UPDATE

Le risque d'irradiation des patients exposés aux examens de tomographie volumique a faisceau conique (Cône Beam) : actualité dosimétrique

The radiation risk for patients exposed to cone beam computed tomography examinations: dosimetric news

Abdelkader REZOUG

Service d'odontologie conservatrice-Endodontie, Centre Hospitalo-universitaire d'Oran, Faculté de Médecine, Laboratoire d'odontologie conservatrice-Endodontie, Université Oran 1, Algérie

Auteur correspondant : rzgaek@yahoo.fr soumis le 26/12/2024 ; Accepté le 24/06/2025 ; publié en ligne le 27/06/2025

Citation : REZOUG A. Le risque d'irradiation des patients exposés aux examens de tomographie volumique a faisceau conique (Cône Beam) : actualité dosimétrique (2025) J Fac Med Or 9 (1) : 1123-1130.

DOI : https://doi.org/10.51782/jfmo.v9i1.262

MOTS CLES

CBCT, Exposition, rayons X, Radioprotection, Dose

Résumé

Introduction-La tomographie à faisceau conique (CBCT) est une technique radiologique tridimensionnelle qui a marqué son intérêt dans le monde de la radiologie dentaire au cours des deux dernières décennies. Appelée Cône beam, la CBCT surmonte les limites de l'imagerie dentaire bidimensionnelle traditionnelle. Elle permet d'obtenir une image précise des détails multiplanaires des structures osseuses maxillofaciales et des tissus mous environnants.

En général, l'irradiation pulsée permet d'obtenir des doses plus faibles pour le patient que le mode d'exposition continue, car le rayonnement est interrompu. Le mode d'exposition continue présente l'inconvénient d'exposer le patient à des doses plus élevées pendant le processus d'acquisition de l'image. Les principes de justification, d'optimisation et de limitation des doses ont été adoptés en imagerie de radiodiagnostic pour protéger les patients d'une exposition inutile.

Objectif- Cet article a pour but de réunir l'ensemble des données dosimétriques les plus récentes publiées dans la littérature scientifique. L'objectif étant, d'une part, de déterminer la dose approximative de cette technique et, d'autre part, de sensibiliser les prescripteurs des examens CBCT à l'exposition radiologique autant que possible, dans le cadre de l'optimisation et du principe ALARA.

KEY WORDS

CBCT, Exposure, X-rays, Radiation protection, Dose

Abstract

Cone-beam computed tomography (CBCT) is a three-dimensional radiological technique that has made its mark on the world of dental radiology over the last two decades. Known as cone beam, CBCT overcomes the limitations of traditional two-dimensional dental imaging. It provides a precise image of multiplanar details of maxillofacial bone structures and surrounding soft tissues.

In general, pulsed irradiation results in lower doses for the patient than continuous exposure, because the radiation is interrupted. Continuous exposure mode has the disadvantage of exposing the patient to higher doses during the image acquisition process. The principles of dose justification, optimisation and limitation have been adopted in diagnostic imaging to protect patients from unnecessary exposure.

This article aims to compile all the most recent dosimetric data published in the scientific literature. This work aims to determine the approximate dose of this technique and to make CBCT examination prescribers aware of radiological exposure within the framework of optimisation and the ALARA principle.

Introduction

En 1895, Roentgen a apporté une avancée majeure à la médecine. Comme la plupart des innovations, cette découverte a eu des conséquences positives, mais aussi des effets indésirables importants qui n'ont pas été immédiatement reconnus. L'engouement considérable suscité par cette découverte a donné lieu à la publication de plus de 1 100 articles sur les rayons X, qui ont été publiés dans l'année qui a suivi. Les effets néfastes, rapportés au cours des décennies suivantes, comprenaient des brûlures de la peau, des dermatites, des cancers de la peau, la perte de cheveux et des lésions cutanées [1-3].

