei sistemi, il computer per la ricostruzione ha a disposizione circa 200 immagini base o proiezioni. Queste immagini vengono elaborate utilizzando uno dei numerosi algoritmi a disposizione. L'algoritmo classico originale è la *ricostruzione a proiezione posteriore*, elemento chiave del lavoro di Sir Godfrey Hounsfield e Allan McCormack che hanno condiviso il Premio Nobel per la medicina nel 1979 (Bushberg et al., 2012). Oggi, molti altri algoritmi come quello di Feldkamp, l'algoritmo cone beam e l'algoritmo iterativo sono utilizzati in varie forme, così come gli algoritmi per la riduzione degli artefatti da metalli. Inoltre i produttori hanno propri algoritmi di proprietà che vengono applicati ai volumi nella CBCT. Il risultato finale dell'elaborazione non sono solo i volumi in 3D ma anche immagini *ricostruite multiplanari* (Multi-Planar Reconstructed, MPR), che possono essere valutate secondo i tre piani standard: assiale, coronale e sagittale (Figura 1.3). Inoltre è una procedura generalmente accettata ricostruire una curva panoramica all'interno delle arcate dentarie che è simile a un'immagine panoramica in 2D, se non per la mancanza delle strutture sovrapposte (Figura 1.4).

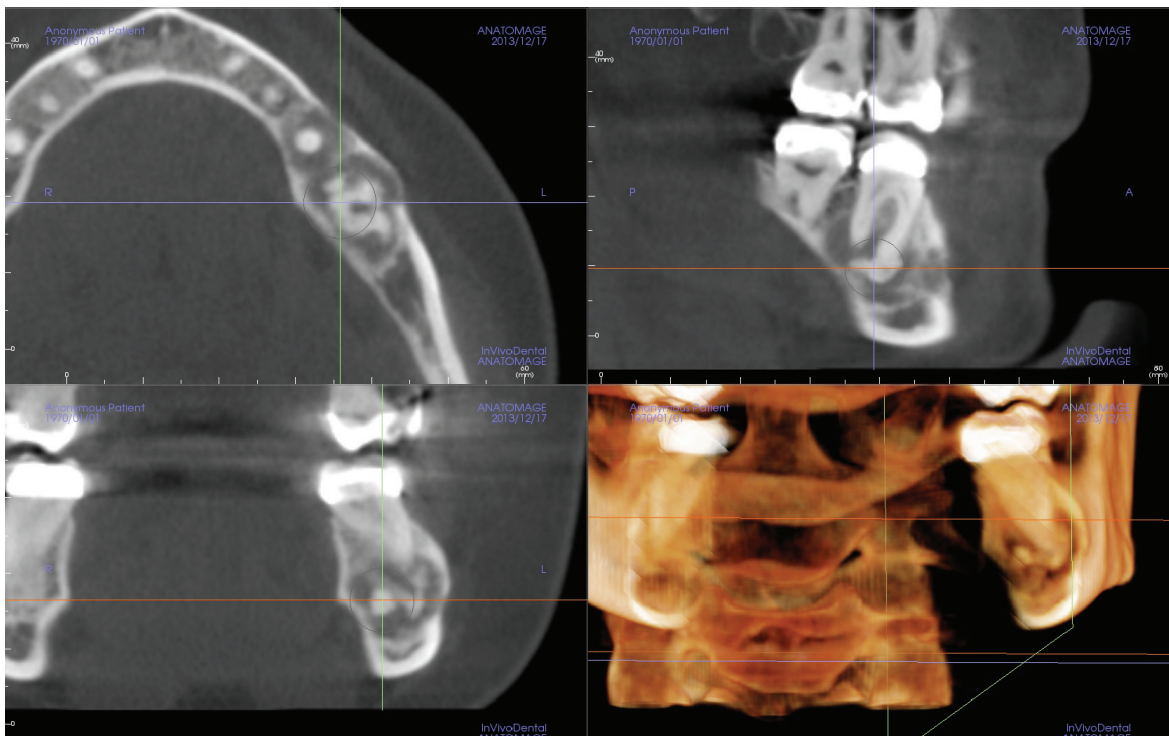


Figura 1.3 Tipica immagine MPR della mandibola sinistra posteriore; si noti l'espansione e la lesione inferiore a densità mista all'apice di #19. Il software è InVivo Dental di Anatomage; il paziente è stato sottoposto a scansione da una macchina CBCT Carestream 9300.

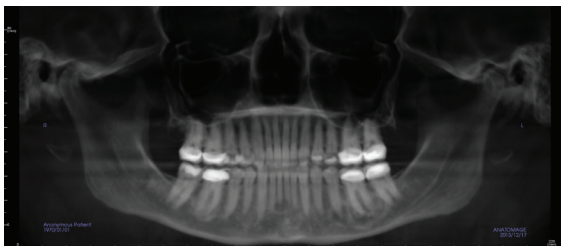


Figura 1.4 Ricostruzione di un'immagine panoramica da una macchina CBCT Carestream 9300; il paziente è lo stesso paziente della Figura 1.3 e il software è InVivo Dental di Anatomage.

Inoltre ogni struttura può essere analizzata a 360 gradi da qualunque punto di vista desiderato. La forza della CBCT è la possibilità di riuscire a vedere tutte le strutture anatomiche mineralizzate all'interno del campo di analisi, da ogni angolazione. Queste immagini non hanno ingrandimento e, a meno che ci siano artefatti legati a movimenti del paziente o

i pazienti abbiano moltissimi restauri dentali, tali strutture anatomiche possono essere visualizzate senza distorsioni.

Limiti della CBCT

Il limite più significativo della CBCT è la maggiore dose di radiazioni somministrate al paziente se confrontata con la radiografia panoramica. È dovere del medico che prescrive l'esame essere ben informato sul dosaggio di radiazioni che somministra ai suoi pazienti.

Precedentemente, in questo capitolo, abbiamo parlato dell'analisi rischio/beneficio. Questo concetto potrebbe essere applicato alle decisioni sulla CBCT, in particolare quando un clinico deve decidere se prescriverla o meno. Il dentista dovrebbe porsi le seguenti domande: 1) qual è il quesito diagnostico?; 2) davvero le informazioni ottenute dalla CBCT

miglioreranno l'esito del trattamento?; 3) qual è il rischio per il paziente?; 4) il rischio è equivalente al miglioramento del risultato?

Fortunatamente, in quasi tutte le circostanze, il rischio per il paziente è così piccolo che vale la pena correrlo per ottenere le informazioni diagnostiche.

D'altra parte, se non c'è un quesito diagnostico definito, allora il rischio supera il beneficio (non c'è un beneficio definito per il paziente se non c'è un quesito diagnostico); quindi, non fate una CBCT. Un altro punto debole di questa tecnica è che, a causa delle radiazioni diffuse, solo gli oggetti a elevata densità come l'osso e i denti sono visibili in modo chiaro e affidabile nell'immagine della CBCT, mentre i dettagli delle componenti dei tessuti molli, come i linfonodi e i vasi sanguigni non sono visibili. Il contorno delle vie aeree può essere individuato grazie alla drammatica differenza di densità tra l'aria e i tessuti molli; comunque i dettagli dei tessuti molli che formano i bordi delle vie aeree non possono essere discriminati.

Nelle tomografie computerizzate a rivelatore multiplo utilizzate nell'imaging medico, sia il fascio primario di raggi X sia i rimanenti raggi sono collimati, così che il fascio di raggi che raggiunge il rivelatore abbia una relazione tra segnale e rumore (Signal-to-Noise Ratio, SNR) approssimativamente dell'80%, mentre nella CBCT l'indice SNR è solo del 15-20%. Questa caratteristica fisica dell'imaging della CBCT esita in immagini con dettagli eccellenti delle strutture ad alta densità e dettagli inesistenti delle strutture a bassa densità. Questo sembra non essere un punto di debolezza, ma lo vedremo più avanti. Il più comune obiettivo diagnostico per il quale è utilizzata la CBCT è la pianificazione degli impianti dentali, la localizzazione dei denti coinvolti, la patologia dei tessuti molli nella regione maxillo faciale, la diagnosi endodontica, la valutazione della crescita e dello sviluppo, la valutazione delle vie aeree. Questi obiettivi non richiedono la valutazione dei dettagli dei tessuti molli; è un dato di fatto che, se i dettagli dei tessuti molli fossero evidenti sulle scansioni delle CBCT, la quantità di apprendimento e di esperienza richiesti per interpretare le scansioni aumenterebbe in modo significativo. Tecniche avanzate di imaging, come MDCT, risonanza magnetica (RM) e ultrasuoni sono disponibili per indagare i tessuti molli delle regioni maxillo faciali indicate, quando necessario. Inoltre, questa debolezza della CBCT è in realtà un fattore positivo per noi dentisti,

poiché essa mostra le immagini solo dei tessuti duri della regione maxillo faciale, e questi sono i tessuti di primario interesse per i professionisti odontoiatrici.

