

**UNIVERSITATEA DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE
„CAROL DAVILA”, BUCUREȘTI
ȘCOALA DOCTORALĂ
MEDICINĂ DENTARĂ**



**CONSIDERAȚII ASUPRA ARTEFACTELOR
METALICE ÎN TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ CU
FASCICUL CONIC**

REZUMATUL TEZEI DE DOCTORAT

Conducator de doctorat:

PROF. UNIV. DR. IONESCU ECATERINA

Student-doctorand:

ROGOJAN (căs. BĂLUȚĂ) ANDREEA MIHAELA

2022

CUPRINS

INTRODUCERE	7
STADIUL ACTUAL AL CUNOAȘTERII	13
CAPITOLUL 1. INVESTIGAȚIA RADIOLOGICĂ ÎN STOMATOLOGIE	14
1.1 Modalități imagistice 2D utilizate în stomatologie	15
1.1.1. Radiografia intraorală	15
1.1.2. Radiografia panoramică	17
1.1.3. Radiografiile cefalometrice	18
1.2. Modalități imagistice 3D utilizate în stomatologie	19
1.2.1. Tomografia computerizată	19
1.2.2. Tomografia computerizată cu fascicul conic	21
CAPITOLUL 2. TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ CU FASCICUL CONIC (CBCT)	24
2.1. Obținerea imaginilor CBCT	25
2.1.1 Achiziția imaginilor	25
2.1.2 Reconstrucția imaginilor	28
2.2. Configurația unităților CBCT	32
2.3. Parametrii tehnici ai unităților CBCT	33
2.3.2. Calitatea imaginii CBCT	35
2.3.3. Proiecțiile imaginii	37
2.3.4. Arcul rotației	38
2.3.5. Câmpul de vizualizare (FOV)	38
2.3.6. Vizualizarea imaginii	38
2.3.7. Manipularea imaginii	39
2.3.8. Afîșajul monitorului	39
2.3.9. Imaginea optică	40
CAPITOLUL 3. ARTEFACTELE ÎN TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ CU FASCICUL CONIC	41
3.1. Artefacte determinate de funcționarea defectuoasă și reglarea necorespunzătoare a unității CBCT	41
3.2. Artefacte datorate procesului fizic implicat în achiziția datelor	43
3.2.1. Zgomotul	43
3.2.2. Artefacte datorate radiației împrăștiate	44
3.2.3. Artefacte datorate întăririi fascicului	44
3.2.4. Artefacte de extincție	46
3.2.5. Artefacte prin efect exponențial al gradientului de margine (EEGE)	46

3.2.6. Artefacte de volum parțial	47
3.3. Artefacte în legătură cu pacientul	47
3.3.1. Artefacte de mișcare	47
3.3.2. Artefacte metalice	48
CAPITOLUL 4. ARTEFACTELE METALICE ÎN CBCT	50
CONTRIBUȚII PERSONALE	57
CAPITOLUL 5. DIRECȚIILE, OBIECTIVELE ȘI METODOLOGIA GENERALĂ A CERCETĂRII ȘTIINȚIFICE	58
5.1. Obiective generale. Direcții de cercetare	58
5.2. Metodologia generală a cercetării științifice	59
5.2.1. Unitatea CBCT utilizată	59
5.2.2. Lotul de cercetare	61
5.2.3. Protocolul de cercetare	65
5.2.4. Prelucrarea datelor cercetării și testele statistice utilizate	68
CAPITOLUL 6. STUDIU PRIVIND EFECTELE INTENSITĂȚII ȘI TENSIUNII CURENTULUI TUBULUI ÎN CORELAȚIE CU POZIȚIA ȘI TIPUL METALULUI ÎN APARIȚIA ARTEFACTELOR METALICE ÎN SECȚIUNILE CBCT	70
6.1. Introducere	70
6.2. Scop și obiective	71
6.3. Material și metodă	72
6.4. Rezultate	78
6.5. Discuții	93
6.6. Concluzii	99
CAPITOLUL 7. STUDIU PRIVIND IMPACTUL ARTEFACTELOR METALICE ASUPRA CALITĂȚII IMAGINII ÎN SECȚIUNILE CBCT FUNCȚIE DE POZIȚIA ANATOMICĂ	100
7.1. Introducere	100
7.2. Scop și obiective	102
7.3. Material și metodă	102
7.4. Rezultate	108
7.5. Discuții	127
7.6. Concluzii	132
CONCLUZII GENERALE	134
BIBLIOGRAFIE	139
ANEXE	154

INTRODUCERE

Complexitatea anatomiei aparatului dento-maxilar a determinat necesitatea trecerii de la imagistica bidimensională (2D) la cea tridimensională (3D), dezvoltându-se astfel tomografia computerizată volumetrică, numită și tomografie computerizată cu fascicul conic (Suomalainen *et al.*, 2007). În tehnologia CBCT, datorită discrepanței dintre modelul matematic și procesarea fizică a imaginii, sunt induse în mod curent artefacte (Schulze *et al.*, 2011). Deoarece acestea interferă cu procesul de diagnosticare, de planificare a tratamentului sau monitorizare, fiecare medic ar trebui să recunoască prezența acestora. În acest sens este necesară evaluarea metodelor ce pot diminua apariția acestor artefacte în vederea obținerii unor informații diagnostice certe, care ar ajuta la elaborarea unor protocoale de expunere și examinare a pacienților personalizate, bazate pe informații legate de istoricul medical din sfera orală a acestora, menținând principiul ALARA (As Low As Reasonable Achievable) (Directiva 96/29/Euratom a Consiliului Uniunii Europene, 1996).

Lucrarea de față are scopul de a evalua artefactele metalice apărute funcție de variabile reprezentate de parametri tehnici de expunere, tipul și poziția obiectului metalic, fiind un studiu de tip analitic, ce verifică apariția artefactelor metalice corelate cu variabilele antemenționate. Deoarece o mare parte a populației are restaurări protetice realizate din diferite aliaje și implanturi, este important să se evalueze cantitativ efectul prezenței metalelor în raport cu modelul și intensitatea artefactelor produse și, în cele din urmă, cu randamentul diagnostic al CBCT. Rolul acestei investigații este de a ajuta la caracterizarea degradării calității imaginii prin întărirea fasciculului de radiație X și a dispersiei induse pe structurile adiacente și regionale atunci când structurile metalice sunt prezente în imaginile CBCT, precum și de a identifica protocolului adecvat evaluării unei anumite regiuni din vecinătatea structurilor metalice.

Cercetarea științifică a tezei mele de doctorat prezintă studii analitice observaționale retrospective și experimentale referitoare la optimizarea diagnosticului și necesitatea adaptării ghidurilor de utilizare a investigațiilor prin CBCT funcție de situația clinică întâlnită. În privința tematicii studiilor, acestea ating un domeniu puțin explorat datorită poziției sale de nișă, și anume investigarea artefactelor metalice din imagistica CBCT. Din acest motiv, eforturile de optimizare a factorilor de expunere sunt esențiale pentru îmbunătățirea calității imaginii.

Teza de doctorat este structurată în 7 capitole, cu o parte generală alcătuită din introducere și 4 capitole, urmată de partea de contribuție personală organizată în 3 capitole, la care se adaugă capitolul concluziilor generale. Astfel, partea generală face o trecere în revista a informațiilor științifice privind investigația radiologică în stomatologie, tehnologia CBCT ca principii de funcționare și considerente tehnice, precum și o revizuire a informațiilor legate de artefactele din CBCT în general, cu interes asupra celor metalice. Partea personală, a doua secțiune a tezei, debutează cu capitolul dedicat metodologiei generale a cercetării științifice. În continuare se succed studiile personale, în concordanță cu direcțiile de cercetare propuse, la care se adaugă concluziile generale ale lucrării, precum și perspectivele deschise ce vizează optimizarea diagnosticului prin CBCT.

- STADIUL ACTUAL AL CUNOAȘTERII –

CAPITOLUL 1. INVESTIGAȚIA RADIOLOGICĂ ÎN STOMATOLOGIE

Similar altor domenii medicale, investigația radiologică în stomatologie și-a dovedit utilitatea în diagnosticul și tratamentul afecțiunilor cavității orale. Radiologia este prima ramură apărută a imagisticii medicale, iar funcție de domeniul abordat, poate include aspecte atât diagnostice, cât și terapeutice. În acest capitol sunt prezentate, în linii mari, tehnicile de imagistică utilizate în stomatologie.

CAPITOLUL 2. TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ CU FASCICUL CONIC (CBCT)

Tomografia computerizată cu fascicul conic (CBCT) este un termen general pentru o tehnologie care cuprinde o varietate de dispozitive care diferă în multe privințe: poziționarea pacientului, dimensiunea volumului scanat (FOV), caracteristicile radiației, captarea și reconstrucția imaginii, rezoluția imaginii și doza de radiații.

Datorită utilizării largi a CBCT în imagistica din sfera dentară și maxilo-facială este important pentru utilizator să fie înțelese conceptele ce stau la baza funcționării acestei tehnici și a limitărilor inerente, mai ales a artefactelor (Pauwels et al., 2015). Pentru a

maximiza beneficiul pacientului și a minimiza riscul de radiații, complexitatea echipamentelor moderne CBCT necesită o perspectivă asupra diferitelor compromisuri implicate, fiind esențial să înțelegem diverșii factori tehnologici și parametri de scanare care influențează calitatea imaginilor obținute și, implicit, doza de radiații. Acest capitol acoperă sumar aspectele tehnice ale lanțului imagistic CBCT, pornind de la o vedere de ansamblu asupra principiilor obținerii imaginilor în CBCT, configurației și parametrilor tehnici ai unităților CBCT.

CAPITOLUL 3. ARTEFACTELE ÎN TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ CU FASCICUL CONIC

În tomografia computerizată, termenul artefact se utilizează pentru orice discrepanță sistematică între numerele CT din imaginea reconstruită și coeficienții de atenuare reali ai obiectului. Imaginile tomografice sunt inerent mai expuse la artefacte față de radiografiile conventionale, deoarece imaginea este reconstruită din milioane de măsuratori independente ale detectorilor (Barrett și Keat, 2004). Aceste artefacte participă la degradarea imaginii și pot duce la diagnostice inexacte sau false.

Există mai multe cauze posibile ale apariției artefactelor într-o imagine și este important ca utilizatorul să le recunoască pentru a putea fi eliminate sau minimizezate. În funcție de cauzele cu care au legătură, artefactele pot fi determinate de funcționarea defectuoasă și a reglării necorespunzătoare a unității CBCT, pot fi datorate procesului fizic implicat în achiziția datelor sau în legătură cu pacientul.

CAPITOLUL 4. ARTEFACTELE METALICE ÎN CBCT

Artefactele metalice sunt problematice, în special în zona dentoalveolară, datorită frecvenței prezenței a obiectelor metalice precum materialele de restaurare metalice, reconstituiri corono-radiculare, coroane, bracketuri și implanturi. Metalele din structurile prezente în câmpul de vizualizare atenuază foarte mult fasciculul de raze X, valoarea atenuării obținute în spatele obiectului fiind incorect înregistrată. La reconstruirea imaginii, se observă degradarea semnificativă a calității acesteia. În CBCT, artefactele metalice se întâlnesc în toate direcțiile, datorită fasciculului conic (de Man, 2004; Kyriakou et al., 2009). Diverse efecte contribuie la apariția artefactelor metalice, precum întărirea fasciculului,

radiație împrăștiată, zgomot cuantic, extincția fotonilor, iar modul în care acestea apar în imagine depinde de gravitatea acestor efecte pe de o parte și maniera în care algoritmul de reconstrucție le tratează (de Man, 1999; de Man, 2000; Schulze et al., 2011).

Numeroși autori au raportat influențarea calității imaginii diagnostice CT sau CBCT a capului și gâtului de prezența obiectelor metalice situate în zona dentară (Holberg et al., 2005; Draenert et al., 2007; Schulze et al., 2010; Perrella et al., 2010; Razavi et al., 2010), alți autori au investigat reducerea acestor artefacte metalice utilizând tehnici de scanare adaptate (Haramati et al., 1994; Nakae et al., 2008) sau algoritmi specifici de reconstrucție sau tehnici de post-procesare (Kyriakou et al., 2009; Prell et al., 2009; Wang et al., 2013).

- CONTRIBUȚII PERSONALE –

CAPITOLUL 5. DIRECȚIILE, OBIECTIVELE ȘI METODOLOGIA GENERALĂ A CERCETĂRII ȘTIINȚIFICE

Datorită avantajelor sale, CBCT a devenit esențial în stomatologie. Deși imaginile CBCT prezintă numeroase avantaje, se întâlnesc unele limitări, problema cel mai des întâlnită fiind formarea artefactelor. Așa cum am precizat în prima parte a tezei, artefactele au origini diferite. Când artefactele sunt cauzate de pacient, acestea sunt determinate cel mai frecvent și intens de prezența materialelor metalice în zona examinată (Schulze et al., 2011). Artefactele apar inclusiv în legătură cu parametrii expunerii la radiație X, cum sunt miliamperajul (mA) și tensiunea (kVp) utilizate în achiziția imaginii, care determină o cantitate mai mare de radiații disipată în prezența elementelor de mare densitate, cu generarea unor schimbări semnificative care compromit calitatea imaginii și, în consecință, diagnosticul (Scarfe et al., 2008; Loubelle et al., 2009).