Aujourd'hui, bien que considérée comme un examen complémentaire, la radiographie s'avère être une aide précieuse dans la démarche diagnostique, comme dans certaines étapes de traitement odontologique. Cependant, les rayons X sont potentiellement ionisants et donc susceptibles de provoquer des effets biologiques, mais le nombre d'examens d'imagerie médicale est en constante augmentation. La réalisation d'une radiographie n'est pas anodine, elle peut avoir des conséquences graves sur la santé des personnes exposées [4].

La radiographie dentaire se base sur les méthodes de l'imagerie bidimensionnelle (radiographie intra-orale, céphalométrique, panoramique) et sur l'imagerie tridimensionnelle tomodensitométrique. Il existe également la tomodensitométrie à faisceau conique (CBCT) qui surmonte les limites de l'imagerie traditionnelle et permet d'obtenir une précision indiscutable. Ces nouvelles méthodes doivent être comprises pour pouvoir tirer pleinement parti de cette évolution. Les différences de niveaux de dose de rayonnement sont importantes non seulement entre les appareils CBCT de différentes marques, mais aussi au sein d'un même modèle [5-8].

Par ailleurs, les principales organisations scientifiques nationales et internationales ont encore réaffirmé que toutes les doses de radiations ionisantes, même les plus réduites, contribuent à l'ensemble des mutations dans le génome des cellules somatiques et germinales, augmentant aussi la probabilité d'apparition des cancers et des effets héréditaires (9). L'augmentation mondiale de l'utilisation du CBCT en radiologie buccale et maxillo-faciale à des fins diagnostiques nécessite d'accorder une attention particulière à la radioprotection. Une étude récente de l'AIEA [10] a révélé que l'optimisation de l'imagerie CBCT dentaire et maxillo-faciale n'avait pas encore atteint un niveau de maturité satisfaisant, ce qui suggère des opportunités pour les chercheurs et les

professionnels de la santé de travailler ensemble pour améliorer ces techniques.

L'objectif de ce travail est de déterminer la dose approximative de cette technique et de minimiser l'exposition radiologique dans la pratique dentaire autant que possible. Pour cela, nous devons optimiser et appliquer le principe ALARA.

Radiopathologie

En 1898, Rollins (dentiste à Boston) décrit la mort de cobayes dans les jours suivant leur irradiation. Plus tard, il met en garde contre les effets sur des tissus sensibles comme le cristallin de l'œil, mais aussi sur le fœtus, en réalisant des expériences sur des animaux qui révèlent le caractère tératogène des rayons. Dans un article intitulé « X light kills » publié en 1901 dans le Boston Medical and Surgical Journal, il indique que les rayonnements sont délétères.

En 1903, le prix Nobel de physique est décerné conjointement à Pierre et Marie Curie, ainsi qu'à Henri Becquerel, pour leurs travaux sur les radiations (radioactivité, rayonnement corpusculaire naturel). En 1904, le premier décès dû à une surexposition aux rayons X est annoncé, ce qui marque un tournant dans la compréhension des risques liés à cette exposition,peu de temps après la découverte de leur intérêt pour le traitement du cancer [11]. La gravité des effets stochastiques de l'exposition radiologique est indépendante de la dose reçue. En revanche, c'est la probabilité d'apparition de ces effets qui en est dépendante. Les lésions les plus sérieuses intéressent surtout l'ADN aux faibles doses et les membranes cellulaires aux fortes doses [12,13].

La cytogénétique a débuté par examiner les répercussions des faibles doses, tandis que les technologies basées sur l'immunofluorescence permettent de suivre l'évolution d'une altération de l'ADN au sein même du noyau cellulaire. Grâce à cette avancée, il est possible d'étudier de manière rigoureuse les phénomènes, jusqu'à une dose maximale de 25 µSv [14].

L'ADN est la cible biologique la plus critique en raison de la redondance limitée de l'information génétique qu'il contient. Il consiste en une rupture d'une ou de plusieurs de ses liaisons chimiques pouvant provoquer sa dissociation et la formation de radicaux libres au cours du métabolisme cellulaire de l'oxygène. Ce dernier est donc indispensable à la vie cellulaire, mais il peut également être considéré comme la source des espèces chimiques les plus toxiques pour l'ADN. La lésion directe de cette molécule résulte de la création d'ionisations au sein de la molécule elle-même, qu'elles surviennent dans les bases ou le squelette phosphodiester [15,16].