Altri limiti della CBCT comprendono artefatti di immagine come *artefatti di movimento*, *indurimento del fascio*, *dispersione del metallo*. Gli artefatti di movimento sono i più comuni artefatti di immagine e possono essere gestiti come segue: utilizzate tempi di scansione corti di 15 secondi o meno, stabilizzate il mento e la testa durante l'acquisizione delle immagini, usate un'applicazione dello scanner o un morso occlusale o anche dei rulli di cotone per permettere al paziente di appoggiarsi durante l'acquisizione dell'immagine; istruite il paziente a mantenere gli occhi chiusi per evitare che inseguano l'apparecchio rotante; utilizzate una tecnica a paziente seduto quando possibile per evitare movimenti del paziente.

Il fascio di raggi X utilizzati nella CBCT odontoiatrica (e in tutti gli altri esami radiografici orali) è policromatico, il che significa che nel fascio primario di raggi si trova un range di energie. Il termine kVp significa picco di kilovoltaggio, così che, se viene selezionata una regolazione a 80 kVp per un'esposizione alla CBCT, i fotoni di raggi X maggiormente carichi di energia avranno un voltaggio pari a 80 kVp e l'energia media del fascio sarà di circa 30-40 kVp. Quando il fascio primario colpisce un oggetto denso come per esempio un impianto in titanio, una corona in oro, un amalgama o un perno endodontico, questi restauri densi selettivamente attenuano praticamente tutti i fotoni di raggi X a energia più bassa e i soli fotoni in grado di raggiungere il sensore sono alcuni di quelli a energia più elevata, i fotoni a 80 kVp nel nostro esempio. Inoltre, questo restauro non è centrato all'interno del paziente, così mentre la sorgente di raggi e il recettore stanno ruotando intorno al paziente, il restauro dentale ruota anch'esso, il che causa questa attenuazione selettiva a spostarsi continuamente in relazione alla sorgente e al recettore. L'indurimento del fascio è dovuto all'attenuazione improvvisa dei fotoni a bassa energia e descrive il cambio energetico medio aumentato da 30-40 kVp a quasi 80 kVp. Esso si manifesta anche con una riga nera visibile attorno a questi restauri densi, di nuovo, a causa del limite tra l'improvvisa differenza di densità tra i restauri molto densi e le strutture dentali non così dense. La dispersione del metallo è l'immagine luminosa a forma di stella associata a questi restauri dentali densi (Bushberg et al., 2012).

Usi comuni della CBCT in odontoiatria

Come discusso in precedenza, la CBCT dentale è utile alla diagnostica per immagini in 3D della regione maxillo faciale. Come tale, essa ha un grande potenziale per influenzare il professionista odontoiatrico nella sua visione del paziente; dopo tutto, i nostri pazienti sono oggetti in 3D. Andiamo a esplorare numerose aree dell'odontoiatria in cui la CBCT sta dimostrando di essere molto utile.

Pianificazione implantologica

L'uso più comune della CBCT è stato per la pianificazione dei trattamenti implantologici. È evidente che circa i due terzi delle scansioni CBCT prescritte hanno uno scopo implantologico. Molte organizzazioni professionali hanno raccomandato di usare la CBCT per la pianificazione implantare, compresa fra le altre l'Associazione Americana dei Radiologi Orali e maxillo-facciali (AAOMR), il Congresso Internazionale degli Implantologi Orali (ICOI) e il Team Internazionale per l'Implantologia (ITI) (Tyndall et al., 2012; Benavides et al., 2012; Dawson et al., 2009.)

L'informazione più fruibile ottenuta dalla scansione CBCT è un'informazione altamente accurata sulla larghezza e sull'altezza del margine alveolare oltre che sulla densità dell'osso. Il primo software per la programmazione implantologica utilizzava le scansioni mediche TC che utilizzavano ovviamente i numeri TC, noti anche come *numeri Hounsfield*, per misurare con precisione la densità dell'osso. Dopo che questi scanner medici TC sono stati rimpiazzati dagli scanner CBCT, molti produttori hanno continuato a usare i numeri di Hounsfield a titolo di tradizione, ma occorre fare attenzione a tale "tradizione". Un modo più accurato di utilizzare questi numeri nella CBCT è quello di considerarli come se fossero una scala di grigi relativa alla densità e non un numero preciso come nella TC medica. A causa del problema di dispersione discusso in precedenza, c'è un margine di errore approssimativo nei numeri Hounsfield di ± 100 nei pacchetti software per la pianificazione implantare (Mah et al., 2010; Reeves et al., 2012).

Una delle caratteristiche nella valutazione del margine alveolare è il principio di ortogonalità; questo significa che il punto di vista di chi osserva dovrebbe essere perpendicolare alla superficie vestibolare

dell'alveolo. Come si può assicurare questa caratteristica? La maggior parte dei programmi software ha un metodo per la localizzazione della curva panoramica: è la posizione della curva panoramica che determina l'angolazione della visione vestibolare così come l'orientamento dei tagli coronali attraverso i margini alveolari. La modalità raccomandata per disegnare la curva panoramica dell'arcata mascellare o mandibolare è quella di posizionare i punti della curva panoramica ogni 5 mm circa in maniera curvilinea nel centro del margine. Questo assicurerà che i segni di "graduazione" sui tagli assiali entrino nel piatto corticale vestibolare secondo il desiderato angolo di 90 gradi. Ci si potrebbe chiedere perché ciò sia così importante. Quando misuriamo la larghezza del margine in un potenziale sito implantare, la larghezza del margine più accurata è quella presa secondo l'angolo di 90 gradi, dritta attraverso il margine, e non una misurazione presa attraverso un angolo obliquo attraverso il margine. La geometria ci dice che un errore di 10-15 gradi può condurre a un errore di 0,5-1 mm in alcune circostanze, che possono avere la loro significatività clinica (Misch, 2008).

Utilizzando la CBCT i clinici possono identificare con precisione le strutture anatomiche, come il seno mascellare, le fosse nasali, il canale nasopalatino, il canale mandibolare, il canale mentoniero, il canale incisivo, la loggia sottomandibolare, i difetti localizzati e i sottosquadri e prendere decisioni preoperatorie relative agli innesti ossei e/o al posizionamento degli impianti.

I software per la pianificazione implantare permettono il posizionamento virtuale di modelli di impianti molto accurati dal punto di vista fisico, così non solo si può misurare il margine alveolare, ma il modello in 3D stereolitografico dell'impianto può essere posizionato in un altrettanto curato modello alveolare, in modo da aiutare la determinazione del corretto profilo di emergenza e posizione dell'impianto. Le mascherine chirurgiche possono essere fabbricate in modo tale da duplicare questa chirurgia implantologica virtuale (Sarment et al., 2003; Ganz, 2005; Rothman, 1998; Tardieu e Rosenfeld, 2009; Guerrero et al., 2006). Questi argomenti verranno trattati con maggiore dettaglio nel Capitolo 7. L'uso della CBCT per la pianificazione del trattamento implantare è stato l'avanguardia della ricerca e dello sviluppo della CBCT, fin dai primi giorni della CBCT stessa, e continuerà a essere leader nell'applicazione clinica della CBCT.

