

Multidetector CT and Dentascan software: dosimetric evaluation and technique improvement

TC multistrato con software Dentascan: valutazioni dosimetriche ed ottimizzazione della tecnica

E. Fanucci • M. Leporace • G. Di Costanzo • V. Fiaschetti • G. Simonetti

Dipartimento di Diagnostica per Immagini e Radiologia Interventistica, Università degli Studi di Roma "Tor Vergata", Policlinico Tor Vergata, Viale Oxford 81, I-00133 Roma, Italy
Correspondence to: E. Fanucci, Tel.: +39-062-0902401, Fax: +39-062-0902404, e-mail: ezio.fanucci@libero.it

Received: 19 October 2004 / Accepted: 26 July 2005

Abstract

Purpose. The development of new operative techniques in oral and maxillofacial surgery within the last few years has led to an increasing demand for Dentascan examination, also in paediatric patients. It is necessary to modify acquisition parameters to reduce the absorbed dose. The aim of this study was to define a Dentascan protocol in which a reduced X-ray dose could be used.

Materials and methods. Dosimeters were applied to the eyes, mouth, parotid glands, thyroid and back of the neck of an anthropomorphic Plexiglas phantom that underwent multidetector computed tomography (MDCT) Dentascan examinations. Both 120kV and 80 kV were used to study the mandibular and maxillary arches.

Results. Examinations obtained with the 80 kV protocol showed a ten-fold reduction in the absorbed dose, without affecting image quality.

Conclusions. We suggest a Dentascan protocol that reduces the X-ray dose administered to the patient while ensuring the same high diagnostic accuracy.

Key words Dosimetry • Computed tomography • Dentascan

Riassunto

Obiettivo. La quantità di esami Dentascan eseguiti su richiesta specialistica è aumentata drasticamente negli ultimi anni sia per una valutazione preimplantologica che per un approfondimento diagnostico di lesioni ossee focali a carico dei mascellari. Ad oggi, inoltre, un sempre maggiore numero di pazienti pediatrici viene sottoposto ad uno studio TC in previsione di trattamenti ortodontici con finalità estetico-funzionali. Il fine è pertanto quello di proporre un protocollo di studio Dentascan che riduca notevolmente la dose assorbita dalle principali strutture anatomiche esposte al fascio radiogeno rispetto ai dati forniti dalla letteratura modificando essenzialmente il voltaggio.

Materiali e metodi. Gli esami sono stati condotti con apparecchiatura TC multistrato fornito di software Dentascan. È stato utilizzato un fantoccio antropomorfo testa-collo in plexiglass al quale è stato applicato un dosimetro a lettura immediata nelle sedi corrispondenti agli occhi, alla bocca, alle parotidi, alla tiroide ed al collo posteriormente. Sono stati eseguiti esami Dentascan a livello dell'arcata superiore e dell'inferiore sia a 120 kV che a 80 kV.

Risultati. In tutte le misurazioni è stata rilevata una riduzione di dose dalla metà a dieci volte nel protocollo con 80 kV rispetto a quanto espresso in letteratura. La qualità diagnostica delle immagini ottenute con il voltaggio più basso rimane sempre in un range di accettabilità.

Conclusioni. Il nostro studio, confortato da una iniziale applicazione clinico-diagnostica, vuole fornire una valida proposta per un protocollo Dentascan che riduca sostanzialmente la quantità di dose fornita alle strutture anatomiche esposte senza inficiare il valore diagnostico dell'esame.

Parole chiave Dosimetria • Tomografia computerizzata • Dentascan

Introduction

The increasing use of diagnostic imaging for dental implant planning justifies the growing interest in dosimetric estimates concerning the various imaging techniques. In particular, with the introduction of the Dentascan reconstruction programme, the use of computed tomography (CT) in odontostomatology has gained increasing attention of both radiologists and dental surgeons [1–3].

During the past few years, Dentascan, initially limited to the management of problems concerning implantology, has been used in the study of all jaw diseases. During a tomographic evaluation of the jaw bones, the anatomic structures of the head and neck are irradiated.

In the literature, several dosimetric studies have been undertaken in the field of odontostomatologic imaging diagnostics [4–6], and the results are often inconsistent as a consequence of the evolution and type of device used. Recently, a new dedicated machine has been introduced for extraoral digital imaging of the dental arches, based on the use of a radiant cone beam (cone beam computed tomography, CBCT). This technique was developed as an alternative to conventional CT in volumetric dental studies in order to reduce operating costs and the radiation dose administered to the patient [7]. The aim of our study was to demonstrate that the use of a lower kilovoltage alone in a Dentascan exam performed with multislice spiral CT may strongly decrease the dose delivered to the main anatomic structures of the head and neck without altering the diagnostic accuracy of the image obtained.

The purpose was to suggest a Dentascan scanning protocol that markedly reduces the administered dose compared with what is reported in the literature.



Fig. 1 Phantom positioned into head lodging within the gantry.

Fig. 1 Posizionamento del fantoccio antropomorfo all'interno del gantry nell'apposito alloggiamento per la testa.

Introduzione

Il sempre più esteso impiego della radiodiagnostica per la pianificazione implantare giustifica la crescente attenzione nei confronti delle stime dosimetriche relative alle diverse indagini. In particolare l'impiego del tomografia computerizzata in campo odontostomatologico ha destato, dopo l'introduzione del programma di ricostruzione Dentascan, un interesse sempre crescente sia tra i radiologi che tra gli odontoiatri [1–3].