5.1. Obiective generale. Direcții de cercetare

Cercetarea mea doctorală are ca *obiectiv general* optimizarea diagnosticului în examinarea CBCT prin evaluarea cantitativă a efectului prezenței metalelor corelat cu modelul și intensitatea artefactelor produse, prin dezvoltarea unei configurații reprezentând efecte crescânde de artefacte locale și generale pentru a simula diferite scenarii clinice. Obiectivele specifice sunt detaliate în cadrul studiilor analitice realizate, experimentale și observaționale retrospective.

Studiul privind artefactele metalice în tehnologia CBCT a fost concentrat pe 3 *direcții de cercetare*, urmărind influența următorilor factori în apariția artefactelor metalice:

- tipul metalului
- poziția metalului
- parametri de expunere ai scannerului CBCT.

În cadrul primului studiu al cercetării mele, experimental, mi-am propus să investighez cantitativ efectul prezenței metalelor în corelație cu efectul unor variabile independente asupra calității imaginilor CBCT, variabilă dependentă. În acest scop am investigat influența tipului metalului inserat, a poziției acestuia la nivelul maxilarelor, precum și parametrii de expunere ai unității CBCT: kV (răspunzător de calitatea fasciculului de radiație X) și mA (ce influențează cantitatea radiației X), care au fost evaluați în vederea validării unor protocoale corespunzătoare diferitelor sarcini diagnostice. Astfel, în privința tipului metalului am evaluat metalele cel mai frecvent utilizate în practică, și anume aliajul crom-cobalt, utilizat în reconstrucțiile coronare și corono-radiculare și titanul, utilizat în implantologie, cuantificând efectele acestora asupra calității imaginilor CBCT.

Cel de-al doilea studiu, observațional retrospectiv, evaluează cantitativ efectul prezenței metalelor, reprezentate de implanturi din titan, și intensitatea artefactelor produse funcție de regiunea anatomică unde acestea sunt inserate (maxilar sau mandibular, frontal sau lateral), plasate izolat sau adiacent unele față de celelalte, precum și poziția lor în cadrul câmpului de vizualizare (central sau excentric).

5.2. Metodologia generală a cercetării științifice

5.2.1. Unitatea CBCT utilizată

Tipul unității CBCT și protocoalele diferite de expunere pot schimba aspectul artefactelor. În această cercetare doctorală, am folosit un singur dispozitiv CBCT, tip Morita Veraviewepocs 3D (J. Morita, Kyoto, Japan), pentru a îmbunătăți comprehensivitatea și practicabilitatea studiului. Modelul unității permite alegerea între mai multe tipuri de câmpuri vizuale, de la Ø 40 x 40 mm până la Ø 80 x 80 mm, parametrii de expunere pot fi modificați manual, pentru tensiune putând opta pentru intervalul 60-80 kV, iar pentru intensitate 1-10 mA. În cadrul cercetării mele doctorale, pentru toate expunerile am folosit câmp vizual de Ø 40 x 40 mm și rotație parțială, de 180°. În primul studiu am recurs inițial la obținerea imaginilor scout înainte de scanarea 3D pentru a mă asigura de plasarea corectă a modelului simulat al arcadei dentare mandibulare, apoi am utilizat protocol de expunere

manual, cu modificarea parametrilor tensiune și intensitate în limitele permise de producătorul echipamentului. În cel de-al doilea studiu am aplicat controlul automat al expunerii, cu obținerea unor imagini scout folosite ca referință pentru expunerile 3D ulterioare, utilizând protocolul recomandat de producător pentru un pacient adult mediu, 80 kV și 5 mA.

5.2.2. Lotul de cercetare

Primul studiu a fost realizat pe un model care simulează arcada mandibulară, confecționat din poliuretan. Pentru a simula atenuarea radiației în țesuturile moi, modelul din poliuretan a fost acoperit cu ceară de grosime aproximativ 15 mm. Structurile metalice evaluate în primul studiu au fost reprezentate de tije confecționate din titan, în scopul cuantificării artefactelor induse de implanturi, și aliaj crom-cobalt, metal folosit deseori în cazul restaurărilor corono-radiculare. Toate tijele au avut dimensiunile de 2,8 mm în diametru și 15 mm înălțime. Formele și dimensiunile diferite ale tijelor ar putea schimba artefactele din imaginile CBCT, iar pentru a evita impactul morfologiei neregulate și a dimensiunii asupra rezultatelor, în acest studiu am utilizat structuri conice uniforme, similare ca formă implanturilor sau reconstituirilor corono-radiculare. Tijele din titan au fost confecționate din Titanium Ti6Al4V (producător NTI-Kahla GmbH, Germany), iar pentru maximă acuratețe și similaritate în dimensiuni, tijele din aliaj crom-cobalt au fost confecționate prin tehnologia CAD-CAM, cu sistemul tip ProX DMP 100 (3D Systems Inc., South Carolina, USA), metalul folosit pentru sinterizarea laser fiind un aliaj de crom (24,7%)-cobalt (63,9%) lipsit de nichel și beriliu (Mediloy S-CO, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. Bremen, Germany).

Ulterior, la nivelul modelului au fost realizate prin frezare 3 orificii paralele având dimensiuni corespunzătoare tijelor fabricate, în zona caninului, zona premolarului secund și a rădăcinii distale a molarului de 6 ani, la distanțe egale între ele. Pentru realizarea preparațiilor am utilizat frezele furnizate de producătorul tijelor din titan. Modelul astfel realizat a fost fixat pe platforma unității CBCT, pe baza furnizată de producător, plasat în centrul FOV și aliniat cu planul orizontal cu ajutorul sistemului de lumină laser pentru orientare. Modelul a fost scanat de mai multe ori aplicând diferiți parametrii de expunere, inițial fiind fixat în aparat modelul martor, fără tije, iar expunerile ulterioare au fost realizate pe modelul test, cu îndepărtarea și înlocuirea tijelor de titan și aliaj crom-cobalt succesiv, fără a modifica poziția modelului de pe platforma unității CBCT. Protocoalele de scanare

utilizate au fost diferite, fie prin variația curentului ca intensitate (1mA, 5mA, 10mA), fie a tensiunii (60kV, 70kV, 80kV). Numărul total de scanări efectuate a fost de 27, egal cu numărul de setări de expunere utilizate, 9, înmulțit cu configurațiile utilizate, 3.

În studiul al doilea, secțiunile CBCT cu implanturi utilizate au fost selectate din arhiva unui cabinet cu practică privată din București. Pacienții au furnizat consimțământul informat și acordul de participare la învățământul medical către medicul ordonator al investigației radiologice, iar realizarea studiului retrospectiv a fost în conformitate cu Declarația de la Helsinki din 1975, revizuită în 2000, având acordul unității de profil. În eșantionul de cercetare am inclus examene CBCT care prezentau imagini ale implanturilor de calitate, ale pacienților de ambele sexe și de orice vârstă, realizate într-un interval de 2 ani. Au fost excluse achizițiile cu artefacte de mișcare, cu implanturi fără prezența lucrării protetice și în vecinătatea dinților cu obturații voluminoase cu radioopacitate crescută, coroane sau reconstituiri corono-radiculare metalice și FOV diferit de \varnothing 40 x 40 mm. În funcție de poziția în FOV, implanturile au fost clasificate ca având poziție centrală sau excentrică, iar în funcție de vecinătatea altor implanturi, au fost împărțite în izolate sau adiacente. Pentru fiecare caz selectat au fost alese 3 reconstrucții axiale, una în treimea cervicală, una în treimea medie și a treia în treimea apicală, perpendicular pe centrul implantului.

5.2.3. Protocolul de cercetare

După obținerea scanărilor și a reconstrucțiilor multiplanare, datele volumetrice au fost reconstruite cu ajutorul programului software tip i-Dixel, versiunea 6.4.0.6. Într-o primă etapă au fost selectate imagini în secțiune axială, alese regiunile de interes, iar apoi a fost realizată cuantificarea artefactelor metalice. Imaginile în secțiune axială adecvate selectate au fost exportate pentru evaluarea calității ca fișiere DICOM din software-ul i-Dixel și importate în software-ul Image J (NIH Image National Institutes of Health, Bethesda, MD, SUA) pentru analiză, fiind salvate ca imagine „png.”, într-o formă bidimensională utilizată pentru comparație.

Selecția imaginilor și a regiunilor de interes (ROI)

În cazul primului studiu, imaginile au fost vizualizate de doi observatori cu experiență în imagistica CBCT. Toate reconstrucțiile evaluate de observatori au fost selectate la același nivel axial, cu setarea automată a fereastrei/nivelului în majoritatea cazurilor, reglarea manuală fiind efectuată dacă setarea automată a fost apreciată ca fiind

sub parametrii optimi. Ca plan de referință a fost selectat planul axial perpendicular pe tija situată în zona premolarului, la 3 mm de suprafață modelului din poliuretan. Observatorii au selectat opt arii de formă dreptunghiulară, de 10 x10 pixeli, considerate ca regiuni de interes (ROI). Aceste regiuni au inclus regiunile adiacente suprafeței vestibulare și a suprafeței linguale a tijelor, și regiunile mediene corespunzătoare unei linii imaginare ce conectează tija anterioară de cea mijlocie și respectiv, cea mijlocie de cea posterioară (fig. 5.7.).

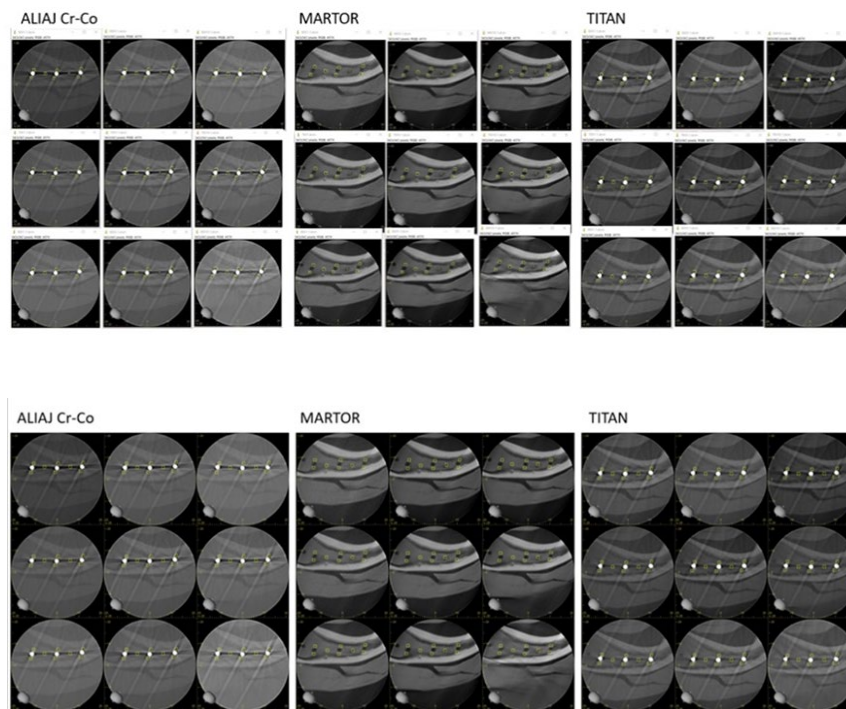


Figura 5.7. Imaginile bidimensionale axiale și regiunile de interes utilizate în măsurarea valorilor de gri în primul studiu (sus-primul evaluator; jos-al doilea evaluator)

Pentru al doilea studiu, un singur examinator, cu experiență în imagistica CBCT, a fost responsabil cu alegerea imaginilor precum și a secțiunilor axiale fiecărui implant selectat, 30% dintre examene fiind reevaluate la un interval de două săptămâni. A fost utilizat același monitor ca în studiul anterior. Pentru fiecare implant au fost alese trei reconstrucții axiale, una în treimea cervicală, care a permis vizualizarea întregului diametru al implantului înaintea conexiunii protetice, una în teimea apicală, care a permis vizualizarea întregului diametru al implantului în zona apicală, și una în treimea medie, situate la jumătatea distanței dintre cele 2 (fig. 5.8.).

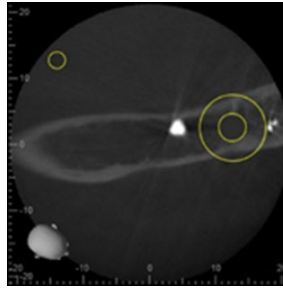


Figura 5.8. Secțiune axială a unui implant cu poziționarea ROI definită în ImageJ.

Cuantificarea artefactelor

Pentru a elimina diferențele subiective dintre observatori, întrucât observatori diferiți sau chiar același observator, în momente distincte, pot oferi evaluări diferite pentru aceeași imagine, în cercetarea mea am adoptat metode de evaluare cantitativă ale artefactelor metalice, ce sunt detaliate în capitolele 6 și 7 ale tezei mele.