Endodonzia

Nel 2010 l'Associazione Americana degli Endodontisti (AAE) fu il primo gruppo specialistico insieme a quello dei radiologi a raccomandare l'uso della CBCT (AAE e AAOMR, 2011). Forse uno dei motivi è che gli endodontisti spesso si confrontano con la complessa anatomia dei denti e delle loro strutture adiacenti, e della regione maxillo faciale, il che rende difficile l'interpretazione delle "ombre" della radiologia in due dimensioni. L'avvento della CBCT ha reso possibile visualizzare in tre dimensioni le relazioni reciproche tra le strutture anatomiche. Un aumento significativo dell'uso della CBCT è evidenziato da una recente ricerca basata sul Web tra i soci attivi della AAE negli Stati Uniti e in Canada, che ha riscontrato che il 34,2% di 3.844 rispondenti ha indicato di utilizzare la CBCT. Essa era utilizzata più frequentemente per la diagnosi di una patologia, la preparazione di un trattamento endodontico o una chirurgia endodontica, o per aiutarsi nella diagnosi di lesioni da trauma (AAE e AAOMR, 2011).

Molte CBCT presenti sul mercato possono essere categorizzate secondo vari criteri, ma il più comune è il "campo visivo". La CBCT può avere un volume craniofaciale (largo), maxillofaciale (medio), o limitato. I volumi più piccoli generalmente producono immagini a risoluzione più elevata ed emettono una più piccola dose di esposizione; poiché l'endodonzia si basa sulla rilevazione di interruzioni del legamento periodontale, che misura circa 100 µm, è necessaria una risoluzione ottimale. Per la maggior parte delle applicazioni endodontiche, è preferibile un volume limitato della CBCT rispetto a quello medio o largo per le seguenti ragioni: 1) un'elevata risoluzione spaziale aumenta l'accuratezza del lavoro specifico endodontico, come la rilevazione di caratteristiche come canali accessori, fratture radicolari, delta apicali, calcificazioni, e strumenti fratturati, e la valutazione della sagomatura e del riempimento canalare; 2) un campo visivo piccolo riduce la superficie esposta per il paziente, il che significa una riduzione dell'esposizione ai raggi; 3) un volume piccolo limita il tempo e l'esperienza richiesti per interpretare il contenuto anatomico e permette al clinico o al radiologo di focalizzare l'attenzione sulla zona di interesse (AAE e AAOMR, 2011).

Come si vede nella Tabella 1.2, gli scanner CBCT hanno un'esposizione significativamente più bassa rispetto alle TC mediche, ma anche i volumi limitati

hanno un'esposizione più elevata rispetto alle pellicole convenzionali o alle radiografie digitali e il loro uso deve essere giustificato dalla storia del paziente e dall'esame clinico. Nel documento del 2010, l'AAE raccomandava un esame radiografico iniziale con un'immagine periapicale e poi descriveva come l'uso della CBCT dovesse essere limitato alla valutazione e al trattamento di condizioni endodontiche complesse, come:

- identificazione di potenziali canali accessori in denti con una morfologia complessa, sospettata sulla scorta di un'immagine convenzionale;
- identificazione di anomalie del sistema canalare e determinazione della curvatura radicolare;
- diagnosi di patologie periapicali in pazienti che si presentano con segni clinici e sintomi contraddittori e non specifici, che hanno sintomi poco localizzati associati a un elemento dentale non trattato o precedentemente trattato endodonticamente senza presenza di patologia identificabile con le immagini convenzionali, e nei casi in cui è richiesta la valutazione della sovrapposizione anatomica delle radici o delle aree dello scheletro maxillo faciale per portare a termine le procedure specifiche dell'attività;
- diagnosi di patologie di origine non endodontica, al fine di determinare l'estensione della lesione e il suo effetto sulle strutture circostanti;
- valutazione intra- e postoperatoria delle complicanze del trattamento endodontico, come il materiale da otturazione fuoriuscito oltre l'apice, strumenti canalari fratturati, identificazione di canali calcificati e localizzazione delle perforazioni;
- diagnosi e gestione dei traumi dentoalveolari, specialmente fratture radicolari, lussazioni e/o dislocazioni di denti, e fratture alveolari;
- localizzazione e differenziazione di riassorbimenti radicolari interni ed esterni o riassorbimenti cervicali invasivi derivanti da altre condizioni e la determinazione di un adeguato trattamento e prognosi;
- pianificazione prechirurgica per determinare esattamente la collocazione dell'apice, o apici, radicolare e per valutare la vicinanza delle strutture anatomiche adiacenti.

In sintesi, come in altri campi dell'odontoiatria, correte il rischio di premiare le procedure di analisi e permettete che siano le informazioni potenziali

ottenute da un esame radiografico a farvi decidere se le informazioni ottenute dalla CBCT modifichino davvero l'esito del trattamento. Se l'informazione sembra effettivamente portare beneficio, allora prescrivete la scansione, al contrario se pare che non ci sia un'informazione addizionale significativa ottenuta dalla scansione, forse non vale la pena aggiungere al paziente un carico di radiazioni ionizzanti.

Crescita e sviluppo

L'area di crescita e sviluppo comprende non solo la crescita e la maturazione delle arcate dento alveolari, ma anche delle vie aeree. Gli ortodontisti utilizzano la CBCT per molti obiettivi, compresa, ma non solo, la valutazione dei pattern di crescita asimmetrica e la localizzazione di elementi dentari imprigionati o mancanti, in particolare i canini mascellari e le agenesie congenite degli incisivi superiori, casi di riassorbimento radicolare esterno (Figure 1.5 e 1.6) e crescite anomale delle vie respiratorie. Un gruppo di lavoro costituito da ortodontisti e radiologi riuniti dalla AAOMR ha pubblicato una dichiarazione di

posizione nel 2013, che riesaminava le indicazioni generali per l'uso della CBCT in ortodonzia. Le conclusioni di questo gruppo furono le seguenti: utilizzare criteri di selezione dell'immagine nel valutare la CBCT; valutare il rischio derivante dalla dose di radiazioni; ridurre l'esposizione alle radiazioni per il paziente; mantenere una competenza professionale nell'eseguire e interpretare gli esami CBCT. Queste conclusioni sono molto simili ai principi standard di sicurezza contro le radiazioni analizzati in precedenza in questo capitolo (AAOMR, 2013).

La questione principale nel decidere se utilizzare la panoramica convenzionale e le immagini cefalometriche per i pazienti in crescita piuttosto che le immagini CBCT è la differenza potenziale nella quantità di radiazioni coinvolte nei due protocolli. I bambini e gli adolescenti sono 10-15 volte più sensibili degli adulti alle radiazioni ionizzanti e, inoltre, rappresentano ovviamente il gruppo di pazienti che richiede la nostra maggiore attenzione nell'ambito della sicurezza contro le radiazioni ionizzanti. Inoltre, la maggior parte dei pazienti ortodontici è adolescente, perciò anche un piccolo risparmio di radiazioni in questa fascia di età diventa molto grande se valutato in relazione alla possibilità di

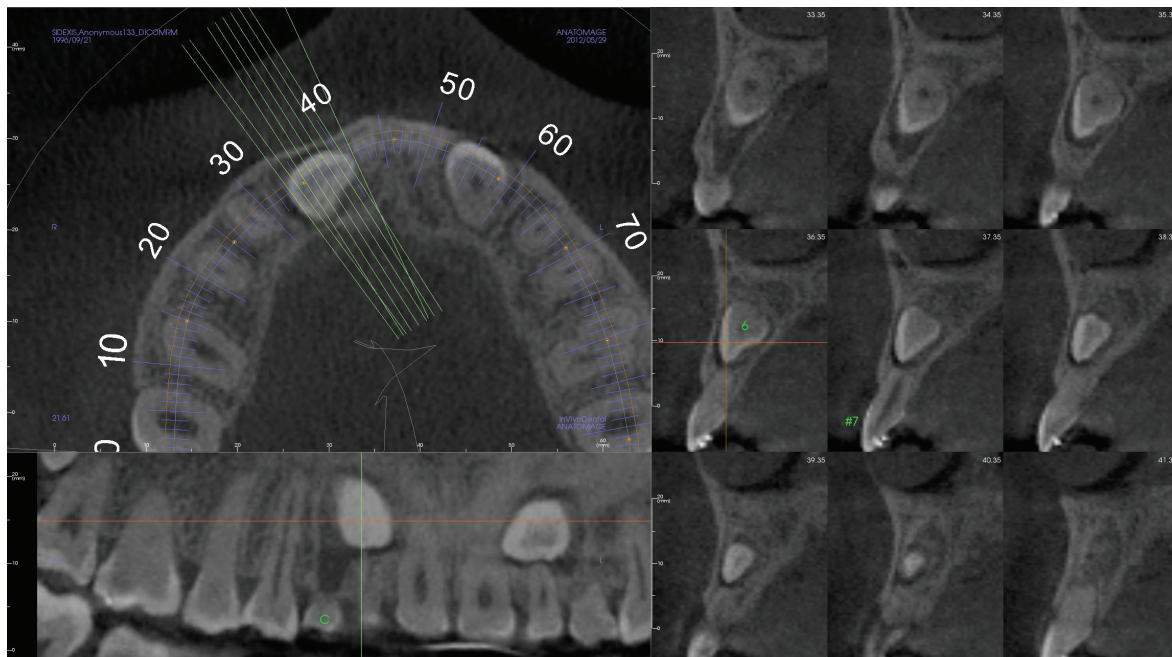


Figura 1.5 Visualizzazione multiplanare di un canino mascellare destro incluso (acquisito con Sirona Galileos).