Nel corso degli ultimi anni le applicazioni del Dentascan, inizialmente limitate alla gestione delle problematiche inerenti l'implantologia, hanno progressivamente coinvolto lo studio di tutta la patologia dei mascellari. Durante una indagine tomografica delle ossa mascellari risultano irradiate fondamentalmente le strutture anatomiche del capo e del collo. Esistono in letteratura molti studi dosimetrici nell'ambito della radiodiagnostica odontostomatologica [4–6] che forniscono spesso stime diverse soprattutto in relazione all'evoluzione e al tipo di apparecchiature utilizzate. È di recente introduzione un nuovo strumento dedicato per l'imaging digitale extraorale delle arcate dentarie basato sull'utilizzo di un fascio radiante conico (Cone Beam Computer Tomography, CBCT). Questa tecnologia si è sviluppata come alternativa alla TC convenzionale nello studio volumetrico dentale al fine di ridurre i costi operativi e la dose di radiazioni fornita al paziente [7]. Lo scopo del nostro studio è quello di dimostrare come, riducendo il voltaggio in un esame Dentascan eseguito con TC spirale multistrato, sia possibile, senza modificare gli altri parametri di acquisizione, ottenere una sostanziale riduzione della dose fornita alle principali strutture anatomiche della testa e del collo, senza alterare la validità diagnostica dell'immagine ottenuta. Il fine è quello di proporre un protocollo di studio Dentascan che riduca sostanzialmente la dose rispetto ai dati forniti dalla letteratura.

Materiali e metodi

Per le misurazioni è stato utilizzato un fantoccio testa-collo in plexiglass riempito di acqua con le stesse caratteristiche antropomorfe di una testa umana. Il dosimetro utilizzato è un modello TEMA a lettura immediata in micrograys (mGy) sensibile ai raggi X e Gamma Mod. DIP.62 dotato di un rivelatore GM (tipo ZP1313) compensato in energia e con memoria per la conservazione dei dati relativi alla dose accumulata. La dose accumulata presenta un errore massimo compreso tra $\pm 10\%$ per temperatura tra -10° e 50° con umidità relativa da 20% a 90% .

Gli esami sono stati condotti con apparecchiatura TC multistrato Light Speed Plus (GE) fornito di programma di ricostruzione Dentascan della stessa ditta (Fig. 1). La tecnica di studio prevede uno scanogramma preliminare in AP e LL con i seguenti parametri di acquisizione: 120 kV ovvero 80 kV con 20 mA. Le successive scansioni sono state acquisite con uno spessore di strato di 1,25 mm, intervallo 0,6 mm, velocità di avanzamento 11,25 mm/rotazione, tempo di rotazione del tubo pari a 0,6 s, 200 mA, FOV 13,7 cm, matrice 512 x 512, inclinazione del gantry di 0° . Sono stati selezionati due valori di voltaggio rispettivamente 120 kV e 80 kV utilizzati in due corrispondenti protocolli di studio (Tabella 1, Fig. 2). Il fantoccio è stato posizionato in decubito supino nell'apposito alloggiamento per la testa. Il dosimetro è stato fissato con la parte sensibile verso l'esterno nelle sedi del fantoccio corrispondenti agli occhi, alla

Table 1 Scan parameters

Slice thickness	1.25 mm
Interval	0.6 mm
Table feed	11.25 mm/rotation
Rotation time	0.6 s
Field of view	13.7 mm
Tilt	0°
Matrix	512x512
Milliamperes	200
Kilovolts	120/80

Table 2 Dosage measurement in several anatomical seats of a phantom after Dentascan examination performed with multislice computed tomography (MSCT) using both 120 kV and 80 kV, scout inclusive

120 kV	Location	80 kV
Mouth		
0.037	Scout AP	0.015
0.023	Scout LL	0.010
0.998	Superior arch	0.420
0.037	Scout AP	0.015
0.023	Scout LL	0.010
0.784	Inferior arch	0.225
Parotid glands		
0.043	Scout AP	0.019
0.041	Scout LL	0.016
0.319	Superior arch	0.080
0.043	Scout AP	0.043
0.041	Scout LL	0.041
0.924	Inferior arch	0.479
Thyroid		
0.044	Scout AP	0.020
0.040	Scout LL	0.017
0.362	Superior arch	0.157
0.040	Scout AP	0.020
0.038	Scout LL	0.017
0.593	Inferior arch	0.371
Eyes, crystalline lens		
0.041	Scout AP	0.017
0.022	Scout LL	0.007
0.302	Superior Arch	0.104
0.041	Scout AP	0.017
0.22	Scout LL	0.07
0.146	Inferior Arch	0.035
Neck C3/C4		
0.023	Scout AP	0.012
0.020	Scout LL	0.010
0.257	Superior arch	0.130
0.023	Scout AP	0.012
0.020	Scout LL	0.010
0.331	Inferior arch	0.081

Dose absorbed unit: milligrays; AP, anterior posterior; LL, latero lateral

Materials and methods

An anthropomorphic Plexiglas head and neck water phantom was used in the measurements. The dosimeter was a direct-reading TEMA model set in micrograys, sensitive to X- and gamma rays, DIP.62 model, equipped with an energy-compensated GM detector (model ZP1313) and with a memory for storage of data regarding the absorbed dose. The ab-

Tabella 1 Parametri tecnici di scansione utilizzati

Spessore di strato	1,25 mm
Intervallo	0,6 mm
Velocità di avanzamento	11,25 mm/rotazione
Tempo di rotazione	0,6 s
FOV	13,7 mm
Tilt	0°
Matrice	512x512
Intensità di corrente	200 mA
Voltaggio	120 kV/80 kV