În cazul primului studiu, utilizând software-ul ImageJ, au fost standardizate regiunile de interes pentru toate imaginile, atât ale modelului control, cât și pentru modelele test. Același protocol a fost utilizat pentru toate imaginile cu modelele test și de control. Ulterior a fost determinat nivelul mediu de gri (GV) al regiunilor de interes. GV medii măsurate în cadrul ROI definite pe modelul de control pentru fiecare parametru de scanare a fost desemnat ca GVcontrol. Calitatea imaginii a fost măsurată ca diferență procentuală între valorile de gri ($\Delta GV\%$) pe modelul de control și modelele de test, prin metoda Benic și colab. (2013) adaptată acestei cercetări:

$$\Delta GV\% = \frac{GV_{\text{test}} - GV_{\text{control}}}{GV_{\text{control}}} * 100$$

Cuantificarea artefactelor metalice în cel de-al doilea studiu a fost realizată cu același software, ImageJ. În acest studiu, pentru fiecare imagine cu secțiuni CBCT au fost selectate două zone de interes (ROI) și s-au măsurat valorile de gri și abaterile standard. Prima regiune de interes a fost aleasă în vizualizarea axială a implantului și a cuprins circumferențial întregul implant cu excepția metalului însuși. Dimensiunea acestei regiuni de interes a fost standardizată la 10 mm diametru. Am exclus metalul din ROI deoarece, în unele cazuri, valorile voxelului au fost saturate mult în afara zonei metalice, iar în alte cazuri au fost găsite valori voxel nesaturate în centrul metalului, similar studiului lui Pauwels (2013). Îndepărtarea metalului din selecție a fost efectuată manual, deoarece nicio metodă de segmentare standardizată nu a fost disponibilă, utilizând o funcție a ImageJ. A doua

regiune de interes, zona de control, a fost selectată la marginea volumul în care artefactul este minim, conform recomandărilor protocolului Agenției Internaționale pentru Energie Atomică (2017). Au fost analizate abaterea standard (SD) și raportul zgomot-contrast (CNR) ale imaginilor implanturilor de titan, utilizând următoarea formulă:

$$CNR = \frac{|Mean_{Im\ plant} - Mean_{Control}|}{\sqrt{SD_{Im\ plant}^2 + SD_{Control}^2}}$$

5.2.4. Prelucrarea datelor cercetării și testele statistice utilizate

Datele colectate au fost prelucrate statistic folosind programul Microsoft Office Excel 2013. Înainte de efectuarea analizei, variabilele independente grupate au fost analizate pentru a determina normalitatea, utilizând testul Kolmogorov-Smirnov, și variațiile egale, cu ajutorul testului F pentru datele distribuite în mod normal și testului Levene, pentru datele distribuite anormal. Pentru a detecta relevanța a fost calculat intervalul de încredere (IC) de 95% pentru valorile obținute, nivelul semnificației statistice (p) fiind stabilit la maximum 0.05.

În cazul primului studiu, pentru evaluarea acordului inter-observatori s-a realizat un coeficient de corelație (tip corelație absolută), și acesta a fost de 99,9%. Valorile utilizate pentru cuantificarea artefactelor au fost reprezentate de media măsurătorilor celor doi evaluatori. Pentru evaluarea efectelor celor 4 factori (tensiunea, curentul, tipul metalului, poziția obiectelor) în apariția artefactelor metalice, au fost calculate interacțiunile dintre variabile. Pentru comparația altor factori, cu mai mult de două categorii, au fost utilizate testele “one-way ANOVA”, apoi testele post-hoc “Tukey’s HSD” sau “Gawes-Hawell” pentru comparația perechilor. Nivelul semnificativ a fost considerat a fi < 0,05. Datele obținute sunt prezentate în tabelele din capitolul 6.

În cadrul celui de-al doilea studiu, măsurătorile au fost efectuate de același examinator care a selectat secțiunile tomografice, 30% dintre examene fiind reevaluate la un interval de două săptămâni pentru a calcula acordul intraobservator, acesta fiind de 99,9%. Au fost analizate abaterea standard și raportul contrast-zgomot al imaginilor cu implanturi de titan, pentru datele normal distribuite a fost realizată o analiză a varianței (ANOVA) și testul Mann – Whitney, iar pentru compararea datelor corespunzătoare imaginilor cervicale, medii și apicale testul Kruskal – Wallis și testul Tukey.

Datele colectate și prelucrate statistic ale studiilor au fost ulterior raportate la alte studii de specialitate, permițând stabilirea concluziilor cercetării mele științifice.

CAPITOLUL 6. STUDIU PRIVIND EFECTELE INTENSITĂȚII ȘI TENSIUNII CURENTULUI TUBULUI ÎN CORELAȚIE CU POZIȚIA ȘI TIPUL METALULUI ÎN APARIȚIA ARTEFACTELOR METALICE ÎN SECȚIUNILE CBCT

6.1. Introducere

Prezența artefactelor este comună în practica CBCT actuală, acestea fiind induse de discrepanța dintre modelul matematic și procesarea fizică a imaginii. Un artefact al imaginii tomografice este definit ca o vizualizare a unei structuri din datele reconstruite care nu este prezentă la nivelul subiectului de investigat. După Schulze (2010), magnitudinea artefactelor este dependentă de compoziția obiectului scanat, prin numărul și densitatea atomică a materialului constitutiv, care modifică spectrul de raze X, funcționând ca un filtru. De asemenea, parametrii expunerii au un rol în producerea artefactelor.

Întrucât un obiectiv în utilizarea CBCT este măsurarea și observarea exactă a detaliilor structurale anatomice, evaluarea metodelor care pot reduce artefactele metalice este de o valoare însemnată. În anul 2011, Schulze preciza că nu există un parametru standard util în cuantificarea magnitudinii artefactelor, dată fiind varietatea mare de aparate și protocoale de scanare disponibile.

Printre factorii considerați eficienți în ameliorarea calității imaginii se regăsesc parametri de expunere, care sunt reglabili în unele unități CBCT.

6.2. Scop și obiective

Scopul acestui studiu a fost de a evalua experimental efectul artefactelor metalice asupra imaginilor axiale obținute prin tehnologia unui sistem CBCT.

Urmărind o serie de variabile de interes, *obiectivele* studiului au fost acelea de a determina dacă:

- există efecte asupra calității imaginilor CBCT în prezența structurilor metalice;
- există diferențe în privința calității imaginilor CBCT funcție de tipul de metal evaluat;
- există diferențe în calitatea imaginilor CBCT în prezența structurilor metalice în corelație cu parametrii de achiziție (mA, kV);

- există diferențe ale calității imaginilor CBCT în prezența structurilor metalice dependente de poziția acestora la nivelul arcadelor;

- există un protocol de expunere general adecvat evaluării întregii cavități bucale

6.3. Material și metodă

Studiul a fost realizat pe un model confecționat din poliuretan, prezentat în detaliu în capitolul 5 al acestei cercetări, utilizând câte 3 tije metalice din aliaj de crom-cobalt și titan. Tijele din titan au fost folosite pentru evaluarea artefactelor induse de implanturile dentare, titanul fiind metalul cel mai frecvent utilizat în confecționarea acestora, evaluările CBCT fiind deseori realizate atât în faza inițială, cât și în etapele de monitorizare. Tijele de Cr-Co au fost utilizate pentru evaluarea artefactelor apărute în cazul restaurărilor coronoradiculare, ce îngreunează diagnosticarea afecțiunilor endodontice sau parodontale. Protocolul urmărit de evaluatori în selectarea regiunilor de interes este descris în capitolul dedicat metodologiei generale a cercetării și în Anexa 1.

6.4. Rezultate

Pentru a analiza datele au fost utilizate două abordări:

- Statistica descriptivă, pentru a vizualiza și descrie tendințele pentru fiecare tip de metal, a poziției obiectului metalic și a parametrilor de expunere utilizați,

- Comparatie statistică, analitic, pentru efectele variabilelor independente clasificate.

Ipoteza de lucru a fost reprezentată de diferența valorilor de gri ($\Delta GV\%$) ca indice al calității imaginii. Interpretarea valorilor pentru $\Delta GV\%$ a fost după cum urmează:

- diferența valorilor de gri ($\Delta GV\%$) aproape de zero (0) înseamnă că există doar o mică sau nu există diferență în calitatea imaginii între modelul fără inserturi (control) și modelul cu inserturi (test),

- diferența valorilor de gri cu valori negative ($-\Delta GV\%$) descrie o regiune relativ hiperdensă sau întunecată, asociată cu întărirea fasciculului,

- diferența valorilor de gri cu valori pozitive ($+\Delta GV\%$) corespunde unei regiuni relativ hipodensă sau luminoasă, asociată cu radiația împrăștiată.

Această diferență a valorilor de gri a fost calculată pentru fiecare tip de metal utilizat, titan sau aliaj crom-cobalt, fiecare poziție a tijelor și pentru fiecare parametru de scanare utilizat, miliamperaj și kilovoltaj.

Calitatea imaginii pentru titan

În Figura 6.5. și conform testelor post-hoc, cu privire la calitatea imaginii ($\Delta GV\%$) pentru titan, se remarcă următoarele:

- calitatea imaginii se reduce în general datorită efectelor metalului prin creșterea densității globale a imaginii din cauza întăririi fasciculului ($-\Delta GV\%$),
- efectele de întărire a fasciculului sunt predominante (în 64 din 72 poziții),
- efectele asupra valorilor ge gri apar independent de poziția tijei,
- efectele cauzate de întărirea fasciculului sunt generate independent de kV și mA,
- testele HSD au arătat diferențe statistice semnificative între protocoale ($P=0.00013$), în 8 comparații, protocoalele 60kV/5mA cu 60kV/10mA, 60kV/10mA și 80kV indiferent de mA,
- calitatea imaginii a fost mai bună pentru toate protocoalele care au utilizat 80kV, protocolul 80kV/10mA și 70kV/5mA și 70kV/10mA,
- testele post-hoc au avut diferențe statistice semnificative ($P<0.0001$) la evaluarea pozițiilor testate în jumătate din cazuri,
- cea mai mare deteriorare a calității imaginii apare în pozițiile regiunilor mediene corespunzătoare liniei imaginare ce conectează tija anterioară de cea mijlocie, respectiv cea mijlocie de cea posterioară, urmate de zona linguală a caninului,
- creșterea kV a determinat reducerea artefactelor în pozițiile adiacente lingual și vestibular tijelor ($P < 0.00014$),
- în toate probele de titan, artefactele dintre tijele medie și anterioară au fost mai intense decât în regiunea dintre tijele posterioară și cea medie ($P < 0.05$)

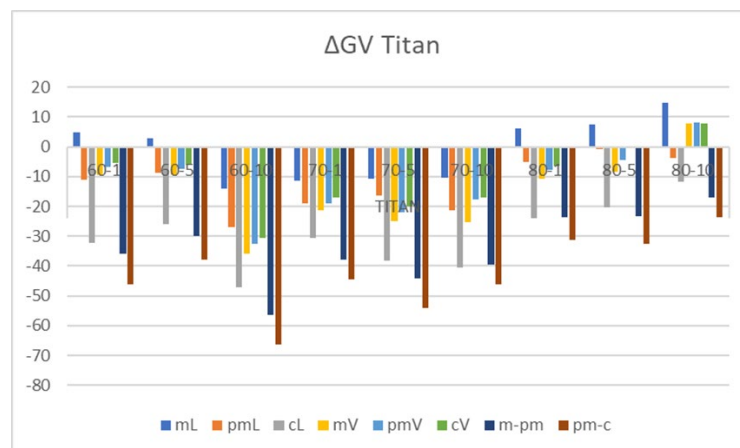


Figura 6.6. Graficul total de $\Delta GV\%$ pentru titan.

Calitatea imaginii pentru aliajul crom-cobalt

Calitatea imaginii ($\Delta GV\%$) pentru aliajul crom-cobalt este evidențiată în Figura 6. În cazul acestui aliaj, se pot prezenta următoarele concluzii:

- prezența artefactelor este independentă de poziția tijeii,
- aliajul de cobalt-crom a produs artefacte semnificativ mai intense decât titanul în toate pozițiile ($p < 0.000040$),
- efectele de întărire a fasciculului sunt mai reduse comparativ cu titanul ($-\Delta GV\%$), iar efectele de împrăștiere devin mai mari,
- efectele de împrăștiere sunt vizibile în majoritatea pozițiilor vestibulare și orale ale tijelor (în 36 din 54 poziții).
- testele HSD au arătat diferențe statistice semnificative între protocoale ($P=0.0002$), între protocoalele 60kV/1mA și 60kV/10mA, 70kV/10mA, 80kV/1mA, 80kV/10mA și 70kV/1mA cu 80kV/10mA,
- testele post-hoc au avut diferențe statistic semnificative ($P<0.0001$) la evaluarea pozițiilor testate raportat la pozițiile între tije,
- nu au existat diferențe semnificative în comparația cu poziția „între tija posterioară și cea medie” cu poziția „între tija medie și anterioară” în toate condițiile ($P > 0.05$).
- valorile adiacente tijeii posterioare lingual și a celei anterioare vestibular au fost semnificativ mai mari decât ale celorlalte două poziții intermediare ($P < 0,00003$).
- modificarea tensiunii nu a determinat reducerea artefactelor ($P > 0.05$)

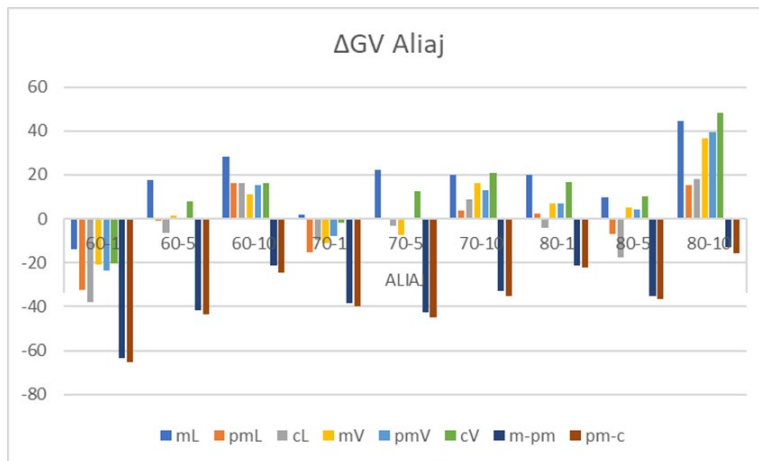


Figura 6.6. Graficul total de $\Delta GV\%$ pentru aliajul crom-cobalt.