Les lésions de la molécule d'ADN ont également des conséquences à une échelle supérieure, chromosomique ou chromatidique, qui se manifestent macroscopiquement. Elles sont liées à la survenue de lésions double brin qui rompent la molécule d'ADN. Une telle lésion entraîne nécessairement une perte de matériel génétique et de la fonction protéique correspondante. Plusieurs mécanismes sont invoqués pour expliquer ce phénomène : des altérations des protéines de signalisation de dommages de l'ADN (protéine P53) ou des altérations des télomères (portions terminales des chromosomes impliquées dans le bon déroulement de la méiose, la protection et la réparation de l'ADN) [17-21].

La cancérogenèse correspond à l'ensemble des phénomènes qui transforment une cellule normale en cellule cancéreuse, et la formation d'un cancer est l'aboutissement d'événements résultant de la prolifération incontrôlée de cellules malignes sous l'effet cumulatif de multiples modifications génétiques. Il est habituel de distinguer plusieurs étapes clés dans ce processus tel que l'initiation tumorale, au cours de laquelle des modifications irréversibles de l'ADN (acide désoxyribonucléique) du noyau cellulaire permettent à une cellule normale d'acquérir des propriétés l'amenant progressivement à une transformation en cellule tumorale (cellule initiée) ; La phase de promotion tumorale correspond à la prolifération (multiplication anormale) du clone des cellules initiées. La phase de progression tumorale marque le passage de lésions précancéreuses à des lésions malignes, avec une prolifération cellulaire indépendante, une extension invasive de la tumeur et sa capacité à métastaser.

À la différence des effets tératogènes, qui sont des effets déterminants liés à la mort cellulaire, les effets cancérogènes sont liés à des modifications non létales (mais mortelles) de la cellule. Dans ce cas, il s'agit d'un risque stochastique (aléatoire), qui augmente avec la dose reçue (entre 0 et 100 mGy) et pour lequel il n'y a pas de dose seuil.

Des études menées sur des radiologues ayant pratiqué entre 1920 et 1940, à une époque où les protocoles de radioprotection étaient élémentaires, ont révélé une augmentation significative du risque de cancer de la peau, de leucémie et de lymphome chez ces professionnels par rapport à leurs homologues qui n'employaient pas de radiations ionisantes.

Les effets génétiques, à l'instar des cancers, sont des effets aléatoires et non spécifiques des radiations ionisantes, qui se produisent dans le temps. Ils sont provoqués par la mutation d'une cellule de la reproduction, phénomène démontré par Muller dès 1928 [14,21].

La littérature a rapporté plusieurs cas de lésions cutanées en radiologie interventionnelle. Les radiodermites siégeant habituellement au niveau des mains, qui se caractérisent par un amincissement du revêtement cutané et une fissuration des ongles, relèveraient de lésions vasculaires. Elles évoluent en donnant des télangiectasies et des hyperkératoses autour des ongles, qui s'étendent ensuite aux doigts et peuvent se cancériser (épithélioma basocellulaire ou spinocellulaire). Les altérations microvasculaires sous-unguéales non spécifiques peuvent être causées par une radioexposition chronique. Une méta-analyse des données de la LSS (Life Span Study) et des études sur les travailleurs, publiée entre 1990 et 2010, a révélé une corrélation positive significative entre une exposition faible à modérée à la radio (inférieure à 500 mSv) et la mortalité par maladies cardiovasculaires [14].

Dosimétrie des patients exposés aux examens de tomographie volumique à faisseau conique.

La tomographie volumique à faisceau conique (TVFC) est une technique dans laquelle la source de rayons X et le capteur d'image sont faits pour tourner autour de la tête du patient. Le but est d'obtenir de nombreuses images radiologiques bidimensionnelles qui sont combinées à l'aide d'un système informatique pour produire une image tridimensionnelle. Une succession de coupes tomographiques bidimensionnelles permet également de visualiser le volume. Certains appareils sont également capables de produire des images panoramiques, ainsi que des vues reconstruites [22].