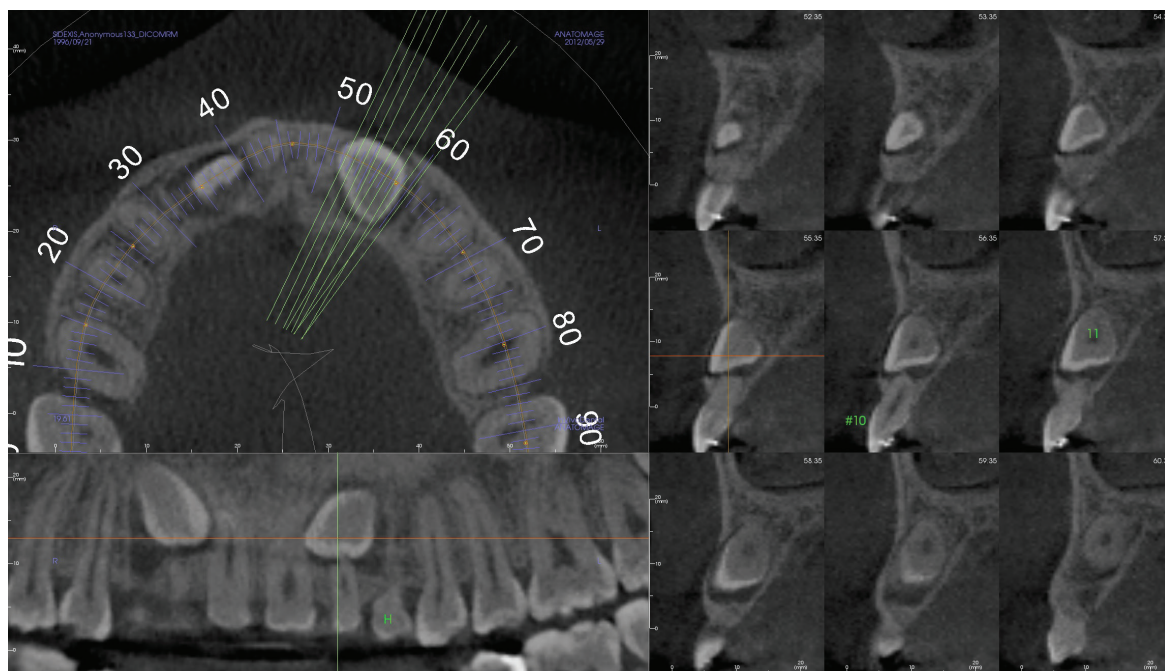


Figura 1.6 Visualizzazione multiplanare di un canino mascellare sinistro incluso (stesso paziente della Figura 1.5 acquisito con Sirona Galileos).

sviluppare un tumore durante il periodo di crescita di un bambino, dovuta all'esposizione alle radiazioni ionizzanti (Hall e Giaccia, 2012).

Le differenze in tali protocolli radiologici sono illustrate meglio nel documento di posizione dell'AAOMR sulla diagnostica per immagini ortodontica pubblicato su *The Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology Journal* nel 2013. Come illustra la Tabella 1.4, un adolescente che riceve un regime convenzionale di panoramica e radiografia laterale cefalometrica pretrattamento, una panoramica a metà trattamento e una panoramica con radiografia laterale cefalometrica a fine trattamento dovrebbe ricevere approssimativamente 47 μSv di dose effettiva di radiazioni. All'estremo opposto, un paziente che ricevesse una CBCT a largo campo visivo con una dose di 83 μSv per ognuna di queste tre volte riceverebbe una dose totale di circa 249 μSv . E si tratterebbe di una dose di radiazioni 5 volte superiore (AAOMR, 2013). Naturalmente, questa è una situazione ipotetica, ma è sicuramente possibile che ci siano professionisti insospettabili che hanno esposto i loro pazienti a questo regime. Alcuni produttori di CBCT stanno sviluppando protocolli

a basso dosaggio, soprattutto per l'utilizzazione in corso di trattamento e post-trattamento, quando la qualità dell'immagine non è della massima importanza, che permettono ai pazienti di essere esposti a dosi più basse. Nel futuro, si renderà necessario eseguire studi per valutare le strategie ottimali su quando e come incorporare le immagini CBCT nella pratica ortodontica (Ludlow, 2011; Ludlow e Walker, 2013).

Le associazioni AAOMR, ADA e AAO insieme ad altre organizzazioni hanno unito le forze con un movimento conosciuto come "Immagine con delicatezza". "Immagine con delicatezza" è iniziato come un'entità didattica all'interno della professione radiologica per insegnare ai tecnici di radiologia medica e ai radiologi la necessità di ottimizzare la dose di radiazioni nel paziente pediatrico. Adesso si è aperto alla comunità odontoiatrica e sta facendo in modo che si riduca la dose di radiazioni per quella parte di popolazione maggiormente sensibile ad esse (Image Gently, 2014; Sidhu et al., 2009.)

Dettagli più completi sulla gestione digitale e sulla creazione di un paziente ortodontico virtuale saranno illustrati nel Capitolo 10.

Tabella 1.4 Esempi di quantità relativa di radiazioni associate a specifici protocolli di imaging utilizzati in ortodonzia.

Modalità di protocollo		Epoca di trattamento			Dose μSv	
		Diagnostica iniziale	Metà trattamento	Post-trattamento	Sub-totale	Totale
Imaging convenzionale	Panoramica*	+	+	+	36	47,2
	Cefalometria laterale**	+	-	+	11,2	
Convenzionale + CBCT a campo piccolo	Panoramica	+	+	+	36	107,2
	Cefalometria laterale	+	-	+	11,2	
	CBCT a campo piccolo***	+	-	-	60	
Convenzionale + CBCT a campo ampio	Panoramica	-	+	+	24	112,6
	Cefalometria laterale	-	-	+	5,6	
	CBCT a campo ampio****	+	-	-	83	
CBCT a campo ampio	CBCT a campo ampio****	+	+	+	249	249

(AAOMR, 2013)

CBCT, tomografia computerizzata a fascio conico; FOV, campo di vista; sub-totale, prodotto delle volte in cui la modalità viene utilizzata a ogni fase nel corso del trattamento per la dose effettiva media per modalità di esposizione; totale, somma dei sub-totali per un particolare protocollo di imaging ortodontico.

*Dose media di una panoramica 12 μSv per esposizione.

**Dose media di una cefalometria laterale di 5,6 μSv per esposizione.

***Campo di vista piccolo i-CAT Next Generation Maxilla, altezza di campo 6 cm, alta risoluzione a 60 μSv di dose per esposizione.

