

# **IMAGISTICĂ BIOMEDICALĂ ÎN STOMATOLOGIE ȘI NDT FOLOSIND O GAMĂ DE TEHNICI DE INVESTIGARE, CU FOCUS PE TOMOGRAFIA ÎN COERENȚĂ OPTICĂ (OCT)**

Teză destinată obținerii  
titlului științific de doctor inginer  
la  
Universitatea Politehnica Timișoara  
în domeniul INGINERIE MECANICA  
de către

**RALPH ALEXANDRU ERDELYI**

Președintele comisiei:	prof.univ.dr.ing. BORDEAȘU ILARE
Conducător științific:	prof.univ.dr.ing. DUMA VIRGIL-FLORIN
Referenți științifici:	prof.univ.dr.ing. PÎSLĂ DOINA
	prof.univ.dr. SINESCU COSMIN
	prof.univ.dr.ing. LELEA DORIN

Ziua susținerii tezei: 27 Octombrie 2023

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- |   |  |
|---|--|
| 1. Automatică                               | 9. Inginerie Mecanică                      |
| 2. Chimie                                   | 10. Știința Calculatoarelor                |
| 3. Energetică                               | 11. Știința și Ingineria Materialelor      |
| 4. Ingineria Chimică                        | 12. Ingineria sistemelor                   |
| 5. Inginerie Civilă                         | 13. Inginerie energetică                   |
| 6. Inginerie Electrică                      | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații | 15. Ingineria materialelor                 |
| 8. Inginerie Industrială                    | 16. Inginerie și Management                |

Universitatea Politehnica Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul Școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2023

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității Politehnica Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,  
Tel./fax 0256 403823  
e-mail: editura@edipol.upt.ro

## Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Școlii Doctorale a Universității Politehnica Timișoara. Activitatea mea de cercetare propriu-zisă s-a desfășurat în cadrul grupului de cercetare 3OM condus de către domnul Prof. Dr.-habilit Virgil-Florin Duma, din cadrul Universității Aurel Vlaicu din Arad, dar și în clinica dentară Dental Experts, clinica Prof. Dr. Bratu din Timișoara.

Doresc să-mi exprim profunda mea recunoștință tuturor celor care m-au sprijinit pe parcursul acestei călătorii academice, care a culminat cu realizarea acestei teze de doctorat. Aceasta cercetare nu ar fi fost posibilă fără sprijinul, îndrumarea și încurajarea valoroasă pe care le-am primit de la o serie de persoane excepționale, cărora le dedic cuvintele de apreciere și recunoștință.

În primul rând, doresc să mulțumesc profesorului meu îndrumător, domnul Prof. Dr.-habilit Virgil-Florin Duma, pentru toată răbdarea și atenția pe care a avut-o de-a lungul acestor ani. În plus, vreau să-i mulțumesc și pentru toate sfaturile, ideile și pentru felul în care m-a ghidat în această etapă a vieții mele, care se încheie cu această teză de doctorat de care sper că suntem mândri amândoi. Pasiunea pentru cercetare dar și rigoarea și corectitudinea lui îmi sunt exemplu și cu siguranță și-a lăsat o amprentă semnificativă asupra acestei teze, și chiar asupra mea, avându-l ca model de profesor.

De asemenea, doresc să exprim gratitudinea mea față de colegii mei de laborator și de departament, care au fost alături de mine în tot acest timp și au oferit sprijinul lor necondiționat. Aici mă refer la Dr. Alex Dîmb pentru caracterul său și pentru că este un exemplu de COLEG, da, coleg cu majuscule pentru că întotdeauna a răspuns pozitiv la orice nevoie, întrebare sau problemă în care am avut nevoie de el. Doamnei Ș.L. Dr. Mnerie Corina îi mulțumesc pentru că mi-a arătat în primul rând cum să folosesc sistemul OCT pentru a realiza imagini de calitate și pentru toate sfaturile și ideile bune pe care mi le-a dat. Schimbul de idei și de cunoștințe cu ei a fost neprețuit, contribuind la dezvoltarea mea personală și profesională.

În plus, vreau să mulțumesc familiei Dental Experts, începând cu Prof. Dr. Emanuel Bratu și doamna Camelia Bratu, care m-au susținut pe tot parcursul perioadei în care mi-am realizat doctoratul. Mai apoi, vreau să mulțumesc Asist. Univ. Ioan Borșanu, Asist. Univ. Sergiu Antonie, dar și echipei de tehnicieni condusă de Nicu Sabou pentru că mi-au împărtășit din tainele stomatologiei și m-au făcut să înțeleg toți termenii de specialitate. De asemenea, vreau să mulțumesc colegului Valentin Barb pentru toate orele suplimentare efectuate pentru a suplini lipsa mea.

Nu pot să nu remarc contribuția neprețuită a familiei mele, care m-a susținut în fiecare etapă a acestei călătorii academice. Dragostea și încurajarea lor mi-au dat forța de a depăși obstacolele și de a continua această muncă, chiar dacă uneori oboseala, stresul și lipsa timpului mă făceau să cred că nu mai pot să duc totul până la capăt.

În final, aș dori să mulțumesc instituției noastre academice, care mi-a oferit toate resursele necesare pentru a putea duce la bun sfârșit această cercetare. Sper că rezultatele acestei teze să contribuie la avansarea științei și la dezvoltarea societății în ansamblu.

Cu inima plină de recunoștință, toată contribuția mea din cadrul acestei teze de doctorat o ofer domeniului meu de cercetare și nu s-ar fi întâmplat fără aportul fiecărei persoane menționate mai sus.

Timișoara, septembrie 2023

Erdelyi Ralph Alexandru

Destinatarii dedicației.

ERDELYI RALPH-ALEXANDRU

**IMAGISTICĂ BIOMEDICALĂ ÎN STOMATOLOGIE FOLOSIND O GAMĂ DE TEHNICI DE INVESTIGARE, CU FOCUS PE TOMOGRAFIA ÎN COERENȚĂ OPTICĂ (OCT)**

Teze de doctorat ale UPT, Seria X, Nr. YY, Editura Politehnica, 200Z, 168 pagini, 39 figuri, 27 tabele.

Cuvinte cheie: OCT, X-ray, Imagistică biomedicală, Metrologie, Optomecatronică

Rezumat,

Teza de doctorat are ca scop studiul OCT în imagistică biomedicală și metrologie și este structurată în opt capitole. Primele două capitole prezintă introducerea în subiect și stadiul actual al cercetării în domeniul tehnicilor de imagistică medicală, cu accent pe OCT și pe radiografiile dentare. Capitolul 3 și 4 se concentrează pe capacitatea OCT de a fi utilizat în stomatologie și pe sinergia determinată între radiografiile dentare și OCT. De asemenea, s-a realizat optimizarea funcționării aparaturii cu raze X folosind tehnologia OCT, obținând radiografii cu rezoluție superioară și doze de radiații reduse. În capitolele 5 și 6 s-a analizat capacitatea OCT în comparație cu microscopia electronică cu scanare (SEM) pentru studiul diferitelor materiale, inclusiv PLA printat (pentru generatoare de biogaz), precum și Zirconiu și Titan (pentru aplicații stomatologice). Capitolul 7 a avut ca obiectiv analiza adaptabilității fațetelor crenelate față de cele convenționale, utilizând OCT și Micro-CT. Concluziile au indicat o adaptabilitate superioară a fațetelor crenelate față de cele convenționale. Capitolul 8 conține concluziile tezei, evidențiind importanța și contribuția personală privind aplicarea tehnologiei OCT în imagistică biomedicală și metrologie. Studiul a demonstrat că OCT poate fi utilizată cu succes în stomatologie și că există avantaje semnificative în utilizarea acestei tehnologii în combinație cu alte metode imagistice. Optimizarea aparatelor cu raze X folosind OCT și analiza materialelor cu ajutorul acestei tehnologii reprezintă noi direcții de cercetare și aplicabilitate în domeniul medical.

## CUPRINS

Lista de figuri .....	7
Lista de tabele .....	13
1. Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală .....	15
1.1. Introducere .....	15
1.2. Clasificare .....	16
1.3. Radiografia .....	17
1.4. Tomografia computerizată .....	19
1.5. Ultrasonografia .....	21
1.6. Rezonanța Magnetică Nucleară (RMN) .....	22
1.7. Tomografie cu emisie de pozitroni (PET) .....	23
1.8. Tomografie în coerență optică (OCT) .....	24
1.8.1. Bazele ale OCT .....	25
1.8.2. Sisteme de scanare pentru OCT .....	28
1.8.3. Tipuri de OCT și aplicații .....	30
1.8.4. OCT în medicina dentară .....	31
1.8.5. OCT pentru testări fără distrugere a probelor (NDT) .....	32
1.9. Concluzii .....	33
Bibliografie .....	34
2. Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie .....	39
2.1. Introducere .....	39
2.2. Aparatura .....	42
2.3. Detectori .....	45
2.4. Metode .....	49
2.4.1. Panoramic, Cephalometric, Sinus .....	49
2.4.2. Intraoral .....	54
2.4.3. 3D CBCT total .....	56
2.4.4. 3D CBCT segmentar .....	62
2.5. Caracteristicile imaginilor .....	63
2.6. Reglementări și cadrul legal .....	64
2.6.1. Reglementări și obligații față de DSP (Direcția de Sănătate Publică) .....	64
2.6.2. Reglementări și obligații față de CNCAN (Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare) .....	65
2.6.3. Reglementări și obligații față de ANMDM (Agenția Națională a Medicamentului și a Dispozitivelor Medicale) .....	66
2.7. Structura și obiectivele tezei .....	66
Bibliografie .....	71
3. Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii .....	72
3.1. Radiografiile .....	73
3.2. Tomografia de Coerență Optică (OCT) .....	74
3.3. Caracterizarea eșantioanelor .....	76
3.4. Rezultate și discuții .....	76
3.5. Măsurarea cavităților dentare atât pe imagini OCT, cât și pe radiografii .....	84
3.6. Concluzii .....	94
Bibliografie .....	94
4. Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT – tehnică nouă .....	99
4.1. Planmeca ProMax 3D .....	100
4.2. Soredex Cranex 3D .....	102
4.3. Sistem OCT .....	103
4.4. Conceptul de optimizare a imaginilor cu raze X folosind OCT .....	104

4.5. OCT versus radiografie .....	105
4.6. Rezultate si discuții .....	109
4.7. Aplicarea Protocolului de Optimizare la Pacienți (in vivo) .....	115
4.8. Concluzii .....	123
Bibliografie .....	125
5. Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimare 3D ale unui reactor generator de biogaz .....	129
5.1. Imagistica .....	133
5.2. Discuție .....	140
5.3. Concluzii .....	143
5.4. Discuție și comparație între SEM și OCT .....	143
Bibliografie .....	144
6. Capitolul 6. Studiu comparativ in vitro privind eficacitatea terapiei fotodinamice în combinație cu terapia cu laser Er:Yag în decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice .....	149
Bibliografie .....	158
7. Capitolul 7. Comparație între rezultatele obținute cu micro-CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor (convențional versus crenelate) .....	159
7.1. Metodă de lucru .....	159
7.2. Rezultatele imaginilor OCT .....	160
7.3. Concluzii .....	166
Bibliografie .....	167
8. Capitolul 8. Concluzii .....	168
Anexe .....	170
A1 .....	170
A2 .....	172

## Listă de figuri

Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală	
Figura 1.1.	Pacienta L.C., 43 de ani, a avut nevoie de această radiografie la piciorul stâng deoarece a suferit o lovitură și s-a verificat dacă are fractură. Imagine realizată în colaborare cu Affidea Timișoara.
Figura 1.2.	Principiul general de funcționare al CT-ului. Schiță proprie realizată după
Figura 1.3.	Pacientul C.L., 61 de ani, a realizat acest CT la tot corpul pentru a se investiga starea sa de sănătate, el fiind diagnosticat cu o formă severă de cancer. Setul de imagini a fost realizat la Neuromed, Centrul de diagnostic imagistic din Timișoara.
Figura 1.4.	Pacienta I.E., 75 de ani, a realizat acest RMN pentru a vedea motivul durerilor de spate pe care pacienta le-a prezentat. RMN realizat la clinica Medlife Genesys Arad.
Figura 1.5.	Pacientul C.L., 61 de ani a realizat acest PET la tot corpul în scopul depistării metastazelor. Aceste imagini au fost realizate la Diagnosztika Oradea.
Figura 1.6.	Interferometrul Michelson – schiță realizată după [5].
Figura 1.7.	Tipuri de scanare. (a) scanare raster, (b) scanare spirală, (c) scanare cu prisme Risley, (d) scanare Lissajous.
Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie	
Figura 2.1.	Vedere generală a datelor sistemului. PC-ul (2) realizează reconstrucția tridimensională (3D)/volumetrică și este conectat la stația de lucru de achiziție de imagini (3), cu un software special instalat (4) – schiță proprie reprodusă după [8].
Figura 2.2.	Fotografia unității de raze X Planmeca ProMax 3D instalată la Clinica Dental Experts, Timișoara, România, unde s-a efectuat cercetarea (cu un pacient instalat pentru investigații): (a) brațul rotativ al aparat radiografic; (b) partea laterală a brațului C cu tubul cu raze X și întregul ansamblu colimator și filtru; (c) partea laterală a brațului C cu senzorul de raze X.
Figura 2.3.	Placută fosforică fotosensibilă (PSP) folosită pentru radiografiile intraorale și b) Senzor CMOS de la Planmeca [13].
Figura 2.4.	Test de calibrare realizate personal pe aparatul Planmeca ProMax 3D Classic: (a) 1 este starea inițială, 2 teste pe parcurs și 3 este calibrarea finală cu raportul favorabil (b).
Figura 2.5.	Exemple de radiografii panoramice în care se observă dinți, dinți tratați, coroane, punți, implante, tratamente de canal și arcadă edentată. Radiografii realizate personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts din Timișoara.
Figura 2.6.	Radiografie cephalometrică. Radiografii realizate personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts din Timișoara.
Figura 2.7.	Radiografie a sinusurilor (a) și secțiune transversală a unui 3D CBCT (b). Radiografii realizate personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts din Timișoara.
Figura 2.8.	Radiografie intraorală realizată personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts.
Figura 2.9.	Exemplu de caz cu infecții la apex-ul dinților frontali 1.2-2.2 (a și b). Imaginile din c și d arată vederea sagitală a infecțiilor dinților 2.1 și 2.2.

Figura 2.10.	Exemplu de CBCT la ATM. a reprezintă randarea 3D a CBCT-ului, b este vederea axială, c coronală și d sagitala.
Figura 2.11.	Exemplu de CBCT cu modul endodontic. În imaginea a se observă numărul de canale.
Figura 2.12.	Exemplu de simulare de implantate cu vederea acestora în mai multe posibilități: a-coronal, b-axial, c-sagital, d-randare 3D, e-vedere pe secțiuni, f-panoramic.
Capitolul 3. Tomografia în coerență optică (OCT) în stomatologie	
Figura 3.1.	(a) Dinți pregătiți pentru investigații cu raze X; (b) dinți poziționați în unitatea de raze X Gendex Oralix (Danaher Corporation, Washington DC, SUA), pregătiți pentru expunere.
Figura 3.2.	Sistem SS-OCT dezvoltat intern în 3OM Optomechatronics Group, utilizând un interferometru laser. Componente: Sursă cu emisie lineară; DC1,2, cuploare direcționale cu fibră optică monomod (20/80 și 50/50, respectiv); GSXY, scanner galvanometric bidimensional cu două axe; L1,2, lentile acromatice; BPD, fotodetector echilibrat; PC, calculator personal.
Figura 3.3.	CBCT 3D al unei fracturi maxilare în diferite vederi: (a) vedere axială; (b) vedere axială indicând poziția fracturii; (c) vedere sagitală - reconstrucție 3D, (d) vedere frontală și (e) vedere posterioară, detaliate anterior în [28]. Pacienta V.L., sex feminin, în vârstă de 29 de ani, diagnosticată cu o fisură în osul maxilar cauzată de un traumatism la cap.
Figura 3.4.	(a) Vedere sagitală și (b) reconstrucție CBCT 3D a unei infecții formate la vârful unui dinte. Pacienta C.B.G., sex feminin, în vârstă de 37 de ani, diagnosticată cu abces dentar.
Figura 3.5.	(a) Observarea bolii parodontale pe o reconstrucție CBCT 3D și (b) pe o radiografie panoramică. Pacientul C.O., sex masculin, în vârstă de 34 de ani, diagnosticat cu boală parodontală, alături de alte probleme dentare precum cavități și abcese dentare.
Figura 3.6.	(a) Vedere panoramică, (b) vedere sagitală și (c) reconstrucție 3D a unui os augmentat obținut în urma unui CBCT 3D segmentar cu un FOV de 5 x 5 cm. Pacientul P.P., sex masculin, în vârstă de 46 de ani, diagnosticat cu parodontită severă.
Figura 3.7.	(a) Cavitatea unui molar de minte din al patrulea cvadrant evaluată pe o secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică. Investigarea cu OCT pe dinte extras în scopuri medicale după efectuarea radiografiei; (b) B-scan și (c) reconstrucție 3D. Pacientul E.M., sex masculin, în vârstă de 23 de ani, diagnosticat cu o cavitate pe suprafața netedă (laterală) a molarului de minte, cu următoarele observații despre starea clinică: cavitatea a apărut deoarece molarul de minte nu se află într-o poziție corectă și în acea zonă, între al doilea și al treilea molar, pacientul nu poate efectua o curățare completă a dintelui.
Figura 3.8.	Cavitatea unui molar secund din al treilea cvadrant evaluată pe (a) o secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică. Investigarea cu OCT pe dinte extras în scopuri medicale după efectuarea radiografiei; (b) B-scan și (c) reconstrucție 3D. Pacienta M.N., sex feminin, în vârstă de 29 de ani, diagnosticată cu o cavitate pe suprafața netedă a dintelui și pe una dintre rădăcinile dintelui. Aceasta din urmă este atât de mare deoarece există două cavități conectate între ele: prima este o cavitate recurentă care a apărut sub plombă din cauza unui tratament endodontic; cea de-a doua a apărut din cauza retragerii gingiei și a osului mandibular, care a lăsat dinte expus.
Figura 3.9.	Cavitatea unui molar de minte din al doilea cvadrant evaluată pe: (a) o reconstrucție 3D cu OCT și (b) un B-scan OCT, ambele efectuate pe dinte extras în scopuri medicale după efectuarea radiografiei; (c) o secțiune



	decupată dintr-o radiografie panoramică. Pacientul C.M., sex masculin, în vârstă de 24 de ani, diagnosticat cu o cavitate mică, cu următoarele observații despre starea sa clinică: dintelui nu i-a ieșit complet din gingie, dar alimentele, precum și factorii degenerativi, au pătruns între dinte și gingie. Acesta este motivul apariției cavității.
Figura 3.10.	Cavitate de la al treilea molar din al doilea cvadrant, evaluată pe (a) o reconstrucție 3D OCT și pe (b) un B-scan OCT. Imaginea (c) este o fotografie a cavității. Pacientul R.E., bărbat, în vârstă de 27 de ani, diagnosticat cu o cavitate mare formată la granița dintre o coroană dentară și rădăcina dintelui. Motivul pentru această cavitate este imposibilitatea pacientului de a curăța acea zonă din cauza grosimii gingiei și obrajilor interni.
Figura 3.11.	Deformări ale smalțului unui dinte incisiv de la mandibulă, care nu pot fi observate pe o secțiune dintr-o radiografie panoramică (a), dar pot fi observate în mod clar atât pe (b) B-scanuri OCT, cât și pe (c) o reconstrucție 3D OCT (realizate pe dinte extras în scopuri medicale după realizarea radiografiei).
Figura 3.12	Deformări ale smalțului și fisuri pe o suprafață netedă a unui dinte incisiv. În acest caz, aceste aspecte dentare sunt mai vizibile utilizând OCT decât în cazul din Figura 3.11; în radiografia panoramică nici măcar nu sunt observate. Ca o remarcă, în comparație cu OCT-ul tradițional axat pe structură, OCT-ul sensibil la polarizare (PS OCT) poate oferi un contrast mult mai mare pentru deformările smalțului sau demineralizarea smalțului [48]. Prin urmare, utilizarea PS OCT pentru astfel de probleme dentare poate fi o direcție valoroasă pentru cercetările viitoare. Imaginile din dinții din Figurile 3.11 și 3.12 aparțin aceluiași pacient, T.C., bărbat, în vârstă de 34 de ani, diagnosticat cu parodontită avansată.
Figura 3.13.	OCT utilizat pentru verificarea adaptării capului metallic pe dinte: (a) fotografie a dintelui cu cap metallic, (b) B-scan OCT care prezintă atât dinteul, cât și capul metallic, (c) reconstrucție 3D și (d) secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică. Pacienta S.S., sex feminin, în vârstă de 57 de ani, diagnosticată cu mai mulți dinți cu procese periapicale și periodontită.
Figura 3.14.	Crăpătură adâncă în stratul de smalț observată pe (a) o parte a fotografiei unui dinte extras și pe (b) reconstrucția 3D OCT a zonei selectate. (c) B-scan OCT care arată forma crăpăturii. Dacă este necesar, dimensiunile (în special adâncimea) crăpăturii pot fi măsurate cu precizie pe un astfel de B-scan. Pacientul C.T., sex masculin, în vârstă de 23 de ani, diagnosticat cu mai multe probleme dentare la un molar al treilea (inflamație a gingiei, abcese, cavități și creștere necorespunzătoare a dintelui).
Figura 3.15.	(a) Un dinte premolar, cu o zonă marcată pentru investigațiile OCT; (b) secțiune decupată dintr-o radiografie intraorală cu vedere la cavitatea dentară măsurată; (c) OCT B-scan, unde se măsoară adâncimea și lățimea cavității; (d) reconstrucție OCT volumetrică, pe care se măsoară lățimea și lungimea.
Figura 3.16.	(a) dinte incisiv cu o zonă marcată pentru investigațiile OCT; (b) o secțiune decupată din radiografia intraorală cu măsurători ale cavității; (c) OCT B-scan unde au fost efectuate măsurătorile adâncimii și lungimii cavității.
Figura 3.17.	(a) dinte canin, cu o zonă marcată pentru investigațiile OCT; (b) o secțiune decupată din radiografia intraorală în care a fost măsurată cavitatea; (c) OCT B-scanări cu măsurători ale adâncimii și lățimii cavității.
Figura 3.18.	(a) OCT B-scan a unei cavități dentare tratate, obținută cu o sondă portabilă OCT 1D GS bazată pe GS dezvoltată intern [30,48], care permite evaluarea interfeței dintre un dinte și incrustația ceramică: aparent bună interfață, închisă, dar cu o fisură între dinte și incrustație; (b) OCT B-scan a unei proteze dentare metal-ceramice folosind aceeași sondă portabilă pe bază de GS 1D și un sistem SD-OCT [48], cu următoarele notații: M, 1st

	molar (M); P, 1 premolar; D, defect în stratul ceramic; I, interfața dintre M și P.
Figura 3.19.	OCT B-scan a unei cavități dentare tratate: (a) zonă de interes; (b) reconstrucție 3D OCT după investigația care arată zona menționată; (c) aspectul general al materialului de etanșare (S) din vedere ocluzală; (d) B-scan al structurii care prezintă o bună interfață între smalțul dinților și etanșant (S); (e) B-scan care prezintă o interfață deschisă (săgeată neagră) între etanșant (S) și structura dintelui; (f) B-scan care prezintă un defect (săgeată albă) în interiorul materialului de etanșare; (g) C-scanare a structurii care nu prezintă defecte în interiorul materialului de etanșare (S) la adâncimea considerată;. Bare de scară: 1 mm.
Figura 3.20.	(a) Morfologia dintelui, sectionată după procedură, care arată grosimea dentară rămasă (RDT) între cavitatea forată și camera pulpară. Un ac endodontic este introdus prin cavitatea forată spre camera pulpare, prin intermediul coarnelor pulpare, prin urmare procesul de foraj a afectat camera pulpare. (b) Evaluarea OCT în timp real a RDT, arătând scăderea acestuia la o valoare critică, pentru care apare o fractură - din studiul detaliat din [55].
Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT	
Figura 4.1.	Exemplu de configurare Planmeca pentru (a1) panoramic, (b1) CBCT 3D și (c1) investigații cefalometrice (ale unui membru sănătos al personalului Clinicii Dental Experts). Imagini obținute: (a2) panoramică; (b2) Imagini CBCT 3D, cu vederi axiale, sagitale și panoramice, precum și o reconstrucție 3D; (c2) cefalometric.
Figura 4.2.	Exemple de imagini obținute cu setările Soredex (pentru un membru sănătos al personalului clinicii): (a) panoramică și (b) CBCT 3D, acesta din urmă prezentând vederi coronale, sagitale, axiale, precum și o reconstrucție volumetrică 3D.
Figura 4.3.	Exemplu de o singură secțiune transversală OCT B-scan/optică (a) și reconstrucția corespunzătoare a imaginii 3D OCT (b), care arată o fisură într-un dinte - exemplu de imagistică OCT care arată capacitatea de rezoluție mai mare în comparație cu radiografia, așa cum a fost abordată în detaliu în studiul explorator din [28]. Scara: 1 mm.
Figura 4.4.	Un exemplu în care OCT observă detalii dentare în apropierea coroanelor metalice. (a, b, c) OCT B-scanări; (d) Redarea 3D a CBCT; (e) reconstrucție 3D OCT; (f) Vedere sagitală 3D CBCT a dintelui. Scara: 1 mm.
Figura 4.5.	Exemplu de caz în care OCT observă o mică cavitate la nivelul smalțului dintelui: (a) OCT B-scan; (b) reconstrucție 3D OCT; (c) Vedere 3D CBCT axială a dintelui; (d) Redarea 3D a CBCT; (e) Vedere sagitală CBCT 3D a dintelui (acesta din urmă luată la adâncimi diferite, succesive, în țesutul dur). Scara: 1 mm.
Figura 4.6.	Exemplu în care OCT identifică anomalii la nivelul smalțului și al dentinei dintelui. (a) OCT B-scan; (b) reconstrucție 3D OCT; (c) Vedere 3D CBCT axială a dintelui; (d) Redarea 3D a CBCT; (e) Vedere sagitală CBCT 3D a dintelui (acesta din urmă luată la adâncimi diferite, succesive, în țesutul dur). Scara: 1 mm.
Figura 4.7.	(a) Capul uman didactic utilizat în procesul de calibrare. (b) Radiografie panoramică care ilustrează dinții care au fost investigați în continuare cu OCT. (c1) reconstrucția volumetrică OCT a dintelui cu o obturație dentară mică, marcată la (b); (c2) B-scan/secțiune transversală corespunzătoare poziției liniei roșii plasate pe vederea 3D a dintelui din (c1); (c3) B-scan legată de poziția liniei albastre din (c1). (d1) Reconstrucția volumetrică OCT a unui dinte care are o cavitate mică abia vizibilă pe radiografia panoramică de la (b); (d2) B-scan care arată cavitatea din (b); (d3) B-

	scan care arată o stare suplimentară a dintelui, adică demineralizarea (observată din micile fisuri ale dentinei). Scara: 1 mm.
Figura 4.8.	Radiografiile panoramice obținute în timpul procesului de optimizare. Setările unității de raze X pentru a realiza fiecare imagine sunt furnizate în Tabelul 4.1. Parametrii de calitate ai imaginilor sunt comparați în Tabelul 4.2.
Figura 4.9.	Imagini 3D CBCT obținute prin procesul de optimizare. Pașii acestui proces includ: (a) primele imagini CBCT 3D cu cele mai mici valori de tensiune și current; (b) un CBCT 3D intermediar; (c) CBCT 3D de cea mai înaltă calitate obținută. Cele patru imagini corespunzătoare din fiecare panou reprezintă: (1) vedere coronală; (2) vedere sagitală; (3) vedere axială; (4) redare 3D.
Figura 4.10.	Radiografiile panoramice efectuate pe același pacient (LC, femeie, 42 ani) (A) înainte și (b) după optimizare.
Figura 4.11.	Radiografiile panoramice efectuate la același pacient (FC, bărbat, 29 ani) (a) înainte și (b) după optimizare.
Figura 4.12.	CBCT 3D efectuat pe același pacient (FC, bărbat, 29 ani): imagini (a) înainte și (b) după optimizare. Notății: (1) axial, (2) sagital, (3) coronal și (4) redare 3D.
Figura 4.13.	Exemplu de secțiune axială (a) înainte și (b) după optimizarea imaginii CBCT 3D.
Figura 4.14.	Radiografiile cefalometrice efectuate cu (A) unitatea Planmeca și cu (b) unitatea Soredex.
Figura 4.15.	CBCT 3D efectuat pe același pacient (BR, femeie, 53 de ani) cu (a) unitatea Planmeca și cu (b) unitatea Soredex. Notății: (1) axial, (2) sagital, (3) coronal și (4) redare 3D.
Figura 4.16.	CBCT 3D efectuat pe același pacient (CC, bărbat, 48 de ani) cu (A) unitatea Planmeca și cu (b) unitatea Soredex. Notății: (1) axial, (2) sagital, (3) coronal și (4) redare 3D.
Figura 4.17.	Artefacte imagistice la radiografiile panoramice: (a) în cazul unei femei care nu își poate scoate cerceii și (b) pentru un pacient cu zece implanturi și reconstrucții dentare.
Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz	
Figura 5.1.	Imaginea plăcilor de probă la diferite niveluri în reactorul de biogaz: (a1,a2) placă de control; (b1,b2) placa superioară (situată în partea superioară a bioreactorului); (c1,c2) placa de mijloc (situată în partea centrală a bioreactorului); (d1,d2) placa inferioară (situată în partea cea mai densă a substratului din bioreactor). Imaginile din coloana (a1-d1) din stânga reprezintă reconstrucții 3D OCT cu o suprafață de $3,5 \times 3,5 \text{ mm}^2$ , în timp ce coloana (a2-d2) din dreapta reprezintă imagini SEM ale plăcii corespunzătoare din stânga (acoperită cu aur).
Figura 5.2.	Detalii privind reconstrucțiile 3D OCT ale plăcilor de probă situate în reactorul de biogaz: (a1) placă de control cu o suprafață de $3,5 \times 3,5 \text{ mm}^2$ — cu o linie întreruptă care indică direcția secțiunilor transversale optice/scanărilor B care sunt prezentate în următoarele; (a2) detaliu al unei porțiuni a plăcii de control cu o suprafață de $0,7 \times 0,7 \text{ mm}^2$ , selectată pentru a arăta topografia suprafeței; (b) detaliu al unei plăci superioare; (c) detaliu al unei plăci din mijloc; (d) detaliu al unei plăci inferioare. Toate imaginile din al doilea rând au fost selectate într-un mod similar cu cel din Figura 5.2 a; ele corespund unei suprafețe de $0,7 \times 0,7 \text{ mm}^2$ .
Figura 5.3.	B-scan-uri ale plăcilor de probă din (a) grupul de control, (b) partea superioară, (c) din mijloc și (d) din zona inferioară a bioreactorului. Dimensiunile imaginii sunt $3,5$ (lateral) $\times$ $1,1$ (vertical, de-a lungul

	adâncimii măsurate în aer) mm <sup>2</sup> . B-scan-urile sunt obținute paralel cu linia întreruptă din Figura 5.2.
Figura 5.4.	B-scan procesat folosind programul IC Measure (The Imaging Source Europe GmbH, Bremen, Germania) pentru a evalua lungimile porțiunilor superioare ale fiecărui B-scan considerat. Dimensiunile imaginii sunt 3,5 (lateral) × 1,96 (vertical, de-a lungul adâncimii măsurate în aer) mm <sup>2</sup> .
Figura 5.5.	Detalii despre scanările OCT de la fiecare dintre plăcile de probă de la: (a) grupul de control; (b) placa superioară; (c) placa de mijloc; (d) placa de jos. Dimensiunile fiecărei imagini sunt 0,92 (lateral) × 0,95 (vertical, de-a lungul adâncimii măsurate în aer) mm <sup>2</sup> .
Figura 5.6.	Imagine SEM a (a) o probă de control (care nu a fost în contact cu biogazul) față de (b) o probă de mijloc - pentru a evidenția nivelul de degradare datorat expunerii la biogaz.
Capitolul 6. Studiu comparativ <i>in vitro</i> privind eficacitatea terapiei fotodinamice în combinație cu terapia cu laser Er:Yag în decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor	
Figura 6.1.	Probe de zirconiu (a) și titan (b) gata pentru investigațiile SEM și OCT. (a1, a2, a3, a4, b1, b2, b3, b4) secțiunile probelor care urmează să fie măsurate pe imagini OCT și SEM.
Figura 6.2.	Imagini SEM ale probelor de zirconiu (a) și titan (b). (a1, a2, a3, a4, b1, b2, b3, b4) sunt imaginile SEM obținute.
Figura 6.3.	Imagini OCT ale probelor de zirconiu (a1, a2) și titan (b1, b2). Imaginile SEM din figura 6.2 și imaginile OCT din figura 6.3 sunt obținute pentru eșantioanele din figura 6.1.
Figura 6.4.	Calibrarea pentru realizarea măsurătorilor.
Figura 6.5.	Măsurători realizate pe una din probe.
Capitolul 7. Comparație între rezultatele obținute cu micro-CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor (convenționale versus crenelate)	
Figura 7.1.	Cele 4 margini ale fațetelor drepte. Identic e valabil și pentru cele crenelate.
Figura 7.2.	(a, b) reconstrucții 3D după imaginile OCT pe marginea de sus a fațetelor. Imaginile (c, d) sunt B-scan-uri pentru aceleași margini. Imaginile (a) și (c) sunt de la o fațetă crenelată iar b și d de la fațetă convențională.
Figura 7.3.	Imaginile (a) și (b) sunt reconstrucții 3D pentru cazul fațetelor convenționale iar imaginile (c) și (d) sunt reconstrucții 3D pentru cazul fațetelor crenelate. Regiunile regăsite în imagini au fost luate în calcul pentru evaluare.

## Listă de tabele

Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală	
Tabelul 1.1.	Clasificarea tehnicilor de imagistică medicală.
Tabelul 1.2.	Aplicații ale OCT pentru diferite cazuri stomatologice.
Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie	
Tabelul 2.1.	Parametrii care influențează calitatea radiografiilor.
Tabelul 2.2.	Caracteristicile detectorilor (PSP, senzori – S)
Tabelul 2.3.	Avantaje și dezavantaje senzori digitali și filme PSP.
Tabelul 2.4.	Comparație între cele mai comune 3 sisteme de 3D CBCT din România.
Tabelul 2.5.	Dimensiunea câmpului de scanare pentru fiecare tip de CBCT segmentar.
Tabelul 2.6.	Tabel comparativ între radiografiile panoramice, intraorale și CBCT prin prisma rezoluției, FOV și contrast.
Tabelul 2.7.	Examinări de radiologie de diagnostic și radiologie intervențională [17]
Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii	
Tabelul 3.1.	Măsurătorile efectuate atât pe radiografii, cât și pe imaginile OCT obținute pentru același dinte.
Tabelul 3.2.	Măsurătorile de contrast (C) și ale raportului contrast-zgomot (CNR) efectuate pe radiografia și pe imaginile OCT obținute pentru fiecare probă luată în considerare în studiu.
Tabelul 3.3.	Tehnica imagistică medicală potrivită pentru anumite probleme dentare.
Tabelul 3.4.	Tehnica imagistică medicală potrivită pentru diagnosticul/verificarea tratamentului și evaluarea problemelor dentare.
Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT	
Tabelul 4.1.	Setări panoramice înainte și în timpul fiecărei etape a procesului de optimizare. Contrastul (C) și raportul contrast-zgomot (CNR) în punctele specifice vizate pe radiografii în timpul procesului de optimizare efectuat cu OCT.
Tabelul 4.2.	Valorile maxime, minime și medii ale intensității pixelilor, C, CNR, și abaterea standard a intensității pixelilor ( $\sigma_0$ ), toate legate de procesul de optimizare prezentat în Figura 4.8.

Tabelul 4.3.	Setarea 3D CBCT înainte și în timpul fiecărei etape a procesului de optimizare prezentat în Figura 4.9. Valori ale C și CNR în punctele specifice vizate pe imaginile CBCT în timpul procesului de optimizare efectuat folosind OCT.
Tabelul 4.4.	Valorile maxime, minime și medii ale intensității pixelilor, precum și abaterea standard a intensității pixelilor ( $\sigma_0$ ), C și CNR, toate legate de procesul de optimizare prezentat în Figura 4.9.
Tabelul 4.5.	Setare CBCT 3D înainte și după procesul de optimizare.
Tabelul 4.6.	Parametrii caracteristici ai radiografiilor panoramice, precum și CBCT 3D total, segmentar și maxilar sau mandibular - pentru cele două tipuri de unități de raze X considerate.
Tabelul 4.7.	Avantajele și dezavantajele unității de raze X Planmeca și Soredex pentru radiografia panoramică, precum și CBCT 3D total, segmentar și maxilar sau mandibular. Comparatie cu OCT.
Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz	
Tabelul 5.1.	Valorile lungimilor porțiunilor superioare ale profilurilor de suprafață a douăzeci de scanări B, prezentate ca exemple marcate cu culori diferite în Figura 5.5, extrase din B-scan-uri, cum ar fi cele prezentate în Figura 5.3. Evaluările folosind programul sunt prezentate pe un exemplu din figura 5.4.
Capitolul 6. Studiu comparativ in vitro privind eficacitatea terapiei fotodinamice în combinație cu terapia cu laser Er:Yag în decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor	
Tabelul 6.1.	Măsurători pentru probele de Titan.
Tabelul 6.2.	Măsurători pentru probele de Zirconiu.
Tabelul 6.3.	Comparatie între măsurători cu OCT și cu SEM.
Tabelul 6.4.	Convențional versus Er:YAG și Er:YAG + PDT
Tabelul 6.5.	Comparatie între grupuri.
Tabelul 6.6.	Titan versus Zirconiu
Capitolul 7. Comparatie între rezultatele obținute cu micro-CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor (convențional versus crenelate)	
Tabel 7.1.	Rezultatele probelor crenelare și convenționale.

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

### 1.1. Introducere

Tehnicile de imagistică medicală joacă un rol crucial în diagnosticul și tratarea afecțiunilor medicale care pot să fie vizibile sau măsurate pe imaginile obținute. De la radiografia tradițională la tehnologii avansate de imagistică, precum imagistica prin rezonanță magnetică (RMN) și tomografia cu emisie de pozitroni (PET), tehnologiile de imagistică medicală au transformat modul în care se oferă îngrijirea medicală în prezent. În acest capitol, vom explora diferitele tipuri de tehnici de imagistică medicală și aplicațiile acestora în domeniul medicinei.

Tehnicile de imagistică medicală pot fi clasificate în mod general în mai multe categorii în funcție de tipul de radiație utilizată sau de modalitatea de imagistică folosită. Acestea includ radiografia cu raze X, tomografia computerizată (CT), ultrasonografia, RMN, PET și tomografia în coerență optică/optical coherence tomography (OCT) [1,2]. Radiografia cu raze X, cunoscută și sub denumirea de radiografie simplă, este cea mai utilizată tehnică de imagistică de peste un secol [3]. Imagistica CT, care utilizează raze X și algoritmi de calcul pentru a crea imagini detaliate tridimensionale ale corpului, este deosebit de utilă pentru examinarea organelor interne, oaselor și țesuturilor moi [4]. Ultrasonografia, pe de altă parte, utilizează unde sonore de înaltă frecvență pentru a genera imagini ale structurilor interne și este utilizată în mod obișnuit în obstetrică și ginecologie, cardiologie și alte specialități [5]. RMN utilizează un câmp magnetic puternic și unde radio [6] pentru a produce imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului și este utilă pentru detectarea unei game de afecțiuni medicale, inclusiv cancerul [7], bolile de inimă [8] și afecțiunile neurologice [9]. Imagistica PET implică utilizarea unui marker radioactiv pentru a crea imagini tridimensionale ale activității metabolice a corpului și este utilizată în mod extensiv în oncologie și neurologie [10]. În cele din urmă, OCT este o modalitate de imagistică optică neinvazivă care utilizează interferometria cu coerență scăzută pentru a genera imagini de înaltă rezoluție ale țesuturilor biologice, cum ar fi retina, cornea și pielea [11].

Dezvoltarea tehnicilor de imagistică medicală a avut un impact profund asupra diagnosticării și tratamentului afecțiunilor medicale. De exemplu, radiografia cu raze X este folosită în mod obișnuit pentru detectarea fracturilor osoase, a tumorilor sau a bolilor pulmonare. Imagistica CT a fost metoda prin care s-a putut efectua detectarea și diagnosticarea unei game de afecțiuni medicale, inclusiv bolile de inimă, accidentele vasculare cerebrale și cancerul [12]. Ultrasonografia este utilă pentru detectarea și monitorizarea sarcinii, precum și pentru diagnosticarea unei game de afecțiuni medicale, cum ar fi calculii biliari și afecțiunile hepatice [13], în general, pentru orice problemă cu organele care se află în zona trunchiului și chiar în cutia toracică. RMN este larg utilizată pentru diagnosticarea afecțiunilor neurologice, inclusiv scleroza multiplă și tumorile cerebrale și este utilă și în cardiologie și ortopedie [14]. Imagistica PET este folosită în mod obișnuit pentru detectarea și monitorizarea cancerului, precum și pentru diagnosticarea afecțiunilor neurologice, cum ar fi boala Alzheimer [9]. În cele din urmă, OCT este utilizată pe scară largă în oftalmologie pentru

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

diagnosticarea și monitorizarea afecțiunilor, cum ar fi degenerescenta maculară și glaucomul, și este tot mai mult utilizată în alte specialități medicale [15].