En radiologie médicale, la justification exige que la procédure radiologique permette d'améliorer le diagnostic et le traitement des patients. Il faut évaluer les avantages et les risques potentiels de l'exposition radiologique. Le tableau 1 synthétise les doses efficaces utilisées en radiologie dentaire, et comparées à l'exposition naturelle [23].

La démarche d'optimisation commence par le choix de l'équipement, par l'intégration d'un opérateur compétent et par l'adoption des méthodes standardisées et sécurisées. Le processus d'assurance qualité doit également être mis en place pour garantir la conformité aux réglementations et le bon fonctionnement de l'équipement. Dans les appareils CBCT récents, les protocoles à faible dose sont de plus en plus courants [24].

Cependant, l'absence de contrôle automatique de l'exposition dans les appareils CBCT dentaires a limité les efforts d'optimisation. Cette problématique a également été notée dans la publication 129 de la commission internationale de protection radiologique (CIPR), qui est une organisation non gouvernementale internationale qui émet des recommandations concernant la mesure de l'exposition aux rayonnements ionisants, ainsi que les mesures de sécurité à prendre sur les installations sensibles, il est important de se référer aux directives en vigueur. Ces recommandations sont au fondement de la réglementation et des normes de radioprotection, aussi bien internationales que nationales.

La question soulevée requiert une délibération approfondie, étroitement liée à l'analyse approfondie menée par EURADOS. Il est parfois compliqué de comparer les niveaux de doses entre les structures de santé, et même entre différents fournisseurs ou modèles [25,26].

Silva et al. (2008) ont rapporté que la dose au tissu thyroïdien était de 232,4 mGy et la dose à la peau de la thyroïde était de 663,8 mGy. Ces résultats soulignent la recommandation générale de limiter le champ de vue du scanner par sa taille et son positionnement anatomique afin d'éviter l'exposition directe de la thyroïde [27,31].

Tableau 1. Les doses efficaces en radiologie dentaire comparées à l'exposition naturelle

Modalité d'imagerie	Dose efficace moyenne (µSv)	Equivalence en Jours et heures d'exposition naturelle
Rétroalvéolaire/rétro coronaire	1-8	< 1jour ou un vol Paris New York
Téléradiographie de profil	2-3	< 1jour ou l'incidence d'une centrale nucléaire sur le voisinage
Occlusal maxillaire	8	1 jour
Panoramique dentaire	5-30	1 à 5 jours
Bilan rétroalvéolaire (16-20 films)	30-150	5-20 jours
CBCT (selon champ)	13-200	3 à 30 jours
Tomodensitométrie /arcade	200-300	30 à 45 jours

Dans l'étude deRuben Pauwels réalisée au Royaume-Uni et en Belgique (2010), les auteurs ont constaté quela dose effective varie entre 19 et 368 µSv. Les glandes salivaires (24 %) et la glande thyroïde (21 %). Pour tous les organes, une large gamme de valeurs mesurées était apparente, en raison des différences dans les facteurs d'exposition, le diamètre et la hauteur du faisceau primaire, et du positionnement du faisceau par rapport aux organes radiosensibles [32].

Il est ainsi difficile d'établir des rapports sur les doses efficaces de manière complète et spécifique pour les indications pertinentes de la CBCT dentaire. En outre, les technologies en cours de développement permettent d'obtenir des doses plus faibles.Les doses efficaces ont été mesurées en 1990 et en 2007 parML Asha et al, en Inde (2014) ; en utilisant la nouvelle génération de scanner CBCT, la dose efficace est inférieure à celle de la machine de la génération originale pour un FOV similaire en utilisant les facteurs de pondération des tissus de la CIPR 2007 [32]; les résultats sont résumés dans le tableau 2.