Tabella 2 Misure di dose su fantoccio in diverse sedi anatomiche rilevate durante gli esami Dentascan eseguiti con apparecchio TC spirale multi-strato e protocollo a 120 kV e 80 kV. È stato inserito nel calcolo anche il contributo di dose del preliminare scanogramma (120 kV ovvero 80 kV e 20 mA)

120 kV	Localizzazione	80 kV
Bocca		
0,037	Scout AP	0,015
0,023	Scout LL	0,010
0,998	Arcata superiore	0,420
0,037	Scout AP	0,015
0,023	Scout LL	0,010
0,784	Arcata inferiore	0,225
Parotidi		
0,043	Scout AP	0,019
0,041	Scout LL	0,016
0,319	Arcata superiore	0,080
0,043	Scout AP	0,043
0,041	Scout LL	0,041
0,924	Arcata inferiore	0,479
Tiroide		
0,044	Scout AP	0,020
0,040	Scout LL	0,017
0,362	Arcata Superiore	0,157
0,040	Scout AP	0,020
0,038	Scout LL	0,017
0,593	Arcata inferiore	0,371
Occhi, cristallino		
0,041	Scout AP	0,017
0,022	Scout LL	0,007
0,302	Arcata superiore	0,104
0,041	Scout AP	0,017
0,22	Scout LL	0,07
0,146	Arcata inferiore	0,035
Collo C3/C4		
0,023	Scout AP	0,012
0,020	Scout LL	0,010
0,257	Arcata superiore	0,130
0,023	Scout AP	0,012
0,020	Scout LL	0,010
0,331	Arcata inferiore	0,081

Unità di misura di dose assorbita: mGy; AP, anteroposteriore; LL, laterolaterale

bocca, alle parotidi, alla tiroide ed al collo posteriormente (C3/C4) (Figg. 3, 4). Sono state acquisite le immagini con due distinti pacchetti di scansioni per il mascellare superiore e la mandibola standardizzandoli per una estensione cranio-caudale fissa. La durata dell'intera acquisizione è stata di 8 s per il mascellare superiore e di 12 s per la mandibola. Per ogni esame sono state eseguite 11 misurazioni per ottenere valori statisticamente attendibili. Ad ogni passaggio è stata letta la dose e riazzerato il dosimetro considerando di volta in volta anche il

Table 3 Summarising dosage measurement of our study compared with minimum and maximum literature data. CT computed tomography. Dose absorbed unit: milligrays

	Literature CT	Our experience Dentascan CT, 120 kV	Our experience Dentascan CT, 80 kV
Crystalline lens	0.6–0.7	0.574	0.187
Parotid glands	7.5–10.2	1.411	0.678
Thyroid	0.2–1.7	1.117	0.602
Mouth	1.2–17.9	1.925	0.695
C3/C4		0.684	0.255

sorbed dose had a maximum sampling error that ranged between $\pm 10\%$ with temperatures between -10° and $+50^\circ$ and 20% to 90% relative humidity.

Exams were performed with a Multislice Light Speed Plus CT scanner (GE) equipped with a Dentascan reconstruction programme from the same company (Fig. 1). The scanning technique consisted in a preliminary scan performed in the anteroposterior (AP) and laterolateral (LL) projections, with the following acquisition parameters: 120 kV or 80 kV, with 20 mA.

The subsequent scans were taken with a 1.25-mm slice thickness, 0.6-mm interval, 11.25-mm table speed/rotation, 0.6-s rotation time, 200 mA, 13.7-cm FOV, 512x512 matrix, and 0° gantry angle. Two kilovolt values were selected, 120 kV and 80 kV, respectively, used in two corresponding imaging protocols (Table 1, Fig. 2). The phantom was placed in the supine position in the head lodging inside the gantry. The dosimeter was positioned with the sensitive part facing outwards in the anatomical sites of the phantom corresponding to eyes, mouth, parotid glands, thyroid and back of neck (C3/C4) (Figs. 3, 4). Images were acquired during two separate scanning sessions for the upper maxillary bone and for the mandible, with a standardisation on a predetermined craniocaudal projection. The duration of the whole acquisition was, respectively, 8 s for the upper jaw bone and 12 s for the mandible. For each scan, 11 measurements were taken to obtain statistically significant values. After each scan, the dose was read and the dosimeter was set to zero, each time considering the amount of dose absorbed during the preliminary scan in the AP and LL projections.

Results

Measurements taken with the dosimeter in the positions corresponding to the eyes, mouth, parotid glands, thyroid and back of the neck (C3/C4) are reported in Tables 2 and 3, which illustrate in detail the results achieved with all values obtained, with a comparison with those reported in the literature.

In Table 1, doses read in micrograys on the dosimeter are reported in milligrays so as to have the same unit of measurement as that reported in the literature. Dose measure-

Tabella 3 Misure dosimetriche riassuntive della nostra esperienza e confronto con i dati presenti in letteratura espressi come minimo e massimo per un esame TC mascellare/mandibola. I valori riportati in Tabella sono espressi in unità di misura di dose assorbita (mGy)

	Letteratura TC	Nostra esperienza TC Dentascan, 120 kV	Nostra esperienza TC Dentascan, 80 kV
Cristallino	0.6–0.7	0.574	0.187
Parotidi	7.5–10.2	1.411	0.678
Tiroide	0.2–1.7	1.117	0.602
Bocca	1.2–17.9	1.925	0.695
C3/C4		0.684	0.255

contributo di dose assorbita durante il preliminare scanogramma in AP e LL.