În concluzie, tehnicile de imagistică medicală au revoluționat domeniul medicinei și au devenit o unealtă esențială în diagnosticarea și tratarea unei game largi de afecțiuni medicale. În acest capitol am realizat o prezentare generală a diferitelor tehnici de imagistică medicală, aplicațiile acestora în medicină și impactul lor asupra îngrijirii pacienților. Fiecare tehnică are avantajele și dezavantajele sale, dar toate aceste tehnici sunt parte integrantă a medicinei moderne. Principiul de bază al obținerii unei imagini este același pentru fiecare tehnică de imagistică medicală: există o sursă, detectoare, sistem de reconstrucție a imaginii și afișaj.

### 1.2. Clasificare

Tehnicile de imagistică medicală pot fi clasificate în funcție de diferite principii, cum ar fi tipul sursei, puterea de penetrare, rezoluția, dimensiunea, etc. În acest capitol, vom clasifica tehnicile în funcție de sursă, deoarece sursa este cea care dă numele tehnicii. Sursele și detectoarele sunt cele două componente principale ale sistemelor de imagistică medicală. Sursele utilizează diferite fenomene fizice pentru a crea imagini ale corpului uman care ajută medicii în diagnostic și tratament. Aceste surse includ radiația electromagnetică, undele sonore, câmpurile magnetice, undele radio și particulele nucleare. Unele tehnici de imagistică medicală combină diferite surse pentru a obține atât informații fiziologice, cât și structurale într-o singură imagine, cu o singură expunere.

Clasificarea tehnicilor de imagistică medicală în funcție de sursă este următoarea:

- a) Radiația electromagnetică
  - i. Raze X: Radiografie, Fluoroscopie, Tomografie computerizată (CT)
  - ii. Lumină: Tomografie de coerență optică (OCT)
- b) Unde sonore: Ultrasonografie
- c) Câmpuri magnetice și unde radio: Imagistică prin rezonanță magnetică (RMN)
- d) Particule nucleare: Tomografie cu emisie de pozitroni (PET), Tomografie cu emisie de foton singur (SPECT)
- e) Tehnici combinate: PET/CT, PET/RMN

În ansamblu, fiecare tehnică de imagistică medicală are punctele sale forte și limite. Tehnicile de imagistică cu raze X și CT sunt utilizate pe scară largă datorită costurilor relativ reduse, rezoluției spațiale ridicate și capacității de a oferi imagini ale țesuturilor dure. Cu toate acestea, utilizarea lor este limitată de expunerea la radiații ionizante, ceea ce poate duce la potențiale riscuri pentru sănătatea pacientului. Pe de altă parte, tehnicile de RMN și ultrasunete nu utilizează radiații ionizante și sunt preferate pentru imagistica țesuturilor moi datorită rezoluției lor ridicate și contrastului. Cu toate acestea, RMN poate fi costisitoare și consumatoare de timp, iar utilizarea sa este limitată la pacienții cu implanturi metalice. Ultrasunetele au avantajele portabilității, sunt non-invazive și au costuri reduse, dar utilizarea lor este limitată de dependența de operator, calitatea imaginii și adâncimea de penetrare. Tehnicile de imagistică PET și SPECT sunt foarte sensibile și pot oferi informații funcționale, dar utilizarea lor este limitată de rezoluția spațială scăzută și de necesitatea de a utiliza tranchilizante radioactive.



### 1.3. Radiografia

Tabelul 1.1. Clasificarea tehnicilor de imagistică medicală.

<b>Tehnică</b>	<b>Sursă</b>	<b>Rezoluție</b>	<b>Adâncime de penetrare</b>	<b>Metoda imagistică</b>
Radiografie	rază X	~200 μm	Trece prin tot corpul	2D
Fluoroscopie	rază X	0.2-1 mm	Trece prin tot corpul	2D în timp real
Tomografie Computerizată (CT)	rază X	~50 - 500 μm	Trece prin tot corpul	3D
Tomografie în Coerență Optică (OCT)	Lumină laser	1-10 μm	1 - 2 mm	3D
Ultrasunete (US)	Unde sonore	50-500 μm	10 - 15 cm	2D sau 3D
Rezonanță Magnetică Nucleară (RMN)	Câmp magnetic și unde radio	25-100 μm	Trece prin tot corpul	2D sau 3D
Tomografie cu Emisie de Pozitron (PET)	Particule nucleare	1 - 2 mm	Trece prin tot corpul	3D
Tomografie cu emisia unui singur foton (SPECT)	Particule nucleare	0.5 - 1 mm	Trece prin tot corpul	3D
PET/CT	Combinat	~ 1 mm	Trece prin tot corpul	3D
PET/RMN	Combinat	~ 1 mm	Trece prin tot corpul	3D

Este important de menționat că alegerea unei tehnici de imagistică medicală depinde de întrebarea clinică specifică, de caracteristicile pacientului și de resursele disponibile. Prin urmare, este necesară o considerație atentă a avantajelor și limitărilor fiecărei tehnici pentru a lua o decizie informată în vederea asigurării unei îngrijiri optime a pacientului.

### 1.3. Radiografia

Radiografiile, cunoscute și sub numele de raze X, sunt o tehnică de imagistică medicală utilizată pe scară largă, fiind în uz de peste un secol. Wilhelm Röntgen a descoperit razele X în anul 1895 și a fost distins cu Premiul Nobel pentru Fizică pentru această descoperire. Această descoperire revoluționară a dus la dezvoltarea radiografiei, procesul de creare a unei imagini folosind razele X [16].

Radiografiile sunt realizate prin trecerea razelor X prin corp și prin capturarea imaginii rezultate pe un film sau pe un detector digital. Diverse țesuturi ale corpului absorb razele X în grade variate, rezultând o gamă de niveluri de luminozitate în imagine. Țesuturile dense, cum ar fi oasele, apar albe, în timp ce țesuturile mai puțin dense, cum ar fi organele și mușchii, apar în nuanțe de gri [16].

Radiografiile sunt folosite în mod obișnuit pentru diagnosticarea fracturilor osoase (Figura 1.1), a problemelor dentare și a bolilor pulmonare, precum și pentru detectarea obiectelor străine în corp. Ele sunt, de asemenea, utilizate pentru monitorizarea evoluției anumitor afecțiuni medicale, cum ar fi scolioza și osteoporoza.

Dezvoltările recente în tehnologia radiografică au dus la dezvoltarea de noi tehnici și echipamente de imagistică care furnizează informații diagnostice mai bune cu o expunere redusă la radiații. Radiografia digitală și scanerile de tomografie

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

computerizată (CT) sunt exemple de tehnologii mai noi care utilizează doze mai mici de radiații pentru a produce imagini de înaltă calitate. În plus, progresele în software și prelucrarea imaginii au îmbunătățit calitatea imaginii, facilitând identificarea anomaliilor de către medici.



Figura 1.1. Pacienta L.C., 43 de ani, a avut nevoie de această radiografie la piciorul stâng deoarece a suferit o lovitură și s-a verificat dacă are fractură. Imagine realizată în colaborare cu Affidea Timișoara.

Cu toate că expunerea este redusă la radiații datorită noilor tehnologii, dozele de radiații pot varia în funcție de tipul examinării și echipamentul utilizat. Ca rezultat, cercetările și dezvoltarea continuă în domeniul radiografiei au ca scop reducerea suplimentară a expunerii la radiații, menținând în același timp acuratețea diagnosticului. Aceasta include utilizarea de protocoale de imagistică optimizate și dezvoltarea de noi tehnici de imagistică care utilizează forme alternative ca surse, înlocuind radiația X, cum ar fi ultrasunetele, OCT și RMN.

Tehnologiile de inteligență artificială și de învățare automată au potențialul de a îmbunătăți acuratețea și eficiența interpretării radiografice [17]. Odată cu creșterea cantității de date digitale generate de radiografii, algoritmi de inteligență artificială pot fi antrenați pentru a identifica modele și anomalii care pot fi trecute cu vederea de observatorii umani, ceea ce duce la dezvoltarea sistemelor de diagnostic asistat de calculator (CAD) care pot ajuta medicii în detectarea și diagnosticarea diferitelor afecțiuni medicale [18].

#### 1.4. Tomografia computerizată

Mai mult, inteligența artificială și învățarea automată pot fi utilizate pentru îmbunătățirea calității imaginii radiografice, reducerea expunerii la radiații și optimizarea dozelor de radiații. De exemplu, algoritmi de învățare profundă pot elimina zgomotul și pot îmbunătăți imaginile radiografice cu doze scăzute, permițând o mai bună vizualizare a structurilor anatomice și reducând necesitatea repetării imaginilor [19]. Cercetările sunt în curs de desfășurare în dezvoltarea algoritmilor de inteligență artificială și de învățare automată pentru radiografie, dar se așteaptă ca aceste tehnologii să continue să joace un rol semnificativ în viitorul imagisticii medicale. Cu toate acestea, este crucial de menționat că utilizarea inteligenței artificiale și a învățării automate în radiologie necesită o validare atentă și supraveghere pentru a asigura siguranța pacientului și acuratețea interpretării rezultatelor radiologice.

Cu toate acestea, radiografiile au unele limite. Ele expun pacientul la radiații ionizante, care pot fi nocive în doze mari [20]. În plus, imaginile produse de radiografii sunt bidimensionale și nu furnizează informații detaliate despre structura sau funcția organelor sau țesuturilor. În ciuda acestor limitări, radiografiile rămân un instrument valoros în domeniul imagisticii medicale datorită costurilor reduse, disponibilității extinse și capacității de a furniza rapid informații diagnostice utile.

#### 1.4. Tomografia computerizată

Tomografia computerizată (CT) este o metodă de diagnostic care se bazează de asemenea pe raze X, dar în plus față de radiografiile 2D, CT furnizează informații tridimensionale despre corpul uman care sunt mai apoi analizate în detaliu. Aparatul cu raze X este mai complex (Figura 1.2), iar sistemul de reconstrucție a imaginii trebuie să fie optimizat corect pentru a obține o imagine de înaltă calitate. În ultimii ani, producătorii de aparatură medicală pentru imagistică susțin că radiologia a devenit o mare parte dezvoltare de software și algoritmi de reconstrucție și că bazele oricărui sistem nu prea mai pot suferii modificări majore pentru îmbunătățire.

În plus față de radiografia convențională, CT-ul are un braț rotativ (C-arm) care conține atât sursa cât și detectorul. Sursa și detectorul sunt poziționate față în față pe fiecare parte a brațului C. În timp ce sursa cu raze X este, de asemenea, un tub cu raze X, similar cu cel folosit în radiografia convențională, detectorul este un senzor care înlocuiește filmul radiografic. Aparatele de CT pot fi diferite de la un domeniu la altul. De exemplu, în stomatologie există aparate care utilizează doar un singur detector pe o parte a brațului C, iar acest tip de investigație radiologică se numește Tomografie Computerizată cu Fascicul Conic (CBCT). Tipul de bază al CT-ului este realizat cu un aparat clasic capabil de scanarea întregului corp, cu un tub cu raze X și detectoare poziționate pe partea opusă a cercului, astfel încât raza X să cadă perpendicular pe detectorul din partea opusă.

Datele colectate în timpul expunerii sunt ulterior procesate, iar serii de imagini transversale sunt produse. Aceste imagini transversale sunt imagini 2D caracterizate de pixeli. În conformitate cu scala Hounsfield, care este modalitatea cantitativă de a descrie radio densitatea, pixelii reprezintă atenuarea razelor X în țesuturi. Un punct mai luminos pe imagine înseamnă că radiația a fost mai absorbită de țesut, în timp ce un punct mai întunecat pe imagine înseamnă că radiația a fost mai puțin absorbită. CT-ul 3D este, de asemenea, posibil prin reconstrucția setului de date de volum cu ajutorul unui computer. Acestea furnizează imagini 3D ale anatomiei pacientului. Pentru a depăși problemele impuse de mișcări, în prezent există mașini de CT 4D care furnizează informații temporale ale sistemului în plus față de informațiile spațiale.

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

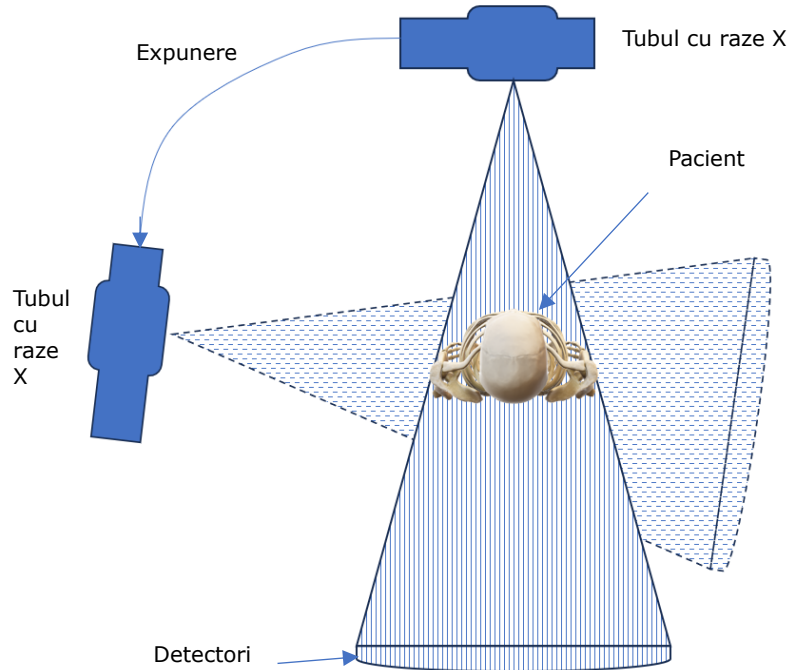


Figura 1.2. Principiul general de funcționare al CT-ului. Schiță proprie realizată după [21].

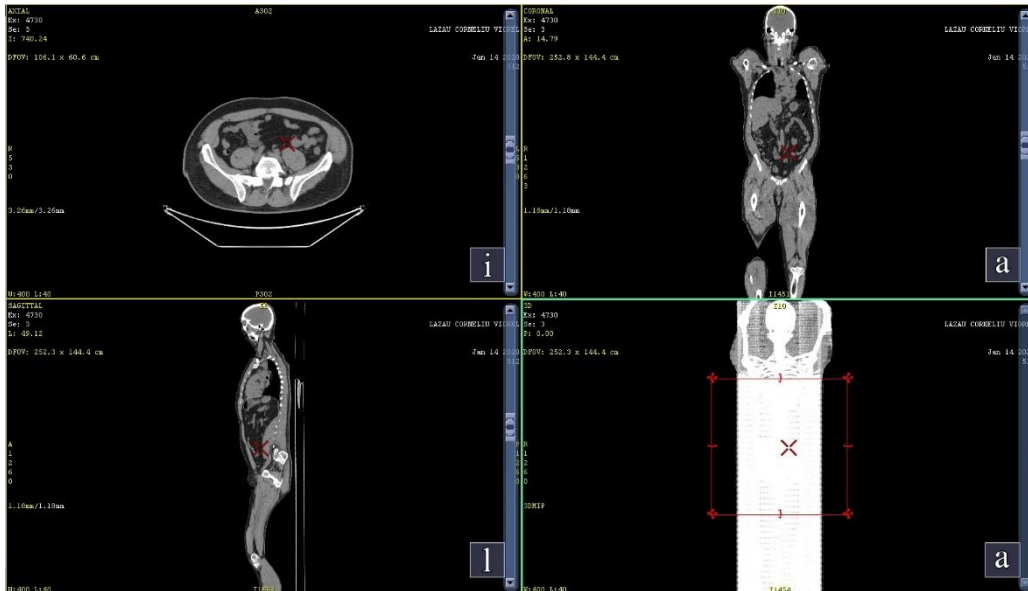


Figura 1.3. Pacientul C.L., 61 de ani, a realizat acest CT la tot corpul pentru a investiga starea sa de sănătate, el fiind diagnosticat cu o formă severă de cancer. Setul de imagini a fost realizat la Neuromed, Centrul de diagnostic imagistic din Timișoara.

### **1.5. Ultrasonografia**

Ultrasonografia este o tehnică de imagistică medicală non-invazivă care utilizează unde sonore cu frecvențe ridicate pentru a obține imagini ale organelor și țesuturilor interne ale corpului uman. Acest tip de imagistică se bazează pe fenomenul de reflectare a undelor sonore atunci când acestea întâlnesc diferite interfețe tisulare cu proprietăți acustice diferite.

Procedura de ultrasonografie implică utilizarea unui transductor, care emite unde sonore și înregistrează undele reflectate pentru a crea o imagine în timp real. Transductorul este plasat direct pe piele în zona de interes și se deplasează în mod continuu pe suprafața pielii pentru a obține imagini din diferite unghiuri și perspective.

Ultrasonografia este adesea utilizată în diagnosticul și evaluarea diferitelor afecțiuni, inclusiv bolile abdominale, problemele de tiroidă, bolile vasculare și sarcina. Această tehnică oferă imagini detaliate ale organelor interne, structurilor vasculare și a fătului în timpul sarcinii, fără a utiliza radiații ionizante.

Avantajele ultrasonografiei includ caracterul non-invaziv, portabilitatea echipamentului, costurile reduse și posibilitatea de a efectua examinări în timp real. De asemenea, ultrasonografia este utilizată frecvent pentru ghidarea procedurilor intervenționale, cum ar fi biopsiile și drenajele lichidiene, deoarece permite vizualizarea în timp real a acțiunilor medicului.

Cu toate acestea, ultrasonografia are și câteva limitări. Calitatea imaginilor poate fi afectată de adipozitate excesivă, de gazele intestinale sau de alte structuri anatomiche care pot interfera cu propagarea undelor sonore. De asemenea, ultrasonografia are o adâncime de penetrare limitată în țesuturi mai profunde și poate fi dificilă în vizualizarea structurilor mai adânci, cum ar fi organele abdominale în cazul pacienților obezi.

### **1.6. Rezonanța Magnetică Nucleară (RMN)**

Rezonanța Magnetică Nucleară (RMN) este o tehnică avansată de imagistică medicală care utilizează câmpuri magnetice puternice și unde radio pentru a obține imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman. Această metodă se bazează pe proprietățile nucleelor atomice în general de hidrogen din corpul uman, în special asupra proprietăților lor de rezonanță magnetică și furnizează informații valoroase despre compoziția și structura țesuturilor [22].

Sursa utilizată în RMN este un puternic magnet static, de obicei un magnet super conductiv. Acesta generează un câmp magnetic uniform și constant în jurul pacientului. Detectorii, numiți și bobine de radiofrecvență, sunt amplasate strategic în jurul zonei de interes pentru a detecta semnalele radio emise de nucleii atomilor de hidrogen în timpul procesului de relaxare al acestora [23].

Principiul de funcționare al RMN se bazează pe proprietatea de spin a protonilor din nucleul atomilor de hidrogen, de a se alinia cu câmpul magnetic extern și de a oscila la o anumită frecvență sub influența unui câmp magnetic oscilant. Atunci când un pacient este plasat în câmpul magnetic static și sunt aplicate impulsuri de undă radio la frecvența specifică a unui anumit nucleu atomic, acești nuclei trec în stare de rezonanță magnetică și emit semnale radio detectabile [24].

Metoda RMN este caracterizată de diferite specificații și parametrii care influențează calitatea imaginilor și informațiile obținute. Acestea includ puterea câmpului magnetic, timpul de relaxare, timpul de repetiție și timpul de ecou.

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

Parametrii RMN pot fi ajustați pentru a obține imagini cu diferite contraste și rezoluție, în funcție de necesitățile clinice specifice [25].

RMN are o gamă largă de aplicații în medicină, inclusiv în diagnosticul și evaluarea afecțiunilor neurologice, ale sistemului musculo-scheletic, ale sistemului cardiovascular, ale organelor abdominale și ale cancerului. Această tehnică permite vizualizarea detaliată a structurilor anatomice și identificarea anomaliilor și leziunilor într-un mod non-invaziv [26].

Nu este indicat:

- Pacienților cu agrafe chirurgicale implantate sau cu alte materiale feromagnetice;
- Pacienților care au desfășurat activități sau ocupații care ar fi putut provoca încorporarea accidentală a materialelor feromagnetice, de exemplu lucrătorii în metal sau oricine ar fi putut avea fragmente de metal înglobate din datorii militare;
- Nou-născuților și sugarilor, pentru care nu există date care să ateste siguranța;
- Pacienților cu tatuaje, inclusiv contur permanent al ochilor;
- Pacienților cu sisteme de termoreglare compromisă, de exemplu nou-născuți, sugari cu greutate scăzută la naștere, anumiți pacienți cu cancer;
- Pacienților cu implanturi metalice care pot provoca artefacte în imaginile obținute datorită distorsionării câmpului magnetic static;
- Pacienților cu valve cardiace protetice;
- Pacientelor gravide: deși nu se cunosc efecte ale RMN asupra embrionilor sau fătului și se efectuează în mod obișnuit imagistica RMN fetală, majoritatea centrelor evită scanarea în primul trimestru. Riscul necunoscut pentru făt trebuie cântărit în raport cu alternativele testelor diagnostice care pot implica radiații ionizante.

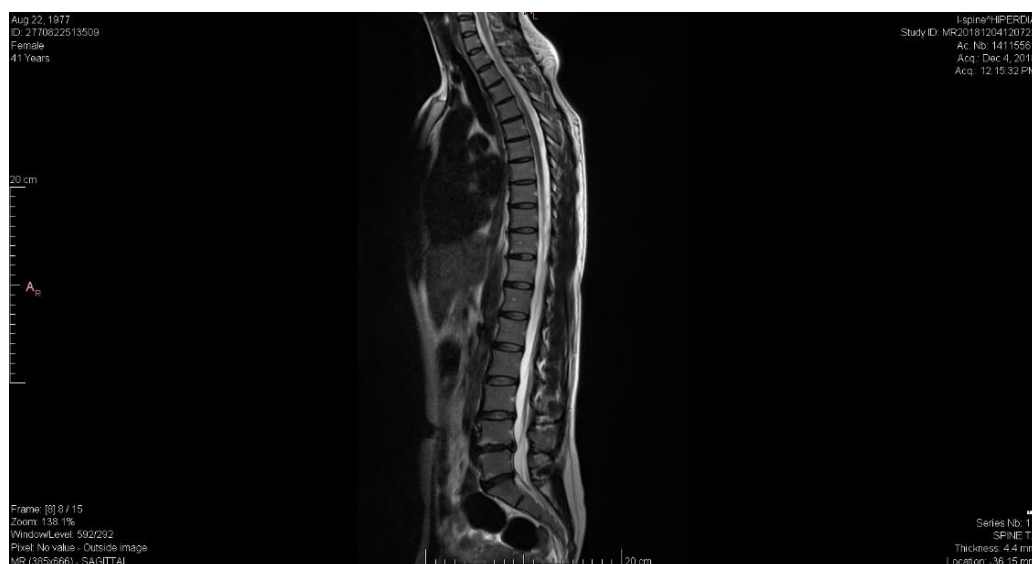


Figura 1.4. Pacienta I.E., 75 de ani, a realizat acest RMN pentru a vedea motivul durerilor de spate pe care pacienta le-a prezentat. RMN realizat la clinica Medlife Genesys Arad.

## 1.7. Tomografia cu emisie de pozitroni (PET)

### 1.7. Tomografie cu emisie de pozitroni (PET)

Tomografia cu emisie de pozitroni (PET) este o tehnică avansată de imagistică medicală care utilizează substanțe radioactive și detectoare de fotoni pentru a obține imagini tridimensionale ale activității metabolice și funcționale în interiorul corpului uman. Această metodă oferă informații detaliate despre distribuția și cantitatea de substanțe marcate radioactiv în diferite țesuturi și organe [27].

Sursa utilizată în PET este o substanță radioactivă, cum ar fi fluorodeoxiglucosa marcată cu fluor-18 (FDG-18F), care este administrată pacientului. Această substanță emite pozitroni, particule încărcate pozitiv, care ulterior se anihilează cu electronii din țesuturile corpului. Detectorii PET, numiți și cristale scintilatoare, sunt amplasați în jurul pacientului și detectează fotoni de lumină produși în urma anihilării pozitron-electron [28].

Principiul de funcționare al PET se bazează pe detectarea perechilor de fotoni emiși în timpul anihilării pozitron-electron. Atunci când pozitronii emiși de substanța radioactivă se întâlnesc cu electronii în țesuturile corpului, se produc doi fotoni gama opuși ca direcție. Acești fotoni sunt detectați de cristale scintilatoare și transformați în semnale electrice, care sunt ulterior procesate pentru a genera imagini tridimensionale [29].

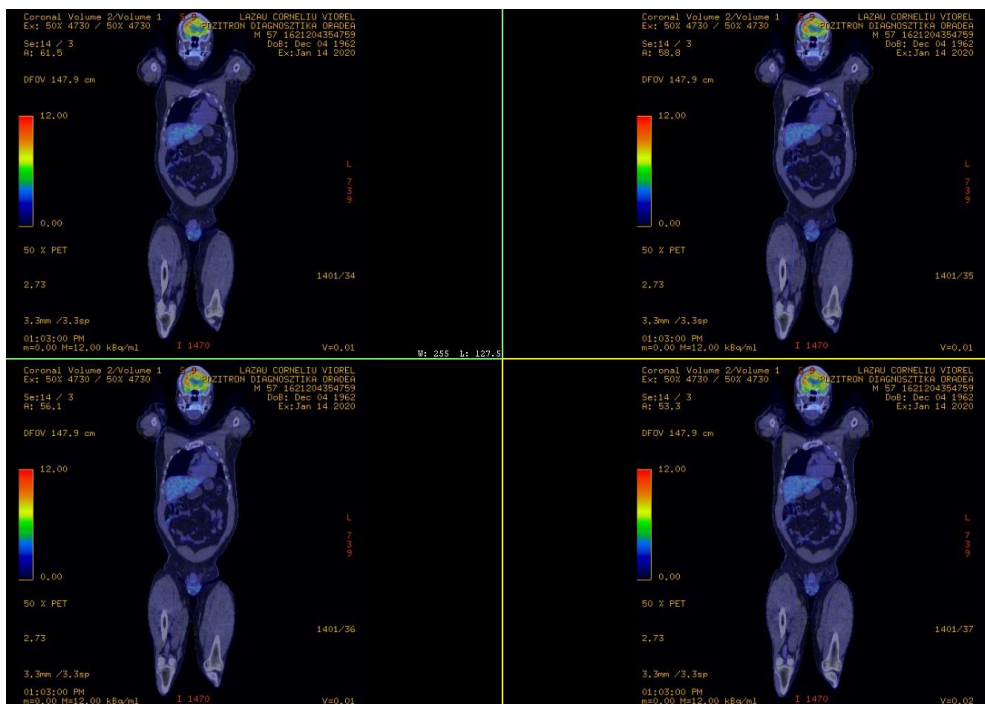


Figura 1.5. Pacientul C.L., 61 de ani a realizat acest PET pentru tot corpul în scopul depistării metastazelor. Aceste imagini au fost realizate la Diagnosztika Oradea.

Metoda PET este caracterizată de diferite specificații și parametri, inclusiv rezoluția spațială, sensibilitatea, timpul de realizare a imaginii și durata de viață a izotopului radioactiv utilizat. Rezoluția spațială se referă la capacitatea sistemului PET

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

de a distinge obiecte mici în imagine, în timp ce sensibilitatea se referă la capacitatea sistemului de a detecta și măsura cantitatea de substanță radioactivă. Timpul de realizare a imaginii se referă la intervalul de timp în care sunt obținute imaginile, iar durata de viață a izotopului radioactiv determină intervalul de timp în care se poate realiza procedura PET [30].

PET are o gamă largă de aplicații în medicină, inclusiv în diagnosticul și monitorizarea cancerului, evaluarea tulburărilor neurologice și a afecțiunilor cardiace. Această tehnică permite vizualizarea activității metabolic și funcționale în diferite organe și țesuturi, oferind informații esențiale pentru planificarea tratamentului și evaluarea răspunsului la terapie [31].

### **1.8. Tomografie în coerență optică/Optical Coherence Tomography (OCT)**

Tomografia în Coerență Optică (OCT) este o tehnologie de imagistică non-invazivă care utilizează principiile interferometriei în coerență optică pentru a obține imagini cu rezoluție înaltă și adâncime de penetrare în țesuturile biologice. Prin generarea și detectarea unui fascicul de lumină coerentă (laser), OCT permite obținerea de imagini detaliate ale structurilor anatomice la nivel microscopic, oferind informații valoroase despre compoziția și arhitectura țesuturilor [32].

În contextul ingineriei mecanice și biomedicale, OCT a devenit o tehnică indispensabilă datorită capacității sale de a vizualiza și cuantifica modificările subtile ale țesuturilor, fiind astfel utilizată în diverse aplicații de diagnostic și monitorizare. Ingeniozitatea și relevanța OCT se datorează funcționării sale bazate pe interferometrie și pe procesarea semnalului optic interferențial.

Principiul de bază al OCT constă în utilizarea interferometriei în coerență optică pentru a măsura și analiza semnalul reflectat sau dispersat de țesuturile biologice și nu numai. Un fascicul de lumină cu spectru larg este împărțit în două: unul este direcționat către zona de interes, iar celălalt este direcționat către un braț de referință. Semnalul reflectat de probă și semnalul de referință sunt apoi combinate pentru a crea o interferogramă, care conține informații despre amplitudinea și faza semnalului reflectat de probă [32].

Prin scanarea sau mișcarea axului transversal al fascicului de lumină, OCT obține informații bidimensionale sau chiar tridimensionale ale structurilor în interiorul probei investigate. Rezoluția axială înaltă, de la 2 la 10  $\mu\text{m}$  a imaginilor OCT permite vizualizarea detaliată a microstructurilor, inclusiv a stratificării țesuturilor și a eventualelor anomalii sau modificări patologice [33,34].

Această abilitate de a obține imagini non-invazive și de înaltă rezoluție, combinată cu posibilitatea de a analiza și cuantifica proprietățile țesuturilor, face ca OCT să fie deosebit de relevantă în ingineria mecanică și în aplicații biomedicale. În domeniul ingineriei mecanice, OCT este folosită pentru caracterizarea materialelor și structurilor în diverse aplicații, cum ar fi monitorizarea integrității structurale sau evaluarea calității de fabricație în industria automotive sau aeronautică [35].

În domeniul biomedical, OCT este utilizată pentru diagnosticarea și monitorizarea afecțiunilor și a tratamentelor în diferite specializări medicale. De exemplu, în oftalmologie, OCT oferă o imagine detaliată a structurilor oculare și este utilizată în diagnosticarea și urmărirea bolilor oculare, cum ar fi glaucomul sau degenerescența maculară legată de vârstă. În cardiologie, OCT este utilizată pentru imagistica vaselor de sânge, facilitând diagnosticarea și monitorizarea bolilor cardiovasculare, cum ar fi arterioscleroza și tromboza [36,37].



## 1.8. Tomografie în coerență optică/ Optical Coherence Tomography (OCT)

În concluzie, OCT este o tehnologie inovatoare care a revoluționat domeniul imagisticii medicale, dar și al testărilor industriale non-destructive/Non-Destructive Testing (NDT). Prin capacitatea sa de a obține imagini cu rezoluție înaltă în probe sau la suprafețele probelor, OCT oferă o gamă largă de aplicații în ingineria mecanică și biomedicală, contribuind la studiul materialelor și la avansarea diagnosticului, monitorizării și tratamentului afecțiunilor medicale.

### 1.8.1. Bazele OCT

În această secțiune, ne vom concentra pe principiile fundamentale ale tehnologiei OCT și pe componentele cheie (sursă laser, interferometru, componente optice – galvoscaner 2D, detectori, structuri de comandă și control și structuri de prelucrare a datelor) care stau la baza funcționării acesteia.

#### ***Interferometria în coerență optică***

Interferometria în coerență optică este principiul de bază al OCT și este folosită pentru a obține informații despre reflectarea și dispersia luminii în țesuturile biologice. Interferometria în coerență optică implică utilizarea a două fascicule de lumină: unul care se îndreaptă către țesutul de interes (brațul de măsurare) și celălalt către un braț de referință. Semnalul reflectat de țesut și semnalul de referință sunt combinate pentru a crea o interferogramă. Această interferogramă conține informații despre amplitudinea și faza semnalului reflectat de țesut.

Un interferometru optic (Figura 1.6) este un dispozitiv care utilizează interferența undelor de lumină pentru a măsura proprietățile optice ale unui obiect sau pentru a crea modele de interferență care pot fi utilizate pentru diverse aplicații. În contextul OCT, interferometrul optic este o componentă esențială pentru a obține informații despre structurile interne ale țesuturilor biologice [38].

Există mai multe tipuri de interferometre optice, dar unul dintre cele mai comune utilizate în OCT este interferometrul în braț. Acesta constă în principal din două brațe: unul numit brațul de măsurare și celălalt brațul de referință [38]. Să explorăm mai detaliat fiecare componentă a interferometrului optic.

***Brațul de măsurare:*** Acesta este brațul care direcționează fasciculul de lumină către țesutul de interes. Lumina reflectată sau dispersată de țesut este capturată și combinată cu lumina de referință pentru a crea interferența. Brațul de măsurare poate avea componente optice suplimentare, cum ar fi obiectivele pentru focalizarea fasciculului de lumină sau lentile de colectare pentru a aduna cât mai multă lumină reflectată.

***Brațul de referință:*** Acesta este brațul care dirijează fasciculul de lumină către un reflector fix sau mobil. Lumina de referință nu interacționează cu țesutul, ci servește ca referință pentru a compara lumina reflectată sau dispersată de țesut. Distanța parcursă de lumină în brațul de referință poate fi ajustată pentru a controla adâncimea de penetrare în țesut.

***Divizorul de fascicul:*** Acesta este un element optic care separă fasciculul de lumină în două, direcționând o parte spre brațul de măsurare și cealaltă parte spre brațul de referință. Divizorul de fascicul poate fi un divizor de fascicul în două sau poate utiliza tehnici interferometrice specifice, cum ar fi divizarea spectrală a fasciculului de lumină [39].

***Detectoare:*** Detectoarele sunt utilizate pentru a măsura intensitatea și faza interferenței dintre lumina reflectată sau dispersată de țesut și lumina de referință. Acestea pot fi fotodetectori sensibili la intensitate sau fotodetectori sensibili la fază, care generează semnale electrice proporționale cu semnalul interferometric.

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

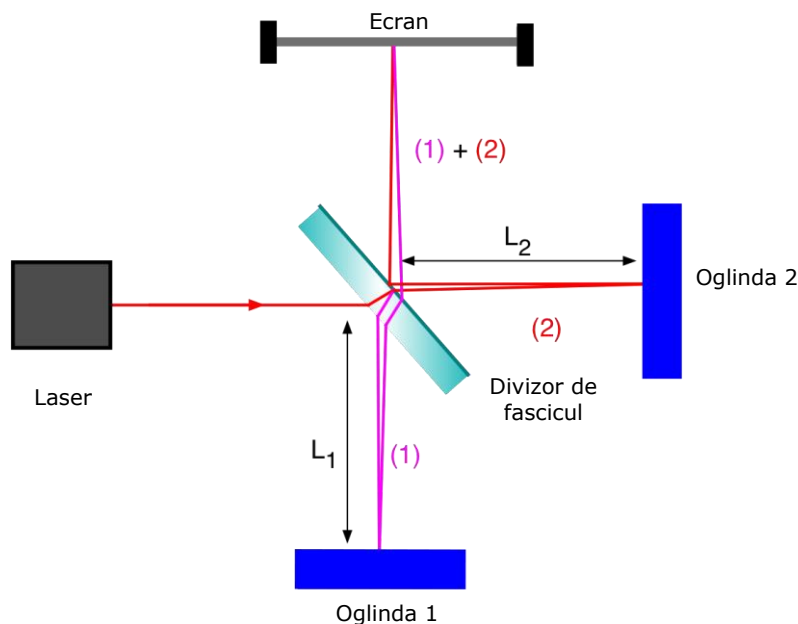


Figura 1.6. Interferometrul Michelson - schiță realizată după [5].  
[https://wanda.fiu.edu/boeqlinw/courses/Modern\\_lab\\_manual3/michelson.html](https://wanda.fiu.edu/boeqlinw/courses/Modern_lab_manual3/michelson.html)

O componentă crucială în OCT este **sursa de lumină**. Sursa de lumină emite un fascicul de lumină cu spectru larg și spectral coerent, ceea ce înseamnă că emite o gamă largă de lungimi de undă care au o relație de fază constantă între ele. Aceasta permite obținerea unei rezoluții axiale înalte, deoarece intervalul de lungimi de undă permite măsurarea diferențelor mici de timp între semnalele de lumină reflectate sau dispersate de structurile din țesut.

Sursa de lumină reprezintă un aspect crucial în tehnologia OCT, deoarece influențează atât adâncimea de penetrare în țesuturi, cât și rezoluția axială a imaginilor obținute. În acest context, utilizarea laserilor este comună ca sursă de lumină în OCT [40].

Există o varietate de tipuri de laseri utilizați în OCT, fiecare cu caracteristici specifice în ceea ce privește lungimea de undă, puterea emisă și stabilitatea spectrului. Printre cei mai frecvent utilizați laseri în OCT se numără:

1. **Laserii cu diode:** Acești laseri, alimentați de curent electric, sunt compacti și oferă o sursă de lumină cu spectru coerent. Lungimea de undă emisă poate varia în funcție de tipul de diodă utilizat, iar puterea emisă poate fi ajustată în funcție de cerințele aplicației. Laserii cu diode sunt foarte versatili și pot fi utilizați într-o gamă largă de aplicații OCT. Ei oferă flexibilitate în alegerea lungimii de undă potrivite, în funcție de caracteristicile țesutului sau a structurilor ce urmează a fi investigate. De exemplu, lungimile de undă din spectrul vizibil sau infraroșu (IR) apropiat sunt adesea utilizate pentru OCT, în funcție de necesități specifice.

2. **Laserii cu erbiu:** Acești laseri utilizează ionii de erbiu pentru a emite lumină în IR apropiat. Sunt utilizați în special pentru imagistica retinei și a structurilor oculare, datorită absorbției reduse de către pigmentii oculari și dispersiei scăzute în acest domeniu spectral. Laserii cu erbiu sunt avantajoși în imagistica oculară

### 1.8. Tomografie în coerență optică/ Optical Coherence Tomography (OCT)

deoarece oferă o penetrare mai bună în țesuturile oculare și o mai bună aderență la absorbția hemoglobinei, ceea ce permite obținerea de imagini detaliate ale structurilor interne ale ochiului.

3. **Laserii cu femtosecunde:** Acești laseri emit pulsații extrem de scurte, în intervalul de femtosecunde ( $10^{-15}$  s). Datorită duratei foarte scurte a pulsului, acești laseri oferă o rezoluție axială excelentă în OCT și sunt utilizați în special pentru aplicații care necesită detalii fine ale structurilor tisulare. Cu ajutorul laserilor cu femtosecunde, se pot obține imagini OCT cu o rezoluție sub-micrometrică, permițând vizualizarea detaliată a microstructurilor tisulare și a eventualelor modificări patologice [4].

Este important de menționat că utilizarea laserilor în OCT necesită luarea în considerare a siguranței și a efectelor lor asupra organismului. Radiația emisă de laseri poate fi nocivă pentru țesuturile și ochii umani, dacă sunt utilizate puteri și lungimi de undă inadecvate sau în cazul unei expuneri îndelungate. De aceea, standardele de siguranță și regulamentele specifice lucrului cu laseri trebuie respectate în implementarea tehnologiei OCT.

#### **Detectori**

Detectarea semnalului OCT este realizată de către un sistem de detectare. Acesta constă într-un detector sensibil la intensitatea luminii și la faza semnalului reflectat de țesut. Detectorul măsoară intensitatea și faza semnalului combinat provenit din interferogramă și generează semnalul electric corespunzător.

Sistemul de detectare reprezintă o componentă esențială în tehnologia OCT, având rolul de a măsura semnalul reflectat sau dispersat de țesuturile biologice și de a extrage informațiile necesare pentru formarea imaginilor OCT. Sistemul de detectare este responsabil pentru convertirea semnalului optic în semnal electric, care poate fi ulterior procesat și analizat.

Există mai multe tipuri de detectoare utilizate în OCT, fiecare cu propriile caracteristici și avantaje. Printre cele mai frecvent utilizate sunt:

*Fotodetectori sensibili la intensitate:* Acești fotodetectori măsoară intensitatea semnalului optic, oferind informații despre amplitudinea semnalului reflectat sau dispersat de țesuturile biologice. Fotodetectorii sensibili la intensitate sunt foarte utilizați în OCT pentru obținerea de imagini de înaltă rezoluție în funcție de variațiile de intensitate ale semnalului.

*Fotodetectori sensibili la fază:* Acești fotodetectori măsoară faza semnalului optic, oferind informații despre adâncimea la care este reflectat sau dispersat semnalul în țesuturi. Fotodetectorii sensibili la fază sunt utilizați pentru obținerea de informații axiale precise în OCT și permit măsurători precise ale distanțelor în țesuturi.