Tableau 2. Comparaison des doses efficaces ; 2007 vs 1990

Année	2007	1990
Organe et son diamètre (cm)	La dose efficace (µSv)	La dose efficace (µSv)
La tête (30cm)	47	78
La mâchoire (13cm)	44	77
Mandibule standard (6cm)	35	58
Mandibule haute résolution (6cm)	69	113
Maxillaire standard (6cm)	18	32
Maxillaire haute résolution (6cm)	35	60
La dose moyenne	41,33	69,66

Le but de l'étude de A. AL-OKSHI et al, réalisée en Suède en 2014 était d'estimer la dose efficace pour LE CBCT des os du visage, en se concentrant sur la méthode de mesure et le protocole de numérisation. Les spécifications techniques de la CBCT ne sont pas décrites de manière adéquate. Les doses efficaces rapportées variaient entre 9,7 et 197 µSv à des hauteurs de champ de vision (field of view, FOV) de 5 cm [34].

Eren et Gorgun (2015) ont rapporté que la dose absorbée au niveau de la glande thyroïde lors d'un CBCT était de 0,863 mGy [25,26]. Pauwels et al. (2014) ont calculé les doses à la peau de la glande thyroïde sur la ligne médiane et à droite et à gauche de la ligne médiane.

Leurs résultats étaient de 1007 mSv, 284 mSv et 131 mSv, respectivement [25,27]. Akyalcın et al. (2013) ont évalué la dose à la surface de la peau et mesuré la dose maximale de rayonnement cutané entre 144 et 462 mGy environ [27].

Marina Ernst en Suisse (2017) a fixé l'objectif de mesurer les doses reçues par les organes et d'effectuer des calculs de dose basés sur des simulations de Monté Carlo (MC) afin d'établir une base pour des calculs de dose tridimensionnels complets pour tout examen de patient. Des champs de vision ont été sélectionnés, les doses moyennes dans l'organe ont été mesurées à 5,2, à 2,75 et à 1,5 mGy. Les doses efficaces ont été déterminées à 250,97 et 48 µSv. Pour la simulation MC, des doses reçues par les organes et des mesures du dosimètre thermo-luminescent ont une concordance globale de ±10,1 % [35].

Carolin Sophie Reidelbach et al, au Royaume Unie (2021) ont procédés à l'évaluation des doses reçues par les organes de la peau dans six différents CBCTS. Les doses cutanées moyennes mesurées étaient comprises entre 0,48 et 2,21 mGy. La comparaison de l'évaluation de la dose par région a montré une forte corrélation entre les mesures individuelles.

En outre, la distribution des doses entre les régions était similaire dans tous les appareils, à l'exception de quatre appareils qui présentaient des différences latérales pour la dose de la région parotidienne qui a montré des valeurs significativement plus élevées que des régions plus éloignées.

En comparant les protocoles d'examen, une différence significative entre les acquisitions à dose standard et à forte dose a pu être observée. Mais aussi une différence de dose significative entre les différents CBCT. Le 3D Accuitomo 170 (Morita, Osaka, Japon) a montré la valeur de dose moyenne absorbée la plus élevée pour les réglages standards avec 2,21 mGy, surtout dans les régions directement exposées et leurs organes adjacents.

La valeur moyenne la plus faible, pour les réglages standards, a été obtenue avec VGievo (NewTom, Vérone, Italie) avec 0,48 mGy [36].

Mah et al (2023), ont rapporté dans leur article de synthèse l'utilisation et l'ampleur des coefficients de conversion de la dose efficace pour l'équipement et les examens CBCT dentaires. Ils ont indiqué que les coefficients de conversion varient de 0,035 à 0,31 µSv/mGycm² avec une valeur moyenne de 0,129 µSv/mGy Gycm². Ils ont constaté que la taille du champ visuel affecte de manière significative les coefficients de conversion obtenus, lesquels dépendent en partie de la contribution relative de la thyroïde et des glandes salivaires ainsi que de leur inclusion dans le faisceau primaire [27].