Calitatea imaginii funcție de poziția tijeii metalice

O altă variabilă investigată în legătură cu calitatea imaginii ($\Delta GV\%$), a fost poziția structurilor metalice, pentru care se observă următoarele:

- calitatea imaginii se reduce în general datorită efectelor metalelor, fie prin creșterea densității globale a imaginii datorită întăririi fasciculului ($-\Delta GV\%$), fie prin efecte de împrăștiere ($+\Delta GV\%$), aspect observat în Figura 6.7.

- efectele de întărire a fascicolului sunt predominante,
- efectele asupra diferenței valorilor de gri apar independent de poziția tijei,
- efectele cu privire la calitatea imaginii sunt generate independent de kV și mA,
- analiza statistică arată diferență semnificativă între poziții ($P < 0.0001$),
- cea mai mare deteriorare a calității imaginii apare în pozițiile regiunilor mediene corespunzătoare liniei imaginare ce conectează tija anterioară de cea mijlocie, urmată de linia imaginară ce conectează tija mijlocie de cea posterioară, și de zona linguală a caninului, prin efecte de întărire a fascicolului ($-\Delta GV\%$), iar modificarea protocolului pare să nu influențeze gradul de degradare a imaginii,
- cea mai mică deteriorare se remarcă în zonele linguale ale tijelor medie, pentru aliajul crom-cobalt, și posterioară pentru titan.

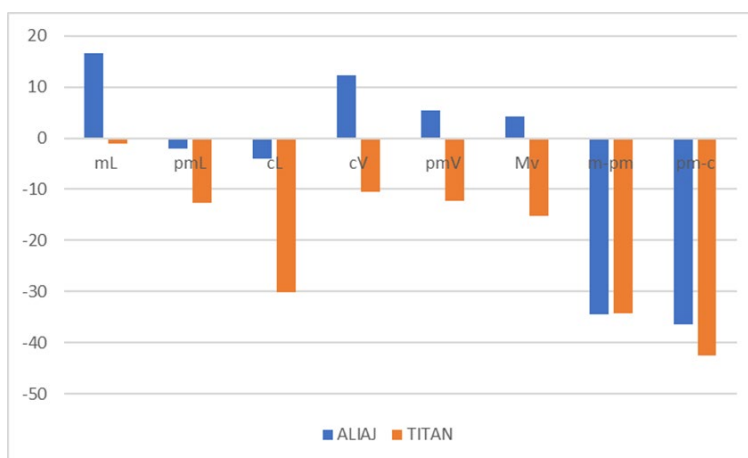


Figura 6.7. Graficul total de $\Delta GV\%$ funcție de poziție.

Calitatea imaginii funcție de variația tensiunii

Privind calitatea imaginii ($\Delta GV\%$) funcție de variația tensiunii, un alt parametru investigat, din Figura 6.8. și testele post-hoc, se evidențiază următoarele:

- calitatea imaginii se reduce în general datorită efectelor metalelor inserate,
- efectele de întărire a fascicolului sunt predominante ($-\Delta GV\%$),
- efectele produse sunt generate independent de variația kV ($P = 0.0003$),
- testele post-hoc au avut diferențe statistice semnificative ($P < 0.001$, conform testului Kruskal-Wallis) la evaluarea influenței tensiunii raportată la cele 2 tipuri de metale, cu cea mai semnificativă diferență statistică la testul Mann-Whitney ($P < 0.0001$) între protocoalele 70kV pentru titan și 80 kV pentru aliajul de crom-cobalt,

- cea mai mare diferență statistică între titan și aliajul de crom-cobalt apare la utilizarea tensiunii de 70kV ($P < 0.0000003$),
- creșterea kV a determinat reducerea artefactelor în pozițiile adiacente lingual și vestibular tijeilor anterioară și posterioară ($P < 0.024$),
- creșterea kV nu a determinat reducerea artefactelor în pozițiile intermediare între tijele posterioară și cea medie și între tijele medie și anterioară

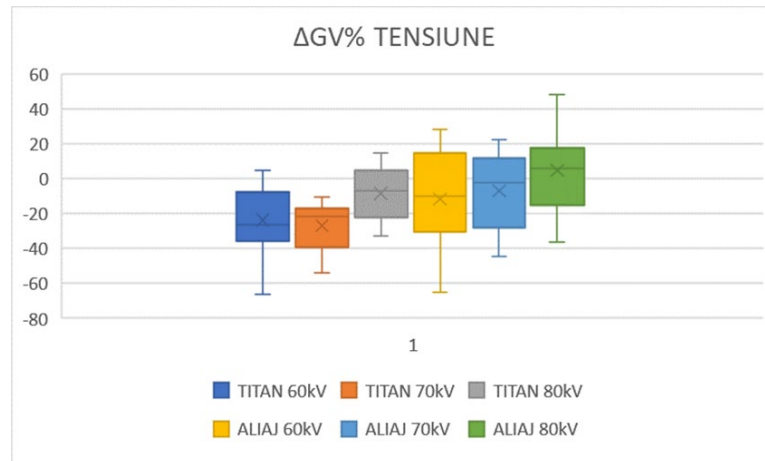


Figura 6.8. Graficul total de $\Delta GV\%$ funcție de tensiunea utilizată.

Calitatea imaginii funcție de variația intensității

Figura 6.9. prezintă calitatea imaginii ($\Delta GV\%$) în raport cu modificarea intensității, cu următoarele caracteristici:

- calitatea imaginii se modifică datorită efectelor metalelor inserate,
- efectele de întărire a fascicolului sunt predominante ($-\Delta GV\%$), efectele de împrăștiere fiind caracteristice intensității de 10mA în cazul aliajului,
- efectele prezente sunt generate dependent de variația mA în cazul aliajului de crom-cobalt ($P=0.0003$), întărirea fascicolului ($-\Delta GV\%$) pentru intensitățile de 1 și 5 mA atât pentru titan cât și pentru aliaj, și împrăștiere pentru 10mA aliaj,
- modificarea intensității curentului tubului nu a afectat artefactele ($P > 0.05$), cu excepția zonei linguale a tijeii anterioare ($P=0.03$),
- testele post-hoc au avut diferențe statistic semnificative ($P < 0.0001$) la evaluarea influenței intensității raportată la cele 2 tipuri de metale

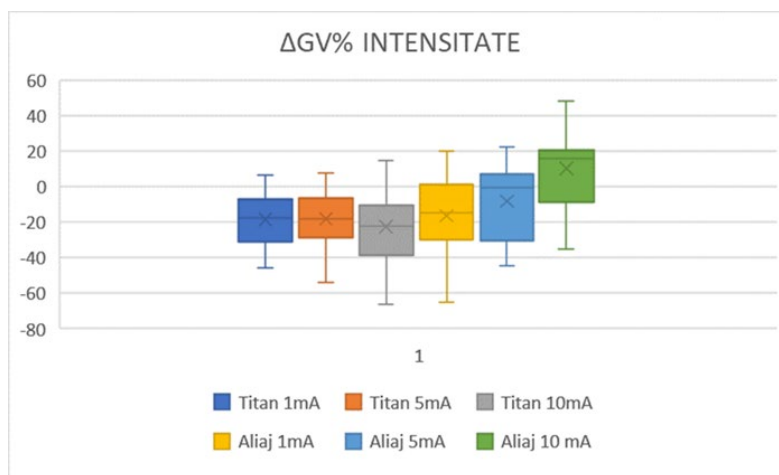


Figura 6.9. Graficul total de $\Delta GV\%$ funcție de intensitatea utilizată.

Calitatea imaginii funcție de protocolul de scanare utilizat

Protocolului de scanare utilizat a determinat următoarele modificări ale calității imaginii ($\Delta GV\%$) observate în Figura 6.10.:

- calitatea imaginii se reduce în general datorită efectelor metalului inserat
- efectele de întărire a fascicolului sunt predominante ($-\Delta GV\%$),
- există o diferență statistică între protocoalele de scanare testate ($P < 0.0004$),
- efectele prezente sunt generate independent de kV și mA,
- testele post-hoc arată o diferență statistică semnificativă între protocolul 80kV-10mA și protocoalele 60kV-1mA, 60kV-10mA, 70kV-1mA și 70kV-5mA, indiferent de tipul de metal inserat și poziția ocupată de acesta.

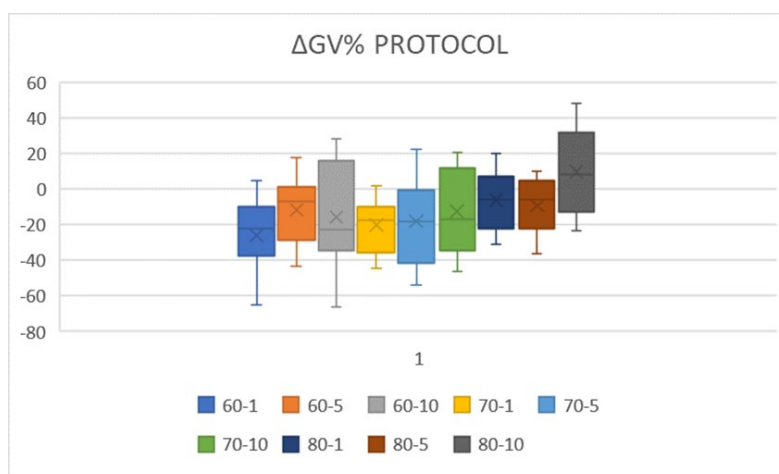


Figura 6.10. Graficul total de $\Delta GV\%$ funcție de protocolul de scanare utilizat, indiferent de tipul metalului și poziția tijei.

Tabelele VI.12. și VI.13. identifică cele mai bune trei setări ale scannerului Morita Verawiew 3De pentru fiecare poziție și tip de metal inserat.

Tabelul VI.12. Cele mai bune 3 combinații de setări ale aparatului pentru fiecare poziție evaluată în cazul tijelor de titan

Poziția		Protocol		
		1	2	3
molar	lingual	60kV-5mA	60kV-1mA	80kV-1mA
	vestibular	80kV-10mA	80kV-5mA	60kV-5mA
premolar	lingual	80kV-5mA	80kV-10mA	80kV-1mA
	vestibular	80kV-5mA	60kV-1mA	60kV-5mA
canin	lingual	80kV-10mA	80kV-5mA	80kV-1mA
	vestibular	80kV-5mA	60kV-1mA	80kV-1mA
zona molar-premolar		80kV-10mA	80kV-5mA	80kV-1mA
zona canin-premolar		80kV-10mA	80kV-1mA	80kV-5mA

Tabelul VI.13. Cele mai bune 3 combinații de setări ale aparatului pentru fiecare poziție evaluată în cazul tijelor confecționate din aliaj crom-cobalt

Poziția		Protocol		
		1	2	3
molar	lingual	70kV-1mA	80kV-5mA	60kV-1mA
	vestibular	60kV-5mA	80kV-5mA	80kV-1mA
premolar	lingual	70kV-5mA	60kV-5mA	80kV-1mA
	vestibular	60kV-5mA	70kV-5mA	80kV-5mA
canin	lingual	70kV-5mA	80kV-1mA	60kV-5mA
	vestibular	70kV-1mA	60kV-5mA	60kV-10mA
zona molar-premolar		80kV-10mA	60kV-10mA	80kV-1mA
zona canin-premolar		80kV-10mA	80kV-1mA	60kV-10mA

ANOVA și testele post-hoc au indicat faptul că tijele din aliaj au produs mai multe artefacte decât tijele din titan, în conformitate cu valorile deviației standard ($p < 0.00004$). Modificarea intensității curentului tubului nu a afectat artefactele ($P > 0.05$), cu excepția zonei linguale a tije anterioare ($P = 0.03$). Creșterea kVp, în general, a dus la o reducere a artefactelor metalice ($P = 0,04$) în poziții adiacente tijelor anterioară și posterioară în special, neavând un impact semnificativ în pozițiile intermediare între tijele posterioară și cea medie și între tijele medie și anterioară.

6.5. Discuții

Valorile măsurate pentru toate pozițiile și protocoalele reprezintă o estimare generală a influenței metalului asupra valorilor voxelului din regiunea respectivă, iar

abaterile mai mari corespund artefactelor mai extinse. În general, când un fascicul de raze X policromatice trece printr-un obiect, fotonii cu energie scăzută sunt absorbiți mai mult decât fotonii cu energie mare. Acest fenomen crește energia medie a fasciculului de raze X, determină întărirea fasciculului și deranjează procesul de reconstrucție a imaginilor. O energie mai mică a fasciculului de raze X, o densitate mai mare și o substanță iradiată cu un număr atomic mai mare duc la întărirea mai mare a fasciculului, artefactele fiind astfel mai severe atunci când este prezent metalul (Schulze et al., 2011; Pauwels et al., 2015). Conform rezultatelor acestui studiu experimental, între cele două tije metalice anterioară și medie, respectiv medie și posterioară se observă artefacte de stingere și valori de gri mai reduse. Acest lucru se datorează faptului că, atunci când fasciculul cu raze X trece simultan prin două tije metalice, întărirea fasciculului este mai severă (White și Pharoah, 2014; Kuusisto et al., 2015). În acest studiu, artefactele metalice adiacente tije anterioare vestibular și celei posterioare lingual au fost mai intense decât cele ale celorlalte poziții, ceea ce s-ar putea datora diferitelor căi de proiecție, procesării informațiilor și tehnicilor de reconstrucție. Este posibil să existe rezultate diferite la utilizarea diferitelor unități CBCT, așa cum s-a văzut în studiile realizate de Schulze și colab., (2010) sau Benic și colab., (2013) unde situsul implantului nu a afectat gravitatea artefactului.