Sistemul de detectare în OCT poate fi compus din mai multe componente, inclusiv:

- Obiective și lentile de focalizare: Acestea sunt utilizate pentru a focaliza semnalul reflectat sau dispersat de țesuturile biologice pe suprafața detectorului, asigurând o captare eficientă a semnalului optic.
- Amplificatoare și preamplificatoare: Aceste componente amplifică semnalul electric generat de detector pentru a îmbunătăți raportul semnal-zgomot și pentru a asigura o sensibilitate și o precizie mai mare a măsurătorilor.
- Convertoare analog-digital: Acestea transformă semnalul electric amplificat într-un format digital, care poate fi ulterior procesat și analizat de către sistemul de calcul.

Imaginile OCT sunt formate prin scanarea sau mișcarea axului transversal al fasciculului de lumină și prin combinarea semnalelor obținute din diferite poziții

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

spațiale. Aceste semnale sunt procesate și analizate de către algoritmi specializați pentru a reconstrui imaginea finală a structurilor interne ale țesutului.

### **Structurile de comandă și control**

Aceste structuri includ sistemele electronice și software-ul care controlează funcționarea și parametrii sistemului OCT. Ele se ocupă de generarea semnalului de control pentru sursa de lumină, controlul mișcării scannerului și manipularea datelor. Aceste structuri permit o operare precisă și reproductibilă a sistemului OCT, asigurând obținerea de imagini de înaltă calitate și coerente.

### **Structurile de prelucrare a datelor**

Odată ce semnalul optic este detectat, acesta este prelucrat și analizat pentru a forma imaginea OCT. Structurile de prelucrare a datelor includ algoritmi și software specializate pentru eliminarea zgomotului, corecția distorsiunilor, filtrarea și reconstrucția imaginilor. Aceste etape de prelucrare a datelor sunt esențiale pentru obținerea de imagini clare și detaliate, precum și pentru extragerea de informații relevante din semnalul OCT.

## **1.8.2. Sisteme de scanare pentru OCT**

Există patru tipuri fundamentale de scanare laser: raster, Lissajous, spirală și Risley. Fiecare tip de scanare are avantajele și dezavantajele sale, însă cea mai utilizată metodă de scanare laser este de tip raster. Laboratorul de Optomecatronică și Fonică Biomedicală din cadrul Universității „Aurel Vlaicu” Arad este echipat cu un sistem OCT funcțional cu acest tip de scanare și avem în dezvoltare mai multe sisteme OCT cu alte tipuri de scanare, dar și cu alte instrumente optice care pot substitui galvoscanerele.

Există mai multe tipuri de modele de scanare laser utilizate în OCT [41], fiecare cu propriile caracteristici și avantaje. Printre cele mai comune modele de scanare se numără (Figura 1.7):

Scanarea raster: Acesta este un model de scanare liniară în care fasciculul de lumină se deplasează într-o mișcare de tip zigzag sau de-a lungul unor linii orizontale și verticale. Scanarea raster oferă o acoperire completă și uniformă a țesutului, permițând obținerea de imagini bidimensionale detaliate.

Scanarea spirală: Aceasta implică mișcarea fasciculului de lumină într-un model de scanare circulară, de la centru spre margine, urmând o traiectorie spiralată. Scanarea spirală permite o acoperire mai eficientă a unei suprafețe mai mari.

Scanarea Risley: Acest tip de scanare implică utilizarea unui sistem optic special cu prisme Risley, care controlează direcția fasciculului de lumină prin mișcarea relativă a două prisme optice. Modelul de scanare Risley oferă un control precis al modelului de scanare și permite obținerea de imagini cu rezoluție înaltă și acuratețe sporită.

Scanarea Lissajous: Acesta utilizează un model matematic bazat pe curbe Lissajous pentru a controla mișcarea fasciculului de lumină într-o traiectorie complexă. Scanarea Lissajous permite un control flexibil asupra modelului de scanare și poate oferi o acoperire rapidă a țesutului investigat.

În OCT toate aceste modalități de scanare pot fi utilizate pentru a obține imagini/reconstrucții 3D/volumetrice.

Acestea sunt doar câteva exemple de modele de scanare laser utilizate în OCT. Fiecare dintre aceste tehnici are avantajele și dezavantajele sale, iar selecția modelului de scanare depinde de specificul aplicației și de cerințele imagisticii dorite.

## 1.8. Tomografie în coerență optică/ Optical Coherence Tomography (OCT)

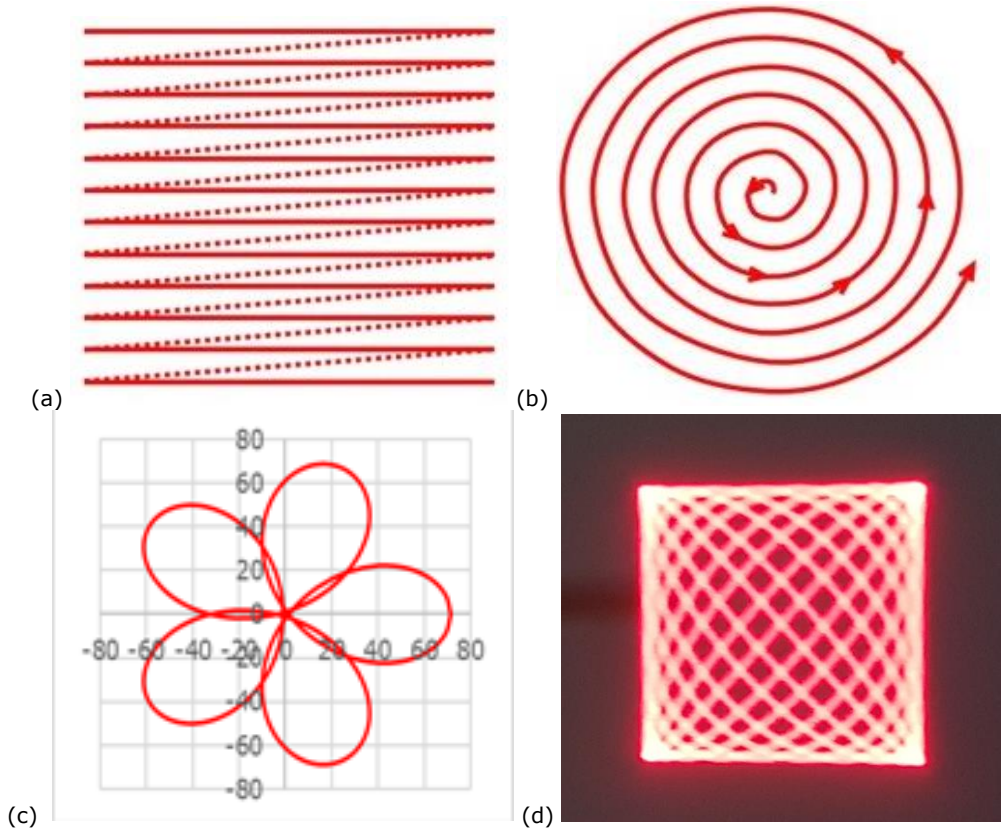


Figure 1.7. Tipuri de scanare. (a) scanare raster, (b) scanare spirală, (c) scanare cu prisme Risley, (d) scanare Lissajous.

### 1.8.3. Tipuri de OCT și aplicații

Există două configurații principale de OCT, fiecare cu propriile caracteristici și avantaje.

#### ***Domeniul temporal (Time Domain TD-OCT)***

În TD-OCT, se măsoară variația de timp a semnalului interferometric. Acesta este primul tip de OCT dezvoltat și utilizează o sursă de lumină cu spectru larg și un detector pentru a măsura reflectanța sau dispersia semnalului în funcție de timp. TD-OCT oferă o rezoluție axială bună și este utilizat în special în aplicații medicale.

#### ***Domeniul spectral (Spectral Domain SD-OCT)***

În SD-OCT, se măsoară spectrul de frecvență al semnalului interferometric. Această configurație utilizează o sursă de lumină cu spectru larg și un spectrometru pentru a analiza semnalul interferometric în domeniul spectral. SD-OCT oferă o viteză de scanare mai rapidă și o sensibilitate mai mare decât TD-OCT, permițând obținerea de imagini OCT de înaltă calitate într-un timp mai scurt.

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

Diferențele între TD-OCT și SD-OCT constau în modul de măsurare și în procesarea semnalului interferometric. TD-OCT măsoară variația în timp a semnalului, în timp ce SD-OCT măsoară spectrul de frecvență al semnalului. Avantajele SD-OCT includ o viteză de scanare mai mare, o sensibilitate mai mare și o mai bună rezoluție axială.

Iată câteva **exemple specifice de aplicații OCT** în domeniile medicale și biologice:

*Oftalmologie* - Imagistica retinei: OCT este utilizată pe scară largă în oftalmologie pentru evaluarea și monitorizarea afecțiunilor retiniene. Aceasta permite obținerea de imagini de înaltă rezoluție ale structurilor retiniene, precum stratul de fibre nervoase, foveei și coroida, furnizând informații detaliate despre sănătatea oculară și despre afecțiuni precum degenerescența maculară legată de vârstă (en. age-related macular degeneration), edemul macular, retinopatia diabetică și glaucomul [42].

*Cardiologie* - Imagistica vaselor de sânge: OCT este utilizată pentru imagistica vaselor de sânge, furnizând informații detaliate despre structura și compoziția peretelui arterial. Aceasta permite diagnosticarea și monitorizarea afecțiunilor cardiovasculare, cum ar fi ateroscleroza, tromboza și restenoza (reîngustarea arterelor după angioplastie). Imagistica OCT poate contribui la ghidarea procedurilor de intervenție coronariană și la evaluarea eficacității tratamentelor [37].

*Dermatologie* - Imagistica pielii: OCT este utilizată în dermatologie pentru evaluarea și diagnosticarea afecțiunilor cutanate. Aceasta permite obținerea de imagini în profunzime a stratului de epidermă și dermă, furnizând informații despre structura și compoziția pielii, precum și despre modificările patologice, cum ar fi tumori cutanate, cheratoze actinice și afecțiuni inflamatorii. Imagistica OCT poate ajuta la ghidarea biopsiilor și la monitorizarea eficacității tratamentelor dermatologice [43].

*Endoscopie* - Imagistica organelor interne: OCT poate fi utilizată în endoscopie pentru imagistica organelor interne, cum ar fi esofagul, stomacul sau colonul. Aceasta permite obținerea de imagini în timp real ale stratului epitelial și subepitelial al mucoasei, facilitând diagnosticul precoce al afecțiunilor precum cancerul gastrointestinal sau displazia. De asemenea, OCT poate fi utilizată pentru ghidarea procedurilor de intervenție și pentru evaluarea răspunsului la tratamente [36].

Acestea sunt doar câteva exemple de aplicații OCT în domeniile clinice și biomedicale. Utilizarea OCT se extinde continuu în diverse specializări medicale și domeniile de cercetare, cum este și medicina dentară, abordată în continuare.

### 1.8.4. OCT în medicina dentară – istoric și evoluție

În stomatologie, există numeroase aplicații care utilizează OCT ca metodă de verificare a rezultatelor muncii medicului sau a laboratorului dentar. Dintre toate aceste aplicații [44-68], această teză abordează cazurile dentare din tabelul 1.2.

### 1.8. Tomografie în coerență optică/ Optical Coherence Tomography (OCT)

Tabelul 1.2. Aplicații ale OCT pentru diferite cazuri stomatologice.

<b>Aplicații OCT în medicina dentară</b>	<b>Descriere</b>
<b>Aplicații pentru dinți</b>	
Diagnosticul cariilor dentare	Detectarea precoce și evaluarea stadiului cariilor dentare folosind imagini OCT detaliate.
Evaluarea marginilor de obturație	Evaluarea preciziei și etanșeității restaurărilor dentare utilizând OCT.
Monitorizarea endodontică	Vizualizarea canalului radicular și evaluarea tratamentelor endodontice cu ajutorul OCT.
Evaluarea integrității smalțului	Detectarea micro defectelor și evaluarea integrității smalțului dentar cu ajutorul OCT.
Evaluarea dentiției permanente la copii	Monitorizarea dezvoltării dentiției permanente la copii și evaluarea stadiului eruptiv al dinților folosind OCT.
Evaluarea rădăcinilor dentare	Investigarea structurii și sănătății rădăcinilor dentare cu ajutorul imaginilor OCT.
<b>Aplicații pentru țesuturile moi</b>	
Evaluarea gingivală	Investigarea structurilor gingivale și diagnosticul afecțiunilor gingivale folosind OCT.
Vizualizarea țesuturilor moi înaintea intervențiilor chirurgicale	Furnizarea de imagini în timp real ale țesuturilor moi pentru ghidarea intervențiilor chirurgicale.
Evaluarea mucoasei orale	Detectarea leziunilor și evaluarea sănătății mucoasei orale prin imagini OCT.
Evaluarea structurilor țesutului moale în jurul implanturilor dentare	Vizualizarea și evaluarea țesuturilor moi peri-implantare cu ajutorul OCT.
Evaluarea leziunilor orale posibil canceroase	Detectarea și evaluarea leziunilor orale posibil canceroase și monitorizarea răspunsului la tratament cu ajutorul OCT.
<b>Aplicații pentru restaurările protetice</b>	
Evaluarea interfeței coroană-componentă	Evaluarea adaptării și etanșeității coroanelor protetice pe abutmente dentare utilizând OCT.
Evaluarea integrității materialelor restaurative	Detectarea defecțiunilor și monitorizarea integrității materialelor de restaurare folosind OCT.
Verificarea adaptării restaurărilor implantare	Evaluarea preciziei adaptării restaurărilor implantare pe implanturile dentare cu ajutorul OCT.
Evaluarea fitului marginilor coroanei	Evaluarea adecvării marginilor coroanei și detectarea eventualelor lacune sau incongruențe utilizând OCT.
Evaluarea restaurărilor estetice	Vizualizarea detaliată a restaurărilor dentare estetice și evaluarea armoniei cu restul dinților folosind OCT.

### **1.8.5. OCT pentru testări fără distrugere a probelor (NDT)**

OCT este o tehnologie avansată de imagistică neinvazivă care a devenit o unealtă valoroasă în domeniul testărilor fără distrugerea probei. Capacitatea OCT de a realiza imagini tridimensionale cu rezoluție înaltă și de a obține informații detaliate despre structurile interne ale diferitelor materiale a deschis noi perspective în cercetarea științifică și în de noi tehnologii [69,70].

În domeniul medicinei dentare, OCT a câștigat popularitate pentru capacitatea sa de a realiza analize neinvazive asupra dinților și țesuturilor moi, eliminând nevoia de a distruge probele. OCT oferă o imagine detaliată a structurii interne a dinților, permițând diagnosticarea afecțiunilor dentare, cum ar fi cariile și leziunile periapicale. De asemenea, OCT poate fi utilizată pentru a evalua calitatea restaurărilor dentare și adaptarea acestora la țesutul dentar înconjurător.

În ceea ce privește studiul materialelor, tehnologia OCT se dovedește a fi deosebit de utilă în evaluarea caracteristicilor structurale și comportamentului diferitelor materiale. Capacitatea sa de a obține imagini tridimensionale cu rezoluție înaltă permite cercetătorilor să analizeze rugozitatea, fisurile și alte defecte la nivel microscopic, fără a deteriora sau distruge probele. Aceasta deschide noi posibilități în studiul și dezvoltarea materialelor, inclusiv în domenii precum ingineria biomaterialelor și nanotehnologia.

Prin urmare, utilizarea tehnologiei OCT în testările fără distrugerea probei reprezintă o soluție promițătoare pentru cercetători și profesioniști în medicină și științe materiale. Capacitatea sa de a furniza imagini detaliate și informații despre structura și compoziția materialului facilitează procesul de analiză și caracterizare, deschizând noi perspective de cercetare și dezvoltare a tehnologiilor și materialelor inovatoare.

Suprafața materialului investigat joacă un rol crucial în obținerea imaginilor de înaltă calitate utilizând tehnologia OCT. Caracteristicile și proprietățile suprafeței, precum textura, rugozitatea și reflectivitatea, pot influența semnificativ calitatea și claritatea imaginilor obținute. Unele suprafețe netede și uniforme pot oferi rezultate mai precise și mai clare, permițând o penetrare mai adâncă a fasciculului de lumină și o captură mai detaliată a informațiilor structurale. În schimb suprafețele rugoase, texturate sau neuniforme pot crea distorsiuni și artefacte în imaginile OCT, ceea ce poate afecta interpretarea și analiza datelor.

De asemenea, proprietățile optice ale materialului, cum ar fi indicii de refracție, absorbția sau dispersia, pot influența modul în care lumina interacționează cu suprafața și cum este reflectată înapoi în sistemul OCT. Prin urmare, pentru a obține rezultate precise și fiabile, este important să se țină cont de natura suprafeței și de proprietățile optice ale materialului investigat, adaptând corespunzător setările și tehnica de scanare a sistemului OCT.

Tehnologia OCT a fost utilizată în diverse domenii ingineresti pentru analiza și caracterizarea rugozităților la suprafețele materialelor. Lucrările de cercetare menționate în exemplele anterioare demonstrează aplicabilitatea OCT în evaluarea rugozităților în domeniul micro/nanostructurilor și al manufacturii aditive. Aceste studii au demonstrat că tehnologia OCT oferă o abordare noninvazivă și de înaltă sensibilitate pentru cuantificarea și monitorizarea rugozităților, permițând cercetătorilor și inginerilor să obțină informații detaliate despre suprafețele materialelor fără a le distruge probele. Utilizarea OCT în aceste cercetări are potențialul de a contribui la îmbunătățirea proceselor de fabricație, controlul calității și dezvoltarea de materiale cu performanțe superioare în diverse aplicații ingineresti.



### 1.9. Concluzii

În domeniul biochimiei, tehnologia OCT a fost utilizată în diverse studii pentru analiza și caracterizarea probelor biochimice fără a le distruge. Aceste studii au evidențiat potențialul OCT de a oferi informații detaliate despre structura și compoziția materialelor biochimice, precum și de a monitoriza modificările și interacțiunile acestora în timp real.

Suprafețele metalice joacă un rol crucial în numeroase industrii, precum producția de automobile, aeronautică și ingineria mecanică. Este deosebit de important să se asigure integritatea și calitatea acestor suprafețe, pentru a preveni defectele și a asigura durabilitatea și siguranța produselor finale. OCT poate fi utilizat în testarea fără distrugere a suprafețelor metalice, oferind imagini de înaltă rezoluție care dezvăluie detalii ale structurii metalului și posibile defecte sau neuniformități. Prin analizarea reflectivității și texturii suprafeței, OCT poate detecta fisuri, porozități, coroziune și alte defecte invizibile cu ochiul liber. Un aspect important al utilizării OCT în testarea suprafețelor metalice este capacitatea sa de a efectua măsurători precise de adâncime. Prin evaluarea profilului și grosimii straturilor metalice, OCT poate oferi informații despre calitatea proceselor de fabricație și poate contribui la optimizarea acestora.

Mai mult decât atât, OCT poate fi utilizat în timp real, permițând monitorizarea continuă a proceselor de producție și detectarea timpurie a oricăror anomalii sau defecte. Aceasta duce la reducerea costurilor și la îmbunătățirea calității produselor finite.

În cadrul testării fără distrugere a probelor, există și aplicații în care mediile sunt nerefectante, cum ar fi materialele plastice transparente, sticlele sau fluidele. În aceste cazuri, OCT este deosebit de util, oferind capacitatea de a penetra și de a obține imagini detaliate ale acestor medii transparente. Prin utilizarea tehnologiei OCT, este posibil să se vizualizeze structurile interne ale obiectelor transparente, precum defectele, incluziunile sau neuniformitățile. Aceasta permite identificarea și evaluarea calității materialelor, precum și detectarea oricăror defecte ascunse.

De asemenea, OCT poate fi utilizat pentru monitorizarea calității și caracteristicilor fluidelor, precum vâscozitatea, densitatea sau concentrația particulelor suspendate. Aceasta are aplicații semnificative în domeniul chimiei, biologiei și controlului calității.

Utilizarea OCT pentru testarea fără distrugere a mediilor nerefectante aduce numeroase avantaje, precum eficiența ridicată, posibilitatea de monitorizare în timp real și capacitatea de a obține informații detaliate într-un mod neinvaziv.

În concluzie, utilizarea OCT în testarea fără distrugere a probelor (NDT) aduce beneficii semnificative în domeniul suprafețelor metalice și al mediilor nerefectante. Tehnologia OCT oferă imagini detaliate, măsurători precise și monitorizare în timp real, contribuind la îmbunătățirea calității produselor și proceselor, precum și la reducerea costurilor și a riscurilor asociate. Aceste aplicații promițătoare confirmă potențialul OCT de a revoluționa domeniul testării și controlului calității în diverse industrii.

### 1.9. Concluzii

În concluzie, în acest capitol am explorat diversele tehnici de imagistică medicală utilizate în domeniul medical. Fiecare tehnică are propriile sale avantaje și limitări, iar selecția tehnicii potrivite depinde de scopul diagnosticului și de tipul afecțiunii medicale.

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

Radiografia reprezintă o tehnică imagistică convențională și larg utilizată, care utilizează radiații X pentru a obține imagini ale structurilor interne ale corpului. Este eficientă în detectarea fracturilor osoase, a cariilor dentare și în evaluarea plămânilor și a sistemului scheletic.

Tomografia computerizată (CT) utilizează razele X pentru a obține imagini detaliate în secțiuni transversale ale corpului. Aceasta oferă informații tridimensionale și este utilă în diagnosticul afecțiunilor cerebrale, pulmonare, hepatice și renale.

Ultrasonografia utilizează unde sonore de înaltă frecvență pentru a obține imagini în timp real ale organelor interne. Este non-invazivă și sigură, fiind utilizată în diverse domenii, inclusiv obstetrică, cardiologie și evaluarea ficatului și a vezicii urinare.

Rezonanța Magnetică Nucleară (RMN) utilizează un câmp magnetic și unde radio pentru a obține imagini detaliate ale structurilor corpului. Este utilă în evaluarea țesutului moale, inclusiv a creierului, articulațiilor și coloanei vertebrale.

Tomografia cu emisie de pozitroni (PET) utilizează substanțe radioactive pentru a detecta activitatea metabolică a țesuturilor. Este utilizată în principal în domeniul oncologic, pentru detectarea și monitorizarea tumorilor maligne.

Tomografia în coerență optică (OCT) este o tehnică imagistică non-invazivă cu rezoluție înaltă, care utilizează lumina pentru a obține imagini detaliate ale structurilor țesutului. Este folosită în special în oftalmologie, dermatologie și medicina dentară.

În ansamblu, aceste tehnici de imagistică medicală oferă o gamă largă de instrumente pentru diagnosticul și monitorizarea afecțiunilor medicale. Selectarea tehnicilor potrivite și utilizarea lor în mod adecvat sunt esențiale pentru obținerea unor rezultate precise și eficiente în îngrijirea pacienților.

## Bibliografie

1. Kasban, H., El-Bendary, M. A. M., & Salama, D. H., A comparative study of medical imaging techniques. *International Journal of Information Science and Intelligent System*, 2015, 4(2), 37-58.
2. Umar, A., & Atabo, S., A review of imaging techniques in scientific research/clinical diagnosis. *MOJ Anat Physiol*, 2019, 6(5), 175-83.
3. Carlton, R. R., & Adler, A. M., *Principles of radiographic imaging* (book only). Cengage Learning, 2012.
4. Fleischmann, D., & Boas, F. E., Computed tomography—old ideas and new technology. *European radiology*, 2011, 21, 510-517.
5. Jensen, J. A., *Medical ultrasound imaging. Progress in biophysics and molecular biology*, 2007, 93(1-3), 153-165.
6. Dale, B. M., Brown, M. A., & Semelka, R. C., *MRI: basic principles and applications*. John Wiley & Sons, 2015.
7. Türkbey, B., Thomasson, D., Pang, Y., Bernardo, M., & Choyke, P. L., The role of dynamic contrast-enhanced MRI in cancer diagnosis and treatment. *Diagnostic and interventional radiology (Ankara, Turkey)*, 2010, 16(3), 186.
8. Wieben, O., Francois, C., & Reeder, S. B., Cardiac MRI of ischemic heart disease at 3 T: potential and challenges. *European journal of radiology*, 2008, 65(1), 15-28.

### 1.9. Concluzii

9. Frisoni, G. B., Fox, N. C., Jack Jr, C. R., Scheltens, P., & Thompson, P. M., The clinical use of structural MRI in Alzheimer disease. *Nature Reviews Neurology*, 2010, 6(2), 67-77.
10. Alavi, A., Lakhani, P., Mavi, A., Kung, J. W., & Zhuang, H., PET: a revolution in medical imaging. *Radiologic Clinics*, 2004, 42(6), 983-1001.
11. Fujimoto, J. G., Drexler, W., Schuman, J. S., & Hitzenberger, C. K., Optical Coherence Tomography (OCT) in ophthalmology: introduction. *Optics express*, 2009, 17(5), 3978-3979.
12. Gharieb, R. R., X-Rays and Computed Tomography Scan Imaging: Instrumentation and Medical Applications. *Computed-Tomography (CT) Scan*, 2022, 1.
13. Hodnett, P. A., & Maher, M. M., Imaging of gastrointestinal and hepatic diseases during pregnancy. *Best Practice & Research Clinical Gastroenterology*, 2007, 21(5), 901-917.
14. White, L. M., & Buckwalter, K. A., Technical considerations: CT and MR imaging in the postoperative orthopedic patient. In *Seminars in musculoskeletal radiology*, 2002, March, Vol. 6, No. 01, pp. 005-018.
15. Adhi, M., & Duker, J. S., Optical coherence tomography—current and future applications. *Current opinion in ophthalmology*, 2013, 24(3), 213.
16. H. Singh and J. A. Neutze, *Radiology Fundamentals – Introduction to Imaging & Technology*, Fourth Edition, Springer, 2012.
17. Pinykh, O. S., Langs, G., Dewey, M., Enzmann, D. R., Herold, C. J., Schoenberg, S. O., & Brink, J. A., Continuous learning AI in radiology: implementation principles and early applications. *Radiology*, 2020, 297(1), 6-14.
18. Wu, J., Liu, C., Liu, X., Sun, W., Li, L., Gao, N., ... & Ling, S., Artificial intelligence-assisted system for precision diagnosis of PD-L1 expression in non-small cell lung cancer. *Modern Pathology*, 2022, 35(3), 403-411.
19. Currie, G., Hawk, K. E., Rohren, E., Vial, A., & Klein, R. Machine learning and deep learning in medical imaging: intelligent imaging. *Journal of medical imaging and radiation sciences*, 2019, 50(4), 477-487.
20. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, *Sources, effects and risks of ionizing radiation*, 1988.
21. Garnett, R., A comprehensive review of dual-energy and multi-spectral computed tomography. *Clinical Imaging*, 2020, 67, 160-169.
22. Haacke, E. M., Brown, R. W., Thompson, M. R., & Venkatesan, R. (Eds.), *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. Wiley, 2014.
23. Bilgin, M., Shaikh, F., Semelka, R. C., Bilgin, S. S., Balci, N. C., & Erdogan, A., Magnetic resonance imaging of gallbladder and biliary system. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 2009, 20(1), 31-42.
24. McCarthy, S., *Magnetic resonance imaging in obstetrics and gynecology*. *Magnetic resonance imaging*, 1986, 4(1), 59-66.
25. Sprawls, P., *Magnetic resonance imaging: principles, methods, and techniques*. Madison: Medical Physics Publishing, 2000.
26. Kuang, F., Yan, Z., Wang, J., & Rao, Z., The value of diffusion-weighted MRI to evaluate the response to radiochemotherapy for cervical cancer. *Magnetic resonance imaging*, 2014, 32(4), 342-349.
27. Kim, E. E., Lee, M. C., Inoue, T., & Wong, W. H. (Eds.), *Clinical PET and PET/CT: principles and applications*. Springer Science & Business Media, 2012.
28. Zaidi, H. (Ed.), *Quantitative analysis in nuclear medicine imaging*. Springer Science & Business Media, 2006.

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

29. Bailey, D. L., Maisey, M. N., Townsend, D. W., & Valk, P. E., Positron emission tomography (Vol. 2, p. 22). London: Springer, 2005.
30. Valk, P. E., Delbeke, D., Bailey, D. L., Townsend, D. W., & Maisey, M. N. (Eds.), Positron emission tomography: clinical practice. Springer Science & Business Media, 2006.
31. Kim, E. E., PET/MRI: Methodology and Clinical Applications, 2014.
32. Podoleanu, A., Bradu, A. Master-slave interferometry for parallel spectral domain interferometry sensing and versatile 3D optical coherence tomography. *Opt. Express* 2013, 21, 19324–19338.
33. Duma, V.-F., Dobre, G., Demian, D., Cernat, R., Sinescu, C., Topala, F.I., Negrutiu, M.L., Hutiu, G., Bradu, A., Podoleanu, A.G. Handheld scanning probes for optical coherence tomography. *Rom. Rep. Phys.* 2015, 67, 1346–1358.
34. Oancea, R., Bradu, A., Sinescu, C., Negru, R.M., Negrutiu, M.L., Antoniac, I., Duma, V.-F., Podoleanu, A.G. Assessment of the sealant/tooth interface using optical coherence tomography. *J. Adhes. Sci. Technol.* 2015, 29, 49–58.
35. Dong, Y., Lawman, S., Zheng, Y., Williams, D., Zhang, J., & Shen, Y. C., Nondestructive analysis of automotive paints with spectral domain optical coherence tomography. *Applied Optics*, 2016, 55(13), 3695-3700.
36. Kirtane, T. S., & Wagh, M. S., Endoscopic optical coherence tomography (OCT): advances in gastrointestinal imaging. *Gastroenterology research and practice*, 2014.
37. Vignali, L., Solinas, E., & Emanuele, E., Research and clinical applications of optical coherence tomography in invasive cardiology: a review. *Current cardiology reviews*, 2014, 10(4), 369-376.
38. Izatt, J. A., & Choma, M. A., Theory of optical coherence tomography. In *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications* (pp. 47-72). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 008.
39. Sharma, B., Kishor, K., Sharma, S., & Makkar, R., Broadband SiN directional coupler at 850 nm for optical coherence tomography. In *Novel Optical Systems, Methods, and Applications XXII*, 2019, September, Vol. 11105, pp. 150-155, SPIE.
40. Klein, T., & Huber, R., High-speed OCT light sources and systems. *Biomedical optics express*, 2017, 8(2), 828-859.
41. Duma, V. F., Laser scanners: from industrial to biomedical applications. In *8th Iberoamerican Optics Meeting and 11th Latin American Meeting on Optics, Lasers, and Applications*, 2013, November, Vol. 8785, pp. 1321-1327, SPIE.
42. Fujimoto, J. G., Drexler, W., Schuman, J. S., & Hitzenberger, C. K., Optical Coherence Tomography (OCT) in ophthalmology: introduction. *Optics express*, 2009, 17(5), 3978-3979.
43. Welzel, J., Optical coherence tomography in dermatology: a review. *Skin Research and Technology: Review article*, 2001, 7(1), 1-9.
44. Otis, L., Everett, M.J., Sathyam, U.S., Colston, B.W., Jr. Optical coherence tomography: A new imaging: technology for dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 2000, 131, 511–514.
45. Monteiro G.Q.M., Montes, M.A.J.R., Gomes, A.S.L., Mota, C.C.B.O., Campello, S.L., Freitas, A.Z., Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography, *Dent. Mat.* 2011, 27, 213–223.
46. Nakagawa, H., Sadr, A., Shimada, Y., Tagami, J., Sumi, Y., Validation of swept source optical coherence tomography (SS-OCT) for the diagnosis of smooth surface caries in vitro. *J. Dent.* 2013, 41, 80–89.

### 1.9. Concluzii

47. Hsieh, Y.-S., Ho, Y.-C., Lee, S.-Y., Chuang, C.-C., Tsai, J., Lin, K.-F., Sun, C.-W., Dental optical coherence tomography. *Sensors* 2013, 13, 8928–8949.
48. Schneider, H., Park, K.-J., Häfer, M., Rüger, C., Schmalz, G., Krause, F., Schmidt, J., Ziebolz, D., Haak, R., Dental applications of optical coherence tomography (OCT) in cariology, *Appl. Sci.* 2017, 7, 472.
49. Yang, V., Curtis, D.A., Fried, D., Use of optical clearing agents for imaging root surfaces with optical coherence tomography. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 2019, 25, 1–7.
50. Erdelyi, R.A., Duma, V.-F., Dobre, G., Bradu, A., Podoleanu, A. A Combination of Imaging Techniques for Dental Medicine: From x-Rays Radiography and 3D CBCT to OCT. In *Proceedings of the SPIE Photonics Europe [Online]*, Strassbourg, France, 6–10 April 2020, Volume 11359, p. 113591E.
51. Erdelyi, R.A., Duma, V.-F., Dobre, G., Bradu, A., Podoleanu, A., Investigations of Dental Cavities: Between X-Ray Radiography and OCT. In *Proceedings of the Optics and Measurement 2019 International Conference*, Liberec, Czech Republic, October 2019, 8–10, Volume 11385, p. 1138504.
52. Duma, V.-F., Dobre, G., Demian, D., Cernat, R., Sinescu, C., Topala, F.I., Negrutiu, M.L., Hutiu, G., Bradu, A., Podoleanu, A.G., Handheld scanning probes for optical coherence tomography. *Rom. Rep. Phys.* 2015, 67, 1346–1358.
53. Velea, O.A., Sinescu, C., Zeicu, C., Freiman, P.C., Velea, P.I., Onisei, D., Duma, V.-F., Evaluation of periodontal pockets using different biomaterials. *Rev. Chim.* 2014, 65, 1063–1075.
54. Sinescu, C., Negrutiu, M.L., Manole, M., de Sabata, A., Rusu, L.-C., Stratul, S., Ducea, D., Dughir, C., Duma, V.-F. Retractions of the Gingival Margins Evaluated by Holographic Methods. In *Proceedings of the SPIE Optics + Optoelectronics*, Prague, Czech Republic, 13–16 April 2015, Volume 9508, p. 95080V.
55. Bellucci, D., Cannillo, V., Sola, A., Shell Scaffolds: A new approach towards high strength bioceramic scaffolds for bone regeneration, *Mater. Lett.* 2010, 64, 203–206.
56. Deb, P., Deoghare, A.B., Borah, A., Barua, E., Das Lala, S., Scaffold development using biomaterials: A review. *Mater. Today Proc.* 2018, 5, 12909–12919.
57. Shahgholia, M., Olivierod, S., Bainob, F., Vitale-Brovaroneb, C., Gastaldia, D., Venaa, P., Mechanical characterization of glass-ceramic scaffolds at multiple characteristic lengths through nanoindentation. *J. Eur. Ceram. Soc.* 2016, 36, 2403–2409.
58. Luca, R., Todea, C.D., Duma, V.-F., Bradu, A., Podoleanu, A. Quantitative assessment of rat bone regeneration using complex master–slave optical coherence tomography. *Quant. Imaging Med. Surg.* 2019, 9, 782–798.
59. Luca, R.E., Giuliani, A., Mănescu, A., Heredea, R., Hoinoiu, B., Constantin, G.D., Duma, V.-F., Todea, C.D., Osteogenic potential of bovine bone graft in combination with laser photobiomodulation: An ex vivo demonstrative study in wistar rats by cross-linked studies based on synchrotron microtomography and histology. *Int. J. Mol. Sci.* 2020, 21, 778.
60. Duma, V.-F., Tankam, P., Huang, J., Won, J.J., Rolland, J.P., Optimization of galvanometer scanning for Optical Coherence Tomography. *Appl. Opt.* 2015, 54, 5495–5507.
61. Alshahni, R.Z., Shimada, Y., Zhou, Y., Yoshiyama, M., Sadr, A., Sumi, Y., Tagami, J., Cavity adaptation of composite restorations prepared at crown and root: Optical assessment using SS-OCT. *Dent. Mat.* 2019, 38, 779–789.
62. Ko, A.C.-T., Choo-Smith, L.-P., Hewko, M.D., Leonardi, L., Sowa, M.G., Dong, C.C.C.S., Williams, P., Cleghorn, B., Ex vivo detection and characterization of early

## Capitolul 1. Tehnici de imagistică medicală

dental caries by optical coherence tomography and Raman spectroscopy. *J. Biomed. Opt.* 2005, 10, 031118.

63. Amaechi, B.T., Higham, S.M., Podoleanu, A.G., Rogers, J.A., Jackson, D.A., Use of optical coherence tomography for assessment of dental caries: Quantitative procedure. *J. Oral Rehabil.* 2001, 28, 1092–1093.

64. Canjau, S., Todea, C., Negrutiu, M.L., Sinescu, C., Topala, F.I., Marcauteanu, C., Manescu, A., Duma, V.-F., Bradu, A., Podoleanu, A., Optical coherence tomography for non-invasive ex vivo investigations in dental medicine—A joint group experience (review). *Mod. Technol. Med.* 2015, 7, 97–115.

65. Sinescu, C., Bradu, A., Duma, V.-F., Topala, F., Negrutiu, M.L., Podoleanu, A., Effects of the temperature variations in the technology of metal ceramic dental prostheses: Non-destructive detection using optical coherence tomography. *Appl. Sci.* 2017, 7, 552.

66. Duma, V.-F., Sinescu, C., Bradu, A., Podoleanu, A., Optical coherence tomography investigations and modeling of the sintering of ceramic crowns. *Materials* 2019, 12, 947.

67. Sinescu, C., Negrutiu, M.L., Bradu, A., Duma, V.-F., Podoleanu, A.G., Noninvasive quantitative evaluation of the dentin layer during dental procedures using optical coherence tomography. *Comput. Math. Methods Med.*, 2015, 1–7.

68. Zaharia, C., Duma, V.-F., Sinescu, C., Socoliuc, V., Craciunescu, I., Turcu, R.P., Marin, C.N., Tudor, A., Rominu, M., Negrutiu, M.-L., Dental adhesive interfaces reinforced with magnetic nanoparticles: Evaluation and modeling with micro-CT versus optical microscopy. *Materials* 2020, 13, 3908

69. Nemeth, A., Hanneschläger, G., Leiss-Holzinger, E., Wiesauer, K., & Leitner, M., Optical coherence tomography—applications in non-destructive testing and evaluation. *Optical coherence tomography*, 2013, 6, 163-186.

70. Stifter, D., Beyond biomedicine: a review of alternative applications and developments for optical coherence tomography. *Applied Physics B* 2007, 88, 337-357.

## 2.1. Introducere

# Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

## 2.1. Introducere

Imagistica dentară s-a dezvoltat rapid în ultimele decenii, devenind o parte integrantă a practicii stomatologice moderne. Tehnologiile avansate și aparatura specializată permit obținerea de imagini detaliate ale structurilor orale și maxilo-faciale, oferind informații valoroase pentru stabilirea unui diagnostic precis și alegerea celei mai potrivite abordări terapeutice.

Într-o lume în continuă evoluție, stomatologia a beneficiat de progrese semnificative în domeniul imagisticii dentare. Imagistica este utilizată nu doar în scopuri diagnostice, ci și în planificarea tratamentelor, monitorizarea progresului terapeutic și evaluarea rezultatelor. În plus, metodele imagistice contribuie la identificarea precoce a afecțiunilor dentare și maxilo-faciale, permițând intervenții terapeutice prompte și eficiente.

De la descoperirea razelor X de către Wilhelm Conrad Roentgen, această tehnică a fost aplicată în medicină pentru imagistică. În stomatologie, această metodă furnizează imagini de înaltă calitate ale țesutului dur, cum ar fi oasele și dinții, cu o rezoluție suficient de bună pentru evaluări clinice. Consecința, cunoscută de toată lumea, este că radiografia este cea mai utilizată tehnică de imagistică medicală în stomatologie. Cu toate avantajele sale și utilizarea pe scară largă, radiografia prezintă dezavantajul inerent al utilizării radiațiilor ionizante. Aceasta este o problemă atât obiectivă, deoarece radiația intensă este periculoasă pentru țesuturile vii, cât și subiectivă, deoarece este bine cunoscut faptul că pacienții se îngrijorează în legătură cu radiațiile [1,2].

Pentru a depăși această teamă, este important să asigurăm pacientul că nu există niciun pericol din expunerea la radiații. Scopul acestui capitol este de a demonstra că, cu un protocol bine dezvoltat care minimizează doza de radiații pentru aparatele utilizate în obținerea radiografiilor, riscul pentru pacienți este aproape inexistent [3].

În timp ce una dintre sarcinile personalului tehnic care operează aparatura cu raze X este de a reduce doza de radiații, acest personal autorizat trebuie să țină cont și de faptul că imaginile obținute trebuie să aibă o calitate suficient de bună pentru scopul lor și, astfel, să respecte acordul *ALARA=As Low As Reasonably Achievable* [1].