Les perspectives d'avenir de l'imagerie dentaire par CBCT

Des algorithmes d'intelligence artificielle et des détecteurs à comptage de photons sont également la clef de voûte de l'avenir prometteur de la CBCT dentaire. Malgré ces avancées technologiques, c'est dans l'éducation et la formation des utilisateurs que réside la valeur d'une nouvelle technologie, qui peut ainsi être pleinement exploitée en toute sécurité. L'exposition aux rayonnements lors des examens par tomodensitométrie est reconnue comme un objectif d'optimisation essentiel depuis des décennies. Les CBCT dentaires ont fait l'objet d'avancées techniques évidentes. La technologie, les modèles et les applications se sont diversifiés et les avancées ont permis un grand développement technique accompagné par des nouvelles méthodes matérielles et logicielles qui se complètent mutuellement.

En conséquence, de nombreuses solutions techniques ont été développées, y compris pour les CBCT dentaires. Les protocoles de balayage à faible dose peuvent utiliser une filtration et des paramètres de reconstruction améliorés, une taille de voxel plus grande et une sortie de tube minimisée. Il est également possible de diminuer le courant de tube en utilisant des milliampérages effectifs plus faibles, comme le permet l'exposition pulsée.

Les filtres de mise en forme du faisceau permettent également de réduire l'exposition du patient aux rayons périphériques et d'améliorer la qualité de l'image en réduisant la quantité de diffusion provenant de l'anatomie périphérique.

Actuellement, en implantologie, l'utilisation de protocoles CBCT à faible dose n'a pas d'impact sur l'évaluation objective de la qualité de l'image, contrairement à ce qui se fait habituellement. Cette conclusion est valable quelle que soit l'étape du traitement implantaire. Des études cliniques sont nécessaires pour déterminer si les résultats rapportés peuvent être extrapolés.

Cette démarche permettrait d'améliorer la prise en charge des patients en matière d'utilisation responsable des rayonnements ionisants [37].

Le modèle d'intelligence artificielle DENTOMO, permettant le décryptage automatisé des images TDM en aire maxillo-faciale, a été développé et mis en œuvre dans le secteur de la dentisterie. Les images TDM à faisceau conique sont décodées automatiquement par ce modèle. Les structures anatomiques du système dentaire humain sont ensuite identifiées et classées. Enfin, les processus pathologiques et leur dynamique en dentisterie sont révélés. L'informatisation et l'objectivation de l'interprétation des images TDM du système dentaire sont rendues possibles par cette dernière [38].

Toutefois, ces méthodes d'optimisation potentielles nécessitent un développement plus poussé pour le matériel CBCT dentaire et les performances de la production radiologique .

Conclusion

Les rayonnements sont présents dans notre vie quotidienne en raison de la structure du cosmos, de la croûte terrestre et de l'évolution de l'environnement. Les rayonnements font partie de notre vie et c'est pourquoi, sans crainte mais avec prudence, nous apprenons à vivre avec eux [38].

En médecine dentaire, chez les patients, le risque doit toujours être pesé en fonction de la nécessité clinique d'obtenir un diagnostic précis. On doit toujours réduire dans toute la mesure du possible l'exposition des sujets à la radiation lorsqu'on tente d'obtenir les renseignements diagnostiques requis et d'éliminer tout acte radiographie inutile.

Selon l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN), la dose tolérable admissible pour les patients est de 1 mSv (1 000 µSv) par an [39-40]. Pour la tomographie volumique à faisceau conique, les patients qui ont subi plus de trois examens CBCT par an sont considérés comme sur-exposés aux radiations selon la réglementation en vigueur.

Des actions de sensibilisation aux doses émises par examen CBCT peuvent être entreprises. Chaque professionnel de santé peut y contribuer en fonction de son domaine de compétence.

Conflits d'intérêt

L'auteur déclare n'avoir aucun conflit d'intérêt.

Références bibliographiques

[1] Boice J, Dauer LT, Kase KR, Mettler FA, Vetter RJ. Evolution of radiation protection for medical workers. Br J Radiol 2020; 93:20200282. https:// doi. org/ 10. 1259/ bjr. 20200282.