Comparațiile dintre titan și aliajul cobalt-crom au relevat faptul că în toate cele opt poziții și la utilizarea oricărei combinații a parametrilor de expunere, artefactele induse de tijele cobalt-crom au fost mai intense decât cele observate în expunerile cu titanul. Artefactele prin valoare lipsă induse de cobalt-crom au fost mai severe decât cele ale titanului în regiunea dintre tijele medie și anterioară, însă atât această poziție cât și cea dintre tijele posterioară și mijlocie au generat cele mai intense artefacte în ambele condiții. Astfel, valoarea gri dintre cele două inserții de cobalt-crom sau titan cu parametri de expunere diferiți a suferit cele mai mari modificări. Valorile de gri ale acestor regiuni au fost, prin urmare, grav subestimate. Sistemul de imagistică de tip CBCT utilizează un fascicul de raze X cu energii policromatice care, prin atenuarea selectivă a fotonilor de energie mai mică atunci când fasciculul trece prin structuri cu densitate mare, determină întărirea fasciculului, în directă legătură cu cubul numărului atomic (Z) al structurii traversate de radiația X, deci cu cât este mai mare numărul atomic cu atât amplitudinea efectului de întărire a fasciculului este mai crescută. Deoarece numerele atomice ale cromului ($Z=24$) și cobaltului ($Z=27$) sunt mai mari decât cel al titanului ($Z=22$), în stomatologie fiind utilizate aliajele de cobalt-crom în a căror compoziție există și alte metale cu un număr atomic și mai mare, de exemplu molibden și tungsten, absorbția razei X și întărirea fasciculului au fost mai mari în cazul

aliajului de cobalt-crom decât în cel al titanului. Studiile lui Pauwels și colab. (2013) și Kuusisto și colab. (2015) au raportat artefacte severe în imaginile CBCT produse de plumb și oțelul inoxidabil, respectiv zirconiu și titan. Studiul realizat de Chindasombatjareon și colab. (2011), a evaluat artefactele produse de patru metale și s-a observat că aliajul de aur investigat, cu $Z=79$, a provocat cele mai mari zone de artefacte urmate în ordine de aliajul de cobalt ($Z=27$), crom ($Z=24$), titan ($Z=22$) și aluminiu ($Z=13$), susținând ideea întăririi fasciculului de radiație X cu creșterea numărului atomic.

Din perspectiva variabilei kV, creșterea acesteia a determinat în general o reducere a artefactelor metalice în poziții adiacente tijelor anterioară și posterioară, însă nu a afectat gravitatea artefactului în pozițiile dintre tije. Cercetări anterioare (Barrett și Keat, 2004; Schulze et al., 2010; Kataoka et al., 2010; Chindasombatjareon et al., 2011) au relevat faptul că, la creșterea tensiunii, se generează o energie mai mare și o penetrare mai mare a fasciculului de raze X, astfel încât există mai puțin întărirea fasciculului și mai puține artefacte metalice. De asemenea, kVp ridicat reduce contrastul, ceea ce poate contribui la o omogenitate mai mare a imaginilor. Dispozitivul utilizat în acest studiu a permis selectarea tensiunii în intervalul 60-80 kVp. Acest interval nu reprezintă intervalul tipic de tensiune al dispozitivelor CBCT, dintre care cele mai multe se găsesc între 80 și 120 kVp. Ca urmare a acestui aspect, nu a fost posibilă studierea efectului absolut al kVp într-un interval relevant. Alți factori care ar putea afecta întărirea fasciculului includ arcul de rotație a mașinii, configurația fasciculului de raze X și algoritmi folosiți pentru procesarea informațiilor, neevaluați în această cercetare (Schulze et al., 2005; Hunter et al., 2009).

O altă variabilă investigată a fost intensitatea curentului tubului. Similar studiului lui Pauwels (2013), creșterea intensității curentului nu a afectat prezența artefactelor metalice în majoritatea cazurilor din această cercetare, cu excepția zonei linguale a tijeii anterioare, unde a apărut o inversare a $\Delta GV\%$. În studiului lui Pauwels (2013), mA-urile se pare că au variat între protocoale din cauza diferenței în numărul de proiecții dobândite, ca timp de expunere, fiind utilizate mai multe tipuri de scanere CBCT, mai degrabă decât datorită curentului anodic, fapt nepetrecut în acest studiu, unde numărul de proiecții a fost același. Deși la nivel teoretic un număr mai mare de proiecții ar trebui să conducă la reducerea artefactelor, în studiul lui Pauwels nu a existat nicio diferență perceptibilă între protocoalele cu mA ridicat și cu mA redus pentru unele dispozitive, iar creșterea dozei ce apare consecutiv creșterii mA nu ar fi justificată. În studiul lui Kataoka (2010), folosind CT, curenții mai mari ai tuburilor au scăzut artefactele metalice, însă, trebuie să luăm în considerare intervalul de intensitate utilizat în studiul respectiv (100-500mA), care a fost

diferit de cel utilizat în studiul de față (1-10mA). Deoarece CBCT prezintă o gamă restrânsă de modificări ale valorii mA se poate explica efectul nesemnificativ al modificării mA asupra artefactelor metalice.

Conform studiului meu nu există un protocol de expunere general adecvat evaluării întregii cavități bucale, dar există configurații de setări a parametrilor de expunere în concordanță cu diferite sarcini de diagnostic. Însă, pentru a ajuta la luarea deciziilor profesionale cu privire la protocolul de ales pentru indicații clinice specifice trebuie realizată corelația cu principiul ALARA (cât mai redus pe cât posibil rezonabil). În cadrul acestui studiu am identificat cele mai bune trei setări ale parametrilor de expunere ai scannerului utilizat pentru fiecare poziție și tip de metal inserat, dar care pot fi diferite la utilizarea altor unități CBCT, așa cum au raportat alte cercetări realizate de Parsa și colab. (2010), Bechara și colab., (2012) sau Fontenele și colab., (2018). Unele dintre cele mai bune combinații de setări a parametrilor de expunere au fost aceleași pentru tijele de titan și aliaj crom-cobalt. În plus, aceste combinații sunt clar distincte între ele în ceea ce privește variația valorilor de gri, protocolele acționând diferit pentru fiecare tip de metal, decizia de a alege o anumită setare fiind necesar să ia în considerare tipul de material prezent în regiunea de scanare.

O limitare a acestui studiu in vitro a fost legată de faptul că modelul utilizat prezenta densități uniforme, în timp ce densitatea de os trabecular nu este uniformă. Bineînțeles, modelul utilizat nu conține trăsăturile distinctive regăsite în regiunea dentomaxilofacială, dar acest lucru nu este obligatoriu necesar pentru analiza performanței tehnice a calității imaginii, având în vedere că valorile și zgomotul voxelului sunt afectate în primul rând de masa totală din interiorul și din afara FOV și nu de forma sau intervalul de atenuare al obiectului scanat.

Rezultatele studiului meu sunt dificil de interpretat în termeni de calitate a imaginii, deoarece nu există un cadru de referință pentru parametri asociați artefactelor metalice. Cercetările anterioare au arătat că există o gamă largă de opinii în privința calității imaginii percepute sau măsurate pentru dispozitivele CBCT din stomatologie (Suomalainen et al., 2007; Loubele et al., 2009). Mai mult, nu sunt disponibile studii la scară largă privind calitatea imaginii diagnostice, care sunt necesare pentru a evalua relația dintre parametrii tehnici care pot fi măsurați în controlul calității și validitatea diagnosticului și nu există linii directoare specifice cu privire la cerințele de performanță a imaginii clinice pentru dispozitivele CBCT utilizate în stomatologie. De aici apare necesitatea unor criterii de diagnostic clare pentru a ne asigura că parametrii tehnici ai imaginii pot fi interpretați într-

un mod relevant. Obținerea unui protocol de calitate a imaginii detaliat, care ar conține praguri de reexaminare sau suspendare a acestor parametri devine astfel indispensabilă.

6.6. Concluzii

Rezultatele experimentelor au indicat tipul metalului ca având cel mai mare efect asupra intensității artefactelor metalice din acest studiu, artefactele induse de aliajul de cobalt-crom fiind mai severe decât cele induse de titan, iar scanările respective fiind mai afectate de diferitele protocoale decât cele ale titanului. Artefactele au fost mai intense pe suprafața vestibulară a tijelor anterioare pentru titan și pe suprafața linguală a tijei posterioare pentru aliaj. Creșterea curentului tubului nu a avut efect asupra artefactelor metalice. Toate acestea evidențiază modul în care protocoalele acționează diferit pentru fiecare obiect metalic inserat la nivelul cavității orale, precum și modul în care alegerea protocolului de achiziție poate influența calitatea imaginii, în special pentru structurile realizate din metale cu număr atomic mare, luându-se în considerare tipul de material prezent în regiunea de scanare, calitatea imaginii necesare pentru diagnostic și doza de radiații pentru pacient.

CAPITOLUL 7. STUDIU PRIVIND IMPACTUL ARTEFACTELOR METALICE ASUPRA CALITĂȚII IMAGINII ÎN SECȚIUNILE CBCT FUNCȚIE DE POZIȚIA ANATOMICĂ

7.1. Introducere

Succesul tratamentului cu implant în stomatologie depinde în principal de sănătatea durabilă pe termen lung a țesutului periimplantar. Evaluarea mobilității, a durerii, infecției, inflamației și a pierderii osoase alveolară marginală sunt toate considerate criterii utile de succes a implantului (Jones și Cochran, 2006). În mod specific atenția s-a îndreptat de-a lungul timpului către evaluarea radiografică postoperatorie a pierderii osoase alveolare marginale în jurul implanturilor prin radiografii intraorale în serie (King et al., 2002; Kamburoğlu et al., 2012), numeroase ghiduri de radiologie orală recomandând actual CBCT ca examen preoperator (Tyndall et al., 2012; SEDENTEXCT Proiect, 2012). Întrucât este un examen tridimensional fără suprapuneri, CBCT a fost indicat în stomatologie și pentru monitorizarea tratamentului cu implanturi, în situația evaluării regenerării osoase, detectării posibilei pierderi a osului marginal și a semnelor de eșec în osteointegrare (Benic et al., 2013). CBCT însă nu face parte din protocolul de rutină pentru examinările postoperatorii

ale implanturilor dentare datorită factorului limitativ asociat imaginilor tomografice, și anume formarea artefactelor metalice, care pot împiedica sau îngreuna diagnosticul și/sau analiza adecvată a zonei periimplantare (Scarfe et al., 2008 Vasconcelos et al., 2017; Machado et al., 2018), fiind compromisă calitatea imaginii.

Cercetările lui Oliveira (2013) și Valizadeh (2015) sugerează că formarea artefactelor metalice poate fi influențată de regiunea anatomică scanată, de poziția obiectului în câmpul vizual și structurile anatomice adiacente din afara câmpului vizual, dar nu există un consens în a afirma care regiuni (maxilar sau mandibulă, zona anterioară sau posterioară) sunt mai legate de formarea artefactelor sau care sunt efectele locației obiectului în câmpul vizual.

7.2. Scop și obiective

Scopul prezentului studiu a fost evaluarea, pe imagini CBCT, a artefactelor metalice produse de implanturile din titan.

În acest sens, *obiectivele* studiului au vizat compararea cantitativă a:

- artefactelor produse la nivelul maxilarului și mandibulei;
- artefactelor prezente în regiunile frontale și laterale;
- artefactelor produse în vecinătatea implanturilor izolate și adiacente altor implanturi;
- artefactelor afișate funcție de poziția implantului în cadrul câmpului de vizualizare.

7.3. Material și metodă

Imaginile CBCT ale implanturilor utilizate în acest studiu au fost selectate din arhiva unui cabinet cu practică privată din București. Protocolul urmat a fost prezentat în capitolul dedicat „Metodologiei generale a cercetării științifice”.

Au fost determinate abaterea standard și raportul zgomot-contrast al imaginilor implanturilor de titan. Abaterea standard (SD) a fost evaluată în scopul obținerii unei estimări generale a amplitudinii de înnegrire și strălucire/luminozitate generate de metal asupra valorilor voxelilor înconjurători, ca metodă de măsurare a zgomotului/artefactelor din imagine. Între parametrii recomandați a fi evaluați în cadrul protocolului „Controlul calității în tomografia computerizată cu fascicul conic” al Agenției Internaționale pentru Energie Atomică (de Las Heras Gala et al., 2017) se numără și rezoluția cu contrast redus, care poate fi cuantificată măsurând raportul contrast-zgomot (CNR), considerat a fi mai strâns legat de calitatea imaginii decât zgomotul imaginii (Grech et al., 2013). CNR este foarte dependent de contrastul local. Pe măsură ce CNR este mărit, obiectele sunt vizualizate mai ușor în

raport cu fundalul, iar la reducerea CNR scade detectabilitatea obiectelor (Bechara et al., 2012a; Bechara et al., 2012b; Bechara et al., 2012c; de Las Heras Gala et al., 2017).