Este bine cunoscut faptul că în prezent radiografiile de înaltă tehnologie sunt digitale, iar toate caracteristicile acestora sunt legate de performanțele componentelor hardware ale mașinii, precum și de sistemul de reconstrucție a imaginii [4]. Radiografiile panoramice sunt caracterizate de un anumit număr de pixeli pe inch sau pe centimetru (PPI/PPC), precum și de cantitatea de diferențiere a culorilor gri. Dinții și oasele au o nuanță mai deschisă iar țesuturile moi au nuanțe mai închise. Calitatea imaginilor bidimensionale (2D) este proporțională cu numărul de pixeli. Pe de altă parte, radiografiile tridimensionale (3D) sunt caracterizate de voxelii în loc de pixeli. Configurația standard a aparatului utilizate în acest studiu oferă imagini 2D cu o dimensiune de pixel de 150 μm și imagini 3D cu o dimensiune de voxel de 200 μm. Din acest punct de vedere, scopul acestui studiu este de a îmbunătăți această rezoluție. Acest studiu acoperă toate tipurile de radiografii utilizate în stomatologie

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

(adică radiografiile panoramice și tomografie computerizată cu fascicul conic - Cone Beam Computed Tomography (CBCT)) și reprezintă un subiect care trebuie studiat în continuare pentru bunăstarea pacienților. Această abordare este în concordanță cu direcția grupului de cercetare 3OM referitoare la imagistica biomedicală, axată în mare parte pe OCT [5-7] și pe combinația sa cu alte tehnici, cum ar fi Microscopia Confocală [8]. În ceea ce privește radiografia și CBCT, OCT are rezoluții mult mai mari, în general de 10  $\mu\text{m}$  [9], dar și de 2  $\mu\text{m}$  [10]. Dezavantajul OCT se referă la adâncimea mai mică de penetrare a acestei tehnici bazate pe interferența luminii (de aproximativ 1,5 mm), astfel încât se poate spune că cele două tehnici principale, radiografia și OCT, sunt posibil complementare.

Pentru acest studiu, trei aspecte au fost implicate în obținerea unei imagini de înaltă calitate cu o doză de radiații cât mai redusă posibil: setările aparatului, software-ul de reconstrucție și poziționarea pacientului. În opinia noastră, aceste trei aspecte sunt principalele componente ale imagisticii medicale bazate pe radiografiile. Aparatul permite câteva setări importante, inclusiv intensitatea curentului, tensiunea, dimensiunea pacientului, volumul și dimensiunea voxelului; în modul de imagistică tridimensională (3D) există o setare suplimentară, respectiv cantitatea de doză de radiație. Toate datele achiziționate în timpul expunerilor sunt transformate în imagini (panoramice sau 3D) utilizând un software de reconstrucție. După aceea, calitatea imaginii poate fi îmbunătățită și mai mult utilizând acest software. Poziționarea pacientului are, de asemenea, un rol cheie, deoarece toate setările trebuie făcute în funcție de anatomia și caracteristicile pacientului.

Credem, astfel, că fiecare aparat de imagistică medicală care utilizează radiații ionizante ar trebui să aibă un protocol dedicat în vederea obținerii celei mai bune imagini cu cea mai mică doză posibilă de radiații.

Datorită progreselor majore în medicina dentară, în ultimele decenii s-au înregistrat avansuri rapide în utilizarea tehnologiei în diagnostic și tratament [1-3]. Există mai multe tipuri de tehnici de imagistică medicală utilizate pentru diagnostic în stomatologie: radiografia cu raze X, metodele bazate pe laser pentru detectarea cavităților și tehnici dinamice, precum Tomografia de Coerență Optică (OCT) [4-7].

Cele mai comune metode de imagistică utilizate în practica zilnică în medicina dentară includ radiografiile intraorale, radiografia panoramică și Tomografia cu Fascicul Conic în 3D (CBCT). Cu toate acestea, un dezavantaj al tuturor acestor tehnici este faptul că pacienții se preocupă de expunerea la radiații X. Prin urmare, este crucial să se calculeze și să se minimizeze doza de radiații pentru fiecare metodă de imagistică [8]. Unitățile de raze X au fost îmbunătățite pentru a se reduce doza de radiații, fiind acum digitale și echipate cu un software dedicat care permite utilizatorilor să îmbunătățească, să proceseze și să analizeze imaginile obținute. Este esențial să obținem imagini precise de înaltă calitate, cu rezoluție ridicată, cu contrast bun și fără artefacte pentru a asigura un diagnostic corect și evaluarea rezultatelor tratamentului.

OCT este o tehnică relativ nouă, încă în plină dezvoltare de imagistică medicală care poate fi utilizată nu numai pentru diagnosticarea problemelor dentare, ci și pentru evaluarea rezultatelor tratamentului [10]. Deși OCT nu este încă o metodă de imagistică comună în stomatologie [7], unul dintre avantajele sale este că evită expunerea pacienților la radiații X, deoarece se bazează pe radiații infraroșii (IR), fiind astfel complet neinvazivă. În plus, OCT oferă o rezoluție a imaginii superioară radiografiilor, ceea ce ne-a determinat să comparăm această tehnică cu radiografiile convenționale. Principala limitare a OCT este adâncimea de penetrare, care este invers proporțională cu densitatea materialului investigat. Cu toate acestea, datorită



## 2.1. Introducere

diferenței de rezoluție dintre OCT și radiografie, imaginile OCT pot releva probleme dentare în stadii incipiente [11].

Instrumentele de măsurare furnizate de software-ul dedicat sunt esențiale pentru evaluarea precisă de către profesioniștii din domeniul medical. Aceste instrumente permit evaluarea exactă a problemelor precum cavități, cavități secundare, lungimea canalului radicular sau parodontita. Fără aceste instrumente de măsurare, imaginile obținute prin orice tehnică de imagistică medicală servesc doar pentru detectarea problemelor, fără a le evalua în profunzime. Prin urmare, simpla vizualizare a unei cavități într-o imagine OCT nu este suficientă; este necesară procesarea și analiza ulterioară pentru a furniza informații precise [12,13].

Este bine cunoscut faptul că în prezent radiografiile de înaltă tehnologie sunt digitale, iar toate caracteristicile acestora sunt legate de performanțele componentelor hardware ale aparatului, de alegerea corectă a parametrilor de expunere și a tehnicii adecvate de poziționare a pacientului. Aceste radiografii digitale utilizează senzori electronici sau plăci de fosfor pentru a înregistra imaginea și pentru a o transmite la un calculator, unde poate fi vizualizată, procesată și stocată electronic.

Printre tehnologiile avansate din imagistica dentară se numără radiografia digitală intraorală, care oferă o rezoluție mai mare și o calitate superioară a imaginii în comparație cu radiografiile tradiționale cu film. Acest lucru permite detectia mai precisă a problemelor dentare, precum cariile, leziunile endodontice sau afecțiunile parodontale. De asemenea, radiografiile digitale sunt mai rapide și mai convenabile, eliminând necesitatea de a dezvolta filmul și reducând timpul de așteptare pentru pacienți.

Un alt avans în imagistica dentară este dat de tomografia computerizată cu fascicul conic (CBCT), care permite obținerea unor imagini tridimensionale detaliate ale maxilarului și mandibulei. Această tehnologie este deosebit de utilă în planificarea implanturilor dentare, a tratamentelor ortodontice sau a intervențiilor chirurgicale complexe, oferind o perspectivă mai completă și mai precisă a structurilor dentare și osoase.

În concluzie, imagistica dentară a evoluat semnificativ în ultimele decenii, oferind stomatologilor instrumente puternice pentru diagnosticul și tratamentul afecțiunilor dentare și maxilo-faciale. Avansurile tehnologice au dus la imagini mai precise, mai rapide și mai convenabile, minimizând în același timp expunerea pacienților la radiații. Aceste tehnologii contribuie la îmbunătățirea calității asistenței medicale dentare și la creșterea satisfacției pacienților.

În ceea ce privește tehnica OCT, aceasta reprezintă o modalitate inovatoare de imagistică medicală utilizată în stomatologie. OCT utilizează radiația infraroșie pentru a crea imagini de înaltă rezoluție ale structurilor dentare și tisular adiacente, fără a expune pacienții la radiații ionizante. OCT oferă avantaje importante în comparație cu radiografia convențională, în special în detectarea și diagnosticarea problemelor dentare în stadii incipiente, așa cum se va aborda și în teza de față. Datorită rezoluției sale ridicate, de aproximativ 15  $\mu\text{m}$ , OCT poate evidenția cu precizie detaliile subtile ale țesuturilor, precum leziunile de smalț, cariile incipiente sau modificările structurale ale țesuturilor moi.

Pe lângă diagnostic, OCT poate fi utilizată și pentru monitorizarea progresului tratamentelor dentare și evaluarea rezultatelor. Imaginile OCT pot oferi informații în timp real cu privire la eficacitatea intervențiilor dentare și pot ghida ajustările necesare pentru obținerea unor rezultate optime.

Cu toate acestea, trebuie menționat că adâncimea de penetrare a OCT este limitată, de aproximativ 1,5 mm, ceea ce înseamnă că nu poate vizualiza în detaliu structurile mai profunde ale maxilarului sau mandibulei. În acest sens, OCT și

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

radiografia tradițională pot fi considerate tehnici complementare, fiecare având avantajele și limitările sale specifice – așa cum se va aborda și demonstra în detaliu în lucrarea de față.

În concluzie, tehnologia OCT reprezintă o metodă inovatoare de imagistică medicală utilizată în stomatologie, oferind imagini precise și detaliate ale structurilor dentare și tisular adiacente. Această tehnică neinvazivă și fără radiații ionizante poate avea un rol important în diagnosticul precoce și monitorizarea tratamentelor dentare, contribuind la îmbunătățirea asistenței medicale și a rezultatelor pentru pacienți.

### 2.2. Aparatura

Calitatea radiografiilor dentare depinde puternic de detectoarele de raze X utilizate; acestea sunt legate de scopul echipamentului. Pentru imagistica medicală se realizează o tranziție de la tehnologia filmului la tehnologia digitală cu raze X și, în acest sens, noii senzori înlocuiesc tehnologia filmului anterioară, dar și alte echipamente grele [10]. Prin urmare, este nevoie de experiență pentru a profita la maximum de astfel de senzori noi care sunt introduși pe scară largă în clinicile dentare. Descrierea unei astfel de expertize pe care am dobândit-o este scopul prezentului capitol.

Unitățile stomatologice de ultimă generație sunt echipate cu receptori digitali care captează și formează imaginea. Calitatea imaginii obținute de la astfel de detectoare depinde de rezoluția și contrastul lor spațial. Există mai multe tipuri de detectoare digitale care sunt utilizate pentru unitățile de radiografie dentară: dispozitive cuplate cu sarcină (CCD), conductoare complementare de oxid de metal (CMOS) și senzori cu ecran plat [11].

Tabelul 2.1. Parametrii care influențează calitatea radiografiilor.

Componentă	Parametrii	Influență	Motivație
Sensor	Sensibilitate	Ridicată	Claritatea și contrastul nuanțelor de negru, alb și gri sunt mai bune pentru un senzor mai sensibil.
	Dimensiune a pixelului / voxelului	Medie	Atâta timp cât sensibilitatea este mare, dimensiunea pixelilor nu este atât de importantă; cu toate acestea, ar trebui să fie cât mai mic posibil.
	Reducerea zgomotului de fundal	Ridicată	Rezoluția depinde de reducerea zgomotului.

Un sistem Planmeca ProMax 3D (Planmeca, Helsinki, Finlanda) echipat cu un tub cu raze X Toshiba (Toshiba Electron Tubes & Devices Co., LTD, Otawara, Japonia) și un detector de tip flat panel (Planmeca, Helsinki, Finlanda) sunt utilizate în acest scop.

Pentru a furniza imagini digitale, această unitate de raze X are, pe lângă sursă și detector, părți suplimentare care completează sistemul de imagistică: computer de reconstrucție a imaginilor (PC), stație de lucru pentru achiziție de imagini și comutator internet [13].

## 2.2. Aparatura

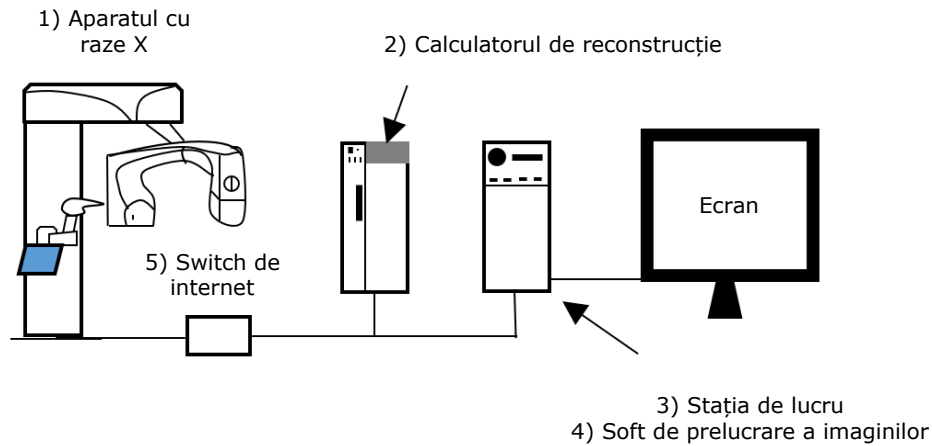


Figura 2.1. Vedere generală a datelor sistemului. PC-ul (2) realizează reconstrucția tridimensională (3D)/volumetrică și este conectat la stația de lucru de achiziție de imagini (3), cu un software special instalat (4) – schiță proprie reprodusă după [8].

Tubul cu raze X are o dimensiune a punctului focal de  $0,5 \times 0,5$  mm și o filtrare totală de 2,5 mm strat de aluminiu pentru imagini bidimensionale (2D), precum și o filtrare totală de 2,5 mm strat de aluminiu plus un strat de cupru de 0,5 mm pentru imagini tridimensionale (3D). Ca și în cazul tuturor tuburilor cu raze X concepute pentru radiografie clinică, are câteva caracteristici importante: dimensiunea punctului focal, filtrarea totală, tensiunea anodului [kV], intensitatea curentului [mA] și timpul de expunere [14]. Sursa de raze X și detectorul sunt plasate în mod normal față în față, pe marginea brațului rotativ al dispozitivului medical (Figura 2.1.) [13]. Reconstrucția imaginii este faza în care toate datele adunate în timpul expunerii trec printr-un algoritm de reconstrucție și sunt transformate în imagini de către un server de reconstrucție DELL (Dell, Inc., Austin, Texas, SUA). Cele mai multe aparate cu raze X pot produce atât imagini 2D, cât și 3D folosind aceiași senzori.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie



Figura 2.2. Fotografia unității de raze X Planmeca ProMax 3D instalată la Clinica Dental Experts, Timișoara, România, unde s-a efectuat cercetarea (cu un pacient instalat pentru investigații): (a) brațul rotativ al aparat radiografic; (b) partea laterală a brațului C cu tubul cu raze X și întregul ansamblu colimator și filtru; (c) partea laterală a brațului C cu senzorul de raze X.

Protocolul pentru obținerea unui anumit tip de radiografie (panoramică, cefalometrică, sinusală sau tomografie computerizată cu fascicul conic 3D (CBCT)) este diferit pentru fiecare tip de imagine, dar principiul este același: radiația cu raze X trece prin pacient și este absorbit într-un pixel dat al senzorului, unde este convertit într-un semnal de ieșire sub forma unui număr digital. În timpul expunerii, sursa de raze X emite impulsuri de radiație, în timp ce brațul C al aparatului se rotește în jurul capului pacientului (Figura 2.2.). Fasciculul de radiații scanează astfel punct cu punct. După achiziția datelor, serverul de reconstrucție începe să ruleze algoritmi pentru reconstrucția imaginii: oferă o imagine brută, creează felii, reduce raportul semnal-zgomot (SNR), elimină artefactele și focalizează imaginea.

Pasul final pentru furnizarea unei radiografii de înaltă calitate este procesarea imaginii, realizată cu anumite bare de instrumente din software-ul dedicat Romexis (Planmeca, Helsinki, Finlanda) utilizat pe stația de lucru pentru achiziție de imagini DELL.

## 2.3. Detectori

### 2.3. Detectori

#### Senzori pentru radiografii intraorale

Radiografiile intraorale sunt un tip de radiografie de bază utilizat în stomatologie. Astfel de imagini dezvăluie doar o mică parte a țesutului dur din cavitatea bucală (adică dinții și osul), în funcție de dimensiunea detectorului de imagistică. Doar unii dintre dinți se potrivesc în dimensiunea detectorului de imagistică, prin urmare astfel de imagini sunt utilizate pentru a diagnostica anumite carii sau eventual boala parodontală [13,14].

Radiografiile intraorale pot combina tehnologiile vechi cu cele noi sau pot include doar o tehnologie de ultimă oră. Detectoarele de imagistică care definesc tipul de tehnologie utilizată pentru radiografiile intraorale sunt împărțite în două categorii: receptori digitali și filme radiografice. Primii, adică receptorii plăcilor de fosfor sunt utilizați pentru acest studiu. Există trei dimensiuni ale unor astfel de senzori: dimensiunea 0 (2 x 3 cm), dimensiunea 1 (2 x 4 cm) și dimensiunea 3 (3 x 4 cm) – Figura 2.3. Mărimea selectată pentru studiile din această teză este 2 deoarece este potrivită pentru scopurile clinice avute în vedere [2]. Astfel, în această zonă se pot vizualiza: un dinte întreg de la coroană până la vârful rădăcinii, mai mulți dinți pentru diagnosticarea cariilor interdentale sau un implant întreg cu coroană și toate componentele intermediare.

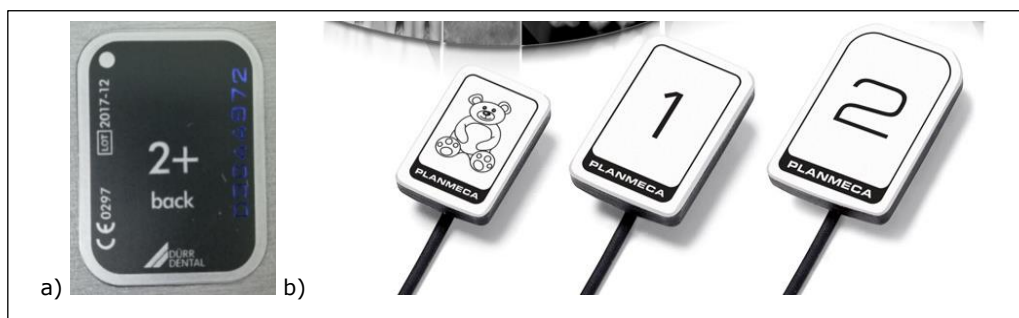


Figura 2.3. Placută fosforică fotosensibilă (PSP) folosită pentru radiografiile intraorale [13] și b) Senzor CMOS de la Planmeca [13].

Receptorii digitali nu pot fi sterilizați, deoarece, prin aceasta, sunt distruși. Există mai multe tehnici de control a infecțiilor pentru a acoperi receptorii digitali fără a le modifica proprietățile. Făcând acest lucru, utilizarea plăcilor de fosfor fotostimulabile (PSP) este prelungită. În plus, manipularea cu atenție a unui PSP previne deteriorarea fizică, cum ar fi cicatricile care pot produce artefacte de imagine.

Un PSP se bazează pe un mecanism numit luminiscentă fotostimulată (PSL). Acest mecanism este definit de faptul că razele X induc o energie stocată în stratul de fosfor al plăcii. Această energie este eliberată prin stimularea plăcii cu lumină și astfel produce un semnal luminiscent. Pentru a produce o imagine, este necesară iluminarea plăcii de două ori: prima pentru scrierea informațiilor (prin expunerea plăcii la radiații de raze X) și a doua pentru citire (prin expunerea plăcii la un laser cu o lungime de undă în domeniul vizibil) [11].

Alți senzori pentru radiografii intraorale (CCD și CMOS) pot înlocui PSP-urile deoarece oferă caracteristici precum economisirea timpului și rezoluția crescută [11].

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

Nu există diferențe de dimensiune între PSP și acești senzori. Primul are dimensiuni de la 0 la 3, în timp ce cel din urmă are doar 0, 1 și 2, așa cum este detaliat în Tab. II. Dimensiunile senzorilor din acest tabel au fost extrase din literatură, în timp ce rezoluția și memoria au fost extrase direct din proprietățile imaginilor produse de astfel de echipamente.

Tabelul 2.2. Caracteristicile detectorilor (PSP, senzori - S)

<b>Size</b>	<b>Dimensiuni [mm]</b>	<b>Rezoluție [pixels]</b>	<b>Memorie [MB]</b>
<b>0 PSP</b>	22 × 35	628 × 885	1,08
<b>0 S</b>	23.4 × 33.6	1258 × 1700	1,1
<b>1 PSP</b>	24 × 40	685 × 1143	1,53
<b>1 S</b>	25.1 × 39.7	1380 × 2040	1,6
<b>2 PSP</b>	31 × 41	886 × 1171	2,03
<b>2 S</b>	30.4 × 44.1	1740 × 2400	2,4
<b>3 PSP</b>	27 × 54	771 × 1542	2,32

### **Senzori pentru CBCT Panoramic și 3D**

Radiografiile panoramice sunt imagini digitale 2D caracterizate prin rezoluție, dimensiuni ale imaginii, timp de expunere și doze de radiații. În timp ce primele radiografii panoramice au fost pe film fotografic, în prezent aproape fiecare centru de radiologie este echipat cu unități care oferă radiografii digitale (panoramice). Avantajul lor se bazează pe faptul că imaginea poate fi îmbunătățită și analizată cu o precizie mai mare, dar trebuie luat în considerare faptul că procesarea imaginii poate modifica semnificativ vizibilitatea - atât a țesuturilor moi, cât și a țesuturilor dure (dinți, oase și gingii). Radiografiile panoramice sunt cel mai utilizat tip de radiografie dentare deoarece astfel de imagini acoperă întreaga cavitate bucală, prin urmare medicul stomatolog are o imagine de ansamblu asupra întregii situații [6].

Radiografiile panoramice folosesc aceleași tipuri de detectoare: filme radiografice și senzori. Cele mai utilizate detectoare se bazează din nou pe tehnologia CCD și CMOS [6,11]. Sistemul Planmeca ProMax 3D are un senzor cu ecran plat care folosește senzori CMOS de suprafață mare combinați cu scintilatoare. Are avantajul de a capta imagini digitale fără distorsiuni cu o rezoluție între 75 μm și 200 μm.

Astfel, senzorii CMOS, evidențiați în paragraful anterior pentru imagistica 2D, sunt și cei mai utilizați pentru sistemele de imagistică 3D cu raze X. Cele mai importante motive pentru utilizarea senzorilor cu ecran plat sunt sensibilitatea ridicată, rezoluția și numărul de cadre achiziționate într-o expunere, intervalul dinamic larg și faptul că oferă imagini fără distorsiuni. Imaginea de bună calitate produsă poate fi îmbunătățită în continuare cu ajutorul programului care face și achiziția și reconstrucția imaginilor (în acest caz, software-ul Romexis) [13,16].

Unitățile CBCT 3D utilizate în această teză sunt echipate cu o tehnologie capabilă să atingă rezoluții înalte pentru această tehnică. Au un echilibru bun între calitatea imaginii și doza pacientului, dar trebuie făcute ajustări fine (Figura 2.4) - așa cum se efectuează în această lucrare (vezi și capitolul 4) - pentru a poziționa pacientul folosind lasere și panoul de control al aparatului cu raze X.

### 2.3. Detectori

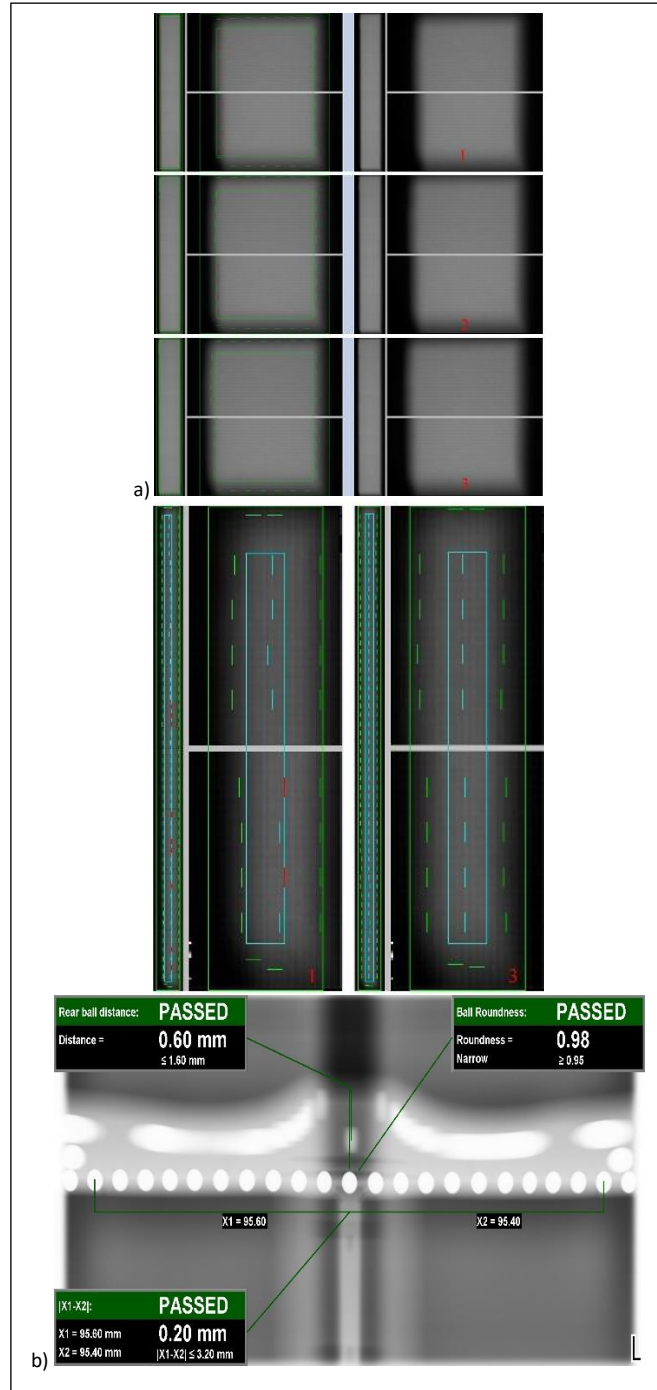


Figura 2.4. Test de calibrare realizate personal pe aparatul Planmeca ProMax 3D Classic: (a) 1 este starea inițială, 2 teste pe parcurs și 3 este calibrarea finală cu raportul favorabil (b).

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

Pentru a obține cea mai înaltă calitate posibilă cu o unitate de raze X, am ales setările optime pentru diferiții parametri și dispozitive. Există mai mulți pași care trebuie urmați înainte, în timpul și după expunerea la radiații cu raze X. Mai întâi, aparatul a fost calibrat în procedurile noastre. Poziția, contrastul, luminozitatea și claritatea senzorului au fost luate în considerare la calibrarea unității de raze X.

Calibrarea geometriei a fost efectuată deoarece, în caz contrar, fasciculul de raze X nu este perpendicular pe senzor și nu este focalizat pe mijlocul senzorului cu ecran plat. Contrastul, luminozitatea și claritatea implicite ale imaginii generate de senzor au fost calibrate prin fixarea unei intensități implicite a fasciculului de raze X. Implementarea algoritmului, colimarea tubului de raze X și setările implicite pentru kV și mA sunt alte caracteristici specifice întregii unități de raze X, care au fost alese în funcție de caracteristicile senzorului.

Au fost efectuate trei ajustări pentru a trece testul de calibrare a geometriei. Pe lângă calibrarea geometriei, au fost efectuate mai multe teste de calibrare a fasciculului pentru a corela poziția dintre senzor și tubul de raze X. Astfel, a fost realizată perpendicularitatea dintre fasciculul de raze X și senzorul cu ecran plat. Rezultatul este o imagine centrată cu o claritate mai bună (Figura 2.4).

După ce aparatul cu raze X a fost calibrat și gata pentru expunere, au fost căutate valorile adecvate de kV și mA pentru fiecare tip de radiografie (adică, panoramică, cefalometrică și CBCT), cu accent pe creșterea calității imaginii. Radiografiile panoramice nu sunt atât de personalizabile. Doar dimensiunea pacientului și valorile kV și mA pot fi selectate din interfața grafică a utilizatorului (GUI) a aparatului cu raze X, în funcție de caracteristicile anatomice ale pacientului.

Poziția pacientului, timpul de expunere și alți parametri sunt setări standard care sunt selectate în timpul testelor de calibrare. În schimb, când vine vorba de imaginile 3D, pot fi utilizate numeroase posibilități: volum, zonă de interes, dimensiunea voxelului, cantitatea de radiație, algoritmi aplicați și, cel mai important, kV și mA. Toate aceste setări sunt, de asemenea, selectate din GUI. Acestea vor fi abordate în această teză.

Tensiunea aplicată (de la 68 la 73 kV pentru radiografiile panoramice, 90 kV pentru CBCT 3D și 75 kV pentru radiografiile intraorale) influențează contrastul radiografiei. Cu cât valoarea tensiunii este mai mare, cu atât contrastul este mai mic. Energia și penetrabilitatea fasciculului de raze X sunt proporționale cu valoarea kV.

Curentul (11 mA pentru radiografiile panoramice, 14 mA pentru CBCT 3D și 8 mA pentru radiografiile intraorale) sau, cu o expresie comună, „mA” reprezintă intensitatea curentului electric care circulă prin filamentul tubului de raze X. Cu cât valoarea mA este mai mare, cu atât filamentul este mai fierbinte; aceasta duce la un număr mai mare de electroni eliberați prin emisia termoionică. Prin urmare, mA se reflectă asupra fluxului fasciculului de raze X.

Indiferent de diferențe, principiul achiziției de date este similar pentru toți producătorii (prin urmare rezultatele acestui studiu pot fi aplicate și pentru investigațiile efectuate cu diferite echipamente): (i) pentru radiografiile 2D se generează slice-uri; (ii) din această stivă, algoritmi speciali reconstruiesc radiografia pentru anatomia oricărui pacient.

Pentru radiografiile 3D, pacientul este scanat punct cu punct în timpul expunerii, iar computerul de reconstrucție generează un număr de 400 până la 600 de felii. În plus, este generat un model 3D, reprezentând imaginea anatomiei pacientului [13].



## 2.4. Metode

### 2.4. Metode

#### 2.4.1. Panoramic, Cephalometric, Sinus

**Panoramic:** O radiografie panoramică este o imagine radiografică a întregului arc dentar și a structurilor osoase adiacente. Aceasta oferă o vedere generală a maxilarelor, a dinților, a sinusurilor și a articulațiilor temporo-mandibulare. Este utilă pentru evaluarea afecțiunilor dentare precum cariile, leziunile osoase, infecțiile și chisturile.

Spre deosebire de radiografiile panoramice tradiționale realizate pe film, radiografiile panoramice digitale utilizează senzori CCD (dispozitive cu încărcare cuplată) sau CMOS (sisteme cu semiconductori complementari de tip metal-oxid) pentru a captura imagini digitale, în așa numitele Flat Panel.

Avantajele radiografiilor panoramice digitale includ:

- **Calitatea imagistică îmbunătățită:** Radiografiile panoramice digitale oferă o rezoluție mai mare și un contrast mai bun în comparație cu radiografiile pe film. Aceasta permite medicului să observe mai bine detalii importante și să facă diagnostici mai precise.
- **Reducerea expunerii la radiații:** Tehnologia digitală permite reducerea dozei de radiații necesare pentru a obține o imagine de calitate. Acest lucru este important pentru siguranța pacienților, deoarece minimizează expunerea lor la radiații ionizante.
- **Rapiditatea obținerii imaginilor:** Radiografiile panoramice digitale pot fi obținute și vizualizate aproape instantaneu. Nu mai este nevoie să aștepti procesarea filmului, ceea ce economisește timp atât pentru pacienți, cât și pentru medici.
- **Posibilitatea de a ajusta imaginea:** Imaginile digitale pot fi ajustate și prelucrate în software specializat, permițând medicilor să îmbunătățească claritatea, contrastul sau să mărească anumite zone de interes. Acest lucru poate fi util pentru analiza detaliată a structurilor dentare și osoase și datorită acestui fapt se reduce numărul de repetări și totodată doza de radiație la care este expus pacientul.
- **Stocare și accesibilitate ușoară a imaginilor:** Radiografiile panoramice digitale pot fi stocate în format electronic și accesate în mod convenabil în sistemul informatic. Aceasta facilitează arhivarea, partajarea și transferul imaginilor între medici și clinici, oferind un flux de lucru mai eficient și o comunicare mai bună în echipa medicală.

Pentru a ilustra mai bine aceste caracteristici, urmează câteva exemple de radiografii panoramice digitale – Figura 2.5.

Aceste exemple ilustrează modul în care radiografiile panoramice pot fi utilizate pentru diagnosticul și evaluarea diferitelor afecțiuni dentare. Este important de menționat că fiecare caz este unic, iar interpretarea corectă a imaginilor necesită expertiza și experiența medicului stomatolog.

Cu toate aceste avantaje, radiografiile panoramice digitale au devenit o metodă preferată în practica stomatologică modernă. Ele aduc îmbunătățiri semnificative în ceea ce privește calitatea imaginii, timpul de procesare și siguranța pacienților.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

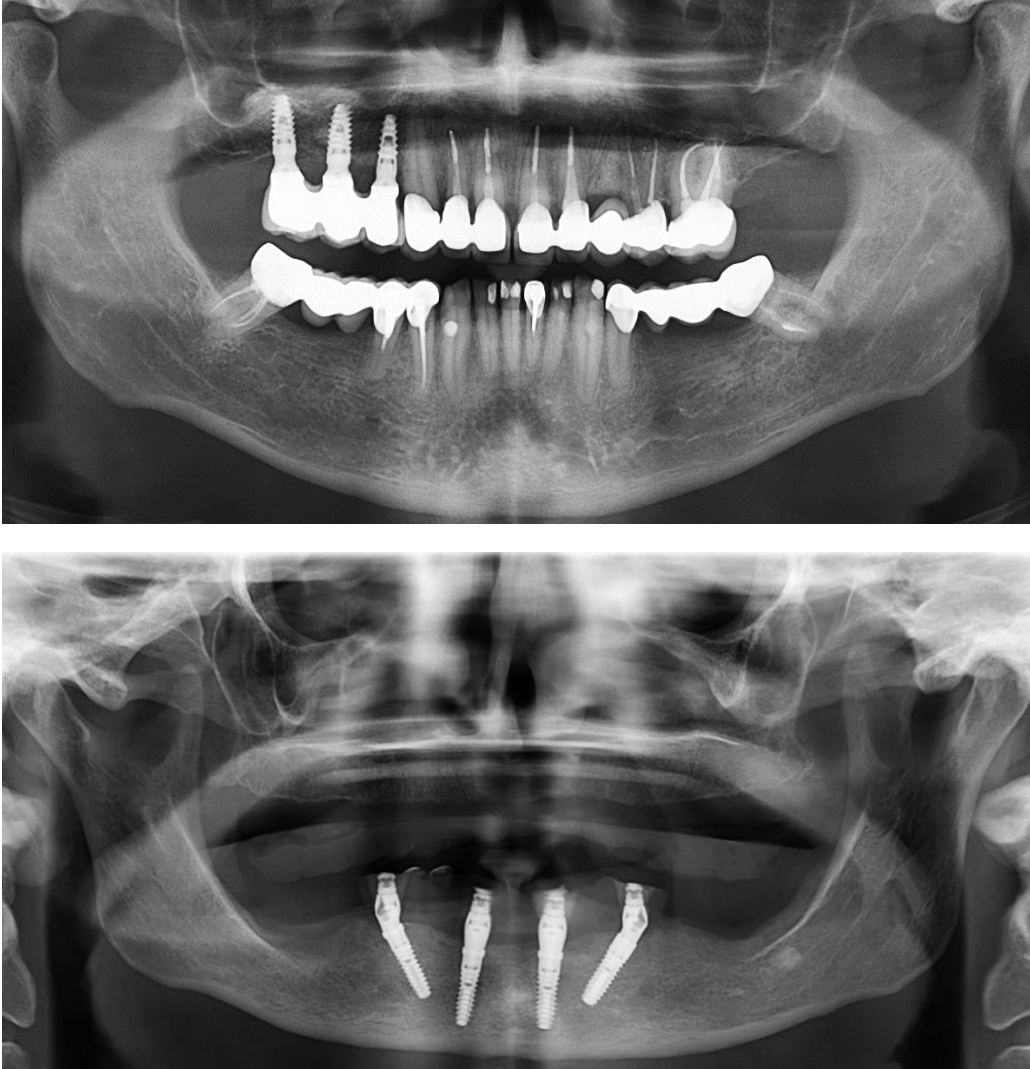


Figura 2.5. Exemple de radiografii panoramice în care se observă dinți, dinți tratați, coroane, punți, implante, tratamente de canal și arcadă edentată. Radiografiile realizate personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts din Timișoara.

Radiografiile panoramice digitale pot oferi informații valoroase într-o gamă largă de cazuri medicale în domeniul stomatologiei. Acestea pot ajuta la diagnosticarea și evaluarea următoarelor afecțiuni și probleme dentare:

1. Evaluarea generală a arcadelor dentare: Radiografiile panoramice permit medicului să evalueze alinierea generală a dinților, prezența dinților de lapte și a dinților permanenți în curs de erupție. Aceste imagini pot ajuta la identificarea eventualelor probleme de aliniere sau a anomaliilor dentare.
2. Identificarea cariilor dentare: Radiografiile panoramice pot arăta cariile dentare care nu pot fi vizualizate cu ochiul liber sau prin examenul clinic. Ele

## 2.4. Metode

permit medicului să observe prezența cariilor între dinți sau sub plombele existente.

3. Evaluarea sănătății parodontale: Radiografiile panoramice pot evidenția prezența afectării parodontale, cum ar fi pierderea osului alveolar, care poate fi asociată cu paradentoza sau alte afecțiuni ale țesuturilor de suport dentar.
4. Evaluarea structurilor osoase: Aceste radiografii pot oferi informații despre prezența anomaliilor osoase, cum ar fi chisturile, tumorile sau fracturile osoase.
5. Evaluarea sinusurilor paranazale: Radiografiile panoramice pot oferi o imagine detaliată a sinusurilor paranazale, permițând medicului să evalueze eventualele infecții, inflamații sau alte afecțiuni din această zonă.
6. Evaluarea articulațiilor temporo-mandibulare (ATM): Radiografiile panoramice pot oferi informații despre articulațiile temporo-mandibulare, inclusiv evaluarea prezenței displaziei articulare, a fracturilor, a degenerării articulare sau a altor afecțiuni.

Este important de menționat că radiografiile panoramice digitale sunt o metodă de imagistică și evaluare generală, iar pentru evaluări mai detaliate sau precise, medicul stomatolog poate solicita și alte tipuri de imagistică, precum radiografiile intraorale sau imagistica CT (Computer Tomografie).

**Cephalometric:** O radiografie cephalometrică este o tehnică utilizată pentru a obține măsurători precise ale craniului și feței. Aceasta este utilizată în special în ortodonție pentru a evalua dezvoltarea craniofacială, a analiza relația dintre maxilă și mandibulă și a planifica tratamente ortodontice.

Radiografiile cephalometrice sunt imagini radiografice specifice care sunt utilizate în ortodonție și chirurgia maxilo-facială pentru evaluarea și diagnosticarea afecțiunilor craniofaciale. Aceste imagini oferă informații detaliate despre structurile anatomice și relațiile dintre acestea, permițând medicului să planifice și să implementeze tratamente ortodontice sau chirurgicale adecvate.

Caracteristicile și utilizările radiografiilor cephalometrice includ (Figura 2.6):

- Evaluarea profilului facial: Radiografiile cephalometrice oferă o perspectivă laterală a feței și permit medicului să evalueze armonia și proporțiile structurilor faciale, precum profilul nasului, bărbia și linia gâtului.
- Măsurarea dimensiunilor craniofaciale: Aceste imagini permit măsurarea precisă a dimensiunilor și proporțiilor craniului și a structurilor faciale, inclusiv a mandibulei, maxilarelor și a altor regiuni relevante.
- Evaluarea relațiilor dentomaxilare: Radiografiile cephalometrice pot evidenția relația dintre maxilare și mandibulă, precum și poziția și alinierea dinților. Aceste informații sunt esențiale în planificarea tratamentelor ortodontice și chirurgicale.
- Identificarea anomaliilor craniofaciale: Aceste imagini pot ajuta la detectarea anomaliilor craniofaciale, cum ar fi malocluziile, displaziile maxilo-faciale, disfuncțiile articulației temporo-mandibulare (ATM) și alte afecțiuni.
- Planificarea tratamentelor ortodontice și chirurgicale: Radiografiile cephalometrice permit medicului să efectueze măsurători precise și să realizeze analize comparative pentru a stabili un plan de tratament individualizat. Aceste imagini ajută la determinarea direcției și magnitudinii mișcărilor dentare, precum și la evaluarea necesității intervenției chirurgicale.

Radiografiile cephalometrice reprezintă o modalitate valoroasă de evaluare a structurilor craniofaciale și de planificare a tratamentelor în domeniul ortodonției și al

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

chirurgiei maxilo-faciale. Ele furnizează informații esențiale pentru obținerea unor rezultate optime și pentru îmbunătățirea esteticii și funcționalității craniofaciale.



Figura 2.6. Radiografie cefalometrică. Radiografii realizate personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts din Timișoara.

**Sinus:** Radiografia sinusurilor este o tehnică utilizată pentru a evalua sinusurile paranazale (Figura 2.7). Aceasta poate fi utilă în diagnosticarea sinuzitelor, a infecțiilor sau a altor afecțiuni ale sinusurilor.

Radiografiile de sinus sunt imagini radiografice utilizate pentru evaluarea sinusurilor paranazale. Acestea oferă informații detaliate despre structurile sinusale și pot ajuta la diagnosticul și tratamentul afecțiunilor asociate cu aceste zone.