****Campo di vista ampio i-CAT Next Generation 16 × 13 cm a 83 μSv di dose per esposizione.

Chirurgia orale e maxillo-faciale

In chirurgia orale sono numerosi i quesiti diagnostici in cui la tecnologia CBCT sta dimostrando di essere molto utile. La definizione della posizione del terzo molare in relazione al canale mandibolare è un obiettivo frequente (Figura 1.7). Inoltre, definire la posizione di altri denti inclusi come i canini mascellari e determinare la presenza o l'assenza di riassorbimento esterno sugli incisivi circostanti è un obiettivo comunemente ricercato (Figure 1.5 e 1.6). La valutazione del paziente implantare, con una pianificazione implantologica prechirurgica, l'analisi di pazienti con patologie dei tessuti duri e molli come cisti odontogene e tumori (Larheim e Westesson, 2006; Koenig, 2012), lo studio dei traumi maxillo faciali e la diagnosi nei pazienti destinati alla chirurgia ortognatodontica sono tutti dubbi diagnostici nei quali la CBCT sta dando prova di essere molto utile. In particolare, questi ultimi tre esempi

possono spesso trarre beneficio dai modelli in 3D nei quali si può praticare all'interno del software la chirurgia virtuale, così che si possano generare vari modelli e calchi sia con tecnica diretta in 3D sia con metodi di stampa stereolitografica, così che la chirurgia sul paziente possa essere praticata con l'aiuto dei modelli.

Sono stati sviluppati numerosi programmi software per la simulazione del trattamento di chirurgia ortognatodontica, la chirurgia guidata e la valutazione dei risultati. Le ricostruzioni in 3D della superficie dei mascellari sono utilizzate per la programmazione chirurgica preoperatoria e per la simulazione nei pazienti con trauma e malformazioni scheletriche associate con strumenti del software dedicati, per la simulazione virtuale del riposizionamento dei mascellari, per le osteotomie virtuali e per l'osteogenesi virtuale per distrazione; altri interventi chirurgici possono oggi essere portati a termine con successo sulla base di una prova per verificarne

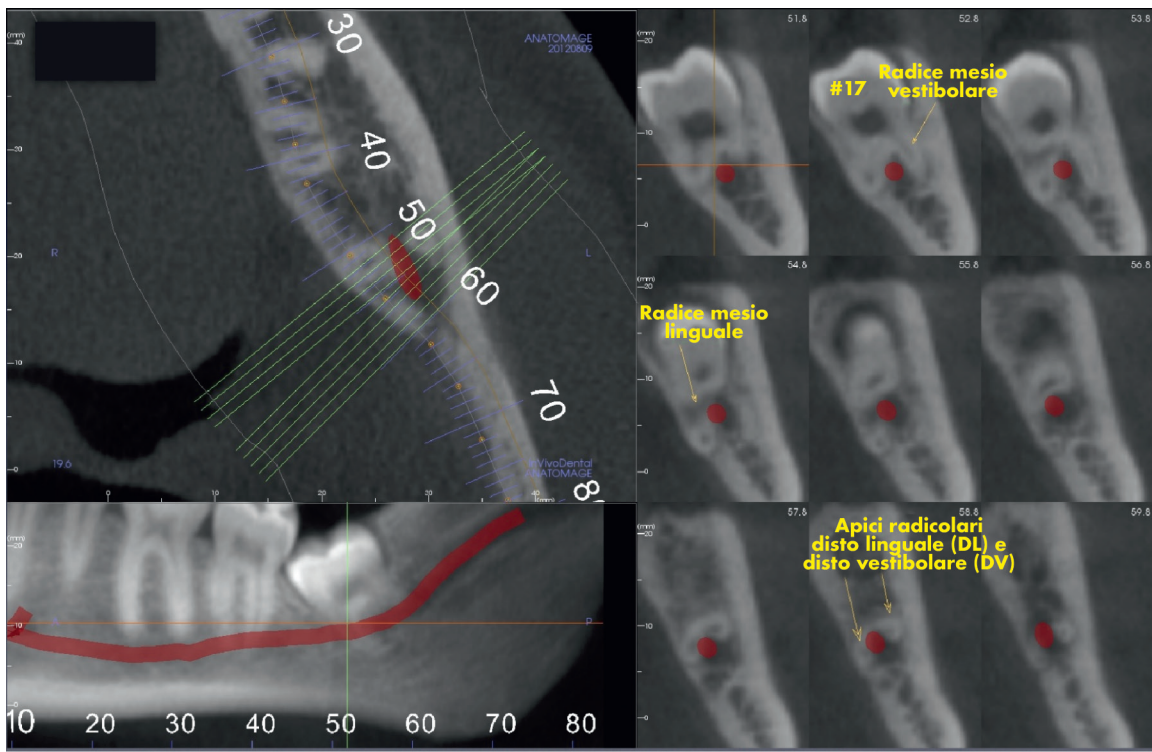


Figura 1.7 Il canale mandibolare passa attraverso la forcazione di un terzo molare incluso in direzione disto-mesiale e separa le radici mesiale e distale (il volume CBCT è esposto da un Carestream 9300 e il software è InVivo Dental di Anatomage).

l'esito prima che una procedura irreversibile venga ultimata su un paziente. Le tecniche a immagini multiple includono non solo la normale CBCT ma anche le immagini 3D dei tessuti molli unite alle immagini ottiche delle impronte; tutte queste immagini possono quindi essere fuse in un unico paziente virtuale, per creare un duplicato quasi perfetto del paziente reale. Successivamente, grazie al software si può vedere in anticipo la chirurgia ossea pianificata, il che permetterà all'operatore una valutazione dei risultati sui tessuti duri e molli. I pazienti avranno la possibilità di vedere come sarà il loro aspetto dopo la chirurgia con elevata precisione. Inoltre le immagini pre- e postoperatorie possono essere registrate e fuse con precisione, per determinare la quantità e la posizione delle alterazioni nelle strutture ossee del complesso maxillo faciale a seguito della chirurgia ortognatodontica (Cevidanes et al., 2005; Cevidanes et al., 2006; Cevidanes et al., 2007; Hernández-Alfaro e Guijarro-Martínez, 2013; Swennen et al., 2009a; Swennen et al., 2009b; Plooij et al., 2009).

Ulteriori analisi sulle tecniche di chirurgia orale e maxillo faciale saranno analizzate nel Capitolo 11.

Il futuro della diagnostica per immagini

Tomografia ottica coerente sensibile alla polarizzazione (OCT)

L'OCT utilizza la radiazione quasi infrarossa per catturare le immagini dei denti con un microscopio confocale e un interferometro a bassa frequenza, dando luogo a immagini a risoluzione molto alta ad approssimativamente 10-20 μm .

Il dettaglio dell'OCT è così accurato che persino le prime modifiche della mineralizzazione possono essere distinte *in vivo* dopo l'esposizione a soluzioni acide a basso pH in meno di 24 ore utilizzando le differenze di riflettività del raggio quasi infrarosso. Inoltre, la pigmentazione dentale e la presenza di placca o di calcoli pare non inficiare l'accuratezza dell'OCT (Amaechi, 2009).

Progressi del software Logicon per le diagnosi assistite dai computer

Il software Logicon continua a essere perfezionato. Secondo il dottor David Gakenheimer, il principale sviluppatore del sistema, la prossima generazione di Logicon avrà una nuova funzione base chiamata PreScan che automaticamente analizzerà tutte le superfici prossimali di una radiografia bitewing in 10-15 secondi. Questa funzione attualmente è sotto revisione della FDA. Il dentista continuerà in prima istanza a effettuare una valutazione visiva della radiografia, come sempre, poi utilizzerà i calcoli manuali di Logicon sulle superfici sospette, come di routine, e alla fine il PreScan verrà utilizzato per verificare la valutazione iniziale del dentista (Gakenheimer, 2014).

Altri potenziali perfezionamenti includono l'analisi di più di una bitewing alla volta; per esempio, tutte le quattro bitewing scattate in una FMS, oppure tutte le quattro bitewing scattate allo stesso paziente in visite successive allo stesso quadrante al fine di tracciare le modifiche di una lesione cariosa. Inoltre, altri aggiornamenti potrebbero includere modifiche a Logicon per renderlo in grado di valutare la dentizione primaria e le carie secondarie.

RM per la programmazione implantologica

L'uso potenziale della RM nel campo della programmazione implantologica apre buone prospettive. Naturalmente, l'interesse primario è dovuto al fatto che la RM utilizza l'energia della risonanza magnetica, motivo per il quale la questione sicurezza in questo caso è piccola se non nulla per la media delle persone, rispetto al potenziale rischio di esposizione alle radiazioni ionizzanti.

Sono stati pubblicati numerosi studi pilota sull'uso della RM e sembra che il margine di errore riportato resti all'interno di un livello ragionevole. Questo metodo un giorno potrebbe essere accettato (Gray et al., 1998; Gray et al., 2003; Aguiar et al., 2008).