7.4. Rezultate

Au fost evaluate în total 80 de implanturi din titan, împărțite în grupuri funcție de localizarea lor anatomică, vecinătatea cu alte implanturi și poziția în cadrul FOV.

Analiza datelor a fost realizată utilizând două abordări:

- descriptiv, pentru a vizualiza și descrie tendințele pentru fiecare secțiune axială a arcadei, a poziției implantului la nivelul arcadei, a vecinătății cu alte implanturi și a poziției în cadrul câmpului de vizualizare,
- analitic, pentru efectele variabilelor independente.

Statistica descriptivă - Secțiunea cervicală

La analiza descriptivă a secțiunilor axiale cervicale se remarcă următoarele:

- cele mai mari valori SD sunt reprezentative pentru grupul frontal maxilar, indicând o producție mai mare de artefacte,
- valori mai mari SD pentru secțiunile maxilare față de cele mandibulare
- valori mai mari SD pentru secțiunile frontale față de cele laterale.
- valorile CNR au fost mai reduse pentru zona laterală mandibulară în general, deci o calitate a imaginii mai scăzută,
- valori mai mici CNR în secțiunile mandibulare față de cele maxilare
- valori mai mici CNR în secțiunile laterale față de frontale.

Statistica descriptivă - Secțiunea medie

Pentru secțiunile axiale medii, se observă următoarele:

- valori CNR mai reduse pentru maxilar comparativ cu mandibula,
- de asemenea, valori CNR mai reduse în zona laterală comparativ cu zona frontală,
- nu există diferențe mari între regiuni, zona laterală maxilară înregistrând cel mai redus CNR,
- valorile SD cele mai crescute au fost observate în zona frontală maxilară, deci un zgomot al imaginii mai crescut,
- valorile SD din secțiunile maxilare față de cele mandibulare au fost mai ridicate,
- valorile SD ale regiunii frontale au fost mai ridicate față de cea laterală.

Statistica descriptivă - Secțiunea apicală

În privința secțiunilor axiale apicale, ca tendințe centrale ale statisticii descriptive, am constatat:

- valori CNR mai reduse pentru maxilar comparativ cu mandibula,
- de asemenea, în zona laterală comparativ cu zona frontal au fost măsurate valori CNR mai mici,
- în zona laterală maxilară valorile CNR au fost mai reduse față de celelalte zone, deci o calitate a imaginii mai slabă,
- valorile SD cele mai scăzute au fost observate în zona frontal maxilară, deci un zgomot al imaginii mai redus,
- valorile SD din secțiunile maxilare față de cele mandibulare au fost mai reduse,
- valorile SD ale regiunii frontale au fost diminuate față de cea laterală.

Statistica descriptivă - Vecinătatea altor implanturi

Din punct de vedere descriptive, funcție de vecinătatea implanturilor, am concluzionat următoarele:

- nu sunt diferențe semnificative ale valorilor SD între imaginile cu implanturi izolate sau adiacente altor implanturi,
- valorile CNR ale imaginile cu implanturi izolate sau adiacente altor implanturi nu prezintă deosebiri semnificative.

Statistica descriptivă - Poziția în cadrul câmpului de vizualizare

Nu se observă din punct de vedere descriptiv diferențe semnificative ale valorilor deviației standard (SD) și raportului contrast-zgomot (CNR) între imaginile cu implanturi dentare plasate central sau excentric în cadrul câmpului de vizualizare (FOV).

Statistica analitică - Raportul contrast-zgomot

Compararea artefactelor metalice mandibulare și maxilare prin utilizarea testului Mann-Whitney a arătat că nu exista diferență semnificativă în numărul de artefacte, $P > 0.05$ (tab. VII.13.). La evaluarea numărului de artefacte ale implanturilor inserate în regiunile anterioare și posterioare, implanturile din regiunea frontală au arătat semnificativ mai multe artefacte în toate imaginile, $P < 0.05$ (tab. VII.14.).

Implanturile plasate izolat sau în vecinătatea altor implanturi (tab. VII.15.) nu au determinat o diferență semnificativă la comparare ($P > 0.05$), de asemenea nici evaluarea implanturilor situate central sau excentric în cadrul FOV (tab. VII.16.).

Tabelul VII.13. Compararea artefactelor metalice mandibulare și maxilare prin evaluarea CNR, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	maxilar	0.675	0.08
	mandibular	0.531	
Mediu	maxilar	0.661	0.12
	mandibular	0.709	
Apical	maxilar	0.622	0.22
	mandibular	0.696	

Tabelul VII.14. Compararea artefactelor metalice din zonele frontal și lateral prin evaluarea CNR, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	frontal	0.681	0.009*
	lateral	0.525	
Mediu	frontal	0.739	0.01*
	lateral	0.665	
Apical	frontal	0.825	<0.0001*
	lateral	0.538	

Tabelul VII.15. Compararea artefactelor metalice ale implanturilor funcție de vecinătatea altor implanturi prin evaluarea CNR, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	izolat	0.663	0.13
	adiacent	0.554	
Mediu	izolat	0.726	0.07
	adiacent	0.661	
Apical	izolat	0.724	0.13
	adiacent	0.662	

Tabelul VII.16. Compararea artefactelor metalice ale implanturilor funcție de poziția în cadrul FOV prin evaluarea CNR, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	central	0.639	0.25
	excentric	0.592	
Mediu	central	0.690	1
	excentric	0.670	
Apical	central	0.692	0.48
	excentric	0.672	

Testele Kruskal-Wallis și Tukey au relevat o diferență statistică semnificativ mai mare de artefacte observate în imaginile cervicale comparativ cu imaginile apicale sau medii (tab. VII.17.).

Tabelul VII.17. Comparația artefactelor metalice între secțiunile cervicale, medii și apicale, prin evaluarea CNR

Secțiuni comparate		H	p
Cervical - Mediu	maxilar	4.85	0.18
	mandibular	23.12	<0.0001*
	frontal	1.27	0.73
	lateral	15.76	0.0012*
	izolat	13.28	0.06
	adiacent	15.59	0.02*
	centru FOV	20.3	0.0049*
	excentric FOV	17.51	0.01*
Cervical - Apical	maxilar	30.18	<0.0001*
	mandibular	21.62	<0.0001*
	frontal	9.31	0.025*
	lateral	19.27	0.00024*
	izolat	24	<0.0001*
	adiacent	29.32	0.00012*
	centru FOV	34.179	<0.0001*
	excentric FOV	22.62	0.0019*
Apical - Mediu	maxilar	39.08	<0.0001*
	mandibular	5.07	0.11
	frontal	6.46	0.09
	lateral	13.84	0.003*
	izolat	21.83	0.002*
	adiacent	52.341	<0.0001*
	centru FOV	28.16	0.0002*
	excentric FOV	21.27	0.0033*

Statistica analitică - Abaterea standard

Compararea artefactelor metalice mandibulare și maxilare prin utilizarea testului Mann-Whitney a arătat că nu exista diferență semnificativă în numărul de artefacte, $P > 0.05$ (tab. VII.18.), de asemenea nici la evaluarea numărului de artefacte ale implanturilor inserate în regiunile anterioare și posterioare (tab. VII.19.), plasate izolat sau în vecinătatea altor implanturi (tab. VII.20.) sau situate central sau excentric în cadrul FOV (tab. VII.21.).

Tabelul VII.18. Compararea artefactelor metalice mandibulare și maxilare prin evaluarea SD, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	maxilar	44.222	0.16
	mandibular	40.0745	
Mediu	maxilar	40.207	0.48
	mandibular	39.835	
Apical	maxilar	26.8555	0.07
	mandibular	30.833	

Tabelul VII.19. Compararea artefactelor metalice din zonele frontal și lateral prin evaluarea SD, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	frontal	42.9175	>0.05
	lateral	41.5715	
Mediu	frontal	40.644	0.22
	lateral	39.304	
Apical	frontal	27.153	0.59
	lateral	31.0065	

Tabelul VII.20. Compararea artefactelor metalice ale implanturilor funcție de vecinătatea altor implanturi prin evaluarea SD, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	izolat	43.331	0.67
	adiacent	42.161	
Mediu	izolat	41.477	0.63
	adiacent	39.782	
Apical	izolat	27.067	0.5
	adiacent	30.08	

Tabelul VII.21. Compararea artefactelor metalice ale implanturilor funcție de poziția în cadrul FOV prin evaluarea SD, conform testului Mann-Whitney

Secțiunea		Mediana	p
Cervical	central	42.8	0.5
	excentric	42.576	
Mediu	central	40.207	0.39
	excentric	39.835	
Apical	central	29.799	0.86
	excentric	27.361	

Testele Kruskal-Wallis și Tukey au relevat o diferență statistică semnificativ mai mare de artefacte observate în imaginile cervicale și medii comparativ cu imaginile apicale, $P < 0.05$, cu valori SD mai mari în imaginile cervicale (Tabelul VII.22.). La compararea secțiunilor cervicale și medii, deși diferențele între grupuri nu au fost mari, au fost observate valori mai mari pentru secțiunile cervicale maxilare ($P = 0.01$), secțiunile cu implanturi adiacente și plasate central în FOV.

Tabelul VII.22. Comparația artefactelor metalice între secțiunile cervicale, medii și apicale, prin evaluarea SD

Secțiuni comparate	H	p
Cervical-Mediu maxilar	10.2	0.01*
mandibular	0.43	0.93
frontal	6.77	0.07
lateral	3.66	0.3
izolat	3.79	0.8
adiacent	70.21	<0.0001*
centru FOV	19.73	0.006*
excentric FOV	9.31	0.23
Cervical-Apical maxilar	43.19	<0.0001*
mandibular	25.37	<0.0001*
frontal	43.99	<0.0001*
lateral	28.6	<0.0001*
izolat	28.37	0.0001*
adiacent	48.14	<0.0001*
centru FOV	44.56	<0.0001*
excentric FOV	29.12	<0.0001*
Apical-Mediu maxilar	36.92	<0.0001*
mandibular	21.33	<0.0001*
frontal	38.33	<0.0001*
lateral	20.59	0.0001*
izolat	23.23	0.0001*
adiacent	39.16	<0.0001*
centru FOV	40.19	<0.0001*
excentric FOV	23.58	0.0001*

7.5. Discuții

Detectarea timpurie a modificărilor osoase din jurul implantului poate preîntâmpina tratamentul redundant, extins inutil, și poate reduce riscul de complicații legate de pierderea implantului. Deci, o calitate optimă a imaginii în CBCT este una dintre proprietățile dorite. Materiale foarte absorbante, cum este cazul metalului, funcționează ca un filtru poziționat în interiorul obiectului, generând artefacte de întărire a fasciculului în legătură directă cu densitatea acestuia. Dacă fasciculul de radiație X este întărit, o eroare neliniară va fi înregistrată în calea fasciculului din spatele materialelor cu absorbție ridicată, iar aceasta va fi indusă în datele înregistrate (Schulze et al., 2011). În reconstrucția 3D, eroarea este proiectată înapoi în volum, rezultând fie dungi luminoase ce radiază din obiectele metalice, fie înnegrirea ariilor învecinate sau chiar pierderea completă a valorilor de gri, determinând reducerea raportului contrast-zgomot prin scăderea contrastului și reducerea clarității zonelor de interes investigate (Demirturk Kocasarac et al., 2016; Katkar et al., 2016).

În general, un contrast leziune-fundal este legat de raportul contrast-zgomot, acesta fiind unul dintre principalii factori care influențează calitatea imaginii în CBCT. Valorile SD permit o estimare generală a întinderii întunecate și a strălucirii cauzate de materiale cu densitate mare, măsurate prin variația valorilor de gri. Deci, o valoare SD mai mare sau o variație mai mare indică o producție mai mare de artefacte. Evaluarea amplitudinii artefactelor s-a făcut prin compararea valorilor obținute între diferitele regiuni examinate, similar unor cercetări anterioare (Chindasombatjareon et al., 2011; Bechara et al., 2012a; Bechara et al., 2012c; Oliveira et al., 2013; Pauwels et al., 2013; Benic et al., 2013; Vasconcelos et al., 2017; Kursun-Cakmak et al., 2019). Protocolul de achiziție utilizat în această cercetare a fost selectat în conformitate cu recomandările producătorului ca setare optimă de expunere pentru un pacient adult mediu, deși se știe că parametri de expunere ar trebui să ia în considerare în mod ideal atât caracteristicile pacientului, cât și indicațiile legate de sarcinile de diagnostic specifice pentru a obține reducerea dozei la o calitate satisfăcătoare a imaginii (Nogah et al., 1994; Katsumata et al., 2006; Nakae et al., 2008; Pauwels et al., 2013; Bushberg, 2015; Panjnoush et al., 2016; Oenning et al., 2018).