[2] Sansare K, Khanna V, Karjodkar F. Early victims of X-rays: a tribute and current perception. DentomaxillofacRadiol 2011 Feb;40(2):123–5. doi: 10.1259/dmfr/ 73488299 Available at: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/ PMC3520298/?xid=PS_smithsonian [accessed 31 July 2020].

[3] Oliver R. Seventy-five years of radiation protection. Brit J Radiol1973;46(550):854–60. https://doi.org/10.1259/0007-1285-46-550-854. [10] Malone J, Zolzer F, Meskens G, Skourou C. Ethics for radiation protection i

[4] Baudet A. Les bonnes pratiques en radiologie conventionnelle intra-orale [Internet]. Université de Lorraine; 2015 [cité 23 janv 2023]. p. non renseigné. Disponible sur : https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01731708

[5] Gaêeta-Araujo H, Alzoubi T, VasconcelosKdF, Orhan K, Pauwels R, Casselman JW, et al. Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial radiology: a twodecade overview. DentomaxillofacRadiol 2020;49(8):20200145. https://doi.org/ 10.1259/dmfr.20200145.

[6] Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT – a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. DentomaxillofacRadiol 2015;44(1):20140197. https:// doi.org/10.1259/dmfr.20140197

[7] Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29 (Suppl):55–77. https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g1.4.

[8] Mah E, Ritenour ER, Yao H. A review of dental cone-beam CT dose conversion coefficients. DentomaxillofacialRadiol2021;50(3):20200225. https://doi.org/ 10.1259/dmfr.20200225.

[9] De Roovere W. Utilisation des rayons x en médecine dentaire. [In: nucléaireafdc]; 2009.

[10] Beganovi´c A, Ciraj-Bjelac O, Dyakov I, Gershan V, Kralik I, Milatovi´c A, et al. IAEA survey of dental cone beam computed tomography practice and related patient exposure in nine Central and Eastern European countries. DentomaxillofacRadiol 2020;49(1):20190157. https://doi.org/10.1259/dmfr.20190157.

[11] Le Guen BM, R. effets des faibles doses des rayonnements ionisants 2007;Toxicologie -Pathologies professionelles(16-510-A-10):14.

[12] Cordoliani Y-S, Foehrenbach H. 10 - Doses délivrées au patient en radiodiagnostic. Quantification et optimisation. In:Foehrenbach Y-SC, editor. Radioprotection en milieu médical (3e édition). Paris: Elsevier Masson; 2014. p. 131-9.

[13] Le Guen BM, R. effets des faibles doses des rayonnements ionisants 2007;Toxicologie -Pathologies professionelles(16-510-A-10):14.

[14] A. REZOUG , C B. TEBBOUNE , S A. SERRADJ Le risque d'exposition radiologique au cabinet dentaire: La situation de la ville d'Oran-Algérie Éditions universitaires européennes (1 février 2022)
ISBN-10 ▫ : ▫ 6203434647ISBN-13 ▫ : ▫ 978-6203434644.

[15] Gambini D, Granier R. Effets indésirables des rayonsX. EMC - Elsevier Masson. 2013;Radiologie et imagerie médicale (35-090-A-10):20.

[16] Cordoliani Y-S, Foehrenbach H. 10 - Doses délivrées au patient en radiodiagnostic. Quantification et optimisation. In:Foehrenbach Y-SC, editor. Radioprotection en milieu médical (3e édition). Paris: Elsevier Masson; 2014. p. 131-9.

[17] Cordoliani Y-S, Foehrenbach H. 5 - Effets biologiques des rayonnements ionisants. In:Cordoliani Y-S, Foehrenbach H, editors. Radioprotection en milieu médical (Troisième Édition). Paris: Elsevier Masson; 2014. p. 55-69.

[18] Gambini DJ, Pierrat N, Donnarieix D. radioprotection: secteur médical radiologie conventionnelle. 2010;2010(decmebre):9.

[19] Gambini DJ, Saurel D, Causse E, Choudat D. L'exposition professionnelle aux rayonnements ionisants à l'Assistance publique–Hôpitaux de Paris en 2006. Archives des Maladies Professionnelles et de l'Environnement. 2009;70(1):67-73.