RM per l'individuazione delle carie

Inoltre, l'uso della tecnologia RM per l'individuazione delle carie ha un grande fascino poiché non vi sono radiazioni ionizzanti coinvolte. Ci sono numerosi lati negativi, comunque, che hanno bisogno di

essere definiti prima che la RM sia pronta per entrare nella clinica: il miglioramento del segnale rispetto al rumore dovuto alla piccola dimensione della lesione cariosa media e al campo magnetico relativamente poco potente indotto durante l'acquisizione dell'immagine; i costi per immagine relativamente alti se confrontati con la radiografia intraorale di routine; tempi di acquisizione di 15 minuti e più per la RM; potenziali artefatti derivanti dalla presenza di restauri metallici nella zona; infine, potenziali interferenze magnetiche derivanti dai metalli ferromagnetici come il nickel e il cobalto. Inoltre, sono necessari ulteriori studi clinici prima che sia possibile vedere questa tecnica utilizzata di routine (Lancaster et al., 2013; Timofiyeva et al., 2009; Bracher et al., 2011; Weiger et al., 2012).

RM dinamica

La risonanza magnetica funzionale a uso odontoiatrico sembra essere interessante per la valutazione dei tessuti dell'articolazione temporo-mandibolare quando si trovano sotto il carico delle forze occlusali. Utilizzando la RM, questa modalità di raccolta delle immagini aggiunge la possibilità di vedere i tessuti molli dell'articolazione, compreso il disco articolare e i legamenti. Ora, aggiungendo la componente dinamica della forza alla quarta dimensione del tempo, il clinico, per la prima volta, può anche visualizzare gli effetti su questi tessuti delle forze occlusali. Questa è un'informazione che non è mai stata disponibile prima e avrà bisogno di una significativa quantità di studi e conferme prima che i risultati possano essere del tutto apprezzati e utilizzati clinicamente (Tasali et al., 2012; Hopfgartner et al., 2013).

CBCT a basso dosaggio

I protocolli della CBCT a basso dosaggio possono davvero trasferire la dose di radiazioni della CBCT nel reame delle radiografie panoramiche. Se questo dovesse succedere, le immagini in 3D davvero diventerebbero lo standard di cure per quasi tutte le procedure odontoiatriche quotidiane. L'efficienza dei rilevatori di raggi X può essere migliorata e gli algoritmi stanno migliorando. La maggior parte dei dentisti degli Stati Uniti sono abituati a immagini "belle", mentre la comunità medica si sta spostando

verso immagini che siano “diagnostiche”, anche se non così piacevoli agli occhi come una volta (Schueler et al., 2012; Schueler et al., 2013; ACR e AAPM, 2013; Rustemeyer et al., 2004). In odontoiatria, saremo costretti ad adattarci a immagini che, mentre non saranno belle come quelle che usavamo in passato, serviranno solo per la diagnosi. Per esempio, se stiamo pianificando degli impianti dentali, abbiamo davvero bisogno di vedere i profili dei margini corticali, che possiamo osservare solo con una risoluzione di 250-300 μm . Quindi, non abbiamo bisogno di un'immagine scattata a 75-100 μm di risoluzione, che richiederà una dose di radiazione molto più elevata.

In sintesi

La tecnologia avanzata è utilizzata oggi di routine nella nostra vita quotidiana. Negli Stati Uniti, il numero di contratti per la telefonia mobile per 100 persone è duplicato negli ultimi 10 anni, arrivando a più di 98 contratti ogni 100 persone, e il 69% dei telefoni cellulari negli Stati Uniti è rappresentato da smartphone, per un totale di 230 milioni di smartphone in uso negli Stati Uniti. Questi 230 milioni di persone che utilizzano lo smartphone quotidianamente sfruttano la tecnologia digitale, come per esempio le applicazioni per la fotocamera digitale inserita all'interno del cellulare, la scrittura dei testi, la posta elettronica o la navigazione su Internet. Queste stesse persone, i nostri pazienti odontoiatrici, si aspettano che la tecnologia che utilizza il loro dentista sia almeno comparabile con quella che trovano sugli smartphone tipici dell'era moderna (Douglass e Sheets, 2000).

Questo capitolo ha analizzato l'uso della radiologia digitale in odontoiatria e ha fatto una revisione delle aree di maggiore importanza per il dentista che sta valutando come introdurre le tecniche radiografiche digitali nella pratica odontoiatrica moderna. Nei prossimi capitoli esamineremo come le diverse specialità utilizzino la tecnologia digitale a proprio vantaggio, nella valutazione e nella gestione del paziente odontoiatrico moderno.

Bibliografia

- Image Gently [Online]. 2014 The Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. Available: <http://www.pedrad.org/associations/5364/ig/> [Accessed April 29, 2014].
- AAE & AAOMR (2011) Use of cone beam computed tomography in endodontics: Joint Position Statement of the American Association of Endodontists and the American Academy of Oral & Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, **111**, 234–237.
- AAOMR (2013) Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontic treatment. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*, **116**, 238–257.
- Abrams, S., Sivagurunathan, K., Jeon, R., Silvertown, J., Hellen, A., Mandelis, A., Hellen, W., Elman, G., Amaechi, B. & Finer, Y. (2011) Multi-Center Study Evaluating Safety and Effectiveness of the Canary System. *The Preliminary Program for IADR/AADR/ CADR 89th General Session and Exhibition (March 16-19th, 2011)*. San Diego, CA.
- ACR & AAPM (2013) ACR-AAPM Practice Guideline for Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses in Medical X-ray Imaging. American College of Radiology, Reston, VA.
- ADA (2012) Principles of Ethics and Code of Professional Conduct. American Dental Association, Chicago, IL.
- ADA & FDA (2012) Dental Radiographic Examinations: Recommendations for Patient Selection and Limiting Radiation Exposure. ADA & FDA, Chicago, IL.
- Aguiar, M., Marques, A., Carvalho, A., & Cavalcanti, M. (2008) Accuracy of magnetic resonance imaging compared with computed tomography for implant planning. *Clinical Oral Implants Research*, **19**, 362.
- Amaechi, B.T. (2009) Emerging technologies for diagnosis of dental caries: The road so far. *Journal of Applied Physics*, **105**, 102047.
- Amaechi, B.T. & Higham, S.M. (2002) Quantitative light-induced fluorescence: a potential tool for general dental assessment. *Journal of Biomedical Optics*, **7**, 7–13.
- Angmar-Månsson, B. & Ten Bosch, J. (2001) Quantitative light-induced fluorescence (QLF): a method for assessment of incipient caries lesions. *Dentomaxillofacial Radiology*, **30**, 298–307.
- Bader, J.D., Shugars, D.A., & Bonito, A.J. (2001) Systematic reviews of selected dental caries diagnostic and management methods. *Journal of Dental Education*, **65**, 960–968.
- Bader, J.D., Shugars, D.A., & Bonito, A.J. (2002) A systematic review of the performance of methods for identifying carious lesions. *Journal of Public Health Dentistry*, **62**, 201–213.
- Baelum, V., Heidmann, J., & Nyvad, B. (2006) Dental caries paradigms in diagnosis and diagnostic research. *European Journal of Oral Sciences*, **114**, 263–277.
- Benavides, E., Rios, H.F., Ganz, S.D., et al. (2012) Use of cone beam computed tomography in implant dentistry:

- the International Congress of Oral Implantologists Consensus Report. *Implant Dentistry*, **21**, 78–86.
- Berkhout, W.E., Verheij, J.G., Syriopoulos, K., Li, G., Sanderink, G.C., & Van Der Stelt, P.F. (2007) Detection of proximal caries with high-resolution and standard resolution digital radiographic systems. *Dento Maxillo Facial Radiology*, **36**, 204–210.
- Bracher, A.K., Hofmann, C., Bornstedt, A., et al. (2011) Feasibility of ultra-short echo time (UTE) magnetic resonance imaging for identification of carious lesions. *Magnetic Resonance in Medicine*, **66**, 538–545.
- Bravo, M., Baca, P., Llodra, J.C., & Osorio, E. (1997) A 24-month study comparing sealant and fluoride varnish in caries reduction on different permanent first molar surfaces. *Journal of Public Health Dentistry*, **57**, 184–186.
- Jr Brown, C.F. (2013) Galileos Cone-Beam & CEREC Integration. iBookstore: Apple.
- Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, J., Edwin, M., & Boone, J.M. (2012) *The Essential Physics of Medical Imaging* 3rd edn. Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, Philadelphia, PA.
- Bushong, S. (2008) *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection*. Mosby Elsevier, St. Louis, MO.
- Cevidanes, L.H., Bailey, L.J., Tucker, G.R., Jr., et al. (2005) Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dento Maxillo Facial Radiology*, **34**, 369–375.
- Cevidanes, L.H., Bailey, L.J., Tucker, S.F., et al. (2007) Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **131**, 44–50.
- Cevidanes, L.H., Styner, M.A., & Proffit, W.R. (2006) Image analysis and superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **129**, 611–618.
- Côrtes, D., Ellwood, R., & Ekstrand, K. (2003) An in vitro comparison of a combined FOTI/visual examination of occlusal caries with other caries diagnostic methods and the effect of stain on their diagnostic performance. *Caries Research*, **37**, 8–16.
- Dawson, A., Chen, S., Buser, D., Cordaro, L., Martin, W., & Belser, U. (2009) *The SAC Classification in Implant Dentistry*. Quintessence Publishing Co Limited, Berlin.
- Doi, K. (2007) Computer-aided diagnosis in medical imaging: historical review, current status and future potential. *Computerized Medical Imaging and Graphics: the Official Journal of the Computerized Medical Imaging Society*, **31**, 198.
- Douglass, C.W. & Sheets, C.G. (2000) Patients' expectations for oral health care in the 21st century. *The Journal of the American Dental Association*, **131**, 35–75.
- Dove, S.B. (2001) Radiographic diagnosis of dental caries. *Journal of Dental Education*, **65**, 985–990.
- Farman, A.G., Levato, C.M., Gane, D., & Scarfe, W.C. (2008) In practice: how going digital will affect the dental office. *The Journal of the American Dental Association*, **139**(Suppl), 14S–19S.
- FDA. (2012) The Canary System Gains 510(k) Clearance From FDA [Online]. Quantum Dental Technologies, Inc. Available: <http://www.thecanarysystem.com/documents/2012-10-29TheCanarySystemGains510kClearancefromFDA.pdf> [Accessed May 5, 2013].
- Fisher, J. & Glick, M. (2012) A new model for caries classification and management: The FDI World Dental Federation Caries Matrix. *The Journal of the American Dental Association*, **143**, 546–551.
- Gakenheimer, D., Farman, T., Farman, A., et al. (2005) Advancements in Automated Dental Caries Detection using DICOM Image Files (International Congress Series), pp. 1250–1255. Elsevier.
- Gakenheimer, D.C. (2002) The efficacy of a computerized caries detector in intraoral digital radiography. *The Journal of the American Dental Association*, **133**, 883–890.
- Gakenheimer, D.C. 2014 *RE: Update on Logicon*. Private communication to Price, J.B. [Accessed April 29, 2014]
- Ganz, S. (2005) Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **63**, 59–71.
- Gray, C., Redpath, T., & Smith, F. (1998) Low-field magnetic resonance imaging for implant dentistry. *Dento-maxillofacial Radiology*, **27**, 225.
- Gray, C., Redpath, T., Smith, F., & Staff, R. (2003) Advanced imaging: magnetic resonance imaging in implant dentistry: a review. *Clinical Oral Implants Research*, **14**, 18–27.
- Guerrero, M., Jacobs, R., Loubele, M., Schutyser, F., Suetens, P., & Van Steenberghe, D. (2006) State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations*, **10**, 1–7.
- Hall, E.J. & Giaccia, A.J. (2012) *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, Philadelphia.
- Hernández-Alfaro, F. & Guijarro-Martínez, R. (2013) New protocol for three-dimensional surgical planning and CAD/CAM splint generation in orthognathic surgery: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **42**, 1547–1556.
- Hildebolt, C.F., Couture, R.A., & Whiting, B.R. (2000) Dental photostimulable phosphor radiography. *Dental Clinics of North America*, **44**, 273–297.
- Hopfgartner, A.J., Tymofiyeva, O., Ehse, P., et al. (2013) Dynamic MRI of the TMJ under physical load. *Dento Maxillo Facial Radiology*, **42**, 20120436.
- Horner, K. (2009) *Radiation Protection: Cone Beam CT For Dental And Maxillofacial Radiology Provisional Guidelines 2009*. SedentextCT.
- Huda, W., Rill, L.N., Benn, D.K., & Pettigrew, J.C. (1997) Comparison of a photostimulable phosphor system with film for dental radiology. *Oral Surgery, Oral Med-*

- icine, *Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, **83**, 725–731.
- ICDAS. (2014) Leeds, UK: International Caries Detection and Assessment System. Available: <http://www.icdas.org/home> [Accessed May 2, 2014].
- ICRP (1991) ICRP publication 60: 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP*, **21**, 1–201.
- ICT (2013) The World in 2013: ICT Facts and Figures (ed B. Sanou). International Telecommunication Union. Geneva, Switzerland.
- Ismail, A.I., Sohn, W., Tellez, M., et al. (2007) The international caries detection and assessment system (ICDAS): an integrated system for measuring dental caries. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, **35**, 170–178.
- Jeon, R., Sivagurunathan, K., Garcia, J., Matvienko, A., Mandelis, A., & Abrams, S. (2010) Dental diagnostic clinical instrument. *Journal of Physics: Conference Series*, **214**, 012023.
- Jeon, R.J., Matvienko, A., Mandelis, A., Abrams, S.H., Amaechi, B.T., & Kulkarni, G. (2007) Detection of interproximal demineralized lesions on human teeth in vitro using frequency-domain infrared photothermal radiometry and modulated luminescence. *Journal of biomedical optics*, **12**, 034028.
- Kim, J., Mandelis, A., Matvienko, A., Abrams, S., & Amaechi, B. (2012) Detection of dental secondary caries using frequency-domain infrared photothermal radiometry (ptr) and modulated luminescence (LUM). *International Journal of Thermophysics*, **33**, 1778–1786.
- Koenig, L. (2012) Diagnostic Imaging: Oral and Maxillofacial. Amirsys, Manitoba, Canada.
- Lancaster, P., Carmichael, F., Britton, J., Craddock, H., Brettell, D., & Clerehugh, V. (2013) Surfing the spectrum - what is on the horizon? *British Dental Journal*, **215**, 401–409.
- Langland, O.E., Sippy, F.H., & Langlais, R.P. (1984) Textbook of Dental Radiology. Charles C. Thomas, Springfield, IL.
- Larheim, T.A. & Westesson, P.-L. (2006) Maxillofacial Imaging. Springer, Berlin, Germany.
- Li, G., Sanderink, G., Berkhout, W., Syriopoulos, K., & Van Der Stelt, P. (2007) Detection of proximal caries in vitro using standard and task-specific enhanced images from a storage phosphor plate system. *Caries Research*, **41**, 231–234.
- Ludlow, J. (2011) A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofacial Radiology*, **40**, 115.
- Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., & White, S.C. (2008) Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *The Journal of the American Dental Association*, **139**, 1237–1243.
- Ludlow, J.B. & Walker, C. (2013) Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **144**, 802–817.
- Lussi, A., Hibst, R., & Paulus, R. (2004) DIAGNOdent: an optical method for caries detection. *Journal of Dental Research*, **83**, Spec No C: C80–C83.
- Lussi, A., Imwinkelried, S., Pitts, N., Longbottom, C., & Reich, E. (1999) Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Research*, **33**, 261–266.
- Mah, P., Reeves, T.E., & McDavid, W.D. (2010) Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, **39**, 323–335.
- Marinho, V., Higgins, J., Logan, S., & Sheiham, A. (2003) Fluoride mouthrinses for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 1–3.
- Marthaler, T. (2004) Changes in dental caries 1953–2003. *Caries Research*, **38**, 173–181.
- Maryland, State of (2013) Regulatory Guidelines for Dental Radiation Machines. Issued by the Radiological Health Program, Air and Radiation Management Administration, Maryland Department of the Environment (ed.) *Code of Maryland Regulations 26.12.01.01*. 1800 Washington Boulevard, Baltimore, MD 21230: State of Maryland.
- Matvienko, A., Amaechi, B., Ramalingam, K., et al. (2011) PTR-LUM-based detection of demineralization and remineralization of human teeth. *The Preliminary Program for IADR/AADR/CADR 89th General Session and Exhibition (March 16–19th, 2011)*. San Diego, CA.
- McCoy, J.D. (1919) Dental and Oral Radiography: A Textbook For Students and Practitioners of Dentistry. C.V. Mosby Company, St. Louis, MO.
- Mileman, P. & Van Den Hout, W. (2002) Comparing the accuracy of Dutch dentists and dental students in the radiographic diagnosis of dental caries. *Dentomaxillofacial Radiology*, **31**, 7–14.
- Miles, D.A. (2012) Atlas of Cone Beam Imaging for Dental Applications. Quintessence Publishing.
- Misch, C.E. (2008) Contemporary Implant Dentistry. St. Louis, MO, Mosby Elsevier.
- Mouyen, F., Benz, C., Sonnabend, E., & Lodter, J.P. (1989) Presentation and physical evaluation of RadioVisio Graphy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, **68**, 238–242.
- Moyal, A.E. (2007) Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT): Tabulation and Graphical Summary of the 1999 Dental Radiography Survey 2nd edn. Conference of Radiation Control Program Directors, Inc., Frankfort, KY.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P.T., & Andreis, I.A. (1998) A new volumetric CT machine