În studiul meu, conform evaluării CNR, implanturile din regiunea frontală au arătat semnificativ mai multe artefacte în toate imaginile, similar studiilor anterioare, însă la compararea artefactelor metalice mandibulare și maxilare nu a fost găsită o diferență semnificativă în numărul de artefacte, posibil și datorită numărului insuficient de date analizate sau a utilizării unui FOV mic de 4X4, astfel încât efectul exomasei, adică întreaga zonă craniofacială situată în interiorul și în afara FOV, a afectat mai mult sau mai puțin

măsurătorile valorii de gri în maxilar și mandibula (Benic et al., 2013). În studiul lui Machado (2018) numărul de artefacte a fost mai mare în mandibulă și în regiunile anterioare, arătând că valorile de gri ale obiectului variază în funcție de localizarea acestuia și structurile anatomice adiacente. Variațiile densității și grosimii țesutului osos maxilar și mandibular pot explica diferența numărului de artefacte, care este în concordanță cu descoperirile lui Oliveira (2013), care a evaluat efectul localizării anatomice asupra valorilor de gri în imaginile CBCT și a demonstrat că același obiect poate avea valori diferite în funcție de localizarea anatomică. Compararea valorilor SD nu a arătat nici o diferență statistică între regiunile maxilare și mandibulare sau frontale și laterale, toate imaginile cu secțiuni fiind însă afectate de zgomot.

Artefactele, radiația de împrăștiere și zgomotul în sistemele CBCT nu sunt răspândite în mod egal în întregime peste FOV-uri (Oliveira et al., 2013). Studiul actual a fost realizat pentru a evalua efectul poziției implantului în câmpul vizual al CBCT asupra CNR. Conform studiului lui Valizadeh (2015), funcție de locația în FOV, sensibilitatea poziției centrale a fost semnificativ mai mare decât cea a celorlalte poziții, iar specificitatea a fost semnificativ mai mare la poziția orei 3. Queiroz (2017), care evaluează efectul unui instrument de reducere a artefactelor metalice atunci când obiectul generator a fost plasat în diferite poziții în cadrul FOV, a observat, de asemenea, că nivelurile de zgomot au fost diferite în funcție de schimbările de poziție. Conform studiului meu, implanturile poziționate central sau excentric în FOV nu au determinat o diferență semnificativă la compararea CNR sau SD.

În acest studiu, la evaluarea CNR, un număr mai mare de artefacte a fost observat în treimea cervicală a implantului dentar, similar studiului lui Machado (2018), probabil doar datorită prezenței lucrării protetice, prin structura sa, intensificând întărirea fasciculului de radiație X, întrucât atunci când se compară numărul de artefacte din jurul implanturilor izolate cu cele din jurul implanturilor adiacente nu a fost observată nicio diferență semnificativă nici în pozițiile cervicale, nici medii și nici în cele apicale. Din acest punct de vedere sunt necesare studii viitoare de evaluare comparativă a artefactelor în imaginile cu implanturi neprotezate. O explicație posibilă este legată și de utilizarea unui ROI mic, astfel încât efectul implanturilor adiacente a fost minimizat în treimile medii și apicale. Lucrarea protetică pare a fi cea care generează scăderea impresionantă a CNR în zona cervicală, metalele constituate ale acesteia fiind aliaje crom (24), cobalt (27) sau zirconia (40), care au număr atomic mai mare ca al titanului (22) din structura implanturilor din imaginile analizate în acest studiu, generând o absorbție a razei X și o întărire a fasciculului mai mari

(Pauwels et al., 2013; Kuusisto et al., 2015). La evaluarea SD, valorile au fost crescute în secțiunile cervicale și medii comparativ cu cele apicale, posibil datorită variațiilor densității și grosimii țesutului osos și a distanței mai crescute față de rădăcinile dinților învecinați și a implanturilor adiacente sau a utilizării unui FOV mic de 4X4 și ROI mic, astfel încât efectul exomasei a afectat mai puțin măsurătorile valorii gri.

Acest studiu are unele limitări. Prima limitare este legată de eșantionul redus, apoi utilizării unui singur protocol de achiziție a datelor, selectat în conformitate cu recomandările producătorului ca setare optimă de expunere pentru un pacient adult mediu. De asemenea, sunt necesare cercetări suplimentare cu utilizarea diferitelor tipuri de scanere disponibile pe piață, cu evaluarea influenței diferitelor setări recomandate de producătorii respectivi. Este esențial să se dezvolte cercetări care să asocieze numărul de artefacte cu acuratețea diagnostică până la constatarea nivelului real de interferență al acestor imagini nedorite cu practica dentară clinică, deoarece necesitatea de a îmbunătăți rezoluția, inclusiv CNR, trebuie evaluată în raport cu creșterea expunerii pacientului la radiații.

7.6. Concluzii

Detectarea precoce a modificărilor osoase din jurul implantului poate preveni tratamentele redundante, extinse inutil și poate reduce riscul de complicații legate de pierderea implantului. Comparația artefactelor metalice mandibulare și maxilare folosind testul Mann-Whitney a arătat că nu a existat nicio diferență semnificativă în numărul de artefacte. La evaluarea numărului de artefacte legate de implanturile introduse în regiunile anterioare și posterioare, implanturile din regiunea frontală au arătat semnificativ mai multe artefacte în toate imaginile. Implanturile plasate izolat sau în vecinătatea altor implanturi nu au determinat o diferență semnificativă în comparație, de asemenea, nici evaluarea implanturilor situate central sau periferic în FOV. Artefactele au fost observate în mod predominant în treimea cervicală a implantului dentar, comparativ cu treimile medii și apicale, cel mai probabil datorită prezenței lucrării protetice.

CONCLUZII GENERALE

În practica stomatologică de zi cu zi, imagistica CBCT a devenit una dintre modalitățile esențiale de diagnostic. În consecință, pentru utilizarea eficientă a acestei tehnologii, este necesar să cunoaștem avantajele și dezavantajele acesteia, precum și limitările sale. Artefactele generate de structurile metalice, prin efectele de întărire și

împrăștiere a fasciculului de radiație X, afectează calitatea imaginii în diferite grade, principalul obiectiv urmărit în investigarea acestora fiind de a învăța să le reducem dacă nu reușim să le evităm.

Prezența artefactelor metalice în imaginile CBCT face necesară evaluarea metodelor ce pot diminua apariția acestora în vederea obținerii unor informații diagnostice certe, astfel încât să poată fi elaborate protocoale de expunere și examinare a pacienților personalizate, în conformitate cu principiul ALARA (As Low As Reasonable Achievable).

Așa cum am precizat încă din primul studiu al acestei cercetări științifice, rezultatele obținute sunt dificil de interpretat în termeni de calitate a imaginii, neexistând un cadru de referință pentru parametrii asociați artefactelor metalice.

În cadrul cercetării mele doctorale am evaluat cantitativ efectul prezenței metalelor și am realizat corelația cu modelul și intensitatea artefactelor produse cu scopul de a identifica magnitudinea acestor artefacte și a protocolului adecvat evaluării unei anumite regiuni din vecinătatea structurilor metalice.

Cercetarea științifică personală a permis evidențierea câtorva concluzii importante:

- structurile metalice inserate la nivelul arcadei dentare provoacă artefacte în toate zonele cavității bucale, fie prin întărirea fasciculului, fie prin artefacte de împrăștiere.

- prezența structurilor metalice la nivelul arcadei dentare reduce calitatea imaginilor CBCT prin creșterea zgomotului imaginii.

- cel mai mare efect asupra intensității artefactelor metalice l-a avut tipul metalului, artefactele induse de aliajul de cobalt-crom fiind mai severe decât cele induse de titan, imaginile rezultate din scanările aliajului crom-cobalt fiind mai afectate de diferitele protocoale decât cele ale titanului.

- artefactele datorate efectului de întărire a fasciculului sunt observate în mod predominant în cazul scanărilor titanului. În cazul scanărilor aliajului crom-cobalt față de cele ale titanului apar artefacte de împrăștiere în zonele vestibulare și orale evaluate, iar efectele de întărire a fasciculului prezente sunt mai reduse comparativ cu titanul.

- artefactele au fost mai intense la nivelul zonei vestibulare anterioare în cazul titanului și la nivelul zonei linguale posterioare/molare în situația aliajului, evaluarea imaginii în aceste zone fiind necesar a fi făcută cu precauție.

- variația curentului tubului nu a avut efect asupra artefactelor metalice, iar creșterea tensiunii a determinat reducerea artefactelor în pozițiile adiacente lingual și vestibular zonelor canin și molar, însă nu a determinat reducerea artefactelor în pozițiile intermediare

dintre canin și premolar sau premolar și molar, deși scannerul CBCT utilizat nu a permis să se studieze efectul absolut al kVp și mA într-un interval relevant.

- protocoalele de expunere utilizate au acționat diferit pentru fiecare dintre structurile metalice inserate la nivelul cavității orale, atât ca material cât și ca poziție, alegerea protocolului de achiziție putând influența calitatea imaginii necesare pentru diagnostic și doza de radiații pentru pacient.

- nu există un protocol de expunere general adecvat evaluării întregii cavități bucale, însă există configurații de setări a parametrilor de expunere în concordanță cu diferite sarcini de diagnostic care ar ajuta la luarea deciziilor profesionale cu privire la protocolul de alegere pentru indicații clinice specifice, care însă trebuie corelate cu principiul ALARA. În acest context, sunt de încurajat studii viitoare pentru a stabili protocoale de expunere care promovează o relație bună între doza de expunere și calitatea imaginii CBCT în evaluarea regiunilor din jurul implanturilor.

- măsurarea artefactelor metalice în dispozitivele CBCT arată un interval larg de valori, determinat de varietatea parametrilor imagistici utilizați în cadrul studiului. Din acest motiv, în practica clinica, diagnosticul zonei între obiectele metalice adiacente ar trebui să fie evitat, aceste regiuni prezentând o pierdere excesivă a informațiilor de proiecție, datorită efectelor de întărire a fasciculului, cu riscul unor diagnostice fals pozitive. Pentru alte regiuni afectate din vecinătatea metalului, evaluarea imaginii ar trebui făcută cu precauție, și în mod deosebit de evitat măsurătorile cantitative ce au la bază valorile voxelului, degradarea calității imaginii fiind evidentă.

- intensitatea artefactelor produse în imaginile CBCT a fost mare în regiunile apropiate de structurile metalice, dar este necesară evaluarea interferenței artefactelor în diagnosticul stărilor patologice adiacente acestor structuri, deci legătura între relația subiectivă și obiectivă a calității imaginii.

- am depistat un număr mai mare de artefacte în mandibulă și în regiunile anterioare, cu variații în funcție de localizarea implantului și structurile anatomice adiacente în privința variației densității și grosimii țesutului osos, însă poziția implanturilor la nivelul câmpului de vizualizare nu a determinat o diferență semnificativă la comparare, de asemenea nici proximitatea acestora.

- artefactele evaluate au fost observate în mod predominant în treimea cervicală a implantului dentar, probabil datorită prezenței lucrării protetice, la evaluarea valorilor de gri fiind mici diferențe în favoarea secțiunilor cu implanturi adiacente și plasate central în FOV.

- metoda de evaluare a artefactelor metalice utilizată, bazată pe diferențele în tonurile de gri ale pixelilor imaginilor CBCT bidimensionale a structurilor metalice, poate oferi o bună evaluare cantitativă a artefactelor din perspectiva materialelor dentare. Prin urmare, cred că această metodă este mai fiabilă în comparație cu identificarea cu ochiul liber.

- cunoștințele în legătură cu diferențele dintre artefacte, cauzate de variatele materiale metalice, localizarea lor și protocoalele de expunere, ar putea facilita deciziile clinice pentru alegerea materialului sau a setărilor dispozitivului de imagistică.

Una dintre cele mai relevante concluzii bazată pe rezultatele obținute în cercetarea mea doctorală este că posibilitatea reducerii artefactelor metalice pe baza ajustării parametrilor de expunere este foarte limitată. Deși o oarecare reducere a artefactelor se poate observa la compararea diferitelor protocoale de expunere ale aceluiași dispozitiv utilizat în această cercetare, efectul asupra artefactelor este destul de redus și nu poate fi justificată eventuala creștere a dozei de radiații cu singurul scop de reducere a artefactelor.

De asemenea, în sinteza celor prezentate, utilizatorul CBCT are posibilități limitate de a reduce artefactele. De aceea, cercetătorii și producătorii trebuie să își combine eforturile în optimizarea factorilor de expunere și implementarea algoritmilor de reducere a artefactelor metalice.

Rezultatele obținute trebuie privite din perspectiva **limitărilor**, în cazul primului studiu acestea fiind determinate de utilizarea unui model uniform, în condiții de laborator, ce face ca impactul modelelor tip fantom antropomorfic să fie teoretic, astfel încât compararea s-a fundamentat pe cunoștințele de bază ale fizicii medicale și caracteristicile de atenuare a razelor X. Alte limitări ale primului studiu au fost compararea a doar două tipuri de metal, cu utilizarea unui singur model de unitate CBCT cu parametrii de expunere caracteristici ei.

În cel de-al doilea studiu limitările sunt în legătură cu un număr relativ redus de cazuri, doar a implanturilor protezate, și, nu în ultimul rând, a unui singur protocol de expunere al aceluiași echipament CBCT, protocol care a fost selectat în conformitate cu recomandările producătorului ca setare optimă de expunere pentru un pacient adult mediu, astfel încât nu am realizat evaluarea influenței diferitelor setări recomandate de alți producători.

De menționat este și nevoia de evaluarea suplimentară a protocoalelor de expunere în relație cu doza de radiație la pacient și a relației dintre calitatea obiectivă, măsurată, și calitatea subiectivă a imaginii, care trebuie să includă atât considerente psiho-fizice, cât și de mediu și de sistem pentru a prezice impactul terapeutic.