[20]Vuillez JP. Chapitre 6 : Radioprotection. In: Grenoble ujfd, editor. grenoble2011. p. 69.

[21] Manti L, D'Arco A. Cooperative biological effects between ionizing radiation and other physical and chemical agents. Mutation research. 2010;704(1-3):115-22.

[22] Lavoie C, Martel N. Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X dans les grands établissements radiologiques médicaux. Ottawa:HealthCanada; 2008.

[23] B. Salmon, D. Le Denmat, Radioprotection au cabinet dentaire, Volume ,Issue , /2011, Pages , ISSN 1877-7864, http://dx.doi.org/10.1016/S0000-0000(11)53733-7 (http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0000-0000(11)53733-7)

[24] Radiological protection and safety in medicine. 1. ed. Oxford: Pergamon; 1996. 47 p. (ICRP publication Radiation protection).

[25] Yeung AWK, Jacobs R, Bornstein MM. Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities. Clin Oral Investig 2019;23(6):2573–81. https://doi.org/10.1007/s00784-019-02907-y.

[26] International Commission on Radiation Protection (ICRP). Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. Ann ICRP 2015;44(1).

[27] Sarıbal G S and al Evaluation of the radiation protection effectiveness of a lead-free homopolymer in cone beam computed tomography. OralSurg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2023;136(91-101) https://doi.org/10.1016/j.oooo.2023.01.011.

[28] Eren H, Gorgun S. Evaluation of effective dose with twodimensional and three-dimensional dental imaging devices. J Contemp Dent. 2015 ;5 :80-85.

[29] Pauwels R, Cockmartin L, Ivanauskaite D, et al. Estimating cancer risk from dental cone-beam CT exposures based on skin dosimetry. Phys Med Biol. 2014; 59:3877-3891.

[

[30] Akyalcin S, English JD, Abramovitch KM, Rong XJ. Measurement of skin dose from cone-beam computed tomography imaging. Head Face Med. 2013; 9:28.
[31] Silva MAG, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133:640. e641-640.e6405.
[32] Asha ML, Chatterjee I, Patil P, Naveen S. Dosimetry in dentistry. Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res. 2015;26 (2):118 25.
[33] Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol. 2012;81(2).
[34] Al-Okshi A, Lindh C, Salé H, Gunnarsson M, Rohlin M. Effective dose of cone beam (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. Br J Radiol [Internet]. janv2015; Disponible sur: http://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr.20140658.
[35] Ernst M, Manser P, Dula K, Volken W, Stampanoni MF, Fix MK. TLD measurements and Monte Carlo calculations of head and neck organ and effective doses for cone beam computed tomography using 3D Accuitomo 170. Dento Maxillo Facial Radiol. oct 2017;46 (7).
[36] Reidelbach C, Neubauer J, Russe M, Kusterer J. Evaluation of skin doses for cone-beam computed tomography in dento maxilla facial imaging: A preclinical study. Plos One [Internet]. 12 juill 2021 [cité 22 janv 2023] ;16(7). Disponible sur : https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34252156/.
[37]Laurits Kaaber, Louise Hauge Matzen, Low-dose CBCT protocols in implant dentistry: a systematic review (Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2024;138:427-439)Volume 138, Issue 3P427-439September 2024.
[38] Aleksandr Obrubov , Evgeny Solovyh , I Arranz , F Pérez , M Tejedor , Elena Saakyan , Georgiy Kuz'michev, Artificial Intelligence DENTOMO: Opportunities and Prospects for analysis of CBCT in Dentistry https://doi.org/10.1016/j.identj.2021.08.009 26.09.2021, 10:30-10:45 AEST

[39] Reddy S, Rakesh N, Chauhan P, Clint J, Sharma S. Is dosimetry still a necessity in current dental practice? J Radiol Prot Off J Soc Radiol Prot. 2015;35(4).
[40] Negrea, and all. Update on radiation protection of the thyroid gland. Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular 43 (2024) 500026. https://doi.org/10.1016/j.remnie.2024.500026 2253-8089/© 2024.