- for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology*, **8**, 1558–1564.
- Mumford, J. (1956) Relationship between the electrical resistance of human teeth and the presence and extent of dental caries. *British Dental Journal*, **100**, 10.
- NCRP. (2004) NCRP Report #145: Radiation Protection in Dentistry. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP (2009) NCRP Report #160: Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP (2012) NCRP Report #172: Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NIH (2001) Diagnosis and management of dental caries throughout life. 2001 NIH Consensus Development Conference on Diagnosis and Management of Dental Caries Throughout Life. National Institutes of Health, Washington DC.
- Petersson, L., Lith, A., & Birkhed, D. (2005) Effect of school-based fluoride varnish programmes on approximal caries in adolescents from different caries risk areas. *Caries Research*, **39**, 273–279.
- Pitts, N.B. (2009) Detection, Assessment, Diagnosis and Monitoring of Caries. Karger, Basle, Switzerland.
- Pitts, N., Losb, P., Biesakb, P., et al. (2007) Ac-Impedance Spectroscopy technique for monitoring dental caries in human teeth. *Caries Research*, **41**, 321–322.
- Pitts, N.B. (2010) How electrical caries detection and monitoring with cariescan can help deliver modern caries management. *Oral Health*, **100**, 34.
- Plooij, J., Swennen, G., Rangel, F., et al. (2009) Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **38**, 267–273.
- Pretty, I.A. (2006) Caries detection and diagnosis: novel technologies. *Journal of Dentistry*, **34**, 727–739.
- Pretty, I.A. & Maupome, G. (2004) A closer look at diagnosis in clinical dental practice: part 5. Emerging technologies for caries detection and diagnosis. *Journal of Canadian Dental Association*, **70**(9), 540a–540i.
- Price, J.B. (2013) A Review of Dental Caries Detection Technologies. Available: http://www.ineedce.com/courseview.aspx?url=2424%2FPDF%2F1306cei_price_web.pdf&scid=15056 [Accessed July 9, 2013].
- Reeves, T., Mah, P., & McDavid, W. (2012) Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofacial Radiology*, **41**, 500–508.
- Rogers, E.M. (2003) Diffusion of Innovations. Free Press, New York, NY.
- Rothman, S.L.G. (1998) Dental Applications of Computerized Tomography. Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago.
- Russ, J.C. (2007) The Image Processing Handbook. CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, FL.
- Rustemeyer, P., Streubühr, U., & Suttmoeller, J. (2004) Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiologica*, **45**, 847–853.
- Sarment, D.P. (2014) Cone Beam Computed Tomography: Oral and Maxillofacial Diagnosis and Applications. Ames, IA, John Wiley & Sons Inc.
- Sarment, D.P., Sukovic, P., & Clinthorne, N. (2003) Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **18**, 571–577.
- Schueler, B., Abbara, S., Bettmann, M., Hevezi, J., Madssen, M., Morin, R., Strauss, M. & Zhu, X. (2012) ACR Appropriateness Criteria Radiation Dose Assessment Introduction [Online]. American College of Radiology. Available: <http://www.acr.org/%7E/media/A27A29133302408BB86888EAFD460A1F.pdf> [Accessed September 9, 2012].
- Schueler, B., Cody, D., Abbara, S., et al. (2013) ACR Appropriateness Criteria: Radiation Dose Assessment Introduction. American College of Radiology.
- Sidhu, M., Goske, M., Coley, B., et al. (2009) Image gently, step lightly: increasing radiation dose awareness in pediatric interventions through an international social marketing campaign. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, **20**, 1115–1119.
- Siegel, R., Ma, J., Zou, Z., & Jemal, A. (2014) Cancer statistics, 2014. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, **64**, 9–29.
- Sivagurunathan, K., Abrams, S., Jeon, R., et al. (2010) Using PTR-LUM (“The Canary System”) for in vivo detection of dental caries: clinical trial results. *Caries Research*, **44**, 171–247.
- Swennen, G., Mollemans, W., De Clercq, C., et al. (2009a) A cone-beam computed tomography triple scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. *Journal of Craniofacial Surgery*, **20**, 297.
- Swennen, G., Mommaerts, M.Y., Abeloos, J., et al. (2009b) A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed dental surface. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **38**, 48–57.
- Tardieu, P.B. & Rosenfeld, A.L. (eds) (2009) The Art of Computer-Guided Implantology. Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago, IL.
- Tasali, N., Cubuk, R., Aricak, M., et al. (2012) Temporomandibular joint (TMJ) pain revisited with dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging (DCE-MRI). *European Journal of Radiology*, **81**, 603–608.
- Tracy, K.D., Dykstra, B.A., Gakenheimer, D.C., et al. (2011) Utility and effectiveness of computer-aided diagnosis of dental caries. *General Dentistry*, **59**, 136.
- Tranaeus, S., Shi, X.Q., & Angmar-Månsson, B. (2005) Caries risk assessment: methods available to clinicians for caries detection. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, **33**, 265–273.

- Tymofiyeva, O., Boldt, J., Rottner, K., Schmid, F., Richter, E.J., & Jakob, P.M. (2009) High-resolution 3D magnetic resonance imaging and quantification of carious lesions and dental pulp in vivo. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, **22**, 365–374.
- Tyndall, D.A., Price, J.B., Tetradis, S., Ganz, S.D., Hildebolt, C., & Scarfe, W.C. (2012) Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, **113**, 817–826.
- UNSCEAR. (2001) Hereditary effects of radiation: UNSCEAR 2001 report to the General Assembly, with scientific annex, The Committee.
- Valentin, J. (2007) ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP*, **37**, 1–332.
- Commonwealth of Virginia (2008) Commonwealth of Virginia Radiation Protection Regulatory Guide. Commonwealth of Virginia, Richmond, VA.
- Weiger, M., Pruessmann, K.P., Bracher, A.K., et al. (2012) High-resolution ZTE imaging of human teeth. *NMR in Biomedicine*, **25**, 1144–1151.
- Wenzel, A. (2006) A review of dentists' use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. *Dentomaxillofacial Radiology*, **35**, 307–314.
- Wenzel, A., Haiter-Neto, F., & Gottfredsen, E. (2007) Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, **103**, 418–422.
- Wenzel, A. & Møystad, A. (2010) Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. *Acta Odontologica Scandinavica*, **68**, 106–114.
- White, S.C. & Pharoah, M.J. (2014) *Oral Radiology: Principles and Interpretation*. St. Louis, MO, Elsevier Mosby.
- Zandoná, A.F., Santiago, E., Eckert, G., et al. (2012) The natural history of dental caries lesions a 4-year observational study. *Journal of Dental Research*, **91**, 841–846.
- Zero, D.T. (1999) Dental caries process. *Dental Clinics of North America*, **43**, 635.
- Zoller, J.E. & Neugebauer, J. (2008) *Cone-beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine: Fundamentals, Diagnostics and Treatment Planning*. Quintessence Publishing Co. Ltd., London, UK.