Toate acestea se adaugă contextului în care cercetarea mea doctorală a vizat doar o secțiune din domeniul abordat, cel al tehnologiei CBCT, aflat într-o dezvoltare dinamică, propunându-mi în viitor **continuarea cercetării** în direcțiile antemenționate.

Din această perspectivă, ar trebui efectuate studii suplimentare asupra producției de artefacte de către alte materiale cu densitate ridicată, cum ar fi implanturile din zirconia, bracketuri ortodontice și coroane protetice pentru a căuta protocoale care oferă reduceri eficiente în expresia artefactelor din imagine.

Totodată, deoarece am observat un comportament diferit între diferitele protocoale, regiuni și tipuri de metale, ar trebui efectuate noi studii care să evalueze amploarea artefactelor produse de diversele materiale metalice de restaurare în diverse unități CBCT, care diferă între ele prin mai multe caracteristici, cum ar fi tehnologia receptorilor de imagine și algoritmi matematici pentru reconstrucția imaginii, care, de asemenea, pot influența formarea imaginii și expresia artefactelor.

Având în vedere răspândirea utilizării CBCT și importanța artefactelor apărute în practica clinică a stomatologiei, precum și variabilitatea rezultatelor, ar trebui ca toți practicienii să cunoască modul în care artefactele sunt extinse în propriile lor scanere, dacă lucrează cu unități diferite de cea utilizată în această cercetare.

Având în vedere că metodologia utilizată în această teză pentru evaluare artefactelor metalice este consumatoare de timp, necesită cunoștințe din mai multe domenii, intenția mea este de a continua cercetările pe acest subiect astfel încât să fie identificată o metodă de evaluare a artefactelor mai precisă și mai fiabilă, care să fie mai potrivită pentru caracteristicile CBCT dentar și mai convenabilă pentru operarea la fața locului în cadrul clinicilor de radiodiagnostic.

Cercetarea mea doctorală aduce **elemente de noutate** pentru stadiul actual al cunoașterii în domeniu, prin clarificarea unor aspecte ale optimizării pentru examenele CBCT, ghidurile existente în momentul actual fiind mijloace de standardizare și îmbunătățire a calității imaginii, dar cu un decalaj între dovezi și practică, studiile din literatura de specialitate prezentând concluzii și metodologii de lucru heterogene, uneori contradictorii, astfel încât analiza comparativă trebuie privită cu rețineră.

Studiile prezentate în această teză au acoperit o serie de aspecte diferite ale utilizării CBCT în stomatologie, caracterul original al acestora rezultând din tematica abordată, caracteristică unui segment de nișă în domeniul imagisticii CBCT, acela al artefactelor metalice, și, de asemenea, prin prisma rezultatelor obținute, evaluarea fiind realizată prin abordarea mai multor variabile. Rezultatele studiilor mele sunt aferente magnitudinii

artefactelor metalice care afectează imaginile, situație întâlnită frecvent în practica curentă și de care fiecare practician trebuie să țină seama în momentul diagnosticării și elaborării planului de tratament.

Autenticitatea lucrării rezultă și din utilizarea experimentală a unor configurații de setări a parametrilor de expunere funcție de zona investigată corelat cu tipul de metal prezent, în concordanță cu diferite sarcini de diagnostic, care pot ajuta la realizarea unor protocoale de expunere personalizate. În plus, prin recunoașterea magnitudinii artefactelor metalice prezente în imaginile CBCT ale implanturilor funcție de numărul lor și regiunea anatomică unde acestea sunt inserate, cercetarea mea aduce contribuții în detectarea precoce a modificărilor osoase din jurul implantului, ce poate preveni tratamentele și investigațiile redundante.

BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

Barrett, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 24(6), 1679–1691. <https://doi.org/10.1148/rg.246045065>

Bechara, B., McMahan, C. A., Geha, H., & Noujeim, M. (2012a). Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. *Dento maxillo facial radiology*, 41(5), 422–428. <https://doi.org/10.1259/dmfr/43691321>

Bechara, B. B., Moore, W. S., McMahan, C. A., & Noujeim, M. (2012b). Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dento maxillo facial radiology*, 41(3), 248–253. <https://doi.org/10.1259/dmfr/80899839>

Bechara, B., McMahan, C. A., Moore, W. S., Noujeim, M., Geha, H., & Teixeira, F. B. (2012c). Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *Journal of oral science*, 54(3), 227–232. <https://doi.org/10.2334/josnurd.54.227>

Benic, G. I., Sancho-Puchades, M., Jung, R. E., Deyhle, H., & Hämmerle, C. H. (2013). In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. *Clinical oral implants research*, 24(4), 378–383. <https://doi.org/10.1111/clr.12048>

Bushberg, J.T. (2015). Eleventh annual Warren K. Sinclair keynote address-science, radiation protection and NCRP: building on the past, looking to the future. *Health physics*, 108 2, 115-23 .

Chindasombatjareon J, Kakimoto N, Murakami S, Maeda Y, Furukawa S. (2011) Quantitative analysis of metallic artifacts caused by dental metals: comparison of cone-beam and multi-detector row CT scanners. *Oral Radiol. Dec*;27(2):114-20. <https://doi.org/10.1016/j.fdj.2016.04.001>

de Man B. (1999) Metal streak artefacts in X-ray computed tomography: a simulation study. *IEEE Trans Nuc Sci*; 46:691–696 <https://doi.org/10.1109/23.775600>

de Man B. (2000) Reduction of metal streak artefacts in X-ray computed tomography using a transmission maximum a posteriori algorithm. *IEEE Trans Nuclear Sci*; 47:977–981 <https://doi.org/10.1109/23.856534>

Demirturk Kocasarac, H., Helvacioğlu Yigit, D., Bechara, B., Sinanoglu, A., & Noujeim, M. (2016). Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an in vitro study. *Dento maxillo facial radiology*, 45(5), 20160012. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20160012>

Directiva 96/29/Euratom a Consiliului Uniunii Europene, 1996. <http://data.europa.eu/eli/dir/1996/29/oj>

Draenert, F. G., Coppenrath, E., Herzog, P., Müller, S., & Mueller-Lisse, U. G. (2007). Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dento maxillo facial radiology*, 36(4), 198–203. <https://doi.org/10.1259/dmfr/32579161>

Fontenele, R. C., Nascimento, E. H., Vasconcelos, T. V., Noujeim, M., & Freitas, D. Q. (2018). Magnitude of cone beam CT image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality. *Dento maxillo facial radiology*, 47(6), 20180021. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180021>

Holberg, C., Steinhäuser, S., Geis, P., & Rudzki-Janson, I. (2005). Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*, 66(6), 434–444. <https://doi.org/10.1007/s00056-005-0519-z>

Hunter, A., McDavid, D. (2009). Analyzing the beam hardening artifact in the Planmeca Promax. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 107(4): e28-9.

Jones, A. A., & Cochran, D. L. (2006). Consequences of implant design. *Dental clinics of North America*, 50(3), 339–v. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2006.03.008>

Kamburoğlu, K., Gülşahi, A., Genç, Y., & Paksoy, C. S. (2012). A comparison of peripheral marginal bone loss at dental implants measured with conventional intraoral film and digitized radiographs. *The Journal of oral implantology*, 38(3), 211–219. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00147>

Katkar, R., Steffy, D. D., Noujeim, M., Deahl, S. T., 2nd, & Geha, H. (2016). The effect of milliamperage, number of basis images, and export slice thickness on contrast-to-noise ratio and detection of mandibular canal on cone beam computed tomography scans: an in vitro study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 122(5), 646–653. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2016.08.006>

King, G. N., Hermann, J. S., Schoolfield, J. D., Buser, D., & Cochran, D. L. (2002). Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *Journal of periodontology*, 73(10), 1111–1117. <https://doi.org/10.1902/jop.2002.73.10.1111>

Kursun-Cakmak, E. Ş., Demirturk Kocasarac, H., Bayrak, S., Ustaoglu, G., & Noujeim, M. (2019). Estimation of contrast-to-noise ratio in CT and CBCT images with varying scan settings in presence of different implant materials. *Dento maxillo facial radiology*, 48(8), 20190139. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20190139>

Kuusisto, N., Vallittu, P. K., Lassila, L. V., & Huuonen, S. (2015). Evaluation of intensity of artefacts in CBCT by radio-opacity of composite simulation models of implants in vitro. *Dento maxillo facial radiology*, 44(2), 20140157. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140157>

Kyriakou, Y., Prell, D., & Kalender, W. A. (2009). Ring artifact correction for high-resolution micro CT. *Physics in medicine and biology*, 54(17), N385–N391. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/17/N02>

Loubele, M., Bogaerts, R., Van Dijck, E., Pauwels, R., Vanheusden, S., Suetens, P., Marchal, G., Sanderink, G., & Jacobs, R. (2009). Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European journal of radiology*, 71(3), 461–468. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.06.002>

Machado, A. H., Fardim, K., de Souza, C. F., Sotto-Maior, B. S., Assis, N., & Devito, K. L. (2018). Effect of anatomical region on the formation of metal artefacts produced by dental implants in cone beam computed tomographic images. *Dento maxillo facial radiology*, 47(3), 20170281. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170281>

Nakae, Y., Sakamoto, K., Minamoto, T., Kamakura, T., Ogata, Y., Matsumoto, M., & Johkou, T. (2008). Clinical evaluation of a newly developed method for avoiding artifacts caused by dental fillings on X-ray CT. *Radiological physics and technology*, 1(1), 115–122.

<https://doi.org/10.1007/s12194-007-0016-8>

Oliveira, M. L., Tosoni, G. M., Lindsey, D. H., Mendoza, K., Tetradis, S., & Mallya, S. M. (2013). Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 115(4), 558–564.

<https://doi.org/10.1016/j.oooo.2013.01.021>

Panjnoush, M., Kheirandish, Y., Kashani, P. M., Fakhar, H. B., Younesi, F., & Mallahi, M. (2016). Effect of Exposure Parameters on Metal Artifacts in Cone Beam Computed Tomography. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 13(3), 143–150.

Parsa, A., Ibrahim, N., Hassan, B., Syriopoulos, K., & van der Stelt, P. (2014). Assessment of metal artefact reduction around dental titanium implants in cone beam CT. *Dento maxillo facial radiology*, 43(7), 20140019. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140019>

Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., & Thongvigitmanee, S. S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dento maxillo facial radiology*, 44(1), 20140224. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>

Perrella, A., Lopes, P. M., Rocha, R. G., Fenyó-Pereira, M., & Cavalcanti, M. G. (2010). Influence of dental metallic artifact from multislice CT in the assessment of simulated mandibular lesions. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 18(2), 149–154. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572010000200009>

Prell, D., Kyriakou, Y., Beister, M., & Kalender, W. A. (2009). A novel forward projection-based metal artifact reduction method for flat-detector computed tomography. *Physics in medicine and biology*, 54(21), 6575–6591. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/21/009>

Queiroz, P. M., Santaella, G. M., da Paz, T. D., & Freitas, D. Q. (2017). Evaluation of a metal artefact reduction tool on different positions of a metal object in the FOV. *Dento maxillo facial radiology*, 46(3), 20160366. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20160366>

Razavi, T., Palmer, R. M., Davies, J., Wilson, R., & Palmer, P. J. (2010). Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clinical oral implants research*, 21(7), 718–725. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01905.x>

Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work?. *Dental clinics of North America*, 52(4), 707–v. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.005>

Schulze, R. K., Berndt, D., & d'Hoedt, B. (2010). On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical oral implants research*, 21(1), 100–107. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01817.x>

Schulze, R., Heil, U., Gross, D., Bruellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., & Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: a review. *Dento maxillo facial radiology*, 40(5), 265–273. <https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039>

SEDENTEXCT Project. European Commission, Directorate-General for Energy, (2012). Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology : evidence-based guidelines, Publications Office. <https://data.europa.eu/doi/10.2768/21874>

Suomalainen, A. K., Salo, A., Robinson, S., & Peltola, J. S. (2007). The 3DX multi image micro-CT device in clinical dental practice. *Dento maxillo facial radiology*, 36(2), 80–85. <https://doi.org/10.1259/dmfr/30358216>

Tyndall, D. A., Price, J. B., Tetradis, S., Ganz, S. D., Hildebolt, C., Scarfe, W. C., & American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (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(6), 817–826. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.03.005>

Vasconcelos, T. V., Bechara, B. B., McMahan, C. A., Freitas, D. Q., & Noujeim, M. (2017). Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 123(2), 265–272. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2016.10.021>

Valizadeh, S., Vasegh, Z., Rezapannah, S., Safi, Y., & Khaezifard, M. J. (2015). Effect of Object Position in Cone Beam Computed Tomography Field of View for Detection of Root Fractures in Teeth with Intra-Canal Posts. *Iranian journal of radiology : a quarterly journal published by the Iranian Radiological Society*, 12(4), e25272. <https://doi.org/10.5812/iranjradiol.25272>

Wang, Q., Li, L., Zhang, L., Chen, Z., & Kang, K. (2013). A novel metal artifact reducing method for cone-beam CT based on three approximately orthogonal projections. *Physics in medicine and biology*, 58(1), 1–17. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/1/1>

White SC, Pharoah MJ. (2014) *Oral radiology: principles and interpretation*. 7th Ed., St. Louis, Missouri, Elsevier-Mosby. eText ISBN: 9780323096331