Risultati

Le rilevazioni documentate dal dosimetro nelle diverse posizioni corrispondenti alle dosi assorbite dagli occhi, dalla bocca, dalle parotidi, dalla tiroide e dal collo posteriormente (C3/C4) sono state riportate nelle Tabelle 2 e 3, che descrivono in dettaglio e con valori riassuntivi i risultati ottenuti confrontandoli con i dati in possesso dalla letteratura. Nella Tabella 1, le dosi lette in micrograys (mGy) sul dosimetro sono trascritte in milligrays (mGy) per avere la stessa unità di misura con i dati raccolti dalla letteratura. Le misure di dose per ogni sito anatomico sono state eseguite per valori di voltaggio pari rispettiva-

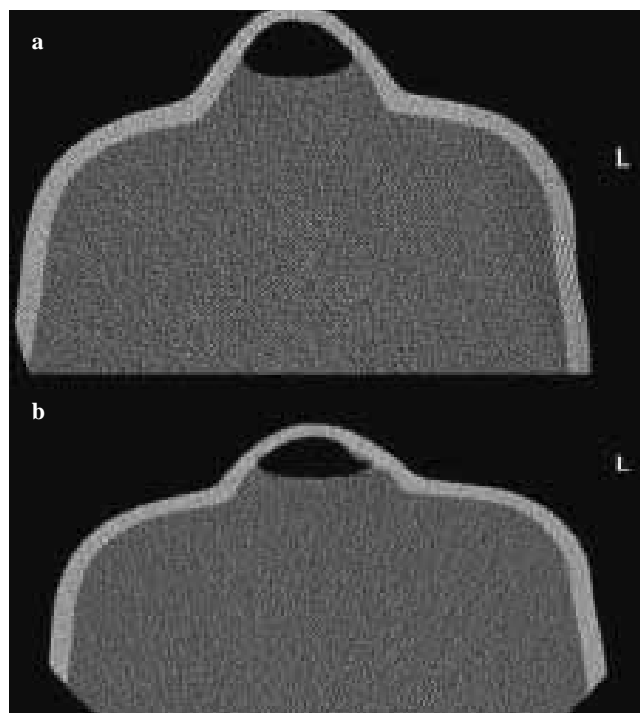


Fig. 2a,b Axial scan of the water phantom performed with 80 (a) and 120 (b) kV.

Fig. 2a,b Scansione secondo un piano assiale del fantoccio riempito con acqua ed eseguita con il protocollo a 80 kV (a) e 120 kV (b).

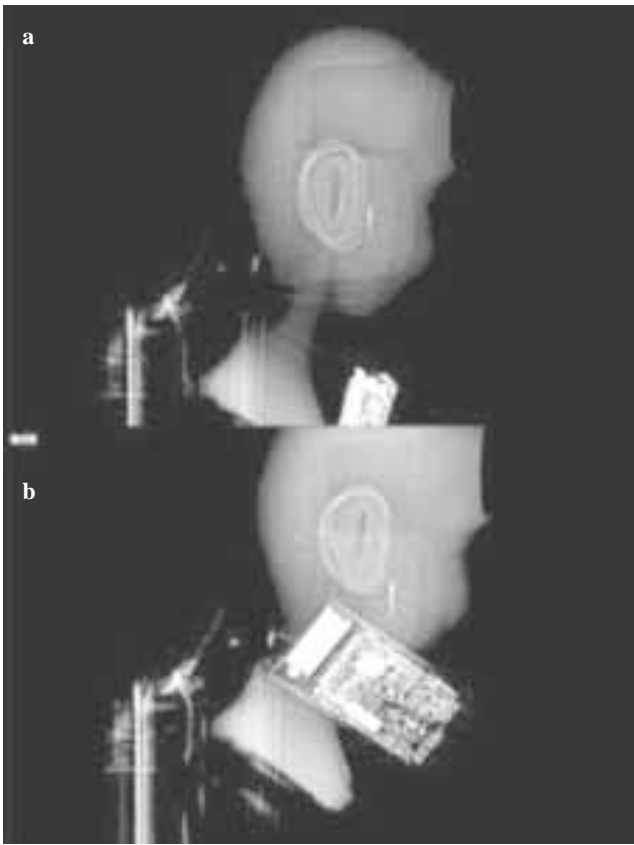


Fig. 3a,b Lateralateral (LL) scout view of the phantom with dosimeter positioned in the seat of thyroid and parathyroid glands.

Fig. 3a,b Scout view del fantoccio con il dosimetro fissato nella sede della tiroide e della parotide in antero-posteriore.

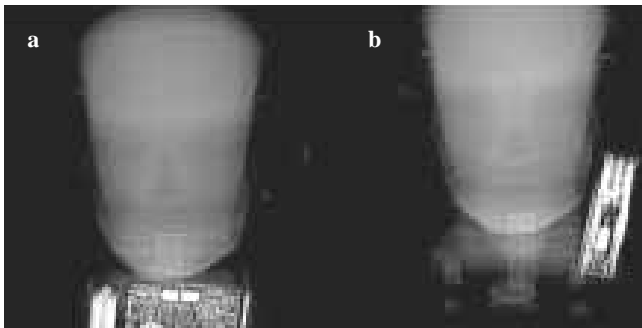


Fig. 4a,b Anterior posterior (AP) scout view of the phantom with dosimeter positioned in the seat of thyroid and parathyroid glands.