Caracteristicile imaginilor radiografice de sinus includ:

#### 2.4. Metode

- Vizualizarea sinusurilor paranazale: Radiografiile de sinus oferă o imagine clară a sinusurilor maxilare și frontale, permițând medicului să evalueze dimensiunile, forma și simetria acestor cavități.
- Detectarea infecțiilor și inflamațiilor: Aceste imagini pot ajuta la identificarea prezenței infecțiilor sinusale, cum ar fi sinuzitele, sau a inflamațiilor care pot afecta sinusurile.
- Evaluarea obstrucțiilor sinusale: Radiografiile de sinus pot evidenția prezența obstrucțiilor în sinusuri, cum ar fi polipii nazali, deviația de sept nazal sau alte afecțiuni care pot bloca fluxul de aer în aceste cavități.
- Identificarea chisturilor sau a tumorilor: Radiografiile de sinus pot evidenția prezența chisturilor sau a tumorilor în regiunea sinusurilor, ajutând la identificarea acestor afecțiuni.

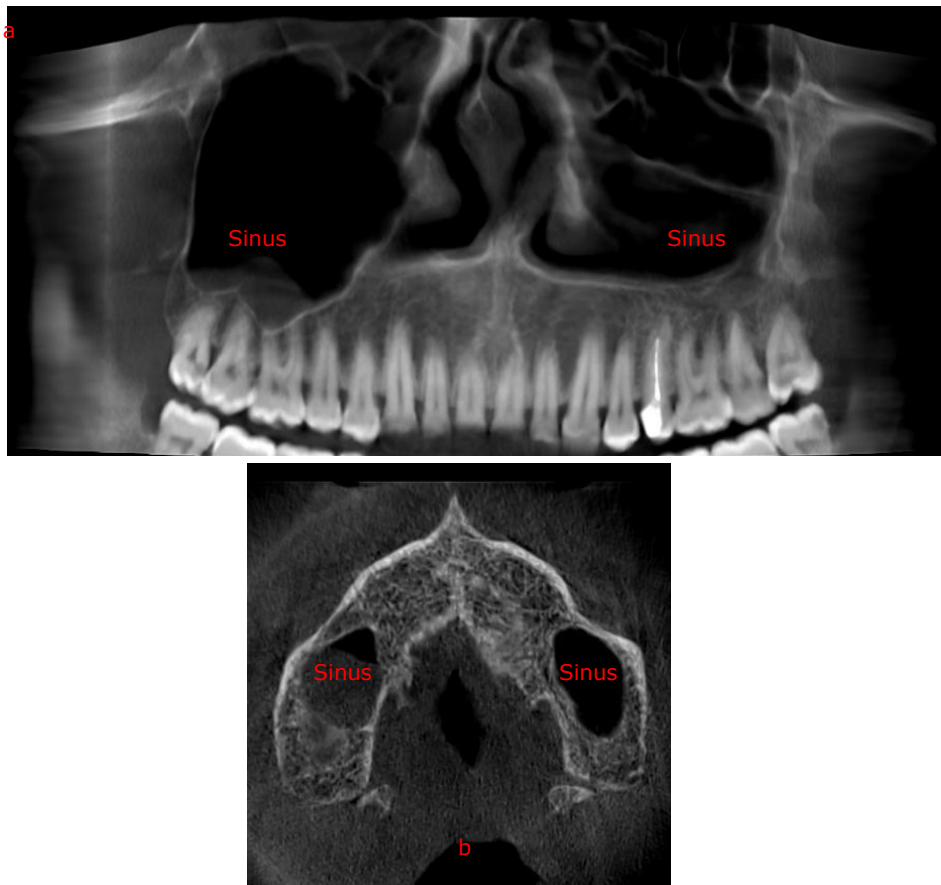


Figura 2.7. Radiografie a sinusurilor (a) și secțiune transversală a unui 3D CBCT (b). Radiografii realizate personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts din Timișoara.

Aceste exemple demonstrează modul în care radiografiile de sinus pot fi utilizate în diagnosticul și evaluarea diferitelor afecțiuni asociate cu sinusurile paranazale. Este important de menționat că interpretarea adecvată a acestor imagini necesită expertiza și experiența medicului radiolog sau a medicului stomatolog.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

### 2.4.2. Intraoral

Radiografiile intraorale reprezintă o metodă esențială în diagnosticul și monitorizarea afecțiunilor dentare și ale țesuturilor orale (Figura 2.8). Aceste imagini sunt realizate în interiorul cavității bucale și oferă informații detaliate despre dinți, țesuturile de suport, cariile, infecții sau alte probleme orale. Radiografiile intraorale sunt utilizate în diverse specialități stomatologice, cum ar fi endodonția, ortodonția, parodontologia și chirurgia orală.

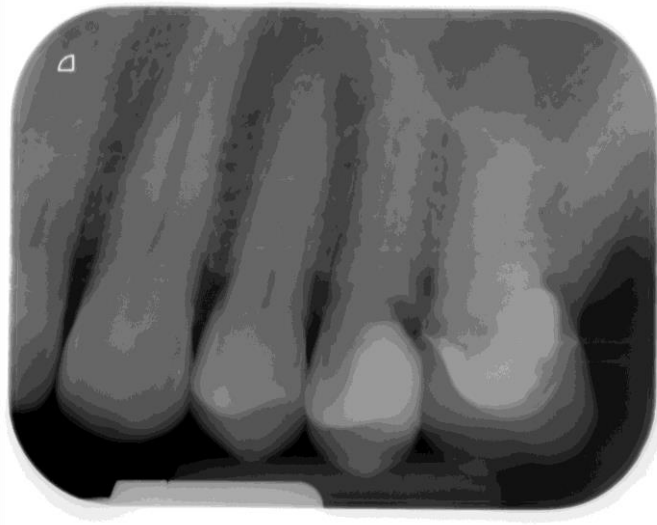


Figura 2.8. Radiografie intraorală realizată personal în cadrul clinicii dentare Dental Experts.

Aplicabilitatea radiografiilor intraorale: Radiografiile intraorale sunt utilizate în următoarele situații:

- Detectarea cariilor dentare: Aceste radiografii permit medicului să identifice cariile dentare care nu pot fi vizualizate cu ochiul liber sau prin examenul clinic. Ele oferă o imagine detaliată a structurilor interne ale dinților și permit depistarea cariilor între dinți sau sub plombe.
- Evaluarea țesuturilor de suport: Radiografiile intraorale pot evidenția pierderea osului alveolar, asociată cu paradentoza sau alte afecțiuni ale țesuturilor de suport dentar. Aceste imagini ajută medicul să evalueze starea sănătății parodontale și să planifice tratamentele adecvate.
- Identificarea leziunilor și infecțiilor: Radiografiile intraorale pot dezvălui prezența leziunilor osoase, chisturilor, abceselor sau a altor afecțiuni orale. Aceste imagini sunt utile în diagnosticarea și planificarea tratamentului acestor afecțiuni.
- Evaluarea dezvoltării dentare: Radiografiile intraorale sunt utilizate pentru a evalua erupția și dezvoltarea dinților permanenți și a dinților de lapte la copii. Aceste imagini ajută la identificarea eventualelor probleme de aliniere sau a anomaliilor dentare în timp util.

Modul de realizare a radiografiilor intraorale: Radiografiile intraorale pot fi realizate în două moduri principale: utilizând filme radiografice tradiționale sau senzori digitali.

## 2.4. Metode

- Filme radiografice: În cazul radiografiilor intraorale tradiționale, se utilizează filme radiografice montate pe suport plastic sau metalic. Filmul este plasat în cavitatea bucală, iar pacientul trebuie să muște de suport pentru a menține filmul în poziție. Apoi, medicul expune filmul la radiații X pentru a obține imaginea dorită.
- Senzori digitali: Radiografiile intraorale digitale utilizează senzori digitali care înlocuiesc filmele radiografice. Senzorii sunt plasați în cavitatea bucală și conectați la un computer. În momentul expunerii la radiații X, senzorii capturează imaginea și o transmit instantaneu pe ecranul computerului. Aceste imagini pot fi vizualizate și manipulate digital, asigurând un diagnostic rapid și precizie.
- Filme radiografice digitale (PSP - Phosphor Storage Plates): Acestea sunt filme radiografice care utilizează plăci de stocare a fosforului pentru a captura imaginea. Plăcile sunt citite de un scanner special care convertește imaginea în format digital. Aceste filme oferă o alternativă digitală pentru radiografiile tradiționale.

Avantajele senzorilor digitali includ capacitatea de a obține imagini imediate, care sunt disponibile aproape instantaneu pe ecranul computerului (Tabelul 2.3).

Tabelul 2.3. Avantaje și dezavantaje senzori digitali și filme PSP.

<b>Categoria</b>	<b>Avantaje senzori digitali</b>	<b>Dezavantaje senzori digitali</b>	<b>Avantaje filme PSP</b>	<b>Dezavantaje filme PSP</b>
Calitatea imaginii	Rezoluție ridicată și contrast bun	-	Cea mai bună rezoluție	-
Manipulare	-	Sunt foarte mari și produc senzație de vomă la pacienți	Se poziționează ușor	-
Confortul pacientului	-	Foarte scăzută	Mai mici și mai subțiri decât senzorii	Folia de protecție poate produce disconfort
Costuri	-	Costuri inițiale mai ridicate	Costuri mai mici	Necesită echipament suplimentar
Fiabilitate	Sensibili la manipulări agresive sau șocuri	Foliile de protecție produc disconfort	Folii de protecție	Sensibilitate la deteriorări
Procesarea imaginii	Imagini disponibile aproape instantaneu	Decalibrări ale senzorului	Imagini ajustabile și prelucrate digital	Timp suplimentar pentru citirea imaginilor

Acest lucru permite medicului să facă un diagnostic rapid și să planifice tratamentul în consecință. De asemenea, senzorii digitali oferă o calitate superioară a imaginii, cu o rezoluție ridicată și un contrast bun. Aceste caracteristici facilitează observarea detaliilor importante și ajută la o interpretare mai precisă a imaginilor.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

Manipularea imaginilor este, de asemenea, ușoară, deoarece acestea pot fi ajustate și prelucrate digital, oferind medicului posibilitatea de a îmbunătăți claritatea și de a efectua măsurători precise.

Cu toate acestea, există și dezavantaje asociate cu utilizarea senzorilor digitali. Unul dintre acestea este costul inițial mai ridicat al achiziționării acestora în comparație cu filmele PSP. Senzorii digitali sunt, de asemenea, mai vulnerabili la deteriorări și necesită o manipulare atentă și întreținere adecvată pentru a asigura o funcționare fiabilă pe termen lung.

În ceea ce privește filmele PSP, acestea prezintă avantajul costurilor mai mici, fiind mai accesibile din punct de vedere financiar. De asemenea, ele sunt compatibile cu echipamentele radiografice tradiționale, făcându-le o opțiune viabilă pentru clinici care utilizează deja astfel de echipamente.

Cu toate acestea, filmele PSP au și dezavantaje. Timpul de procesare este mai mare în comparație cu senzorii digitali, deoarece este necesară o etapă suplimentară de procesare și citire a imaginilor. De asemenea, utilizarea filmelor PSP implică manipularea fizică a acestora, fiind necesară introducerea și scoaterea filmului din cavitatea bucală. Această manipulare poate fi neplăcută pentru pacienți și necesită o manipulare corectă pentru a obține o imagine de calitate.

### 2.4.3. 3D CBCT total

Tomografia computerizată (CT) a avut un impact semnificativ în domeniul stomatologiei, oferind o modalitate precisă și detaliată de vizualizare a structurilor anatomice în regiunea maxilo-facială. Evoluția CT-ului a dus la dezvoltarea tehnologiei CBCT, care este specific adaptată pentru imagistica dentară și maxilo-facială.

Înainte de apariția CT-ului, imaginile radiografice obținute în stomatologie erau limitate în ceea ce privește informațiile detaliate despre structurile osoase și ale țesuturilor moi din regiunea feței și a maxilarelor. Radiografiile panoramice și radiografiile intraorale ofereau o vedere generală, dar nu ofereau informații tridimensionale complete. Cu apariția CT-ului în stomatologie, s-a deschis posibilitatea obținerii unor imagini 3D precise ale maxilarelor, sinusurilor paranasale, articulațiilor temporo-mandibulare și a altor structuri anatomice. Tehnologia CT utilizează raze X și un detector pentru a obține multiple imagini transversale ale zonei de interes. Aceste imagini sunt apoi reconstruite într-o imagine tridimensională detaliată, care poate fi examinată în profunzime de către medicul stomatolog.

Cu toate acestea, CT-ul tradițional prezenta unele dezavantaje pentru imagistica dentară. Doza mare de radiații, costurile ridicate și dimensiunile mari ale echipamentului limitau utilizarea CT-ului în practica stomatologică de rutină. Pentru a depăși aceste obstacole, s-a dezvoltat tehnologia tomografiei computerizată cu fascicul conic (CBCT). CBCT utilizează aceeași metodă de obținere a imaginilor ca și CT-ul tradițional, dar cu câteva modificări și optimizări specifice pentru stomatologie. Aceste modificări au permis reducerea dozei de radiații, scăderea costurilor și adaptarea echipamentului pentru a se potrivi în spațiile limitate din cabinetul stomatologic.

Astăzi, CBCT-ul este o modalitate comună și valoroasă de imagistică în stomatologie. Acesta oferă imagini tridimensionale detaliate și precise, care sunt utile într-o gamă largă de aplicații clinice. În continuare, putem explora mai detaliat caracteristicile și avantajele CBCT-ului, aplicațiile sale în stomatologie, precum și aspectele legate de reglementări și de cadrul legal în utilizarea acestui tip de imagistică. CBCT-ul are o serie de avantaje semnificative în stomatologie, ceea ce îl



## 2.4. Metode

face o unealtă valoroasă în evaluarea și tratamentul pacienților. Iată câteva dintre avantajele CBCT-ului:

- Imagini tridimensionale detaliate: CBCT-ul oferă imagini tridimensionale precise și detaliate ale structurilor dentare, osoase și anatomice din regiunea craniofacială. Aceste imagini permit medicului stomatolog să examineze în detaliu structurile anatomice, să evalueze relațiile dintre diferitele țesuturi și să obțină o înțelegere mai clară a afecțiunilor și problemelor pacienților.
- Vizualizarea în mai multe planuri: CBCT-ul permite vizualizarea imaginilor în mai multe planuri (axial, coronal, sagital), ceea ce oferă o perspectivă completă asupra structurilor examinate. Aceasta facilitează evaluarea detaliată și precisă a patologiilor și anomaliilor din regiunea craniofacială.
- Rezoluție înaltă și contrast bun: CBCT-ul are capacitatea de a oferi imagini cu o rezoluție înaltă și un contrast bun între diferitele țesuturi. Aceasta permite identificarea și diferențierea clară a structurilor osoase, dentare, moi și a altor leziuni sau afecțiuni.
- Timp de scanare rapid: CBCT-ul are un timp de scanare relativ scurt, permițând obținerea rapidă a imaginilor tridimensionale. Acest aspect este important pentru a economisi timp atât pacienților, cât și medicilor stomatologi în timpul evaluării și tratamentului.
- Volum de scanare ajustabil: CBCT-ul oferă flexibilitate în ceea ce privește volumul de scanare. Medicul stomatolog poate ajusta dimensiunea și acoperirea volumului de interes în funcție de nevoile și cerințele specifice ale cazului. Aceasta permite concentrarea pe regiunile relevante și reducerea expunerii la radiații a pacienților.
- Ghidaj chirurgical și planificare a implanturilor dentare: CBCT-ul permite planificarea precisă și ghidajul chirurgical în cazul implanturilor dentare. Imaginile tridimensionale pot fi utilizate pentru evaluarea cantității și calității osului, localizarea nervilor și sinusurilor, determinarea dimensiunii și poziției ideale a implanturilor și planificarea tratamentului individualizat pentru fiecare pacient.
- Diagnostic și tratament mai precis: Datorită informațiilor detaliate și complete furnizate de CBCT, medicul stomatolog poate face un diagnostic mai precis și poate planifica un tratament mai adecvat și mai eficient pentru pacienți. Aceasta poate duce la rezultate mai bune și la îmbunătățirea calității îngrijirii stomatologice.

CBCT-urile sunt recomandate în stomatologie într-o varietate de cazuri medicale care necesită o evaluare detaliată a structurilor dentare și osoase. Iată câteva exemple de cazuri în care CBCT-urile sunt adesea utilizate:

1. Planificarea implanturilor dentare: CBCT-urile oferă imagini tridimensionale detaliate ale maxilarelor și ale structurilor osoase adiacente, permițând medicului stomatolog să evalueze cantitatea și calitatea osului disponibil pentru implanturi dentare. Aceste imagini pot ajuta la determinarea locației ideale pentru implanturi și la evitarea structurilor anatomice critice, cum ar fi nervii și sinusurile. În Figura 2.9 se poate observa un CBCT realizat unui pacient în momentul consultației și în cadrul etapei de planificare a tratamentului; medicul a simulat poziționarea implantelor în cadranul 2 și cadranul 4. Pe toate figurile de la a la f, implantele simulate sunt formele de culoare albastră. Medicul are posibilitatea să aleagă din librăria soft-ului (Romexis) dimensiunea implantului și să-l poziționeze în locul în care dorește acesta, sub înclinația pe care o dorește acesta. În plus, softul are în codul său

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

și toate situațiile limită care sunt recomandate în implantologie, iar dacă sunt depășite, softul anunță medicul privitor la problemele apărute.

2. Evaluarea patologiei orale și maxilo-faciale: CBCT-urile sunt utile în identificarea și evaluarea chisturilor, tumorilor, leziunilor osoase, fracturilor, infecțiilor sau altor afecțiuni patologice ale maxilarelor și ale structurilor orale. Aceste imagini tridimensionale pot oferi informații precise despre dimensiunea, localizarea și relațiile anatomice ale acestor afecțiuni, contribuind la planificarea și la tratamentul adecvat.
3. Evaluarea anomaliilor dentomaxilare: CBCT-urile pot fi utilizate pentru diagnosticarea malocluziilor, displaziei mandibulară, ageneziile dentare sau alte afecțiuni care afectează alinierea și dezvoltarea corectă a dinților și maxilarelor. Aceste imagini tridimensionale permit medicului stomatolog să evalueze în detaliu structurile osoase și dentare, ajutând la planificarea terapiei ortodontice sau a intervențiilor chirurgicale corective.

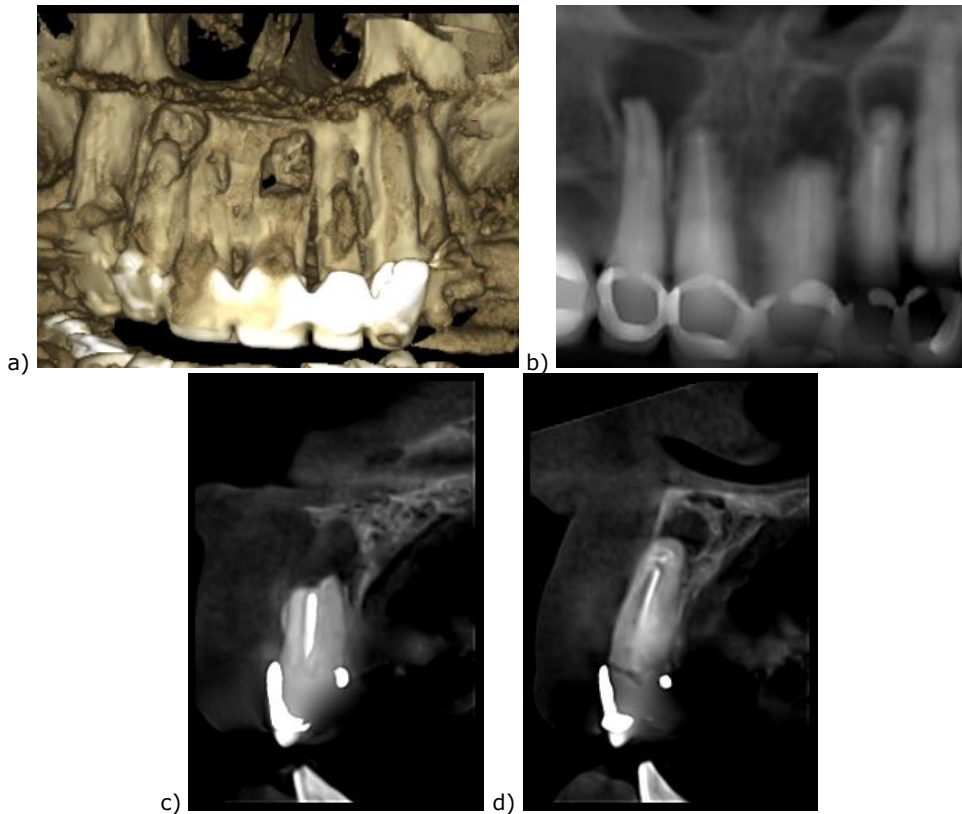


Figura 2.9. Exemplu de caz cu infecții la apex-ul dinților frontali 1.2-2.2 (a și b). Imaginile din c și d arată vederea sagitală a infecțiilor dinților 2.1 și 2.2.

4. Evaluarea articulațiilor temporo-mandibulare (ATM): CBCT-urile pot oferi imagini tridimensionale detaliate ale articulațiilor temporo-mandibulare, permițând evaluarea structurilor articulare, precum și identificarea displaziilor, fracturilor sau altor afecțiuni ale ATM. Aceste imagini pot fi folosite pentru planificarea tratamentului în cazul disfuncțiilor articulare temporo-mandibulare.

## 2.4. Metode

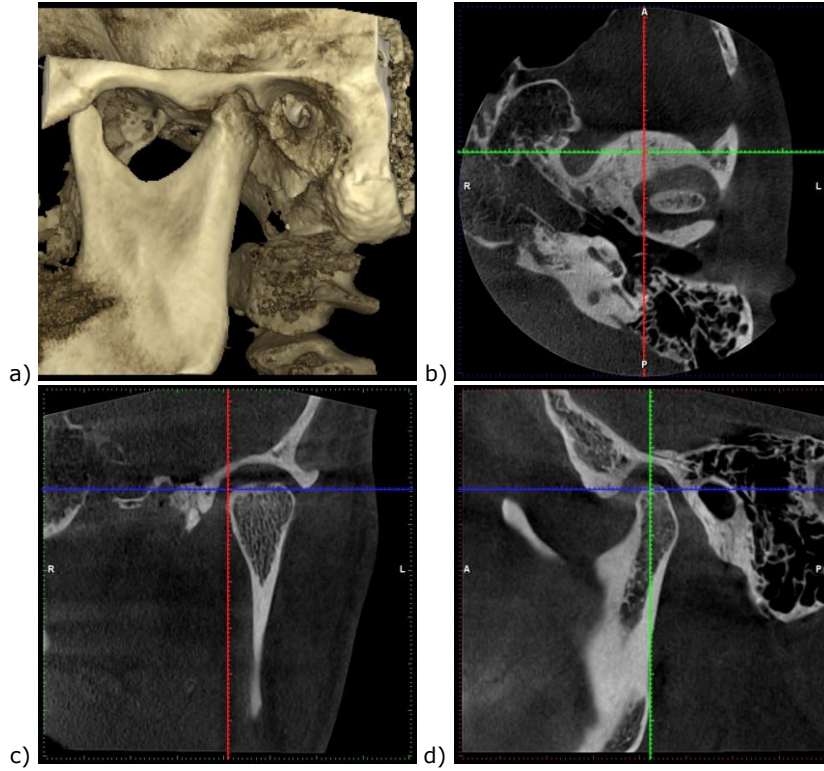


Figura 2.10. Exemplu de CBCT la ATM. a reprezintă randarea 3D a CBCT-ului, b este vederea axială, c coronală și d sagitala.

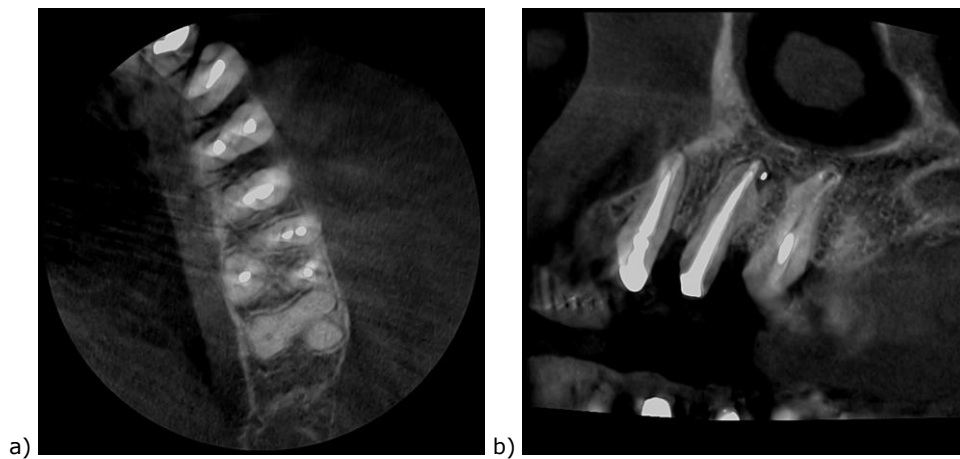


Figura 2.11. Exemplu de CBCT cu modul endodontic. În imaginea a se observă numărul de canale.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

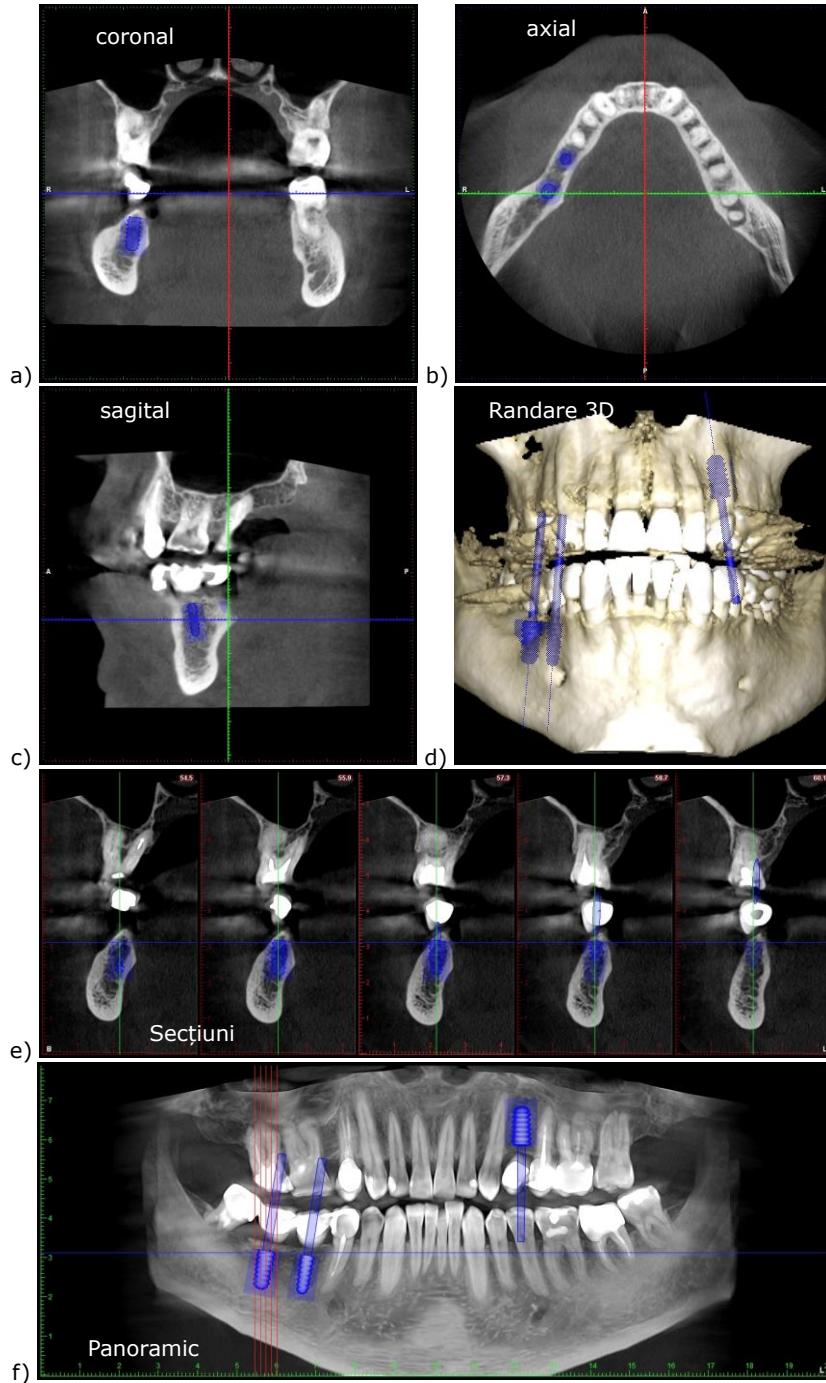


Figura 2.12. Exemplu de simulare de implante cu vederea acestora în mai multe posibilități: a-coronal, b-axial, c-sagital, d-randare 3D, e-vedere pe secțiuni, f-panoramic.

## 2.4. Metode

5. Evaluarea endodontică: CBCT-urile pot fi utile în evaluarea complexității sistemului de canale radiculare, a anatomiei radiculare și a prezenței leziunilor periapicale. Imaginile tridimensionale pot ajuta la diagnosticarea și planificarea tratamentului endodontic în mod mai precis, în special în cazurile complexe sau dificile. Spre exemplu, dacă un pacient are dintele fisurat, există o mare posibilitate ca acea fisură să nu fie vizibilă pe radiografia retroalveolară sau pe cea panoramică, ci numai pe CBCT. În exemplul oferit în Figura 2.9, vedem că dintele cu 4 rădăcini este un dinte mai dificil de tratat pe canal, mai ales că două dintre rădăcini se unesc la un moment dat. Pentru a fi cât mai puțini invazivi, medicii endodonți doresc un astfel de CBCT înainte să înceapă tratamentul dintelui, în ideea de a nu căuta și a lărgi canalele mai mult decât este necesar.

Tabelul 2.4. Comparatie între cele mai comune 3 sisteme de 3D CBCT în România.

Sistem CBCT	Rezoluție	Dimensiunea voxelului	Câmpul de vizualizare	Doza de radiații	Avantaje	Dezavantaje
Kavo	HD	150 $\mu\text{m}$	30 cm înălțime/12 cm diametru	$\approx 100 \mu\text{Sv}$	Rapiditate în execuție	Soft dificil
Planmeca	UHD	75 $\mu\text{m}$	8 cm înălțime/11 cm diametru	$\approx 86,4 \mu\text{Sv}$	Integrare cu alte soluții Planmeca	Preț mai ridicat pentru vârful de gamă
Vatech	HD	200 $\mu\text{m}$	9 cm înălțime/12 cm diametru	$\approx 100 \mu\text{Sv}$	Design compact și portabil	Timp mai lung de scanare

Dintre sistemele analizate în Tabelul 2.4, Planmeca se distinge prin cea mai mică dimensiune a voxelului, respectiv 75  $\mu\text{m}$ , în comparație cu 150  $\mu\text{m}$  și 200  $\mu\text{m}$  pentru Kavo și Vatech. Acest lucru indică o rezoluție mai înaltă a imaginii obținute cu sistemul Planmeca. Prin această rezoluție superioară, detaliile anatomice pot fi vizualizate mai clar și mai precis, oferind o înțelegere mai profundă a structurilor examinate. Această caracteristică avantajoasă a sistemului Planmeca îl face potrivit pentru aplicații care necesită o acuratețe ridicată în vizualizarea detaliilor fine.

Observații:

- Rezoluția se referă la nivelul de detalii pe care îl poate reda sistemul CBCT. O rezoluție înaltă înseamnă că sistemul poate obține imagini mai clare și mai detaliate.
- Dimensiunea voxelului reprezintă volumul de date 3D asociat fiecărui punct din imagine. Un voxel mai mic indică o rezoluție mai mare.
- Câmpul de vizualizare se referă la dimensiunea maximă a zonei care poate fi vizualizată într-o singură imagine. Un câmp de vizualizare mai mare permite examinarea unor zone mai extinse.
- Doza de radiații se referă la cantitatea de radiații X utilizată pentru a obține imaginile. O doză mai mică de radiații este preferabilă pentru a minimiza expunerea pacientului.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

- Dimensiunile fizice se referă la dimensiunile fizice ale echipamentului CBCT. Un sistem mai compact poate fi mai ușor de instalat într-un cabinet stomatologic cu spațiu limitat.

CBCT-ul are și câteva limitări în utilizarea sa în stomatologie. Este important să le cunoaștem pentru a avea o înțelegere completă a capacităților și limitărilor acestei tehnologii. Deși doza de radiații a unui scan CBCT este mai mică decât a unui CT tradițional, aceasta este încă mai mare decât cea a radiografiilor dentare convenționale, cum ar fi radiografiile panoramice sau intraorale. Prin urmare, este important ca utilizarea CBCT-ului să fie justificată și să fie luat în considerare raportul beneficiu-risc al expunerii la radiații. Sistemele CBCT sunt echipamente avansate și costisitoare, ceea ce poate face accesul la această tehnologie mai dificil din punct de vedere financiar pentru anumite clinici sau pacienți. În plus, costurile de întreținere și actualizare a echipamentului pot fi semnificative. Imaginile obținute prin CBCT au o rezoluție spațială mai mică decât imaginile CT tradiționale, ceea ce poate limita capacitatea de a detecta detalii fine. Aceasta poate fi o limitare în evaluarea anumitor afecțiuni sau structuri de dimensiuni mici. Mișcarea involuntară a pacientului în timpul scanării poate genera artefacte și distorsiuni în imagini.

De asemenea, artefactele datorate obiectelor metalice, cum ar fi cele produse de protezele dentare sau implanturile, bijuteriile, etc. pot interfera cu calitatea imaginii și pot limita vizualizarea adecvată a țesuturilor învecinate. Imaginile CBCT pot fi complexe în interpretare și pot necesita cunoștințe avansate pentru a fi analizate corect. Evaluarea și diagnosticarea pe baza imaginilor CBCT necesită expertiză și experiență adecvată în domeniul radiologiei dentare. Deși CBCT-ul oferă imagini tridimensionale, volumul de scanare poate fi limitat în anumite cazuri, cum ar fi regiunile posterioare ale maxilarului superior sau articulațiile temporo-mandibulare. În astfel de cazuri, alte modalități de imagistică, cum ar fi imagistica prin rezonanță magnetică (IRM) sau imagistica CT tradițională pot fi necesare pentru o evaluare completă.

### 2.4.4. 3D CBCT segmentar

3D CBCT segmentar reprezintă o modalitate avansată de imagistică tridimensională utilizată în stomatologie. Acest tip de CBCT permite obținerea de imagini tridimensionale detaliate și precise ale unor segmente specifice ale maxilarelor și mandibulei, în loc să acopere întregul arc dental și structurile adiacente, așa cum se întâmplă în cazul CBCT-ului total.

Utilizarea 3D CBCT segmentar oferă avantaje semnificative în anumite cazuri clinice care necesită o concentrare mai mare pe o anumită zonă a maxilarelor sau a mandibulei. Iată câteva aspecte importante de luat în considerare despre 3D CBCT segmentar:

1. **Aplicabilitate:** 3D CBCT segmentar este folosit în principal pentru evaluarea și planificarea intervențiilor chirurgicale sau a tratamentelor dentare care implică o anumită zonă sau segment al maxilarelor și mandibulei. Aceasta poate include implantologie, tratamentul afecțiunilor osoase sau a leziunilor specifice.
2. **Obținerea imaginilor:** Procedura de obținere a imaginilor 3D CBCT segmentar este similară cu cea a CBCT-ului total. Pacientul este poziționat în aparatul CBCT, iar acesta va efectua o rotație în jurul capului pacientului pentru a obține o serie de imagini. Cu toate acestea, în cazul 3D CBCT segmentar, se vor acoperi doar segmentele dorite, reducând astfel zona de expunere și doza de radiații pentru pacient.

## 2.5. Caracteristicile imaginilor

3. Detaliile imagistice: Imaginile obținute prin intermediul 3D CBCT segmentar sunt extrem de detaliate și precise în zona de interes. Acestea furnizează informații tridimensionale despre structurile osoase, țesuturile moi și relațiile anatomice din segmentul respectiv. Aceasta permite medicului să evalueze în detaliu structurile și să planifice intervențiile chirurgicale sau tratamentele dentare cu acuratețe.
4. Avantaje și utilizări specifice: 3D CBCT segmentar aduce numeroase avantaje în practica stomatologică. Acesta permite evaluarea detaliată a unui segment specific de interes, reducând astfel timpul de examinare și expunerea pacientului la radiații. De asemenea, permite planificarea precisă a intervențiilor chirurgicale și a tratamentelor dentare, asigurând un rezultat mai predictibil și mai eficient. Totuși, dacă pacientul are un tratament mai complex, CBCT-ul segmentar este utilizat doar pentru verificarea anumitor faze ale tratamentului sau post operator pentru a verifica poziția implantelor inserate.

Exemple de cazuri în care se utilizează 3D CBCT segmentare includ:

- Evaluarea și planificarea implanturilor dentare într-un segment specific al maxilarului sau mandibulei, în cazul în care este necesară o evaluare detaliată a densității osoase și a structurilor anatomice înconjurătoare.
- Planificarea tratamentelor ortodontice complexe, în special în cazurile în care este necesară o evaluare detaliată a aliniamentului dentar și a relației dintre dinți și structurile osoase specifice.
- Evaluarea și planificarea intervențiilor chirurgicale pentru rezolvarea afecțiunilor osoase sau a leziunilor într-un segment specific al maxilarului sau mandibulei.
- Evaluarea și planificarea tratamentului afecțiunilor articulațiilor temporo-mandibulare (ATM) într-un segment specific al maxilarului sau mandibulei.

Tabelul 2.5. Dimensiunea câmpului de scanare pentru fiecare tip de CBCT segmentar.

Tip de CBCT segmentar	Dimensiuni FOV disponibile
Segmentar pe secțiuni din maxilar sau mandibulă	5 x 5 cm, 8 x 5 cm
Segmentar de maxilar	8 x 5 cm, 11 x 5 cm
Segmentar de mandibulă	8 x 5 cm, 11 x 5 cm

## 2.5. Caracteristicile imaginilor

Radiografiile panoramice, intraorale și CBCT sunt metode comune de imagistică utilizate în stomatologie pentru diagnosticarea și evaluarea afecțiunilor dentare și maxilo-faciale. Fiecare dintre aceste tehnici prezintă caracteristici distinctive în ceea ce privește rezoluția, contrastul, artefactele și reproducerea culorilor, care pot influența interpretarea și utilizarea lor în practică (Tabelul 2.6).

### 1. Rezoluție:

- Radiografiile panoramice: Rezoluția acestor imagini este moderată, permițând vizualizarea generală a întregului arc dentar și a structurilor adiacente.
- Radiografiile intraorale: Acestea oferă o rezoluție mai bună decât radiografiile panoramice, permițând observarea detaliilor fine ale dinților și a structurilor anatomice locale.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

- CBCT: Tehnologia CBCT oferă rezoluție înaltă, permițând vizualizarea detaliată a structurilor anatomice în toate cele trei dimensiuni. Acest lucru este util în evaluarea complexă a afecțiunilor dentare și maxilo-faciale.
2. Contrastul:
- Radiografiile panoramice: Acestea oferă un contrast moderat între țesuturile moi și osoase, permițând identificarea generală a structurilor anatomice.
  - Radiografiile intraorale: Datorită rezoluției lor mai bune, aceste radiografii oferă un contrast mai mare între țesuturile moi și osoase, facilitând identificarea cariilor, a leziunilor osoase și a altor afecțiuni dentare.
  - CBCT: Tehnologia CBCT oferă un contrast ridicat între țesuturile moi și osoase, facilitând identificarea detaliilor anatomice și a afecțiunilor complexe.
3. Artefacte:
- Radiografiile panoramice: Pot apărea artefacte ca urmare a mișcării pacientului, a artefactelor de amplificare a imaginii sau a poziționării necorespunzătoare.
  - Radiografiile intraorale: Artefactele pot apărea din cauza obiectelor străine, a poziționării incorecte a senzorului sau a plăcilor radiografice, precum și datorită erorilor de procesare.
  - CBCT: Tehnologia CBCT poate fi afectată de artefacte cauzate de metalul din protezele dentare, implanturi sau alte obiecte metalice.

Tabelul 2.6. Tabel comparativ între radiografiile panoramice, intraorale și CBCT prin prisma rezoluției, FOV și contrast.

<b>Caracteristică</b>	<b>Radiografie Panoramică</b>	<b>Radiografie Intraorală</b>	<b>CBCT</b>
Rezoluție	150 $\mu\text{m}$	150 $\mu\text{m}$	75 $\mu\text{m}$
Field-of-View (FOV) / Câmpul de investigare	Acoperă întregul arc dentar și structuri osoase adiacente	Limitat la o regiune specifică a cavității bucale	Variază în funcție de aparat și configurație, de la FOV mic (5 cm diametru x 5 cm înălțime) până la FOV mare (11 cm diametru x 8 cm înălțime)
Contrast	Reglabil, puține artefacte	Ridicat, reglabil, fără artefacte	Ridicat, posibil cu multe artefacte

## 2.6. Reglementări și cadrul legal

### 2.6.1. Reglementări și obligații față de DSP (Direcția de Sănătate Publică)

#### *Înregistrarea aparatului de radiologie dentară la DSP*

Potrivit legislației în vigoare, deținătorii de aparate de radiologie dentară sunt obligați să înregistreze aceste echipamente la DSP. În procesul de înregistrare, aceștia trebuie să prezinte documentele necesare, care oferă informații despre furnizor, autenticitatea aparatului, garanție, cum se utilizează, spațiul unde este amplasat,



## 2.6. Reglementări și cadrul legal

planul de protecție radiologică sau informații despre utilizatorii aparatului. DSP va evalua aceste documente și va elibera o autorizație de funcționare.

### *Norme de protecție radiologică și siguranță la locul de muncă*

DSP emite norme și reglementări privind protecția radiologică și siguranța la locul de muncă în domeniul radiologiei dentare. Deținătorii de aparate de radiologie dentară au obligația de a respecta aceste norme și de a implementa măsuri adecvate de protecție radiologică. Printre obligațiile specifice se numără:

- Utilizarea ecranelor de plumb pentru a reduce expunerea la radiații ionizante în vecinătatea camerei unde are loc expunerea.
- Monitorizarea dozelor de radiații la care este expus personalul medical prin intermediul dozimetrelor personale și asigurarea că acestea se încadrează în limitele de siguranță.
- Asigurarea instruirii periodice a personalului în privința măsurilor de protecție radiologică și a procedurilor de siguranță la locul de muncă, atât de către firmă specializată în siguranța la locul de muncă, cât și prin absolvirea unor cursuri periodice (o dată la 5 ani) de radioprotecție, autorizate de CNCAN
- Implementarea unor protocoale stricte pentru protecția pacienților împotriva expunerii excesive la radiații ionizante și asigurarea că dozele de radiații sunt ținute sub control în timpul procedurilor de radiologie dentară. **DE AICI NECESITATEA OPTIMIZĂRII APARATURII ȘI PROTOCOLULUI.**
- Ținerea unei evidențe a dozelor și a numărului de pacienți, împărțiți pe sexe dar și pe categorii de vârstă, precum se poate vedea în Tabelul 2.7.

Tabelul 2.7. Examinări de RADIOLOGIE DE DIAGNOSTIC ȘI RADIOLOGIE INTERVENȚIONALĂ [17]

Examinari in functie de localizare	Cod proc.	Nr. total examinari	Nr. examinari pe grupe de varsta si gen										Kerma in aer (mGy) (valoare medie)				DAP (Gy x cm2) (valoare medie)			
			0-4 ani		5-9 ani		10-14 ani		15-39 ani		≥40 ani		0-4 ani	5-9 ani	10-14 ani	≥15 ani	0-4 ani	5-9 ani	10-14 ani	≥15 ani
			M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	ani	ani	ani	ani	ani	ani	ani	ani
Dentar intraoral	D1																			
Dentar panoramic	D2																			
Dentar tomografie 3D / CBCT	D3																			
Alele	D4																			
<b>TOTAL</b>		<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

### 2.6.2. Reglementări și obligații față de CNCAN (Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare)

Pentru a putea utiliza un aparat de radiologie dentară, este necesară obținerea autorizației din partea CNCAN. CNCAN are responsabilitatea de a emite reglementări și norme specifice în domeniul utilizării aparatelor de radiologie dentară. Aceste reglementări stabilesc cerințele tehnice, procedurile de autorizare și obligațiile specifice pe care trebuie să le îndeplinească deținătorii de astfel de echipamente. Procesul de obținere a autorizației implică prezentarea documentelor conforme despre obținerea aparatului, amplasare, verificare și utilizare a aparatului, despre locația unde acesta este amplasat, dar și despre personalul care folosește aparatura. De asemenea, pot fi necesare inspecții și verificări tehnice pentru a se asigura conformitatea cu normele de securitate radiologică. De regulă acestea se fac la așa-numitul control inaugural.

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

CNCAN stabilește cerințe specifice privind monitorizarea și raportarea dozei de radiații expuse în timpul utilizării radiologiei dentare, chiar dacă raportările se fac la DSP, în cadrul Laboratoarelor de Igiena Radiației din orașul de care aparține instituția care deține și utilizează aparatul. De asemenea, se impune respectarea tehnicilor adecvate de radioprotecție pentru a minimiza expunerea la radiații atât pentru personalul medical, cât și pentru pacienți. CNCAN poate efectua inspecții și teste periodice pentru a se asigura că toate cerințele de securitate radiologică sunt îndeplinite în mod corespunzător [18].

### **2.6.3. Reglementări și obligații față de ANMDM (Agenția Națională a Medicamentului și a Dispozitivelor Medicale)**

- Înregistrarea aparatului de radiologie dentară la ANMDM
- Verificarea aparaturii de către ANMDM la 3 ani după ce acesta nu mai este în garanție
- Verificarea șorțurilor de radioprotecție tot la 3 ani
- Emiterea de buletine de verificare tehnică sau avize dacă se aduc modificări la aparatul de radiologie [19]

## **2.7. Structura și obiectivele tezei de doctorat**

Această teză de doctorat este structurată în 8 capitole, primul capitol fiind introductiv pentru tema imagisticii medicale; am descris tehnicile uzuale și aparatura utilizată, cu accent pe OCT. Capitolele 2-7 sunt realizate pe baza lucrărilor de revistă publicate sau în curs de publicare. Aceste capitole sunt partea esențială a cercetării deoarece reprezintă contribuția personală în domeniu. Capitolul 8 este cel care încheie teza și este dedicat concluziilor finale ale tezei de doctorat și direcțiilor de lucru deschise de aceasta.

### **Capitolul 1 – Tehnici de imagistică medicală**

În capitolul 1 al tezei de doctorat s-a efectuat o prezentare a diferitelor tehnici de imagistică medicală, inclusiv o descriere a fiecărei metode, o analiză a clasificării acestora și o discuție a avantajelor și limitărilor fiecărei tehnici. Am explicat cum funcționează radiografia cu raze X, CT, ultrasonografia, imagistica prin rezonanță magnetică (RMN), tomografia cu emisie de pozitroni (PET) și OCT. Am realizat, de asemenea, o clasificare a acestor tehnici în funcție de sursa lor de radiație în generarea imaginilor. Această clasificare este esențială pentru înțelegerea modului în care fiecare metodă se încadrează într-un anumit context. În ceea ce privește avantajele și limitările, am subliniat că fiecare tehnică de imagistică medicală are punctele sale forte și limitările ei. De exemplu, radiografia cu raze X este utilizată pe scară largă, dar implică expunerea la radiații ionizante, în timp ce RMN-ul oferă imagini detaliate ale țesuturilor moi, dar poate fi costisitor. Am discutat și despre unele aplicații practice ale fiecărei tehnici în domeniul medical. Tot în acest capitol am scris despre bazele teoretice ale OCT-ului, despre sisteme și modalități de scanare laser, tipuri de OCT, aplicații ale OCT în medicină și în NDT.

### **Capitolul 2 - Metode imagistice în stomatologie**

## 2.6. Reglementări și cadrul legal

În capitolul 2 al tezei am descris aparatura utilizată în radiologia dentară, cu focus pe cea pe care am utilizat-o în activitatea de cercetare avută pentru realizarea acestei teze de doctorat. Este de subliniat faptul că noile tehnologii digitale înlocuiesc metoda tradițională a utilizării filmelor în domeniul stomatologiei și că experiența este esențială pentru utilizarea eficientă a acestor echipamente. Un exemplu specific este sistemul Planmeca ProMax 3D, care folosește detectoare digitale pentru capturarea imaginilor radiografice. Pentru a obține imagini de înaltă calitate, aceste detectoare digitale trebuie să fie sensibile, iar dimensiunea pixelilor și reducerea zgomotului de fundal sunt factori critici. Procesul de obținere a radiografiilor dentare implică expunerea pacientului la radiații X, colectarea datelor și apoi procesarea acestora pentru a crea imagini. Componentele și etapele acestui proces sunt detaliate în teză.

### **Capitolul 3 - Sinergia dintre OCT și radiografii**

Capitolul 3 demonstrează sinergia dintre Tomografia în Coerență Optică (OCT) și radiografiile în domeniul stomatologiei. Stomatologia a evoluat semnificativ datorită progreselor tehnologice în diagnostic și tratament. Radiografiile intraorale, panoramice, precum și Tomografie Computerizată cu Fascicul Conic (CBCT) sunt tehnicile standard de imagistică în stomatologie, dar prezintă dezavantajul expunerii pacienților la radiații ionizante. Astfel, pentru a reduce cât mai mult expunerea pacienților la radiație, se pot utiliza tehnici alternative de imagistică. Tehnicile cu raze X sunt limitate în rezoluție: în jur de 127  $\mu\text{m}$  pentru radiografia panoramică, 144  $\mu\text{m}$  pentru radiografiile intraorale și 75  $\mu\text{m}$  pentru CBCT. SS-OCT, având o rezoluție axială de  $\sim 15 \mu\text{m}$ , oferă imagini pe care se poate diagnostica o problemă dentară în stadiu incipient sau una care pe radiografiile uzuale nu este vizibilă deloc. Astfel, în acest studiu am folosit diferite probe pe care le-am investigat cu ambele metode (raze X și OCT) și în funcție de informațiile care pot fi obținute din imagini, am împărțit cazurile în 3 categorii: cele care pot fi investigate doar cu OCT, doar cu radiografii, precum și cele în care se pot utiliza în mod complementar ambele metode. Investigațiile OCT au fost efectuate în principal folosind un sistem OCT dezvoltat în cadrul Laboratorului de Optomecatronică și Fonică Biomedicală al Universității „Aurel Vlaicu” din Arad. Radiografiile au fost realizate în clinica dentară Dental Experts din Timișoara cu sistemul Planmeca ProMax 3D Classic. Rezultatele ne-au arătat faptul că se pot delimita clar cazuri de afecțiuni dentare care pot să fie diagnosticate cu OCT, cu radiografii, precum și cele în care se pot utiliza în mod complementar atât OCT cât și radiografiile.

### **Capitolul 4 - Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT**

În cadrul capitolului 4 am introdus și dezvoltat o modalitate inovatoare de optimizare a unităților de raze X utilizate pe scară largă în medicina dentară. Pentru aceasta s-a utilizat tehnologia de rezoluție mult mai mare, și anume OCT.

Calibrarea aparatelor cu raze X (cu precădere a parametrilor lor kV și mA) este esențială pentru obținerea imaginilor de cea mai înaltă calitate. Tensiunea aplicată (kV) influențează contrastul radiografiei, iar intensitatea curentului electric (mA) controlează generarea fasciculului de raze X. Procesul de achiziție de date este similar pentru toți producătorii de echipamente de acest tip, iar algoritmi speciali sunt utilizați pentru reconstrucția imaginilor 2D sau 3D. Radiografiile panoramice, intraorale și CBCT sunt tehnici comune de imagistică utilizate în stomatologie pentru diagnosticarea și evaluarea afecțiunilor dentare și maxilo-faciale. Aceste tehnici au

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

caracteristici distinctive în ceea ce privește rezoluția, contrastul, artefactele și reproducerea culorilor, care pot influența interpretarea și utilizarea lor în practică.

Cercetarea realizată în acest capitol a demonstrat că OCT poate să fie utilizat în optimizarea sistemelor de radiologie dentară. Protocolul de optimizare implică investigarea unei afecțiuni dentare cu ambele tehnici (OCT și radiografie). Se face diagnosticarea exactă pe imaginile OCT (cu o rezoluție axială de 15  $\mu\text{m}$ , pe când imaginile cu raze X panoramice și 3D CBCT au o rezoluție de 150 până la 200  $\mu\text{m}$ ) iar mai apoi se caută setările optime ale kV și mA pentru fiecare tip de radiografie, până când afecțiunea dentară investigată cu OCT poate să fie corect diagnosticată și cu radiografii. După optimizarea aparaturii cu raze X, s-au aplicat setările pentru realizarea radiografiilor pe pacienți [16]. S-a observat o îmbunătățire a calității radiografiilor (evaluată prin contrast și raportul contrast-zgomot), dar și reducerea dozei de radiație.

## **Capitolul 5 - Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz**

Capitolul 5, centrat pe OCT pentru NDT, se referă la testarea materialului reactoarelor pe bază de acid polilactic (PLA) imprimate 3D și utilizate pentru producerea de biogaz folosind digestia anaerobă. Este investigat impactul temperaturii, pH-ului și fazei apoase asupra reactorului testat, împreună cu efectul fazei gazoase / biogazul produs. Au fost considerate două loturi separate de materiale utilizate unul după altul în interiorul reactorului, într-o situație realistă. Doi parametri esențiali în interiorul reactorului (pH și temperatură) au fost monitorizați continuu pe o perioadă de 25-30 de zile pentru fiecare dintre cele două procese de generare a biogazului.

Imagistica OCT a fost realizată cu același sistem ca în studiile precedente, din laborator din cadrul UAV Arad. Pentru analizele SEM s-a folosit un sistem FEI Quanta 250. Procedura de investigare a implicat montarea eșantionelor pe suporturi conductive de cupru cu plachete de carbon și expunerea acestora la fasciculul de electroni de scanare. Pentru a obține imagini de înaltă calitate, toate probele de PLA investigate au fost acoperite cu aur înainte de analiza SEM [18].

Studiul a indicat că materialele polimerice, cum este PLA, sunt adecvate pentru dezvoltarea componentelor și bioreactoarelor la scară mică pentru cercetarea procesului de digestie anaerobă în scopul producerii de biogaz. Rezultatele experimentelor arată că plăcile de testare utilizate în studiu sunt afectate parțial de reacțiile chimice și biologice din interiorul reactorului. Cu toate acestea, structura dezvoltată permite efectuarea de teste multiple și indică faptul că materialele imprimate 3D bazate pe PLA reprezintă o soluție viabilă pentru fabricarea componentelor în astfel de aplicații.

Deși sunt necesare cercetări suplimentare privind parametrii, compoziția chimică și diferitele tipuri de substraturi utilizate în teste, concluziile studiului sunt promițătoare pentru utilizarea acestor materiale în cercetarea din domeniu. De asemenea, studiul evidențiază capacitatea tehnologiei OCT de a evalua materialele utilizate pentru pereții bioreactorului, în special în cazul loturilor utilizate pentru producția de biogaz. SEM s-a dovedit a fi utilă pentru validarea rezultatelor OCT, dar nu este strict necesară. Prin urmare, acest studiu subliniază faptul că doar OCT poate oferi atât evaluări calitative, cât și cantitative, în timp ce SEM poate furniza informații suplimentare despre detalii privind degradarea pereților bioreactorului. De asemenea, s-au evidențiat diferențele între impactul vaporilor (în partea superioară a reactorului) și al substratului (în partea mijlocie și inferioară) asupra pereților bioreactorului.

## 2.6. Reglementări și cadrul legal

### **Capitolul 6 - Studiu comparativ privind decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor**

Acest capitol al studiului se concentrează pe evaluarea eficacității terapiei cu laser în decontaminarea suprafețelor probelor de titan și zirconiu care au fost contaminate cu bacterii *S. Aureus* ATCC 25923. Au fost analizate 20 de probe, 5 grupuri a câte 4 probe fiecare. Imaginile au fost obținute cu ajutorul SEM și OCT. SEM a fost utilizată pentru a evalua afectarea suprafețelor probelor în urma procedurii de sterilizare, în timp ce pentru OCT s-a demonstrat capacitatea sa de a investiga aceste probe. Imaginile au fost utilizate pentru măsurători, iar software-ul IC Measure a fost folosit pentru calcularea ariei întregii suprafețe a sondelor.

Din statistică reies următoarele concluzii: (i) nu există nici-o diferență semnificativă între măsurătorile SEM sau OCT; (ii) Titanul este puțin mai afectat decât Zirconiu, însă diferențele nu sunt mari, de la 9,3 pentru Titan la 6,5 pentru Zirconiu; (iii) suprafața afectată de oricare dintre metodele alese este mică, însă există o diferențiere între ele (Convențional 3,55; Er:YAG 4,25 și Er:YAG + PDT 5,31).

Studiul din care face parte această cercetare este încă în curs, în colaborare cu UMF Timișoara și urmează a fi publicat după finalizarea aspectelor biomedicale.

### **Capitolul 7 - Comparație între rezultatele obținute cu micro-CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor convenționale versus crenelate**

Capitol 7 se concentrează pe comparația între rezultatele obținute cu ajutorul tehnicilor de imagistică micro-CT și OCT pentru a verifica adaptarea fațetelor dentare convenționale (CO) versus cele crenelate (CR), cele din urmă constituind un brevet al UMF Timișoara.

Scopul studiului a fost de a evalua influența designului marginal sinusoidal al fațetelor dentare crenelate asupra adaptării marginale și interne în comparație cu fațetele convenționale. Metoda de lucru a implicat folosirea a 10 dinți cu fațete dentare, împărțiți în două grupuri: unul cu fațete convenționale și altul cu fațete crenelate. Imagini OCT au fost realizate pe fiecare latură a dinților în zona de joncțiune dintre fațete și dinți. Analiza a arătat că fațetele crenelate au prezentat rezultate mai bune în comparație cu cele convenționale, în special în ceea ce privește adaptarea internă. Aceste concluzii susțin ipoteza inițială că fațetele crenelate pot oferi o adaptare mai bună și o omogenitate a cimentului dentar superioară față de fațetele convenționale. O concluzie importantă a acestui capitol este faptul că OCT poate să substituie micro-CT în astfel de analize, datorită faptului că rezultatele studiului sunt confirmate de studiul realizat utilizând micro-CT.

### **Capitolul 8 – CONCLUZII**

Cercetarea prezentată în această teză de doctorat s-a concentrat pe aplicabilitatea OCT ca metodă de imagistică, atât biomedicală în stomatologie, cât și în NDT. Astfel, pentru fiecare dintre cele două direcții de cercetare, s-au obținut următoarele rezultate:

#### I. OCT în Stomatologie

- OCT în Stomatologie: Cercetarea a evidențiat importanța OCT în domeniul medicinei dentare datorită capacității sale de a oferi imagini de înaltă rezoluție a țesuturilor orale. Utilizarea combinată a OCT și a radiografiilor a dovedit sinergia dintre

## Capitolul 2. Metode imagistice în stomatologie

aceste două tehnologii, contribuind la diagnosticarea și tratamentul mai eficiente ale problemelor dentare [17].

- Optimizarea aparaturii cu raze X utilizând OCT: cercetarea a dezvoltat o procedură de optimizare a unităților de imagistică cu raze X pentru obținerea de imagini cu rezoluție cât mai înaltă (și cu iradiere cât mai redusă) a detaliilor dentare. Acest proces a îmbunătățit evaluarea detaliilor dentare și a parametrilor unităților de raze X, facilitând diagnosticul și tratamentul pacienților [16].

### II. OCT în NDT

- Utilizarea materialelor polimerice în bioreactoare: cercetarea a explorat utilizarea materialelor pe bază de PLA în dezvoltarea bioreactoarelor pentru producerea biogazului prin digestie anaerobă. OCT a fost utilizat pentru evaluarea degradării materialelor [18].

- Compararea OCT cu SEM în studiul materialelor biomedical (Ti și zirconiu) decontaminate cu diferite metode, convenționale sau utilizând radiația laser: studiul a comparat capacitățile OCT cu cele ale microscopiei electronice cu scanare (SEM) pentru imagistica și măsurătorile pe materialele considerate.

- Validarea rezultatelor cu Micro-CT: cercetarea a arătat că OCT poate valida rezultatele obținute cu ajutorul micro-CT, specific în ceea ce privește studiul marginilor fațetelor dentare (crenelate versus convenționale).

În ansamblu, teza de doctorat a demonstrat potențialul OCT în diferite domenii, inclusiv stomatologie și investigații nedistructive [20] și a contribuit la dezvoltarea și optimizarea unor metode și tehnologii relevante în aceste domenii.

*Teza de doctorat "IMAGISTICĂ BIOMEDICALĂ ÎN STOMATOLOGIE ȘI NDT FOLOSIND O GAMĂ DE TEHNICI DE INVESTIGARE, CU FOCUS PE TOMOGRAFIA ÎN COERENȚĂ OPTICĂ (OCT)" a avut ca **OBIECTIV** utilizarea tomografia în coerență optică / Optical Coherence Tomography (OCT) în stomatologie și investigații NDT.*

În stomatologie, ca metodă imagistică pentru diagnosticarea și verificarea tratamentelor, dar și pentru validarea rezultatelor obținute cu OCT, în comparație cu utilizarea altor tehnici de investigație stomatologice, tradiționale, bazate pe raze X. Pentru industrie și materiale biomedicale s-au analizat aspecte de *control nedistructiv / Non-Destructive Testing (NDT)*, direcție în care OCT a fost validat cu alte tehnici, cum ar fi *microscopia cu fascicul de electroni / Scanning Electron Microscopy (SEM)*.

Astfel, domeniul tezei este cel al Ingineriei Mecanice, specializarea Mecanică Fină, cu focus pe aspecte ale sistemelor de măsurare (în acest caz, fotonice și optomecatronice).

**Contribuțiile originale ale acestei teze sunt rezultatele prezentate în capitolele 3-7.**

**Dintre acestea, pe baza în capitolele 3 și 4 s-au publicat două articole de revistă în care s-a realizat pentru prima dată un studiu amplu despre aplicabilitatea OCT pentru mai multe afecțiuni dentare și s-a optimizat aparatura de radiologie dentară cu ajutorul OCT, protocol introdus pentru prima dată în literatura de specialitate.**

**Capitolul 5 a fost de asemenea publicat într-un articol de revistă, utilizând OCT (în conjuncție cu SEM) pentru investigarea degradării materialelor PLA ale generatoarelor de biogaz.**

**În capitolele 6 și 7 s-au prezentat rezultatele obținute cu OCT în trei studii care urmează a fi publicate în continuare, în care s-a comparat capacitatea OCT și validarea sa cu alte tehnici uzuale (SEM, micro-CT). Un aspect important este faptul că toate rezultatele imagistice din această teză sunt contribuție personală, inclusiv cele din capitolele introductive (1 și 2).**

## 2.6. Reglementări și cadrul legal

### Bibliografie

1. H. Singh and J. A. Neutze , Radiology Fundamentals – Introduction to Imaging & Technology, Fourth Edition, Springer, 2012.
2. R. C. Page, H. E. Schroeder, "Pathogenesis of inflammatory periodontal-disease - summary of current work, Laboratory Investigation," vol. 34, Issue 3, pp 235-249, 1976.
3. B. L. Pihlstrom, B. S. Michalowicz, N. W. Johnson, "Periodontal diseases," LANCET, 2005, vol. 366, Issue 9499, pp 1809-1820.
4. C. Sinescu, V.-F. Duma, D. Dodenciu, S. Stratul, M. Manole, Gh. E. Draganescu, "Mechanical properties of the periodontal system and of dental constructs deduced from the free response of the tooth," J. of Healthcare Engineering, 2018, ID 4609264,.
5. Velea O.-A., Sinescu C., Negrutiu M. L., Velea P. I., Duma V.-F., "Evaluation of periodontal pockets using different biomaterials: a preliminary study," Revista Chimie, 2014, vol. 65, Issue 9, pp 1063-1066,.
6. J. R. Pramod, Textbook of Dental Radiology, Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd, 2011.
7. B. Poppe, H. K. Looe, A. Pfaffenberger, F. Eenboom, N. Chofor, M. Sering, A. Rühmann, A. Poplawski, K. Willborn, "Radiation exposure and dose evaluation in intraoral dental radiology," Radiation Protection Dosimetry, vol. 123, Issue 2, pp 262-267, February 2007.
8. G. F. Williamson, Intraoral Imaging: Basic Principles, Techniques and Error Correction, Online Course (<https://www.dentalcare.com/en-us/professional-education/ce-courses/ce559>), 2018.
9. R. A. Erdelyi and V.-F. Duma, "Optimization of radiation doses and patients' risk in dental radiography," AIP Conference Proceedings 2019, vol. 2071, Issue 1, pp 040013-1 – 040013-6.
10. V. I. Mikla, V. I. Rusin and P. A. Boldizhar, "Advances in imaging from the first X ray images," Journal of Optoelectronics and advanced materials, 2012, vol. 14, no. 7-8, pp 559-570, July-August.
11. M. Bigas, "Review of CMOS image sensors," Microelectronics Journal, 2006, vol. 37.
12. M. Y. M. Chen, T. L. Pope and D. J. Ott , Basic Radiology, Lange McGraw-Hill Companies, 2011.
13. Planmeca, Technical Manual of Planmeca Promax 3D, 2016.
14. R. Behling, "Performance and Pitfalls of Diagnostic X-ray Sources: An Overview," Medical Physics International Journal, 2016, vol. 4, pp 107-114,.
15. J. D. Howell , "Early clinical use of the X-ray," Transactions of the American Clinical and Climatological Association, vol. 127, pp 341-349, 2016.
16. M. Y. M. Chen, T. L. Pope and D. J. Ott, Basic Radiology, Lange McGraw-Hill Companies.
17. <https://www.dsptimis.ro/compartimente/compartimente-radiatii>
18. <http://www.cncan.ro/legislatie/>
19. <https://www.anm.ro/dispozitive-medicale/legislatie/legi-ordonante-si-hotarari-de-guvern/>

## Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

Stomatologia a evoluat rapid în ultimele decenii datorită avansurilor tehnologice atât în diagnoză, cât și în tratament [1–3]. Pentru punerea diagnosticului există mai multe tipuri de tehnici de imagistică medicală disponibile, inclusiv radiografia cu raze X, instrumente bazate pe laser pentru detectarea cavităților, precum și Tomografia în Coerență Optică (OCT) [4–7] – conform celor expuse în capitolele anterioare.

Cele mai comune metode de imagistică clinică utilizate în stomatologia de zi cu zi sunt radiografia intraorală și panoramică, precum și Tomografia Computerizată în Cone Beam tridimensional (CBCT) – vezi capitolul 2. Unul dintre dezavantajele acestora este îngrijorarea pacienților în ceea ce privește expunerea la radiații X, care este ionizantă și dăunătoare pentru țesutul viu. În acest sens, doza de radiație trebuie calculată corect de personalul tehnic pentru fiecare metodă [8], în timp ce aparatura cu raze X și investigațiile trebuie îmbunătățite pentru a reduce doza de radiație [9], conform cerințelor ALARA. Ideal ar fi să se obțină aceasta fără a pierde performanțele imaginii, deoarece imagini precise de înaltă calitate, cu rezoluție ridicată, contrast bun și fără artefacte, sunt obligatorii pentru a diagnostica corect un pacient sau pentru a evalua un tratament efectuat. În prezent, unitățile digitale cu raze X (echipate cu senzori corespunzători și software dedicat) pot fi optimizate pentru a îmbunătăți, procesa și analiza în profunzime imaginile obținute. Tehnicile cu raze X sunt limitate în rezoluție: în jur de 127  $\mu\text{m}$  pentru radiografia panoramică, 144  $\mu\text{m}$  pentru radiografiile intraorale și 75  $\mu\text{m}$  pentru CBCT [9]. Unele probleme dentare nu pot fi astfel evaluate corect, indiferent de tipul de radiografie utilizat sau de observația vizuală. Ca urmare, alte tehnici de imagistică medicală sunt necesare pentru medicii stomatologi pentru a le permite să ofere un tratament de calitate.

OCT este o astfel de tehnică de imagistică care poate fi utilizată pentru a diagnostica afecțiunile dentare [10–17] și pentru a evalua tratamentele efectuate [14]. OCT nu este încă o metodă comună de imagistică în stomatologie, deși s-a impus în oftalmoscopie [4,18], dar și pentru investigații cutanate [19] (în combinație cu microscopia confocală) și endoscopie [20,21]. Deoarece OCT utilizează radiația laser în infraroșu (IR) de putere redusă, tehnica este complet non-invazivă, având avantajul de a evita expunerea pacienților la radiații - în contrast cu tehnicile cu raze X. Cu toate acestea, rezoluția imaginii în OCT este mult mai bună, cu valori comune de 10-15  $\mu\text{m}$  pentru rezoluția axială raportată în această teză și valori ale rezoluției de 2  $\mu\text{m}$  (atât axial, cât și lateral) ca tehnologie de ultimă generație [22]. Au fost explorate și valori sub-micrometrice ale rezoluției, dar în regimul vizibil, nu în infraroșu, prin urmare, nu sunt aplicabile în stomatologie, deoarece adâncimea de penetrare ar fi prea mică și, mai ales, țesuturile investigate ar fi afectate [23]. Deși utilitatea posibilă a OCT pentru diferite investigații în Medicina Dentară a fost demonstrată de numeroase studii, în opinia noastră a fost necesar un studiu care să stabilească clar potrivirea acestei tehnici față de razele X, având în vedere întreaga gamă existentă de probleme și aplicații dentare.

Scopul acestui capitol este de a contribui în această direcție, pentru a stabili care sunt condițiile care afectează țesuturile dure din cavitatea orală și care pot fi investigate doar cu ajutorul razelor X, cu ambele tehnici (raze X și OCT), precum și doar cu OCT. Trebuie avute în vedere avantajele și dezavantajele fiecărei tehnici.



### 3.1. Radiografiile

Comparând OCT cu radiografia (comună), dezavantajul clar al OCT este adâncimea de penetrare mult mai mică. Aceasta este invers proporțională cu densitatea materialului investigat, fiind limitată la cel mult 1,5 mm pentru țesutul dentar dur sau os. Pe de altă parte, imaginile OCT relevă problemele dentare la un stadiu mai precoce decât radiografiile datorită rezoluției lor superioare [17].

Evaluarea cantitativă este un alt motiv important pentru un astfel de studiu comparativ. Măsurătorile cu ajutorul software-urilor specializate pot fi utilizate pentru investigarea cavităților, cavităților secundare, lungimii canalului radicular sau a parodontitei. Fără instrumente cantitative, imaginile furnizate de orice tehnică pot servi doar analizei calitative. Astfel, imaginea unei cavități, de exemplu (așa cum este furnizată de OCT), trebuie procesată și analizată pentru a oferi o informație cantitativă [24]. Compararea tehnicilor cu raze X și OCT din punctul de vedere al preciziei unor astfel de evaluări a fost un alt obiectiv al acestui studiu. Pentru a îndeplini acest scop, au fost luate în considerare o serie de cazuri clinice investigate *in vivo* în cavitatea orală, precum și evaluări *ex vivo* (cele din urmă pe dinți extrași).

În fine, pentru a compara capacitățile celor două tehnici, sunt efectuate investigații după un tratament stomatologic, atât pentru cavități, cât și pentru coroane dentare.

Cele prezentate în acest capitol au fost diseminate în (și sunt reproduse după) lucrarea [R.-A. Erdelyi, V.-F. Duma\*, C. Sinescu, G. Dobre, A. Bradu, A. Podoleanu, Dental Diagnosis and Treatment Assessments: Between X-rays Radiography and Optical Coherence Tomography, *Materials* **13**(21), 4825 (2020); <https://doi.org/10.3390/ma13214825>; **IF 3.623**; **Q1**].

### 3.1. Radiografiile

Pentru acest studiu, mai multe dinți extrași au fost colectați de la Clinica Dental Experts din Timișoara, România, respectând protocolul etic al clinicii, cu consimțământul scris al pacienților. Toți dinții au fost extrași în timpul diferitelor tratamente, nu în scopul acestui studiu. În timp ce astfel de mostre au fost supuse imagisticii *ex vivo* cu raze X (vezi Secțiunile 3.2 și 3.3), alte investigații similare au fost realizate *in vivo* în aceeași clinică, în timpul investigațiilor clinice, pe os și dinți în cavitatea orală (vezi Secțiunea 3.1).

Investigațiile radiologice cu măsurători suplimentare au fost efectuate în clinică utilizând două unități radiologice: Planmeca ProMax 3D Plus (Planmeca, Helsinki, Finlanda) pentru radiografia panoramică și 3D CBCT; Gendex Oralix (Danaher Corporation, Washington, DC, SUA) pentru radiografia intraorală [25] - Figura 3.1.

Rezoluția maximă obținută cu ambele unități de raze X a fost de 75 μm, după optimizările descrise în detaliu în [9]. Protocolul pentru obținerea radiografiilor de înaltă calitate a fost optimizat pentru a fi în conformitate cu protocolul As Low As Reasonably Achievable (ALARA) [26]. Acest lucru înseamnă că unitatea de raze X furnizează radiografii de cea mai înaltă calitate posibilă, expunând pacientul la cea mai mică cantitate posibilă de radiații. Radiografia intraorală este efectuată la 68 kV și 9 mA, pentru un timp de expunere cuprins între 0,5 și 1 s. Radiografiile panoramice și 3D CBCT au un timp de expunere neschimbabil de 15 s, respectiv 5 s. Setările tubului de raze X pentru radiografia panoramică sunt de 72-73 kV și 11 mA, în timp ce pentru 3D CBCT sunt de 90 kV și 14 mA, cu un protocol suplimentar de doză ultra-redușă (ULD).

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

Pentru obținerea de imagini de înaltă calitate și pentru îmbunătățirea radiografiilor sau pentru evaluarea problemelor de tratament utilizându-le [27,28], fiecare unitate de raze X este dotată cu putere de calcul suplimentară. Unitatea de raze X Planmeca face parte dintr-un sistem cu două PC-uri suplimentare, toate conectate într-o rețea privată: primul funcționează ca server și pentru reconstrucția imaginii, iar al doilea pentru procesarea imaginii. PC-ul de reconstrucție a imaginii are un procesor Intel Core i5 (generația a 6-a), 16 GB RAM, un sistem de operare pe 64 de biți, două discuri de memorie (un SSD cu capacitate de stocare de 128 GB și un HDD cu capacitate de stocare de 1 TB), o placă video dedicată cu minim 2 GB RAM și o conexiune LAN. Acest PC colectează informațiile de la senzor [9], le procesează și le convertește într-o imagine brută 2D sau 3D. PC-ul de procesare a imaginii are un procesor Intel Core i7 (generația a 6-a), 16 GB RAM, un sistem de operare pe 64 de biți, trei discuri de memorie (un SSD cu capacitate de stocare de 256 GB și două HDD-uri cu capacitate de stocare de 1 TB fiecare, conectate într-o configurație RAID1), o placă video dedicată cu minim 2 GB RAM și care ar trebui să aibă 2 conexiuni LAN. RAID1 înseamnă că aceeași informație este scrisă pe ambele HDD-uri și este protejată în cazul în care un HDD este deteriorat. Astfel, toate datele sunt în siguranță și rămân stocate pe celălalt HDD.



Figura 3.1. (a) Dinți pregătiți pentru investigații cu raze X; (b) dinți poziționați în unitatea de raze X Gendex Oralix (Danaher Corporation, Washington DC, SUA), pregătiți pentru expunere.

### 3.2. Tomografia de Coerență Optică (OCT)

Investigațiile OCT au fost efectuate în principal folosind un sistem Swept Source (SS) OCT cu sursă de emisie lineară dezvoltat intern [7], (diagrama schematică este prezentată în Figura 2), la Universitatea "Aurel Vlaicu" din Arad, România. Acesta include o sursă laser cu frecvență de scanare de 50 kHz (Axsun Technologies Ltd., Billerica, MA, SUA), cu o lungime de undă centrală de 1310 nm și o gamă de scanare de la 1256,6 nm la 1362,8 nm. Fasciculul optic de ieșire (puterea optică de 18 mW la ieșirea laserului) este direcționat către un cuplor direcțional 80/20, care transmite 20% din puterea optică a sursei către probă prin intermediul unui scanner galvanometric bidimensional cu două axe (GS) [29]. Lumina retrodifuzată de la probă este ghidată înapoi pe aceeași cale și este ulterior combinată la cuplorul DC2 cu lumina de referință. Fiecare dintre cele două brațe DC2 care duc la fotodetectorul echilibrat BPD (Santec Model BPD-200 DC, Komaki-City, Japonia) transportă lumina de interferență rezultată din recombinația luminii de probă și a luminii de referință. Acestea sunt convertite în două semnale electronice în fază opusă. Semnalul rezultat în urma operației de diferență este lipsit de componenta sa DC lent variabilă și are o

### 3.2. Tomografia de Coerență Optică (OCT)

amplitudine care pulsează alternativ la o valoare de două ori mai mare decât fiecare semnal al fotodetectorului, datorită interferenței dintre fasciculul de probă și fasciculul de referință. Acest semnal este ulterior digitalizat de un convertor de semnal de formă de undă cu rezoluție de 12 biți și rată de eșantionare de 500 MS/s, model ATS9350 (Alazartech, Quebec, QC, Canada), convertit în scală de gri, pus într-o formă adecvată pentru vizualizare și afișat utilizând un software dezvoltat intern, implementat în LabVIEW 2013, 64 de biți. Același program controlează și scanerul GS bidimensional prin intermediul unei plăci de achiziție a datelor, model PCI 6110 (National Instruments, Austin, TX, SUA). Spectrele canalizate dobândite sunt utilizate pentru construirea unei imagini OCT 3D și pentru obținerea de imagini C-scan/în plan (situate la o anumită adâncime în probă). Se obțin direct imaginile în plan, fără a se realiza mai întâi reconstrucții volumetrice, utilizând B-scan-uri, așa cum se face în cazul OCT cu sursă de emisie liniară convențională. Rezoluția axială furnizată de instrument este de 15  $\mu\text{m}$  măsurată în aer.

Sistemul OCT utilizează o putere optică la un nivel conservator, așa cum este utilizată în imagistica retinei, cu un maxim de câteva mW, deși se poate tolera o putere mai mare. La nivelul valorilor de siguranță pentru retina, sensibilitatea este de 85-92 dB la rate de linie de 100 kHz. Pentru sursa Axsun utilizată în configurația din Figura 2 (cu 1310 nm și 50 kHz), de obicei se obține o sensibilitate >97 dB cu o putere optică de 3,6 mW pe probă. Există numeroase rapoarte care arată că ratele de linie în MHz sunt realizabile în limitele de putere datorate siguranței, de câteva mW, prin urmare, viteze similare ar trebui să fie realizabile în aplicațiile relevante pentru acest raport, cu o degradare imediată a sensibilității proporțională cu creșterea vitezei.

Pentru unele dintre rezultatele prezentate în Secțiunea 3.4 privitor la dinți și coroane dentare, au fost utilizate două alte sisteme OCT dezvoltate intern. Acestea sunt un sistem de Domeniu Spectral (SD) și unul de Domeniu Temporal (TD), descrise în [30,31]. Mostrele au fost prelevate de la pacienți care au participat la Universitatea de Medicină și Farmacie "Victor Babeș" din Timișoara, România, respectând un protocol etic aprobat și după obținerea consimțământului lor scris.

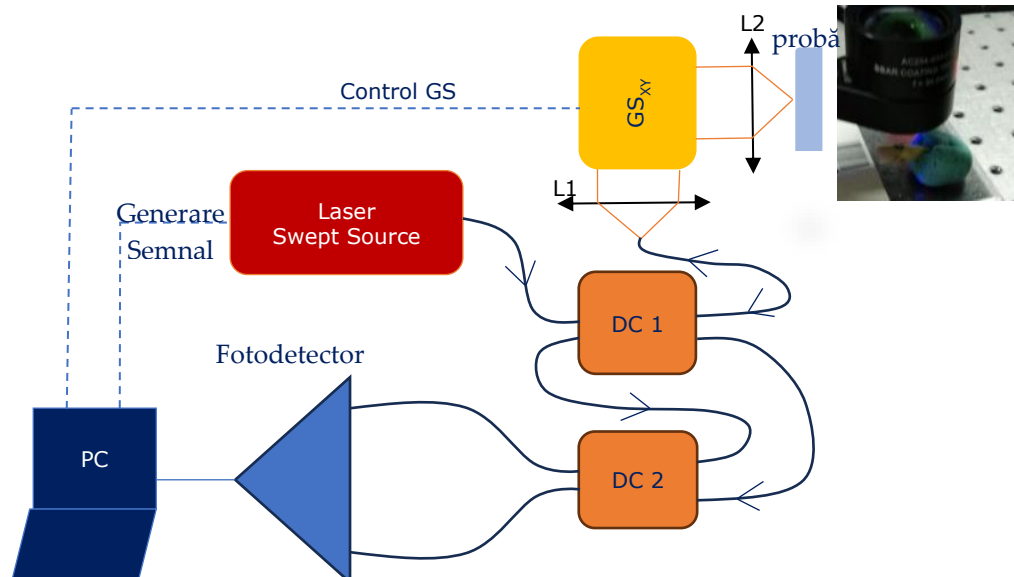


Figura 3.2. Sistem SS-OCT dezvoltat intern în 3OM Optomechatronics Group, utilizând un interferometru laser. Componente: Sursă cu emisie liniară; DC1,2, cuploare direcționale cu

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

fibră optică monomod (20/80 și 50/50, respectiv); GSXY, scanner galvanometric bidimensional cu două axe; L1,2, lentile acromatice; BPD, fotodetector echilibrat; PC, calculator personal.

#### **3.3. Caracterizarea eșantioanelor**

Pentru a caracteriza eșantioanele din fiecare grup din diferite perspective, au fost utilizate mai multe metode, prezentate succint în protocolul următor.