Fig. 4a,b Scout view del fantoccio con il dosimetro fissato nella sede della tiroide e della parotide in antero-laterale.

ments at each site were taken at 120 kV and 80 kV, respectively, in two separate imaging protocols, while the remaining acquisition parameters were identical.

Each item reported is the mean value of 11 measurements taken with the dosimeter in the same position, with scans taken separately at the level of the upper jaw bone and the mandible, taking into account the dose absorbed during the preliminary scan.

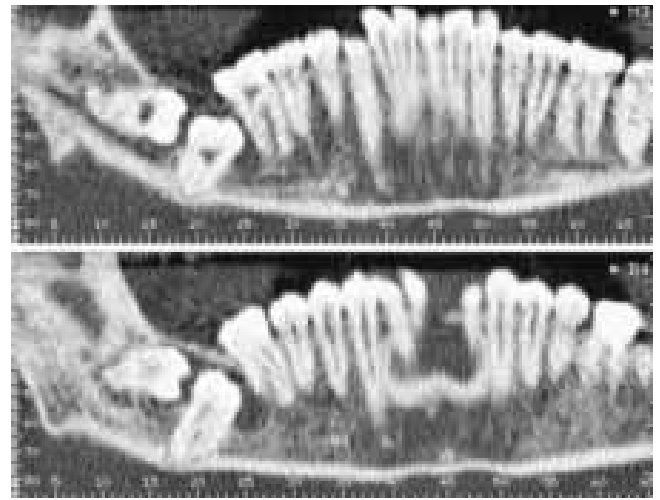


Fig. 5 Dental inclusion (47) and dysodontiasis (48). Panorex reconstructions permit a correct evaluation of teeth relations and mandibular canal involvement, which is evident near the roots of the 48th tooth and is completely crossed by the roots of the 47th.

Fig. 5 Inclusionione di 47 associata a disodontiasis (inclusionione e mesioangolazione) di 48. Le ricostruzioni Panorex permettono una corretta visualizzazione dei rapporti tra i due elementi dentari e del coinvolgimento del canale mandibolare che appare contiguo alle radici di 48 nonché interamente attraversato dalle radici di 47.



Fig. 6 Axial image shows dysodontiasis of the 38th and 48th.

Fig. 6 L'immagine acquisita secondo il piano assiale documenta una disodontiasis a carico di 38 (inclusionione e mesioangolazione) e 48 (inclusionione e mesio-linguolangolazione).

mente a 120 kV e 80 kV in due corrispondenti protocolli di studio che prevedono valori identici per i restanti parametri tecnici di acquisizione. Ciascun dato trascritto è la media di 11 misurazioni effettuate con la stessa posizione del dosimetro ed eseguendo separatamente in tempi distinti l'esame a livello della mascellare superiore e della mandibola considerando il contributo di dose dovuto al preliminare scanogramma. Nella Tabella 3 sono riportati i valori riassuntivi della nostra esperienza per le diverse strutture anatomiche considerate rispettivamente con

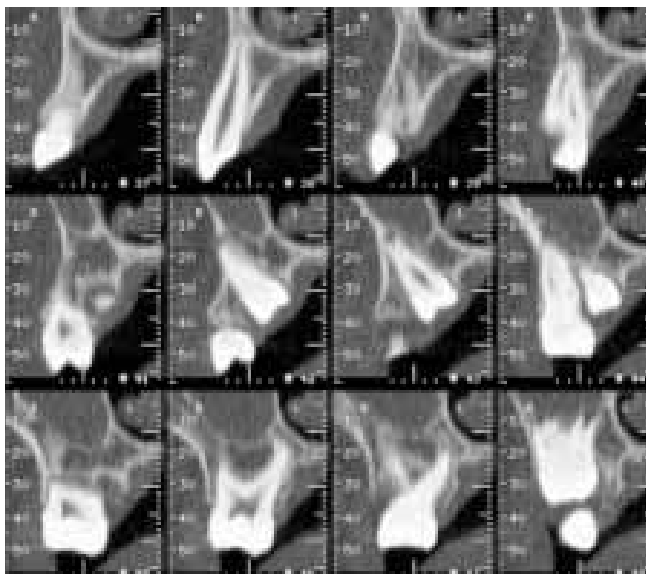


Table 3 summarises the values obtained for the different anatomic structures, examined at 120 kV and 80 kV, respectively, compared with the data reported in the literature, and indicated as minimum and maximum [8].

Discussion

When milliamperes are kept constant, the radiation dose delivered by an X-ray tube increases as the X-ray energy, that is the kilovoltage, increases.

This effect is largely exploited in diagnostic imaging performed on babies or children, where a low radiation dose is required [9, 10].

As X-ray energy (kilovoltage) decreases the contrast between the structures crossed by the X-ray beam increases [9, 10]. This concept proved to be useful in our experience, as it enabled a marked reduction in the dose administered without affecting image quality. The setting typically used in Dentascan examinations is 120 kV.

The choice of the lower dose of 80 kV was made as a necessary compromise to reach a good diagnostic accuracy (Figs. 5–7). The literature contains numerous studies on dosimetry in odontostomatologic radiology, often with comparisons between conventional CT, CBCT, and orthopantomography. In particular, in 1992, Kassebaum et al. [8] reported the doses absorbed by anatomical sites studied using a CT scan in the pre-operative assessment of a dental implant.

Considering the technological progress of the devices and the different dosimetric techniques, these results are very close to those obtained by more recent studies [6, 7]. In our experience, the dose value obtained and summarised in Table 3 are significantly lower than the minimum values reported in the literature. Even when compared with the doses reported for CBCT, with the obvious approximations linked to the different dosimetric techniques, our results were comparable, and the absorbed dose measured in our study was

Fig. 7 Parasagittal reconstructions – impacted premolar. The second premolar is impacted, distally angled and oblique in a vestibular-palatal plane. Reconstructions clearly show the relations between the impacted tooth and the contiguous teeth.

Fig. 7 Ricostruzioni parasagittali – premolare incluso. Il II premolare risulta incluso, distoangolato e obliquo secondo un piano vestibolo-palatale. Dalle ricostruzioni contigue risultano ben evidenti i rapporti tra l'elemento dentario incluso e i denti contigui.

120 kV e 80 kV confrontati con i dati riportati in letteratura espressi come minimo e massimo [8].

Discussione

Mantenendo i mAs costanti, la quantità di radiazioni in uscita da un tubo a raggi X incrementa con l'aumentare dell'energia dei raggi X cioè con il voltaggio imposto. Questo effetto viene agevolmente sfruttato negli esami radiodiagnostici eseguiti su neonati o bambini dove è richiesto un abbassamento della dose di radiazioni fornita [9, 10]. Parallelamente, al diminuire dell'energia dei raggi X (voltaggio), aumenta il contrasto tra le diverse strutture attraversate dal fascio di radiazioni [9, 10]. Questo dato è stato utilizzato nella nostra esperienza per determinare una sostanziale riduzione di dose senza alterare la qualità dell'immagine ottenuta. Il valore di 120 kV è quello routinariamente utilizzato negli esami Dentascan. La scelta di un valore inferiore pari a 80 kV nasce come il necessario compromesso per ottenere immagini di buon livello diagnostico (Figg. 5–7). In letteratura numerosi studi si sono interessati della dosimetria nella radiologia odontostomatologica, spesso proponendo il confronto tra la tomografia computerizzata, le apparecchiature tomografiche a fascio radiante conico (CBCT) e l'ortopantomografia. In particolare Kassebaum et al. [8] nel 1992 hanno riportato le misure di dose assorbita dai diversi siti anatomici esposti a seguito di un esame TC nella valutazione implantologica. Tali valori sono sostanzialmente comparabili, tenuto conto del progresso tecnologico delle apparecchiature utilizzate e delle diverse tecniche dosimetriche, con studi più recenti [6, 7]. Nella nostra esperienza i valori dosimetrici ottenuti e descritti riassuntivamente nella Tabella 3 risultano abbondantemente inferiori ai valori minimi espressi in letteratura. Anche quando confrontati con i valori di dose registrati sulle apparecchiature tomografiche a fascio radiante conico (CBCT), i risultati ottenuti nel nostro studio, con le ovvie approssimazioni legate alla diversa tecnologia e metodologia di analisi dosimetrica, sono sovrapponibili; in alcune sedi anatomiche i valori di dose assorbita registrati nella nostra esperienza

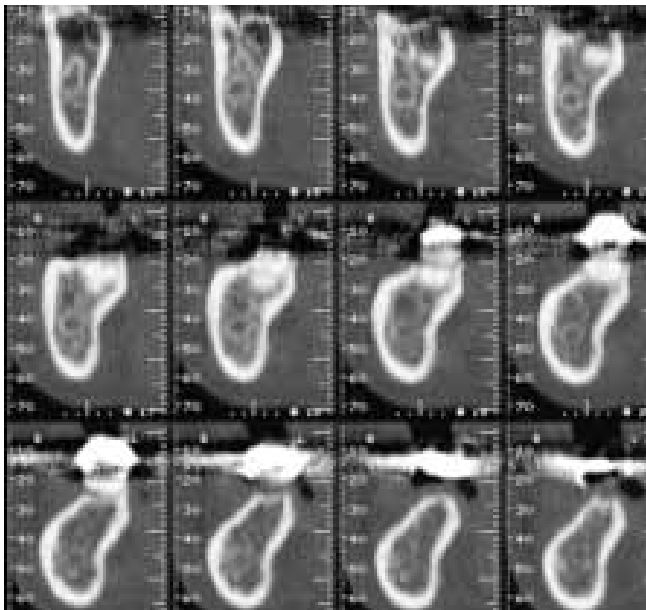


Fig. 8 Mandibular sagittal-oblique reconstructions. Best evaluation of mandibular canal and its relations with teeth roots.

Fig. 8 Ricostruzioni sagittali-oblique contigue della mandibola. Risulta ottimale la valutazione del canale mandibolare e dei rapporti con le radici dentarie.

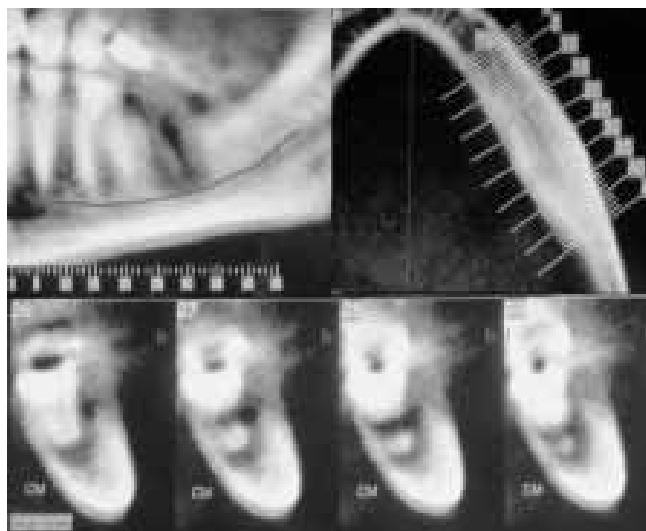


Fig. 9 Mandibular axial images and sagittal-oblique reconstructions and PANOREX with cone beam computed tomography (CBCT).

Fig. 9 Acquisizioni assiali e ricostruzioni sagittali-oblique e PANOREX della mandibola ottenute con apparecchio tomografico CBCT.

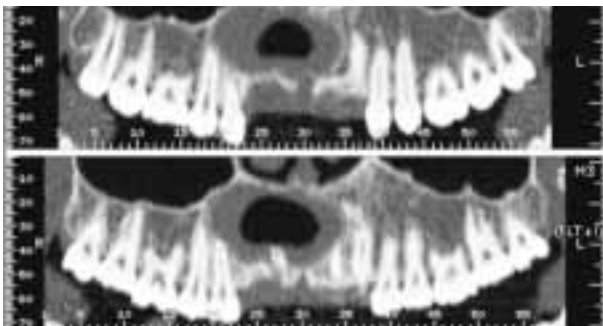


Fig.12 Panorex reconstructions of the case shown in Figure 9.

Fig. 12 Ricostruzioni Panorex del caso esposto nella Figura 9.



Fig. 10 Cyst of upper jaw bone located near the incisors. The axial image clearly shows the lesion extension, its content and the degree of erosion of the cortical bone.

Fig. 10 Cisti del mascellare superiore localizzata a livello degli incisivi. L'immagine assiale documenta adeguatamente l'estensione della lesione, il suo contenuto ed il grado di erosione a carico della corticale ossea.

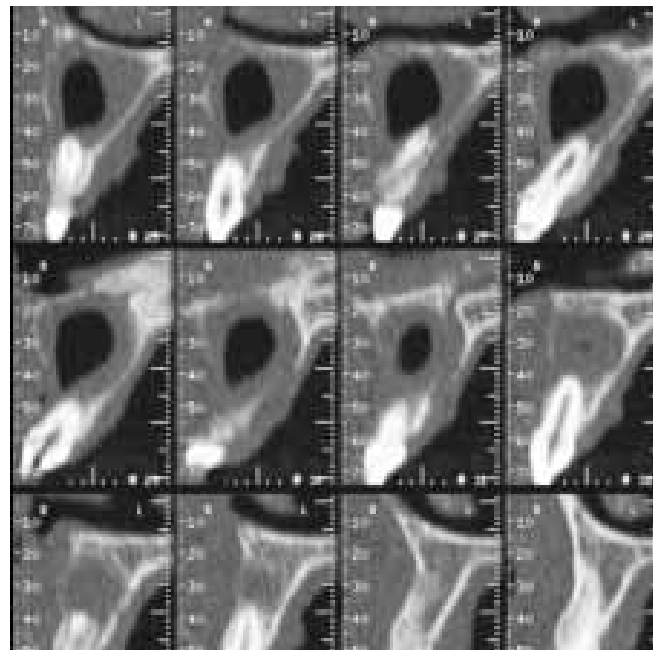


Fig. 11 Sagittal-oblique reconstructions of the case shown in Figure 9. Best evaluation of the relations between cyst and teeth, and involvement of the incisive hole and maxillary sinus floor.

Fig. 11 Ricostruzioni sagittali-oblique del caso esposto nella Figura 9. Dalle immagini riportate si evidenziano ottimamente i rapporti tra la lesione cistica e gli elementi dentari nonché il coinvolgimento del forame incisivo e del pavimento del seno mascellare omolaterale.

even lower in some anatomical sites [11].

The eleven measurements taken for each examination all proved to be in the same order of dose, which confirms the reliability of the values obtained.

A 50% to ten-fold reduction of the radiation dose was seen in the 80-kV protocol compared with what is reported in the literature. Image quality with the lower kilovoltage remains acceptable both as regards pre-implantation quantitative measurements and the evaluation of bone quality (Fig. 8). CBCTs, which are characterised by a reasonably low radiation dose, are only indicated in basic implant and trauma diagnostics.

Anatomically complex cases, masses, or extensive implant treatments requiring more detailed studies can only be analysed with blade-beam CT scanners, which produce higher-quality images [12] (Fig. 9).

Furthermore, the use of these devices limited to the imaging of the maxillofacial region justifies its exclusive use in oral and maxillofacial surgery departments in terms of benefit-to-risk ratio.

Moreover, the data obtained indicate that the parotid glands, the thyroid and the mouth are the anatomical structures most exposed to radiation during Dentascan CT examinations both of the upper and low jaw bone, in line with what has been reported in previous studies [5].

The rising demand for Dentascan exams for prosthetic implants and the increasing use of this technique on children requires that more attention be paid to this diagnostic tool so as to optimise the technique and reduce radiation dose to the lowest possible levels. This principle has been fully adopted by the Italian law, Article 2 of Legislative Decree 230/95, which regulates all activities carrying a risk of ionizing radiation. Therefore, our study continues this line of research [13–15] by suggesting a protocol that significantly reduces the dose administered to the anatomical structures involved by a Dentascan exam without affecting diagnostic accuracy.

In our Department of Diagnostic Imaging, all Dentascan exams are currently performed with the 80-kV protocol, with excellent results in terms of image quality. The figures reported in our paper show that all anatomical data needed for a pre-implant evaluation are clearly evidenced, as well as the extent, the relations and any bone corrosion associated with expansile lesions of the jaw bone (Figs. 10–12). Evolution of the technology and software will allow further studies to demonstrate that valuable diagnostic results may be obtained with even lower kilovoltage and tube current in the near future.

Acknowledgements We thank Mr. Valerio Valeri (TRM) for the valuable collaboration.

za sono risultati addirittura inferiori [11]. Le undici misurazioni per ogni tipo di esame danno l'attendibilità del valore in quanto si sono dimostrate sempre sulla stessa linea di dose. Si è registrata una riduzione di dose dalla metà a dieci volte nel protocollo con 80 kV rispetto a quanto espresso in letteratura. La qualità diagnostica delle immagini ottenute con il voltaggio più basso rimane sempre in un range di accettabilità sia per le misurazioni quantitative pre-implantologiche che per la valutazione della qualità ossea (Fig. 8). I tomografi a fascio radiante conico (CBCT), caratterizzati da una dose relativamente bassa di radiazioni, sono indicati solo nella diagnostica dell'implantologia di base e dei traumi. I casi anatomicamente complessi, i processi neofornati od i trattamenti implantari estesi, che necessitano di studi più dettagliati, devono essere valutati esclusivamente con apparecchi di tomografia computerizzata con fascio radiante "a lama" che forniscono immagini di qualità decisamente superiore [12] (Fig. 9). Inoltre, l'utilizzo di tali apparecchiature, limitato esclusivamente all'imaging del distretto maxillo-facciale, ne giustifica, in termini di rapporto costo beneficio, un impiego esclusivo nei reparti di chirurgia orale e maxillo-facciale. Dai dati ottenuti si evidenzia inoltre come parotidi, tiroide e bocca siano le strutture anatomiche più esposte a radiazioni durante un esame TC Dentascan sia del mascellare superiore che dell'inferiore, in linea con quanto documentato in precedenti studi [5]. La sempre maggiore richiesta di esami Dentascan a fini implantologici e la sempre più estesa applicazione di questa tecnica sulla popolazione pediatrica impone una maggiore attenzione su questo tipo di attività diagnostica, al fine di ottimizzare la tecnica e ridurre la dose ai livelli più bassi ragionevolmente ottenibili. Tale principio è stato pienamente recepito nella normativa di legge italiana entrata recentemente in vigore, attraverso l'art. 2 del D. Lgs. 230/95, che ne stabilisce il rispetto nella disciplina delle attività con rischio da radiazioni ionizzanti. Il nostro studio si inserisce pertanto in questo filone di ricerca [13–15], fornendo una proposta di protocollo che riduca sostanzialmente la quantità di dose fornita alle strutture anatomiche esposte durante un esame Dentascan senza inficiare il valore diagnostico dell'esame. Attualmente presso il nostro Dipartimento di Diagnostica per Immagini tutti gli esami Dentascan vengono eseguiti con il protocollo a 80 kV con risultati ottimali per quanto riguarda la qualità dell'immagine ottenuta. L'iconografia riportata dimostra come siano chiaramente discernibili tutte quelle informazioni anatomiche necessarie ad una valutazione pre-implantologica nonché l'estensione, i rapporti e l'eventuale erosione ossea associata a lesioni espansive dei mascellari (Figg. 10–12). Ulteriori studi potranno essere utili per dimostrare che risultati diagnostici validi sono raggiungibili con una ulteriore riduzione del voltaggio nonché dell'intensità di corrente e l'evoluzione tecnologica e dei software renderà possibile ciò nel futuro prossimo venturo.

Ringraziamenti Si ringrazia per la collaborazione il Sig. Valerio Valeri (TRM).

References/Bibliografia

1. Preda L, Rodriguez y Baena R et al (1999) La tomografia computerizzata in implantologia. *Radiol Med* 98:447–53
2. Villari N, Fanfani F (1992) Apporto diagnostico della CT nell'implantologia: utilizzazione di un nuovo programma di ricostruzione Denta-Scan. *Radiol Med* 83:608–614
3. Casselman JW, Deryckere F, Hermans R et al (1990) Denta Scan: CT software program used in the anatomic evaluation of the mandible and maxilla in preoperative assessment of dental implants. *Ann Radiol* 33:408–417
4. Bianchi SD, Rocuzzo M, Albrito F et al (1996) Dosi assorbite nella radiologia dentale. *Radiol Med* 92:114–121
5. Villari N, Stecco A, Zatelli G (1999) Dosimetria nella radiologia odontostomatologica: confronto tra Tomografia Computerizzata spirale e ortopantomografia. *Radiol Med* 97:378–381
6. Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ et al (2001) Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computer tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 30:255–259
7. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A et al (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 8:1558–1564
8. Kassebaum DK, Stoller NE, McDavid WD et al (1992) Adsorbed dose determination for tomographic implant site assessment techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 73:502–509
9. Jurik AG, Jessen KA, Hansen J (1997) Image quality and dose in computed tomography. *Eur Radiol* 7:77–81
10. Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW et al (2002) Radiation dose and image quality in spiral CT: multicentre evaluation at 6 institutions. *Br J Radiol* 75:140–150
11. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL (2003) Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 32:229–234
12. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S (2002) Clinical indications for Digital Volume Tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 31:126–130
13. Huda W, Sandison GA (1984) Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements. *Health Phys* 47:463–467
14. Dula K, Mini R, van der Stelt PF et al (1996) Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci* 104:503–510
15. Underhill TE, Chilvarquer I, Kimura K et al (1988) Radiobiologic risk estimation from dental radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 66:111–120