Dinții extrași sunt mai întâi analizați cu ajutorul tehnicilor de raze X, deoarece echipamentul de radiologie este, de asemenea, situat în clinica dentară care a furnizat (majoritatea) dinților pentru acest studiu. După ce dinții sunt extrași, aceștia sunt curățați și pregătiți pentru investigații. Toate tipurile de radiografii sunt realizate cu echipamentul disponibil în clinică (comun pentru un astfel de mediu medical): radiografie intraorală, radiografie panoramică și CBCT 3D. În Figura 3.1 sunt prezentate exemple de dinți pregătiți pentru investigații. Software-ul Romexis Viewer (Planmeca, Helsinki, Finlanda) este utilizat pentru evaluarea cariilor sau a altor probleme dentare. Acesta este echipat cu o bară de instrumente care permite măsurători precise ale aspectelor dentare, chiar și pentru imagini importate din alte surse [32]. Aceasta este o abordare nouă în acest studiu, deoarece majoritatea studiilor OCT sunt de obicei realizate cu ajutorul unui software de prelucrare a imaginilor open-source, ImageJ (Wayne Rasband, NIH/LOCI, University of Wisconsin). În acest studiu, pentru a ne asigura că diferențele în evaluările cantitative sunt legate doar de performanța tehnicilor și nu de caracteristicile software-ului, se utilizează același software, Romexis Viewer.

După ce imaginea este furnizată de unitatea de raze X sau importată din altă sursă (de exemplu, sistemul SS-OCT), este necesară o etapă de calibrare. Acest lucru implică o corelație între numărul de pixeli și aria suprafeței, realizată cu ajutorul barei de măsurători, care servește pentru calibrare, precum și pentru măsurarea unghiurilor și lungimilor [32]. Cu toate acestea, trebuie să remarcăm că, chiar dacă un software este o nealță de încredere pentru realizarea unei evaluări corecte a unei probleme, nu poate depăși limitările rezoluției imaginii importate. Astfel, software-ul nu poate fi utilizat pentru analiza detaliilor care nu pot fi observate pe radiografiile.

Investigațiile OCT ale diferitelor eșantioane au fost realizate utilizând sistemul SS-OCT din Figura 3.2, precum și (pentru câteva eșantioane) sistemele SD și TD menționate în subsecțiunea anterioară. Dinții nu necesită o pregătire pentru investigațiile OCT, așa cum nu necesită nici pentru radiografiile cu raze X. Au fost obținute în total 500 de scanări OCT B pentru fiecare eșantion, din diferite locații laterale. Acestea au fost ulterior procesate și analizate cu ImageJ, fiind reduse la o imagine 3D/reconstrucție volumetrică. În cazul în care au fost necesare comparații între radiografie și OCT, atât B-scan-urile, cât și imaginile OCT 3D au fost importate în Romexis Viewer, pentru măsurători și un studiu (inclusiv metrologic) paralel cu radiografiile.

#### **3.4. Rezultate și discuții**

##### **Investigarea dentară orientată spre radiografie**

Radiografia este tehnica de imagistică medicală utilizată în mod frecvent în stomatologie, prin urmare este dificil să selectăm tulburări dentare care sunt vizibile doar utilizând această tehnică. Din variantele sale, radiografia panoramică este prima metodă care poate fi (și de obicei este) realizată, având avantajul de a oferi o perspectivă amplă asupra întregii guri a unui pacient în doar câteva secunde de investigație.

### 3.4. Rezultate și discuții

Pentru un diagnostic corect, pacienții trebuie verificați atât clinic, cât și radiologic. Pentru afecțiunile osoase (care implică parodontită sau fracturi) sau pentru evaluarea osoasă, radiografiile panoramice nu sunt necesare pentru densitate sau investigații post-operatorii. În astfel de situații, trebuie efectuat un CBCT 3D, deoarece, în plus față de o evaluare calitativă, acesta oferă informații volumetrice. Un exemplu de investigație CBCT realizată în clinică pentru o fractură maxilară este prezentat în Figura 3.3.

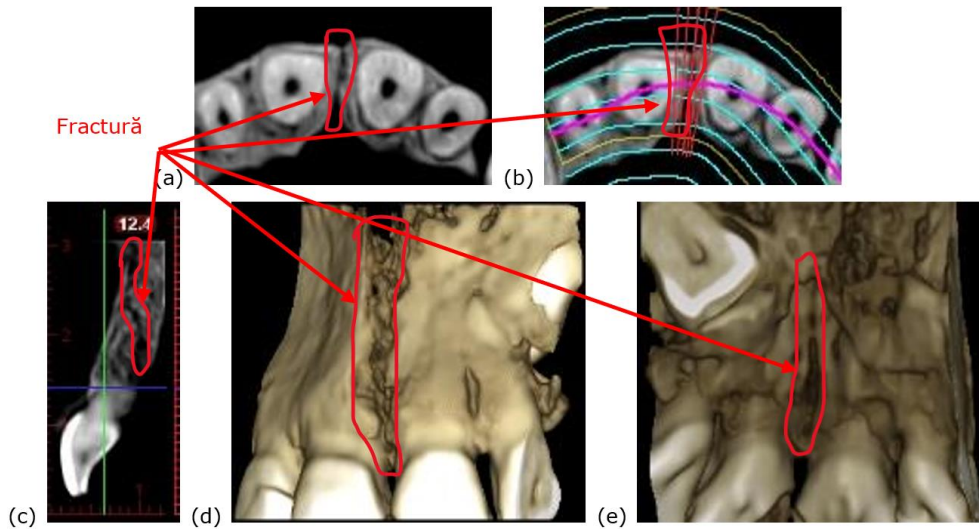


Figura 3.3. CBCT 3D al unei fracturi maxilare în diferite vederi: (a) vedere axială; (b) vedere axială indicând poziția fracturii; (c) vedere sagitală; reconstrucție 3D, (d) vedere frontală și (e) vedere posterioară, detaliate anterior în [28]. Pacienta V.L., sex feminin, în vârstă de 29 de ani, diagnosticată cu o fisură în osul maxilar cauzată de un traumatism la cap.

Se poate observa că în astfel de cazuri OCT nu poate fi util, deoarece adâncimea necesară a investigației depășește capacitățile sale. Cu toate acestea, fisura din Figura 3.3. este destul de mare pentru ca rezoluția CBCT să fie suficientă pentru a o identifica și evalua dimensiunile acesteia.

CBCT 3D este, de asemenea, recomandat atunci când este important să se evalueze vârful rădăcinii unui dinte, așa cum este prezentat în Figura 3.4. În astfel de cazuri, radiografiile intraorale și panoramice nu oferă informații fiabile, deoarece furnizează imagini în 2D, iar dacă o infecție dentară este în spatele dintelui, aceasta nu este vizibilă. Aceste investigații depășesc, de asemenea, capacitățile de penetrare ale OCT.

Boala parodontală, în stadiile avansate, poate fi diagnosticată utilizând orice tip de radiografie. Figura 3.5 este un exemplu de boală parodontală observată atât în radiografii 2D, cât și în cele 3D. Linia roșie reprezintă nivelul real al osului afectat de boală, iar linia albastră reprezintă aproximativ nivelul la care ar trebui să fie prezent osul sănătos. Problema constă în detectarea acesteia în stadii (foarte) incipiente, dacă este posibil, pentru a aplica tratamente adecvate înainte ca gingia să înceapă să se retragă.

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

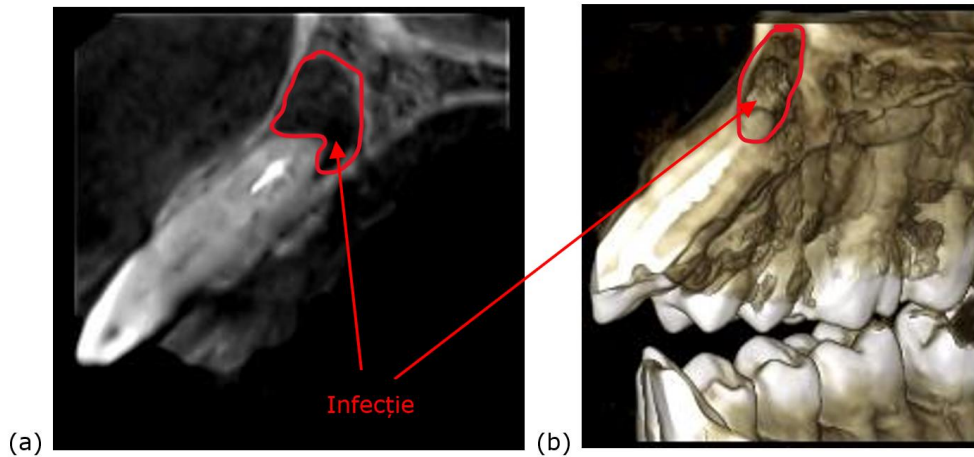


Figura 3.4. (a) Vedere sagitală și (b) reconstrucție CBCT 3D a unei infecții formate la vârful unui dinte. Pacienta C.B.G., sex feminin, în vârstă de 37 de ani, diagnosticată cu abces dentar.

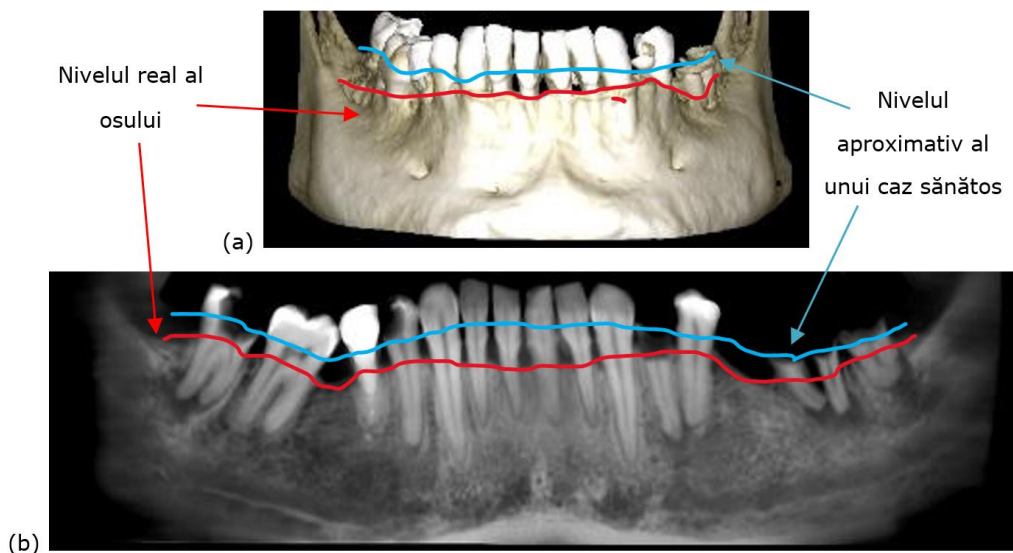


Figura 3.5. (a) Observarea bolii parodontale pe o reconstrucție CBCT 3D și (b) pe o radiografie panoramică. Pacientul C.O., sex masculin, în vârstă de 34 de ani, diagnosticat cu boală parodontală, alături de alte probleme dentare precum cavități și abcese dentare.

În timp ce o gamă de metode pot fi utilizate pentru diagnostic, de la sonde parodontale [33] la CBCT 3D cu rezoluție înaltă și doză redusă de radiații [34,35], diferite biomateriale precum nanoparticulele sunt considerate a îmbunătăți performanța în detectarea și măsurarea buzunarelor parodontale [36]. În acest sens, efectuarea investigațiilor succesive OCT ale aceleiași zone la fiecare 6 luni poate fi relevantă pentru medicul stomatolog în ceea ce privește succesul tratamentului. Acest lucru poate fi realizat într-un mod similar utilizării holografiei (*ex vivo*) pe modele pentru a face astfel de evaluări [37]. Compararea acestor două tehnici în acest sens este subiectul unor cercetări viitoare.

### 3.4. Rezultate și discuții

Oasele suplimentare sunt necesare pentru a oferi suficient volum de os alveolar pentru o implantare dentară de succes [38,39]. Pe măsură ce apar diverse afecțiuni (inclusiv traume, cancer sau osteoporoză), creasta alveolară trebuie augmentată (Figura 3.6), deoarece nu mai există suficient os pentru utilizarea implanturilor. Pot fi utilizate allogrefe sau autogrefe, cu toate că primele pot transmite anumite boli, în timp ce cele din urmă implică proceduri clinice suplimentare și cresc morbiditatea. Materiale alternative precum bioceramica sunt dezvoltate pentru astfel de scaffolds [40], în timp ce proceduri precum fotobiomodularea/terapia cu laser la nivel scăzut (LLLT) sunt demonstrate a accelera formarea de os nou atunci când sunt utilizate particule suplimentare de os pentru a stimula regenerarea osoasă. Pentru aceasta, s-a utilizat OCT pentru a demonstra impactul pozitiv al LLLT asupra formării de os nou [41]. Avantajul OCT constă în capacitatea sa de a monitoriza procesul *in vivo*, non-invaziv (în contrast cu micro-CT sau cu standardul de aur al histopatologiei [42]), și cu o rezoluție mai mare decât radiografia. Dezavantajul OCT în acest caz constă în profunzimea de penetrare mai mică și în câmpul de vizualizare (FOV) mai redus (ultimul impunând imagini de mozaic [43] sau investigații segmentate [41]), în timp ce radiografia are atât adâncimea de penetrare cât și FOV suficiente pentru a evalua rezultatele procesului de augmentare osoasă, așa cum este arătat în exemplul considerat în Figura 3.6. Din cauza acestei boli, pacientul a pierdut mai multe dinți care nu pot fi înlocuiți cu implanturi dentare din cauza insuficienței de os cantitativ și densitate a pacientului. Pentru a permite intervenția chirurgicală de inserție a implanturilor, pacientul a fost supus unei intervenții chirurgicale suplimentare de augmentare osoasă. Augmentarea s-a făcut cu Geistlich Bio-Oss (Wolhusen, Elveția), care este un mineral osos natural de origine bovină disponibil sub formă de granule de os spongios într-un aplicator.

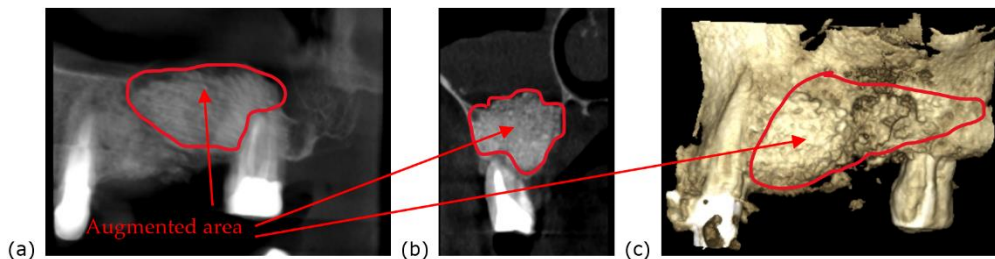


Figura 3.6. (a) Vedere panoramică, (b) vedere sagitală și (c) reconstrucție 3D a unui os augmentat obținut în urma unui CBCT 3D segmentar cu un FOV de  $5 \times 5$  cm. Pacientul P.P., sex masculin, în vârstă de 46 de ani, diagnosticat cu parodontită severă.

#### **Investigații dentare orientate către OCT, comparate cu radiografiile**

Evaluarea cavităților dentare, a problemelor de smalț sau dentină precum fisuri sau demineralizare, adaptarea plombelor dentare sau coroanelor dentare sunt exemple de afecțiuni dentare care pot fi evaluate mai bine pe imagini OCT decât pe orice tip de radiografie, așa cum este documentat de diferite grupuri [10–15,44–46], inclusiv al nostru [17,28,47]. Investigațiile din Figurile 3.7.-3.14. pe exemple de astfel de probleme dentare demonstrează faptul că imaginile OCT permit un diagnostic mai precis decât radiografiile în mai multe situații, unde rezoluția este crucială, iar adâncimea de penetrare a OCT este suficientă.

Figura 3.7 este un exemplu al rezoluției superioare și contrastului mai bun al imaginilor OCT. Acest lucru poate fi observat cel mai bine pe o reconstrucție volumetrică/3D în Figura 3.7c, dar și pe o secțiune transversală/B-scan bine aleasă în

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

Figura 3.7b. În contrast, în radiografia din Figura 3.7a, cavitatea dentară (mare) abia se poate observa. După cum este demonstrat în secțiunea următoare, astfel de cavități pot fi măsurate exact pe imagini OCT, în timp ce pe radiografiile pot fi doar observate. Remarci similare pot fi făcute și în privința exemplurilor prezentate în Figurile 3.8. și 3.9.

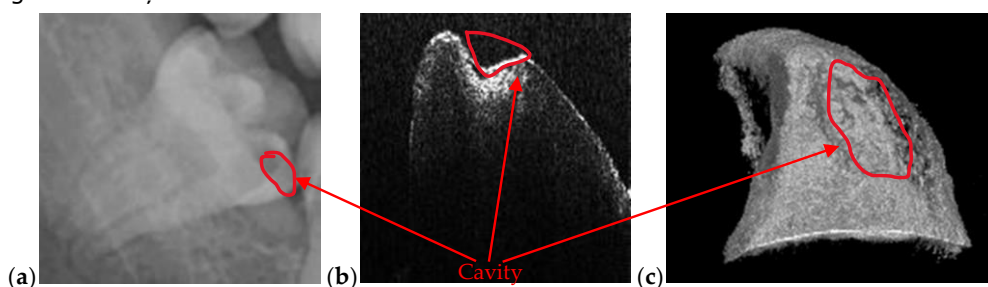


Figura 3.7. (a) Cavitatea unui molar de minte din al patrulea cvadrant evaluată pe o secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică. Investigarea cu OCT pe dinte extras în scopuri medicale după efectuarea radiografiei: (b) B-scan și (c) reconstrucție 3D. Pacientul E.M., sex masculin, în vârstă de 23 de ani, diagnosticat cu o cavitate pe suprafața netedă (laterală) a molarului de minte, cu următoarele observații despre starea clinică: cavitatea a apărut deoarece molarul de minte nu se află într-o poziție corectă și în acea zonă, între al doilea și al treilea molar, pacientul nu poate efectua o curățare completă a dintelui.

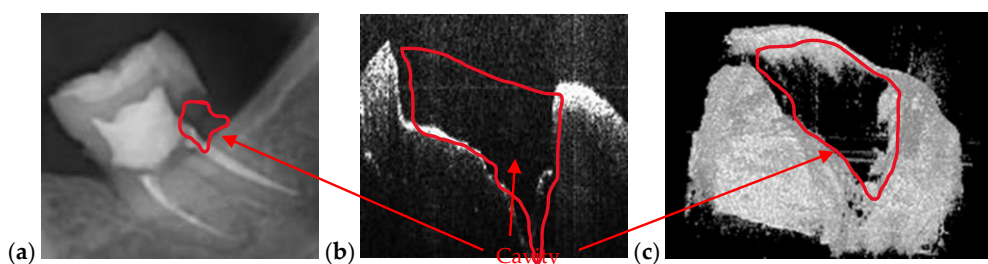


Figura 3.8. Cavitatea unui molar secund din al treilea cvadrant evaluată pe (a) o secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică. Investigarea cu OCT pe dinte extras în scopuri medicale după efectuarea radiografiei: (b) B-scan și (c) reconstrucție 3D. Pacienta M.N., sex feminin, în vârstă de 29 de ani, diagnosticată cu o cavitate pe suprafața netedă a dintelui și pe una dintre rădăcinile dintelui. Aceasta din urmă este atât de mare deoarece există două cavități conectate între ele: prima este o cavitate recurentă care a apărut sub plombă din cauza unui tratament endodontic; cea de-a doua a apărut din cauza retragerii gingiei și a osului mandibular, care a lăsat dinte expus.

În exemplul din Figura 3.10, se poate observa capacitatea tehnicii OCT în imaginarea cavităților dentare analizând Figura 3.10a,b. Marginile reprezentării 3D OCT din Figura 3.10a sunt la scară 1:1 cu marginile obținute din fotografia din Figura 3.10c. Acesta este unul dintre motivele care fac ca OCT să fie o tehnică adecvată de imagistică medicală în investigarea cavităților dentare. Pe lângă precizia sa superioară, OCT nu folosește radiații. În ceea ce privește viteza de obținere a imaginilor, aceasta variază de la 1 la 15 s pentru diferite tipuri de radiografii (cum s-a menționat în Secțiunea 2.1), în timp ce pentru OCT viteza este mult mai rapidă, de obicei în milisecunde pentru un scan individual obișnuit, cu o FOV care corespunde unei suprafețe de până la  $3 \times 3 \text{ mm}^2$ . Dacă sunt realizate imagini OCT în mozaic [43], timpul de obținere poate fi mai lung, dar mai mic de 1 s în toate situațiile. Pentru



### 3.4. Rezultate și discuții

sistemul SS-OCT utilizat în acest studiu (Figura 3.2), imagistica OCT este de asemenea realizată în timp real, fără prelucrarea ulterioară a imaginilor.

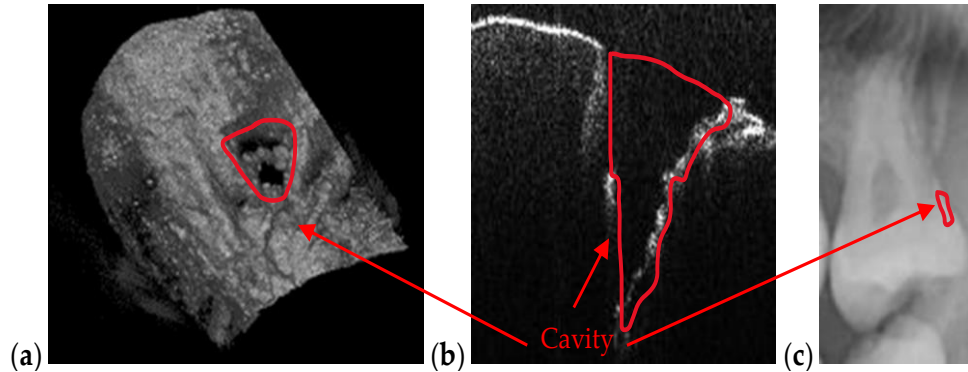


Figura 3.9. Cavitatea unui molar de mîntă din al doilea cvadrant evaluată pe: (a) o reconstrucție 3D cu OCT și (b) un B-scan OCT, ambele efectuate pe dinte extras în scopuri medicale după efectuarea radiografiei; (c) o secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică. Pacientul C.M., sex masculin, în vîrstă de 24 de ani, diagnosticat cu o cavitate mică, cu următoarele observații despre starea sa clinică: dintelui nu i-a ieșit complet gingia, dar alimentele, precum și factorii degenerativi, au pătruns între dinte și gingie. Acesta este motivul apariției cavității.

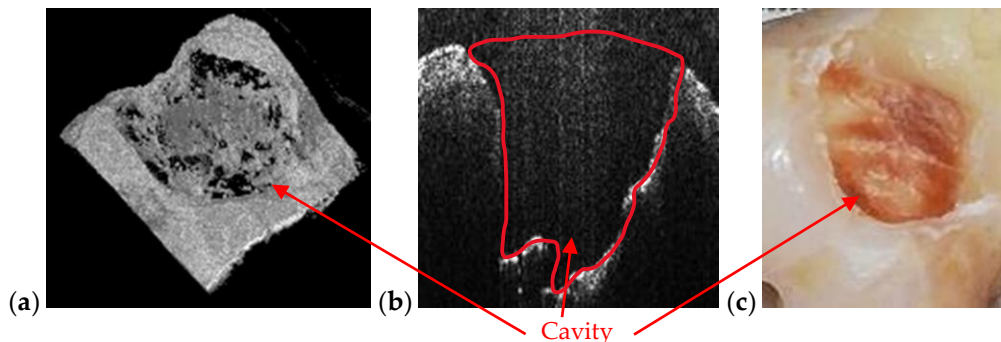


Figura 3.10. Cavității de la al treilea molar din al doilea cvadrant, evaluată pe (a) o reconstrucție 3D OCT și pe (b) un B-scan OCT. Imaginea (c) este o fotografie a cavității. Pacientul R.E., bărbat, în vîrstă de 27 de ani, diagnosticat cu o cavitate mare formată la granița dintre o coroană dentară și rădăcina dintelui. Motivul pentru această cavitate este imposibilitatea pacientului de a curăța acea zonă din cauza grosimii gingiei și obrajilor interni.

Pe lângă cavități, OCT este capabil să detecteze anomalii la nivelul smalțului și dentinei. După cum se demonstrează în exemplele din Figurile 3.11–3.14, datorită rezoluției sale ridicate, imaginile OCT relevă probleme dentare precum deformări ale smalțului sau fisuri. Figurile 3.11b,c dezvăluie deformări ale smalțului la cuspidul dintelui și câteva fisuri mici pe suprafața netedă a dintelui. Figura 3.11a este o secțiune dintr-o radiografie panoramică, iar problemele vizibile în imaginile OCT nu sunt deloc observate pe radiografia panoramică.

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

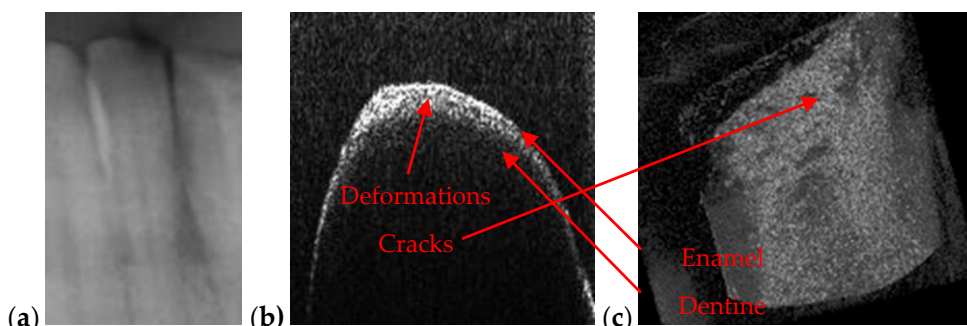


Figura 3.11. Deformări ale smalțului unui dinte incisiv de la mandibulă, care nu pot fi observate pe o secțiune dintr-o radiografie panoramică (a), dar pot fi observate în mod clar atât pe (b) B-scanuri OCT, cât și pe (c) o reconstrucție 3D OCT (realizate pe dinte extras în scopuri medicale după realizarea radiografiei).

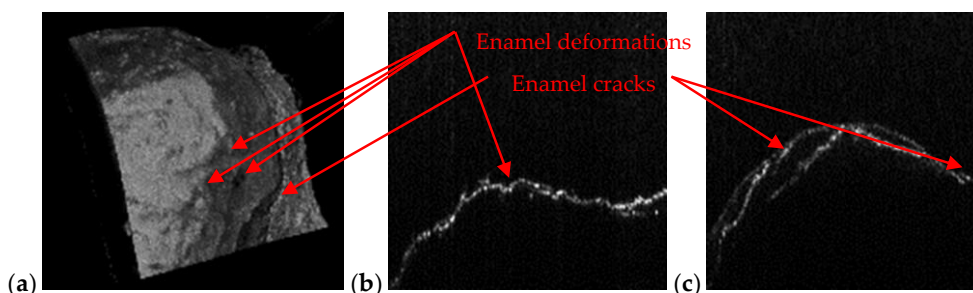


Figura 3.12 Deformări ale smalțului și fisuri pe o suprafață netedă a unui dinte incisiv. În acest caz, aceste aspecte dentare sunt mai vizibile utilizând OCT decât în cazul din Figura 3.11; în radiografia panoramică nici măcar nu sunt observate. Ca o remarcă, în comparație cu OCT-ul tradițional axat pe structură, OCT-ul sensibil la polarizație (PS OCT) poate oferi un contrast mult mai mare pentru deformările smalțului sau demineralizarea smalțului [48]. Prin urmare, utilizarea PS OCT pentru astfel de probleme dentare poate fi o direcție valoroasă pentru cercetările viitoare. Imaginile din dinții din Figurile 3.11 și 3.12 aparțin aceluiași pacient, T.C., bărbat, în vârstă de 34 de ani, diagnosticat cu parodontită avansată.

O altă situație în care OCT este mai potrivit decât imagistica cu raze X este atunci când trebuie verificată adaptarea unei coroane dentare pe dinte. Figura 3.13 prezintă un exemplu de dinte cu o coroană metalică. Adaptarea acestei coroane este vizibilă doar pe imaginile OCT (Figura 3.13b). În schimb, Figura 3.13d, care reprezintă o secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică, nu oferă suficiente informații despre adaptare. În Figura 3.13b, scanarea OCT de tip B-scan este realizată la joncțiunea dintre coroana metalică și dinte, așa cum este indicat de linia albastră în Figura 3.13a. În această scanare, se poate observa stratul metalic și dinte, deoarece radiația laser specifică OCT nu trece prin suprafețele metalice. Figura 3.13c prezintă reconstrucția 3D OCT a zonei selectate indicată în Figura 3.13a.

### 3.4. Rezultate și discuții

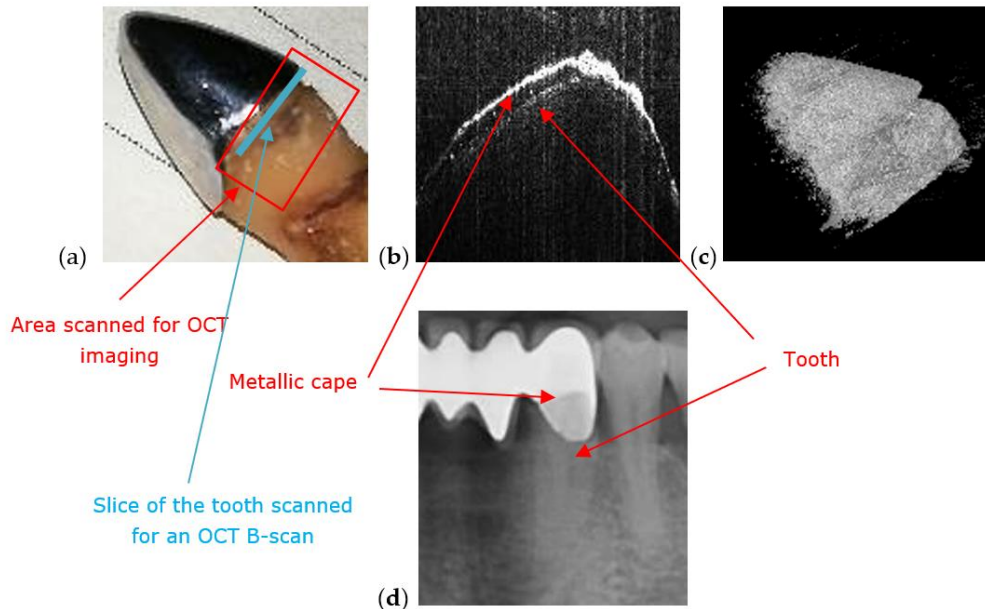


Figura 3.13. OCT utilizat pentru verificarea adaptării capului metalic pe dinte: (a) fotografie a dintelui cu cap metalic, (b) B-scan OCT care prezintă atât dinteul, cât și capul metalic, (c) reconstrucție 3D și (d) secțiune decupată dintr-o radiografie panoramică. Pacienta S.S., sex feminin, în vârstă de 57 de ani, diagnosticată cu mai mulți dinți cu procese periapicale și periodontită.

În figura 3.14a este prezentată o fisură profundă într-un dinte. În timp ce fisura poate fi observată vizual, în figura 3.14a adâncimea acesteia poate fi evaluată cu precizie utilizând imagini OCT, selectând B-scanul potrivit, figura 3.14c, din reconstrucția 3D OCT a zonei de interes, figura 3.14b.

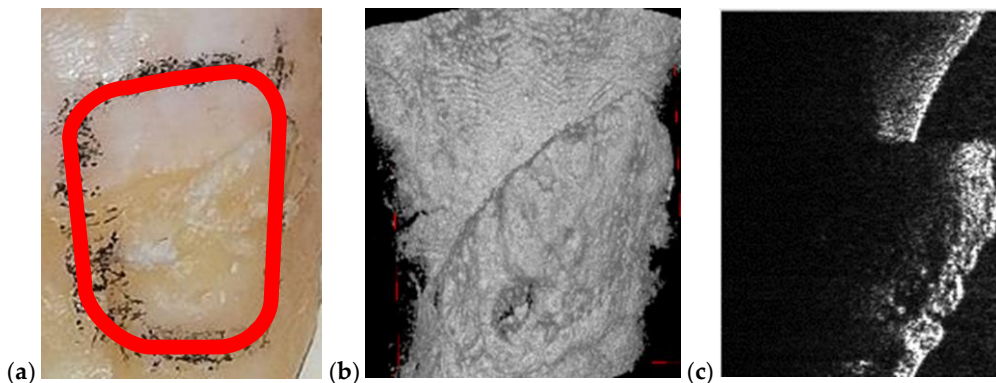


Figura 3.14. Crăpătură adâncă în stratul de smalț observată pe (a) o parte a fotografiei unui dinte extras și pe (b) reconstrucția 3D OCT a zonei selectate. (c) B-scan OCT care arată forma crăpăturii. Dacă este necesar, dimensiunile (în special adâncimea) crăpăturii pot fi măsurate cu precizie pe un astfel de B-scan. Pacientul C.T., sex masculin, în vârstă de 23 de ani, diagnosticat cu mai multe probleme dentare la un molar al treilea (inflamație a gingiei, abcese, cavități și creștere necorespunzătoare a dintelui).

### 3.5. Măsurarea cavităților dentare atât pe imagini OCT, cât și pe radiografii

Scopul acestei secțiuni este de a utiliza imagini OCT pentru a vedea dacă se pot diagnostica margini clare ale cavităților. Aceste rezultate sunt comparate cu cele obținute cu ajutorul radiografiilor. Trebuie subliniat în acest sens că, chiar dacă rezoluția este aceeași pentru orice tip de radiografie, există diferențe în detaliile care pot fi observate pe imaginile obținute. De exemplu, o cavitate mică nu poate fi diagnosticată cu exactitate pe o radiografie panoramică, dar o radiografie intraorală furnizează informații mai detaliate. Avantajul radiografiei intraorale față de radiografia panoramică în cazul unei cavități mici este legat de faptul că, în cazul primei, accentul este pus pe acea parte a gurii unde se află dintele cu afecțiunea specifică [27].

Sunt luate în considerare câteva exemple relevante de cavități pentru a face o astfel de comparație în figurile 3.15-3.17, care arată că măsurătorile pe radiografiile intraorale dau rezultate diferite față de imaginile OCT.

Pentru cazul prezentat în figura 3.15 există o diferență de 0,9 mm în lungime, iar adâncimea este dublă pe radiografia intraorală în comparație cu imaginea OCT.

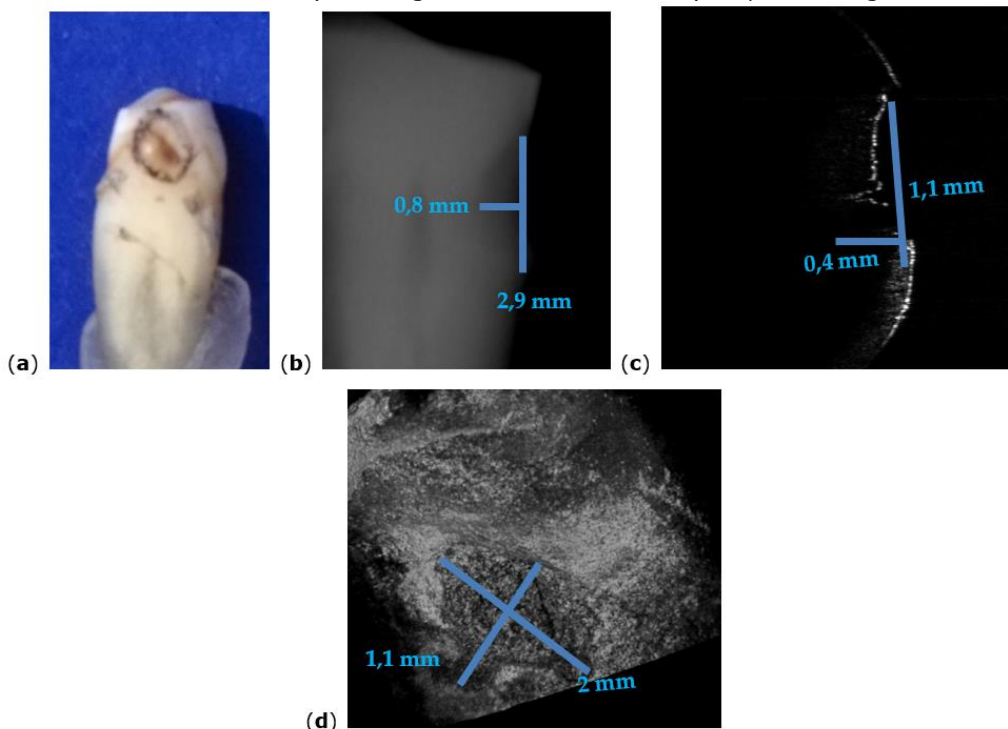


Figura 3.15.(a) Un dinte premolar, cu o zonă marcată pentru investigațiile OCT; (b) secțiune decupată dintr-o radiografie intraorală cu vedere la cavitatea dentară măsurată; (c) OCT B-scan, unde se măsoară adâncimea și lățimea cavității; (d) reconstrucție OCT volumetrică, pe care se măsoară lățimea și lungimea.

Pentru cazul prezentat în Figura 3.16, diferența dintre măsurătorile lungimii pe ambele imagini este de 1,3 mm, în timp ce diferența pentru măsurătorile de adâncime este de 0,1 mm. Erorile de măsurare din figurile 3.15b și 3.16b sunt prin

### 3.5. Măsurarea cavităților dentare atât pe imagini OCT, cât și pe radiografii

urmărire semnificative. Menționăm că valorile obținute cu ajutorul imaginilor OCT sunt cele corecte deoarece au fost verificate prin măsurători directe.

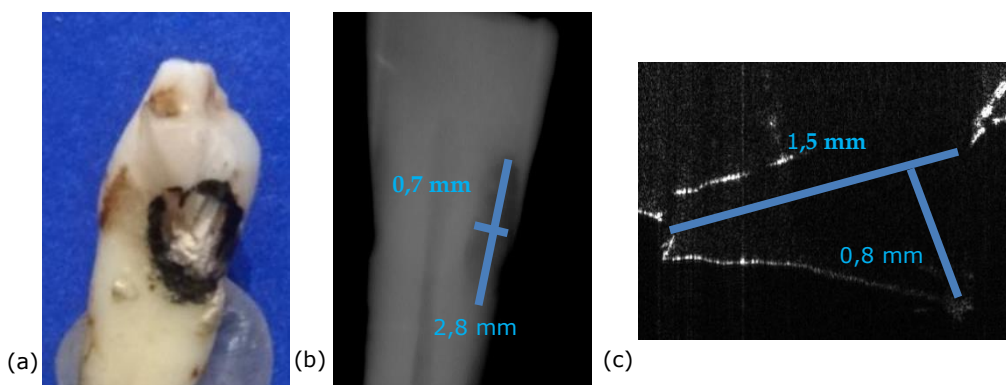


Figura 3.16.(a) dinte incisiv cu o zonă marcată pentru investigațiile OCT; (b) o secțiune decupată din radiografia intraorală cu măsurători ale cavității; (c) OCT B-scan unde au fost efectuate măsurătorile adâncimii și lungimii cavității.

Cazul prezentat în figura 3.17 constă într-o cavitate mică care abia se vede pe radiografia intraorală. Faptul că o estimare folosind radiografie oferă doar 0,01 mm diferență față de valoarea obținută folosind imaginea OCT este doar o coincidență. Nu există nicio modalitate de a măsura corect cavitatea pe o radiografie intraorală (în adâncime, lungime sau lățime), în timp ce Figura 3.17c demonstrează că la OCT B-scan se pot efectua în mod corespunzător măsurători.

Putem concluziona că cavitățile pot fi identificate și măsurate cu ambele tehnici, dar pot fi evaluate corect în ceea ce privește dimensiunile lor numai folosind OCT. În plus, există noi cavități (timpurii) care nu pot fi observate pe radiografiile, dar care pot fi observate pe imaginile OCT - așa cum sa concluzionat în studiul preliminar din [17]. Radiografiile intraorale și imaginile OCT pot fi ambele utilizate pentru diagnosticul cariei dentare, dar cea mai precisă metodă de evaluare cantitativă a cariilor dentare se dovedește a fi OCT. Histopatologia, care este standardul de aur în examinările microscopice, ar fi putut fi o opțiune de comparat atât cu radiografia, cât și cu OCT. Cu toate acestea, în acest caz, ne referim doar la măsurători dimensionale pe (suprafața) dinților și nu la evaluări la nivel de celule ale țesutului.

În urma acestor constatări, s-a făcut o comparație între precizia de măsurare a diferitelor dimensiuni ale cavităților detectate, folosind cele două metode. Rezultatele sunt prezentate, pentru exemplele luate în considerare în lucrare, în Tabelul 3.1.

Se poate observa că nu există lățimea coloanei pentru evaluarea radiografiei, deoarece pentru măsurarea cavităților se folosesc radiografiile intraorale și panoramice, acestea fiind imagini 2D. Eroarea relativă

$$\varepsilon (\%) = \frac{|x_{\text{Radiography}} - x_{\text{OCT}}|}{x_{\text{OCT}}} \cdot 100 \quad (1)$$

se calculează în toate cazurile în care datele au fost disponibile cu ambele tehnici de imagistică, unde  $x_{\text{Radiography}}$  este lungimea sau adâncimea măsurată pe radiografiile și  $x_{\text{OCT}}$  este lungimea sau adâncimea măsurată pe imaginile OCT.

Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

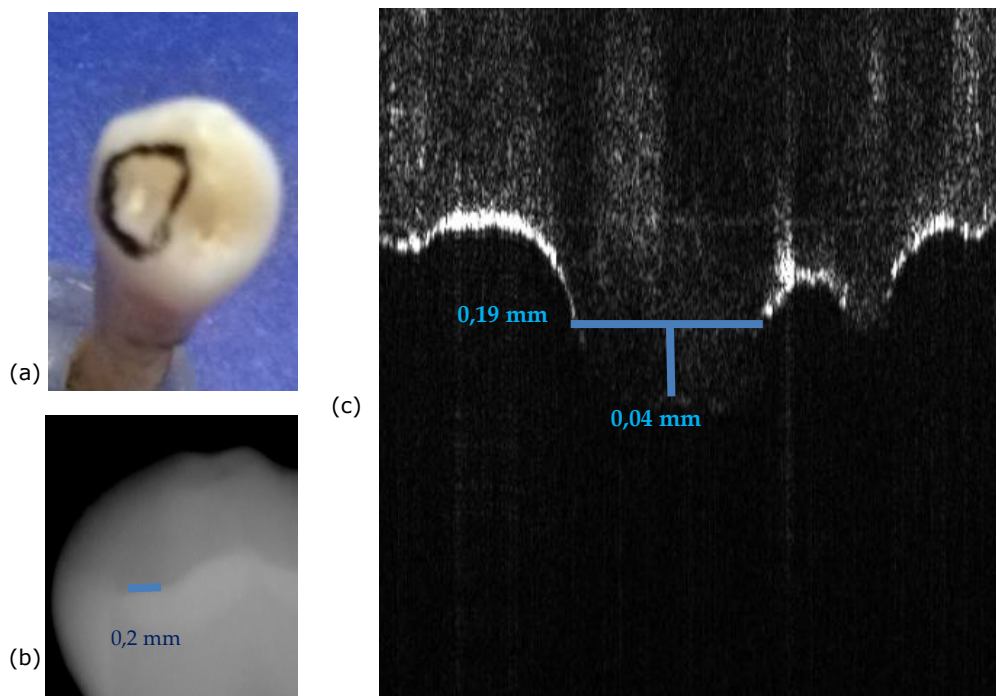


Figura 3.17.(a) dinte canin, cu o zonă marcată pentru investigațiile OCT; (b) o secțiune decupată din radiografia intraorală în care a fost măsurată cavitatea; (c) OCT B-scanări cu măsurători ale adâncimii și lății cavității.

Tabelul 3.1. Măsurătorile efectuate atât pe radiografia, cât și pe imaginile OCT obținute pentru același dinte.

Măsurători pe dinte de la	Radiografie		OCT		Eroare relativă $\epsilon$ (%)		
	Lungime (mm)	Adâncime (mm)	Lungime (mm)	lățime (mm)	Adâncime (mm)	Pentru lungime	Pentru adâncime
Figura 7	3.2	1.6	1.9	0,8	0,5	68	110
Figura 8	2.4	2.2	3.0	2.7	3.3	20	33
Figura 9	1.5	1.9	2.0	0,9	3.3	75	42
Figura 10	2.7	3.0	3.5	3.9	3.8	34	21
Figura 15	2.9	0,8	2	1.1	0,4	45	100
Figura 16	2.8	0,7	1.5	-	0,8	86	12
Figura 17	0,2	-	0,19	-	0,04	5	-

<b>Eroare relativă medie <math>\bar{\epsilon}</math> (%)</b>	$\bar{\epsilon} = \frac{\sum_{j=1}^N \epsilon_j}{N} = 50\%, (2)$ <p>unde N = 13 este numărul de erori relative pentru măsurătorile efectuate cu ambele metode.</p>
<b>Abaterea standard a erorilor relative <math>\sigma</math> (%)</b>	$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (\epsilon_j - \bar{\epsilon})^2}{N-1}} = 34.3\%(3)$

### 3.5. Măsurarea cavităților dentare atât pe imagini OCT, cât și pe radiografii

Pentru aceste erori, valoarea medie și abaterea standard sunt calculate în Tabelul 3.1. Se poate observa valoarea destul de mare a mediei, datorită erorilor mari făcute în măsurătorile radiografice (la imaginile care nu au rezoluție, dar nici contrast). Există, de asemenea, o abatere standard mare pentru aceste erori relative, deoarece unele măsurători pot fi făcute mai precis pe radiografii, în timp ce altele sunt semnificativ defecte. Putem concluziona că numai imaginile OCT prezintă suficientă rezoluție și contrast pentru a permite evaluări atât de precise.

Două caracteristici imagistice care trebuie discutate sunt contrastul și claritatea. Pentru a compara imaginile obținute prin două metode diferite, măsurătorile sunt efectuate folosind un singur software. Diferențele dintre imaginile fiecărei probe pot fi cuantificate prin analiza datelor furnizate de software-ul Romexis. Tabelul 3.2 prezintă valorile pentru fiecare dintre imaginile 2D de mai sus. Trebuie remarcat faptul că imaginile 3D CBCT sunt reglabile în ceea ce privește contrastul și luminozitatea de la 0 la 4095 și claritatea de la 0 la 10.

*Contrastul* se calculează cu [1]

$$C = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min}), \quad (4)$$

unde  $I_{max}$  și  $I_{min}$  sunt intensitatea maximă și respectiv minimă a pixelilor.

*Raportul contrast-zgomot (CNR)* poate fi calculat și folosind ecuația [1]

$$CNR = \frac{|I_{min} - I_{max}|}{\sigma_0} \quad (5)$$

unde  $\sigma_0$  este abaterea standard a intensității pixelului I și este furnizată de software-ul de imagistică. Valorile acestora sunt prezentate în Tabelul 3.2 pentru fiecare dintre cele două metode, comparativ, atunci când ambele sunt disponibile pentru un anumit eșantion investigat în acest studiu (și numai pentru una dintre metode, când doar una dintre ele este disponibilă). Această comparație permite calcularea erorii relative pentru fiecare probă și parametru, ca și calculul efectuat în Tabelul 3.1 pentru dimensiunile măsurate ale cavităților. O eroare relativă medie și abaterea sa standard pot fi apoi obținute pentru fiecare dintre cei doi parametri (Tabelul 3.2).

Din Tabelul 3.2, diferența de contrast dintre imaginile OCT și radiografii este semnificativă, cu o eroare relativă medie de 45,46%. Aceasta înseamnă că imaginile OCT au un contrast mai bun. Acest lucru era de așteptat deoarece imaginile OCT sunt efectuate direct pe dinte, în timp ce pentru radiografii există și alte elemente anatomice (adică, os, gingie, limbă, obraz, maxilar, buze, etc) care apar pe imagine și influențează contrastul. Diferența medie dintre valorile de contrast ale imaginilor OCT și radiografiile din cazurile în care au fost efectuate radiografiile la pacienți (Figurile 3.7–3.9) este de 0,4, în timp ce diferența medie în cazurile în care radiografiile au fost efectuate pe dinții extrași (Figurile 3.15–3.17) este de 0,13. Aceasta dovedește că țesuturile moi și dure existente în jurul dintelui influențează contrastul.

Eroarea relativă medie a CNR este de 29,8% și este mai mică decât valoarea erorii relative medii de contrast. Aceasta înseamnă că imaginile au o claritate bună, chiar dacă în mai multe imagini OCT (Figurile 3.10, 3.13 și 3.17) și radiografii (Figurile 3.13, 3.15 și 3.16), sunt vizibile diferite artefacte. Orice suprafață metalică sau un material care are o mare reflexivitate produce artefacte atunci când investigațiile OCT sunt efectuate în jurul acelei zone. În plus, suprafețele metalice influențează contrastul și claritatea radiografiilor, deoarece absorb radiația de raze X; astfel, uneori apar artefacte de reconstrucție a imaginii. Figura 3.13 este un exemplu de astfel de situație în care pelerina metalică produce artefacte atât pe imaginile OCT, cât și pe radiografii.

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

Tabelul 3.2. Măsurătorile de contrast (C) și raportul contrast-zgomot (CNR) efectuate pe radiografia și imaginile OCT obținute pentru fiecare probă luată în considerare în studiu.

Exemplu din figura	Metoda imagistică	Intensitatea maximă și minimă a pixelilor I		$\sigma_0$ (%)	C	$\varepsilon_C^j$ (%)	CNR	$\varepsilon_{CNR}^j$ (%)
		$I_{max}$	$I_{min}$					
7	OCT	255	1	71,7	0,992	98,4	3,54	4.1
	Panoramic	192	64	37,57	0,5		3.4	
8	OCT	255	1	92,25	0,992	41,7	2,73	13.8
	Panoramic	208	31	55,7	0,74		3.17	
9	OCT	255	1	53,82	0,992	86,8	4,71	54,9
	Panoramic	193	59	44	0,531		3.04	
10	OCT	255	2	55.15	0,984	-	4,58	-
11	OCT	255	5	45,42	0,961	45.1	5.5	27.6
	Panoramic	123	25	22.7	0,662		4.31	
12	OCT	255	0	45,25	1	51	5,63	30.6
	Panoramic	123	25	22.7	0,662		4.31	
13	OCT	255	9	94,76	0,931	37.7	2,59	33.7
	Panoramic	238	46	49	0,676		3.91	
14	OCT	255	4	89,8	0,969	-	2,79	-
15	OCT	188	0	26.7	1	16.8	7.04	55.1
	Panoramic	232	18	47.11	0,856		4,54	
16	OCT	255	0	44	1	16.8	5,79	27.5
	Panoramic	232	18	47.11	0,856		4,54	
17	OCT	255	2	70.3	0,984	14.9	3,59	20.9
	Panoramic	232	18	47.11	0,856		4,54	
<b>Eroarea relativă medie a lui C (<math>\bar{\varepsilon}_C</math>)</b>				$\bar{\varepsilon}_C = \frac{(\sum_1^N \varepsilon_C^j)}{N} = 45.46\%$ , (6)				
				unde N = 9 este numărul de erori relative pentru măsurătorile efectuate cu ambele metode.				
<b>Abaterea standard a erorilor relative ale lui C (<math>\sigma_C</math>)</b>				$\sigma_C = \sqrt{\frac{\sum_1^N (\varepsilon_C^j - \bar{\varepsilon}_C)^2}{N-1}} = 29.9\%$ (7)				
<b>Eroare relativă medie a CNR (<math>\bar{\varepsilon}_{CNR}</math>)</b>				$\bar{\varepsilon}_{CNR} = \frac{(\sum_1^N \varepsilon_{CNR}^j)}{N} = 29.8\%$ , (8)				
				unde N = 9 este numărul de erori relative pentru măsurătorile efectuate cu ambele metode.				
<b>Abaterea standard a erorilor relative ale CNR (<math>\sigma_{CNR}</math>)</b>				$\sigma_{CNR} = \sqrt{\frac{\sum_1^N (\varepsilon_{CNR}^j - \bar{\varepsilon}_{CNR})^2}{N-1}} = 16.93\%$ (9)				

#### Evaluări ale tratamentului folosind OCT

Trei exemple despre capacitatea OCT de a performa evaluări ale tratamentului stomatologic sunt prezentate în Figurile 3.18–3.20. Numeroase alte astfel de exemple au fost raportate în studii anterioare ale grupului de cercetare [47]. Astfel de aplicații au fost luate în considerare începând de la sfârșitul anilor 1990, inclusiv în studiile timpurii ale OCT în stomatologie [10,11].

Cele mai frecvente tratamente dentare care pot fi vizate folosind OCT sunt legate de carii. După cum se arată în Figura 18a, o scanare OCT B (adică, o secțiune transversală în interiorul dinților) poate evidenția defecte atât în inlay-ul introdus în cavitatea dentară, cât și în interfața dintre dinte și inlay-ul adăugat. Capacitatea OCT în acest sens este unică: un defect de interfață poate să nu apară pe suprafața dintelui sau poate părea superficial, ca în Figura 18a. Cu toate acestea, folosind investigația OCT neinvazivă bazată pe laser IR, se remarcă la scanarea OCT B că interfața



### 3.5. Măsurarea cavităților dentare atât pe imagini OCT, cât și pe radiografii

(deschisă) nu are doar un defect de suprafață de 0,2 mm, ci și un defect de adâncime (evaluat cu precizie) de 1,7 mm. Acesta din urmă ar trece neobservat dacă nu ar fi evaluarea OCT, devenind astfel o sursă de cavități secundare.

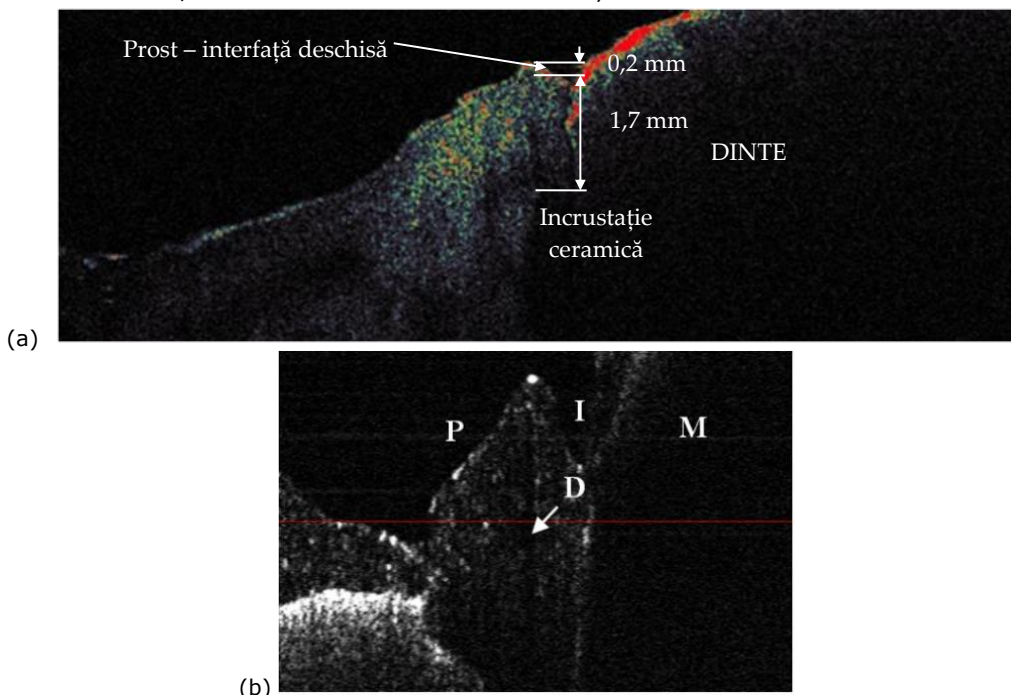


Figura 3.18. (a) OCT B-scan a unei cavități dentare tratate, obținută cu o sondă portabilă OCT 1D GS bazată pe GS dezvoltată intern [30,48], care permite evaluarea interfeței dintre un dinte și incrustația ceramică: aparent bună interfață, închisă, dar cu o fisură între dinte și incrustație; (b) OCT B-scan a unei proteze dentare metal-ceramică folosind aceeași sondă portabilă pe bază de GS 1D și un sistem SD-OCT [48], cu următoarele notații: M, primul molar (M); P, 1 premolar; D, defect în stratul ceramic; I, interfața dintre M și P.

Întrebarea este: se poate face o astfel de evaluare folosind radiografia comună (și cea mai utilizată)? Răspunsul este negativ, așa cum s-a demonstrat în detaliu în [31]. Pe de altă parte, OCT poate îndeplini această sarcină, deoarece atât rezoluția necesară, cât și adâncimea de penetrare sunt pe deplin în limitele posibilităților sale. Un exemplu în acest sens este prezentat în Figura 3.19, într-o investigație similară cu cele din [31]: *ex vivo*, pe jumătate de dinte, secționat și observat cu microscopie optică în Figura 3.19a. Cariile precoce nu pot fi măsurate (și unele nici măcar nu pot fi remarcate) pe radiografiile și nici nu pot fi evaluate aspectele ale tratamentului stomatologic. În schimb, OCT permite o astfel de evaluare, așa cum se arată în Figura 3.19. pe întreaga reconstrucție 3D OCT (Figura 3.19b), pe vederea sa ocluzală (Figura 3.19c) sau folosind scanări B, ca în secțiunile Figura 3.19d-f. O altă vedere de interes disponibilă cu OCT este cea a imaginii *en-face*/C-scan, cum ar fi cea din Figura 3.19g, obținută din imaginea 3D OCT prin secționarea acesteia cu un plan situat la o anumită adâncime (constantă), în acest caz de la suprafața ocluzală a dintelui.

Pot fi dezvăluite și alte aspecte folosind OCT, de exemplu în ceea ce privește natura materialului de etanșare (S) utilizat pentru tratarea cavității. Astfel, o incrustație ceramică poate fi văzută în mod clar diferit de una polimerică din cauza porozității lor diferite [49].

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

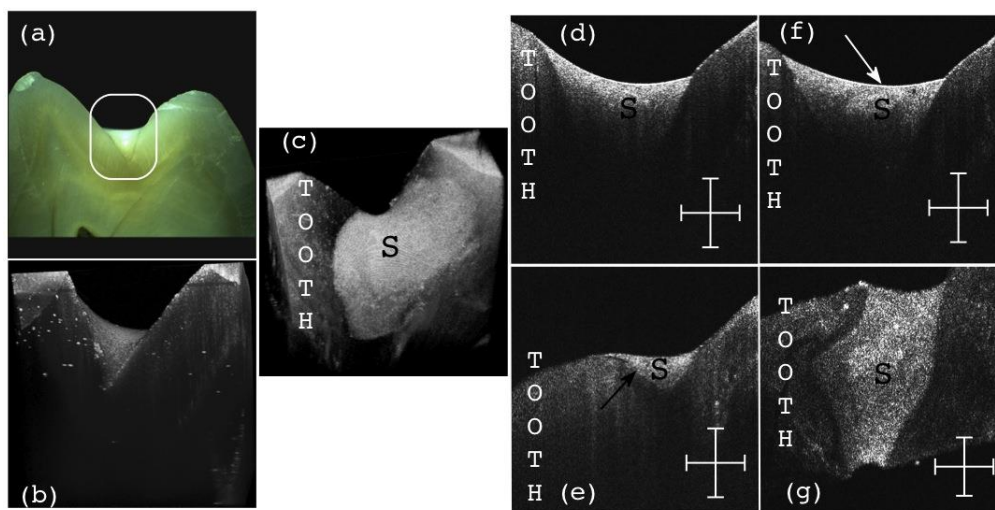


Figura 3.19. OCT B-scan a unei cavități dentare tratate: (a) zonă de interes; (b) reconstrucție 3D OCT după investigația care arată zona menționată; (c) aspectul general al materialului de etanșare (S) din vedere ocluzală; (d) B-scan al structurii care prezintă o bună interfață între smalțul dinților și etanșant (S); (e) B-scan care prezintă o interfață deschisă (săgeată neagră) între etanșant (S) și structura dintelui; (f) B-scan care prezintă un defect (săgeată albă) în interiorul materialului de etanșare; (g) C-scanare a structurii care nu prezintă defecte în interiorul materialului de etanșare (S) la adâncimea considerată; Bare de scară: 1 mm.

Mai mult, investigațiile OCT pot fi efectuate și *in vivo*, folosind sonde de scanare portabile. Astfel de sonde au fost dezvoltate folosind GS 2D [50,51], sisteme micro-electro-mecanice 2D (MEMS) [52,53] sau, pentru medicina dentară, chiar și un simplu GS 1D (cu cost mai mic și greutate redusă). O astfel de sondă portabilă pe bază de GS 1D [30,49] poate fi utilizată pentru astfel de aplicații chiar dacă oferă doar o singură scanare B în același timp, deoarece medicul dentist oferă a doua direcție de scanare laterală prin deplasarea sondei peste zona de interes (de exemplu suprafața dintelui), monitorizându-se astfel în timp real pe ecranul unui computer B-scan-uri succesive. Medicul dentist poate astfel evalua un tratament efectuat prin măturarea țesutului și observând (*in vivo*, neinvaziv și în timp real) diferitele secțiuni transversale de sub suprafața țesutului observat. Odată ce un defect în interiorul S sau la interfața dinte/S este identificat - ca în figurile 3.18a și 3.19e,f - acesta trebuie corectat. Astfel de defecte lăsate netratate/necorectate (sau chiar nedetectate, dacă se utilizează doar radiografiile) devin surse de cavități secundare, umplute (cum este bine cunoscut) cu bacterii anaerobe, devenind astfel o problemă dentară mai gravă decât cavitățile dentare deschise.

Pe lângă tratamentele dentare, coroanele dentare pot și trebuie, de asemenea, să fie investigate / verificate înainte de a fi introduse în gură, pentru a detecta eventualele defecte interne (D), așa cum sunt prezentate în Figura 3.18b. Astfel de defecte sunt surse de fisuri, care de obicei apar (chiar) în câteva săptămâni de la introducerea coroanei în gura pacientului, situație care trebuie evitată.

Printre sursele de defecte precum cele din Figura 3.18b se numără pierderea calibrării cuptoarelor dentare în care sunt sinterizate coroanele metalo-ceramice sau total ceramice. S-a studiat pentru prima dată, folosind OCT [54,55], această pierdere de calibrare care produce o temperatură de sinterizare mai mică sau mai mare decât

### 3.5. Măsurarea cavităților dentare atât pe imagini OCT, cât și pe radiografii

cea normală de încălzire a ceramicii. Astfel, s-a demonstrat că OCT oferă atât rezultate calitative [54], dar, mai important, cantitative [55] în evaluarea temperaturii maxime atinse în cuptor și a diferenței acesteia față de temperatura prescrisă de producător (pentru fiecare material specific). Astfel, regulile generale au fost extrase în [54] atât din scanările OCT C, cât și din profilele de reflectivitate extrase din acestea, precum și din parametrii obținuți din aceste profiluri [55].

În cele din urmă, pe lângă evaluarea (folosind OCT) a tratamentelor efectuate, tehnica imagistică poate fi utilizată și în timpul anumitor proceduri dentare. Un exemplu este prezentat în Figura 3.20, din studiul detaliat din [56]: OCT B-scans sunt extrase în timpul procesului de forare a unei cavități dentare (*ex vivo*). Folosind doar observarea vizuală, medicului dentist îi poate fi dificil să evite spargerea tavanului camerei pulpare, în timp ce folosind OCT grosimea dentară rămasă (RDT) a acestui plafon poate fi menținută peste limita de siguranță de aproximativ 0,5 mm [56]. În Figura 3.20 este prezentată situația (nedorită) de deschidere a camerei pulpare. În B-scanul din Figura 3.20b este surprins, în timp real, momentul în care se produce fractura dentinei rămase. Supravegherea procesului de foraj cu OCT poate preveni necesitatea unui tratament endodontic nedorit.

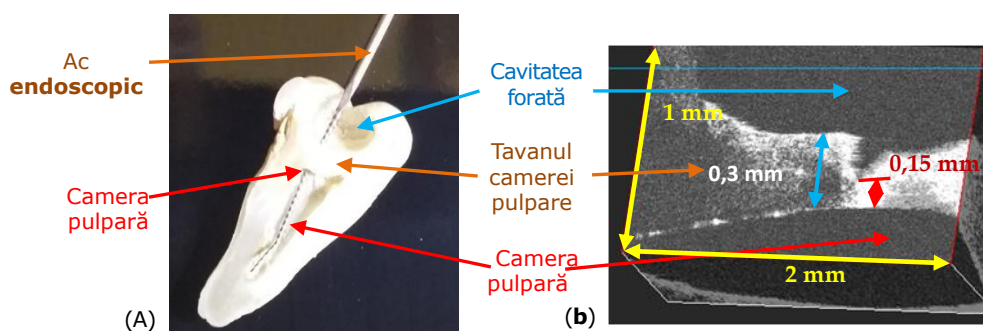


Figura 3.20. (a) Morfologia dintelui, secționată după procedură, care arată grosimea dentară rămasă (RDT) între cavitata forată și camera pulpară. Un ac endodontic este introdus prin cavitata forată spre camera pulpară, prin intermediul coarnelor pulpare, prin urmare procesul de foraj a afectat camera pulpară. (b) Evaluarea OCT în timp real a RDT, arătând scăderea acesteia la o valoare critică, pentru care apare o fractură - din studiul detaliat din [55].

#### Sinergia între Radiografie și OCT

Există patru aspecte care diferențiază radiografia și OCT în ceea ce privește calitatea imaginii: rezoluția imaginii, adâncimea de penetrare, câmpul vizual (FOV) și siguranța în fața radiațiilor. În ceea ce privește adâncimea de penetrare și FOV, radiografia este net superioară OCT. În ceea ce privește rezoluția, OCT este superioară și este, de asemenea, lipsită de radiații - în timp ce nivelul de radiații nu numai într-o ședință de imagistică radiografică, ci și cumulativ în toate fazele unui tratament stomatologic reprezintă o problemă de îngrijorare pentru pacienți, precum și pentru profesioniști [8,9]. Cu toate acestea, potențial, performanța OCT poate fi afectată de artefacte, în special din cauza mișcărilor involuntare ale pacientului. Alegerea sistemului OCT și a performanțelor acestuia trebuie, de asemenea, făcută cu atenție, pentru a asigura viteza de achiziție și capacitățile de imagine video-cadre necesare pentru imagini în timp real, *in vivo*.

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

În funcție de nivelul de detalii și informații culese dintr-o imagine, studiul de față a comparat OCT și radiografia cu privire la evaluarea diagnosticului sau a tratamentelor unor probleme dentare selectate. De exemplu, o cavitate mică cu lățimea de 0,2 mm poate fi observată pe o radiografie panoramică sau intraorală dar poate fi apreciată corect (dimensional) doar pe imaginile OCT. Rezultatele au arătat diferențele în evaluarea unei cavități și de ce OCT este metoda selectată în cazul cariilor mici.

OCT se dovedește, de asemenea, util atunci când sunt necesare detalii și măsurători exacte. Dezavantajul OCT în acest caz este aria sa limitată de investigație (având în vedere FOV), mai mică de  $5 \times 5 \text{ mm}^2$  (sau chiar mult mai mică, de  $1 \times 1 \text{ mm}^2$ , de exemplu, când sunt necesare rezoluții mai mari). În schimb, radiografia panoramică acoperă întreaga gură. Aceasta înseamnă că este nevoie de timp pentru a investiga toți dinții cu OCT, în timp ce o radiografie panoramică durează doar 15 s de expunere.

Coroana și adaptarea obturației sunt alte aspecte dentare care sunt acoperite de ambele tehnici. Pentru obturațiile dentare, OCT și CBCT 3D pot fi la același nivel, deoarece adaptarea poate fi evaluată corect pe ambele randări 3D, cu o rezoluție mai bună a OCT (de exemplu, rezoluție axială de 2 până la 15  $\mu\text{m}$  pentru OCT și 75 până la 150  $\mu\text{m}$  pentru radiografie). Dezavantajul radiografiei este faptul că atunci când coroana dentară este realizată dintr-un material radioopac precum metalul, pe imagini apar artefacte. OCT poate oferi imagini precise ale suprafeței obiectelor metalice, dar nu poate pătrunde în material. Prin urmare, atunci când se evaluează adaptarea coroanelor dentare metalice, imaginile OCT pot oferi informații și detalii calitative, în timp ce radiografiile (atât panoramice, cât și CBCT 3D) au artefacte de reconstrucție din cauza cantității majore de metal din coroana dentară.

Pentru a rezuma rezultatele, în Tabelul 3.3. se poate vedea **ce tip de tehnică de imagistică medicală este mai potrivită a fi utilizată pentru a diagnostica sau pentru a evalua tratamentul adecvat pentru anumite probleme dentare.**

**O sinergie între radiografie și OCT** poate fi concluzionată din studiu - așa cum se arată în Tabelul 3.4.

În primul rând, cele două metode se pot valida reciproc într-o oarecare măsură, deoarece unele probleme dentare pot fi investigate cu ambele tehnici de imagistică, inclusiv carii, parodontoză și adaptarea coroanelor sau plombelor dentare. Problemele dentare pot fi observate și evaluate pe imaginile obținute cu ambele tehnici, dar cu diferențe la nivel de detalii și în ceea ce privește cantitatea de informații care poate fi observată pe ambele imagini - așa cum se observă în exemplele luate în considerare în acest studiu.

În al doilea rând, OCT și radiografia sunt complementare, deoarece există probleme dentare care nu pot fi investigate cu OCT și altele care nu pot fi investigate cu radiografie.

În esență, pentru suprafețe mari și pentru investigarea în profunzime a probei, este mai bine să alegeți tehnici cu raze X, în timp ce pentru imagini precise de înaltă rezoluție cu o suprafață mică și până la 2 mm în adâncime a probei, este mai bine să alegeți tehnica OCT.

### 3.5. Măsurarea cavităților dentare atât pe imagini OCT, cât și pe radiografii

Tabelul 3.3. Tehnica imagistică medicală potrivită pentru anumite probleme dentare.

<b>Problemă dentară</b>	<b>Radiografie</b>	<b>OCT</b>
Cavități	Cavitățile mai mici de 0,5 × 0,5 mm sunt abia vizibile pe orice tip de radiografie	Evaluarea cantitativă corectă a cavităților mici (Figurile 7–10 și 15–17)
Coroane dentare (metal ceramice sau integral ceramice)	Pot apărea artefacte, prin urmare imaginile obținute nu pot fi utilizate	Imagini precise de suprafață pentru piese metalice; imagini de înaltă rezoluție sub suprafața probei pentru coroane nemetalice (ceramice sau polimerice).
Ortodonție	Potrivit pentru a măsura/observa mișcarea dinților	Acurate pentru analiza dentară (de exemplu, pentru smalț și dentina – figurile 11, 12 și 14)
Evaluarea problemelor osoase	Investigații precise ale densității osoase și evaluării cantității pe imagini CBCT 3D (vezi exemplul din Figura 3.3)	Nu poate pătrunde prin os mai mult de 1 până la 2 mm
Parodontita	Boala poate fi monitorizată în timpul tratamentului (exemplu, Figura 5)	Sunt posibile măsurători exacte ale pierderii/castigului osoase
Adaptare coroana/umplutura	Imagini de înaltă calitate pentru materiale care nu absorb radiațiile de raze X în exces	Imagini de înaltă calitate pentru majoritatea tipurilor de materiale utilizate în stomatologie (Figura 3.13)
Smalț / probleme cu dentina	Nu se vede pe niciun tip de radiografie	Se pot obține imagini calitative, dar și evaluări cantitative - chiar și sub suprafața dinților
Țesut moale	Nu este vizibil la orice tip de radiografie	Se pot obține imagini calitative. Limitarea adâncimii de până la 2 mm.

Tabelul 3.4. Tehnica imagistică medicală potrivită pentru diagnosticul/verificarea tratamentului și evaluarea problemelor dentare.

<b>Problemă dentară</b>	<b>Monitorizarea diagnosticului / tratamentului</b>	<b>Capacitatea de măsurare a extinderii lor spațiale</b>
Cavități	Raze X și OCT	OCT
Coroane metalice	OCT	OCT
Ortodonție	Raze X și OCT	OCT
Evaluarea osoasă	Raze X	Raze X
Parodontita	Raze X și OCT	Raze X și OCT
Adaptare coroana / umplutura	Raze X și OCT	OCT
Probleme cu smalț / dentină	OCT	OCT
Țesut moale	OCT	OCT

### 3.6. Concluzii

Studiul din acest capitol a luat în considerare diverse aplicații ale medicinei dentare, comparând performanța radiografiei și a OCT în evaluarea afecțiunilor dentare și în monitorizarea tratamentului. Au fost studiate validarea reciprocă și complementaritatea celor două tehnici imagistice.

Contrastul și posibila sinergie a radiografiei și OCT pot fi un exemplu frumos al principiului lui Niels Bohr: „**Contraria non contradictoria, sed complementa sunt**”.

Problemele dentare evaluate prin radiografie sunt analiza osoasă, monitorizarea intervenției chirurgicale (de exemplu, augmentarea osoasă și inserarea implantului), infecțiile apicale sau obturarea canalului radicular. OCT poate fi utilizat atunci când există probleme cu gingia, smalțul sau dentina (de exemplu, deformări, demineralizare sau fisuri), carii în stadiu incipient sau coroane dentare metalice; de asemenea, pentru măsurători precise ale problemelor dentare (adică, carii, inclusiv cele timpurii) și pentru monitorizarea forajelor dentare în timpul procedurii. De asemenea, trebuie indicate alte tehnici care pot servi pentru a acoperi aplicații specifice (de nișă), inclusiv microscopia electronică cu scanare (SEM) pentru detalii mici în curățarea canalului apical, de exemplu, micro-CT (pentru rezoluții superioare față de OCT - de asemenea pentru furnizarea de imagini 3D) [57], precum și microscopia confocală pentru cercetarea materialelor dentare, de exemplu. Cu toate acestea, radiografia rămâne tehnica obișnuită pentru stomatologie, în timp ce, așa cum s-a subliniat în studiu și luând în considerare și costul și disponibilitatea, OCT poate deveni o tehnică imagistică de zi de zi în stomatologie, alături de radiografie. Acest lucru se datorează și faptului că, deși în acest studiu au fost luate în considerare în mare parte investigațiile OCT *ex vivo* (pentru a evalua rezoluția și capacitățile de penetrare), imagistica OCT poate fi, de asemenea, efectuată *in vivo*, așa cum s-a demonstrat utilizând sonde de scanare laser portabile cu 1D GS [30,49], 2D GSs [50,51] sau 2D MEMS [52,53].

Avantajele și dezavantajele utilizării unei tehnici sau celeilalte ar trebui totuși luate în considerare cu atenție pentru fiecare aplicație specifică. Acest studiu poate contribui să servească drept ghid în acest sens. Luând în considerare toate aspectele (de exemplu, rezoluția imaginii / nivelul de detaliu, criteriul consumator de timp, acuratețea, artefactele, zona de investigație / FOV și problemele de radiații / invazivitate), se poate selecta astfel cea mai potrivită tehnică de imagistică medicală pentru o anumită problemă dentară sau se poate stabili că ambele sunt necesare pentru o evaluare clinică completă.

### Bibliografie

1. Jung, R.E.; Schneider, D.; Ganeles, J.; Wismeijer, D.; Zwahlen, M.; Hammerle, C.H.; Tahmeseb, A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: A systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* 2009, *24*, 92–109.
2. Lin, L.; Fang, Y.; Liao, Y.; Chen, G.; Gao, C.; Zhu, O. 3D printing and digital processing techniques in dentistry: A review of literature. *Adv. Eng. Mater.* 2019, *21*, doi:10.1002/adem.201801013.
3. Javaid, M.; Haleem, A.; Kumar, L. Current status and applications of 3D scanning in dentistry. *Clin. Epidemiol. Glob. Health* 2019, *7*, 228–233.

### 3.6. Concluzii

4. Huang, D.; Swanson, E.A.; Lin, C.P.; Schuman, J.S.; Stinson, W.G.; Chang, W.; Hee, M.R.; Flotte, T.; Gregory, K.; Puliafito, C.A.; et al. Optical coherence tomography. *Science* 1991, *254*, 1178–1181.
5. Choma, M.A.; Sarunic, M.V.; Yang, C.; Izatt, J.A. Sensitivity advantage of swept-source and Fourier-domain optical coherence tomography. *Opt. Express* 2003, *11*, 2183–2189.
6. Drexler, W.; Liu, M.; Kumar, A.; Kamali, T.; Unterhuber, A.; Leitgeb, R.A. Optical coherence tomography today: Speed, contrast, and multimodality. *J. Biomed. Opt.* 2014, *19*, 071412.
7. Podoleanu, A.; Bradu, A. Master-slave interferometry for parallel spectral domain interferometry sensing and versatile 3D optical coherence tomography. *Opt. Express* 2013, *21*, 19324–19338.
8. Poppe, B.; Looe, H.K.; Pfaffenberger, A.; Chofor, N.; Eenboom, F.; Sering, M.; Rühmann, A.; Poplawski, A.; Willborn, K. Dose-area product measurements in panoramic dental radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 2007, *123*, 131–134.
9. Erdelyi, R.A.; Duma, V.-F. Optimization of radiation doses and patients' risk in dental radiography. *AIP Proc.* 2019, *2071*, 040013.
10. Feldchtein, F.; Gelikonov, V.; Iksanov, R.; Gelikonov, G.; Kuranov, R.; Sergeev, A.; Gladkova, N.; Ourutina, M.; Reitze, D.; Warren, J. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. *Opt. Express* 1998, *3*, 239–250.
11. Otis, L.; Everett, M.J.; Sathyam, U.S.; Colston, B.W., Jr. Optical coherence tomography: A new imaging: technology for dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 2000, *131*, 511–514.
12. Monteiro G.Q.M.; Montes, M.A.J.R.; Gomes, A.S.L.; Mota, C.C.B.O.; Campello, S.L.; Freitas, A.Z. Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. *Dent. Mat.* 2011, *27*, 213–223.
13. Nakagawa, H.; Sadr, A.; Shimada, Y.; Tagami, J.; Sumi, Y. Validation of swept source optical coherence tomography (SS-OCT) for the diagnosis of smooth surface caries in vitro. *J. Dent.* 2013, *41*, 80–89.
14. Hsieh, Y.-S.; Ho, Y.-C.; Lee, S.-Y.; Chuang, C.-C.; Tsai, J.; Lin, K.-F.; Sun, C.-W. Dental optical coherence tomography. *Sensors* 2013, *13*, 8928–8949.
15. Schneider, H.; Park, K.-J.; Häfer, M.; Rüger, C.; Schmalz, G.; Krause, F.; Schmidt, J.; Ziebolz, D.; Haak, R. Dental applications of optical coherence tomography (OCT) in cariology. *Appl. Sci.* 2017, *7*, 472.
16. Yang, V.; Curtis, D.A.; Fried, D. Use of optical clearing agents for imaging root surfaces with optical coherence tomography. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 2019, *25*, 1–7.
17. Erdelyi, R.A.; Duma, V.-F.; Dobre, G.; Bradu, A.; Podoleanu, A. A Combination of Imaging Techniques for Dental Medicine: From x-Rays Radiography and 3D CBCT to OCT. In Proceedings of the SPIE Photonics Europe [Online], Strassbourg, France, 6–10 April 2020; Volume 11359, p. 113591E.
18. Drexler, W.; Fujimoto, J.G. *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications*; Springer International Publishing: Cham, Switzerland, 2015.
19. Lee, K.-S.; Zhao, H.; Ibrahim, S.F.; Meemon, N.; Khoudeir, L.; Rolland, J.P. Three-dimensional imaging of normal skin and nonmelanoma skin cancer with cellular resolution using Gabor domain optical coherence microscopy. *J. Biomed. Opt.* 2012, *17*, 126006.
20. Adler, D.C.; Chen, Y.; Huber, R.; Schmitt, J.; Connolly, J.; Fujimoto, J.G. Three-dimensional endomicroscopy using optical coherence tomography. *Nat. Photonics* 2007, *1*, 709–716.

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

21. Choi, W.J.; Wang, R.K. In vivo imaging of functional microvasculature within tissue beds of oral and nasal cavities by swept-source optical coherence tomography with a forward/side-viewing probe. *Biomed. Opt. Express* 2014, 5, 2620–2634.
22. Canavesi, C.; Rolland, J.P. Ten years of gabor-domain optical coherence microscopy. *Appl. Sci.* 2019, 9, 2565.
23. Povazay, B.; Bizheva, K.; Unterhuber, A.; Hermann, B.; Sattmann, H.; Fercher, A.F.; Drexler, W.; Apolonski, A.; Wadsworth, W.J.; Knight, J.C.; et al. Submicrometer axial resolution optical coherence tomography. *Opt. Lett.* 2002, 27, 1800–1802.
24. Lehmann, T.M.; Troeltsch, E.; Spitzer, K. Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2002, 31, 264–272.
25. Imaging Manual, “en 3D s/Classic with ProTouch”. Available online: <https://materialbank.planmeca.com/> (accessed on 20 September 2019).
26. Yeung, A.W.K.; Jacobs, R.; Bornstein, M.M. Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: A review focusing on indications, limitations, and future possibilities. *Clin. Oral Investig.* 2019, 23, 2573–2581.
27. Versteeg, C.H.; Sanderink, G.C.H.; van der Stelt, P.F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J. Dent.* 1997, 25, 215–224.
28. Erdelyi, R.A.; Duma, V.-F.; Dobre, G.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Investigations of Dental Cavities: Between X-Ray Radiography and OCT. In Proceedings of the Optics and Measurement 2019 International Conference, Liberec, Czech Republic, 8–10 October 2019; Volume 11385, p. 1138504.
29. Duma, V.-F. Laser scanners with oscillatory elements: Design and optimization of 1D and 2D scanning functions. *Appl. Math. Model.* 2019, 67, 456–476.
30. Duma, V.-F.; Dobre, G.; Demian, D.; Cernat, R.; Sinescu, C.; Topala, F.I.; Negrutiu, M.L.; Hutiu, G.; Bradu, A.; Podoleanu, A.G. Handheld scanning probes for optical coherence tomography. *Rom. Rep. Phys.* 2015, 67, 1346–1358.
31. Oancea, R.; Bradu, A.; Sinescu, C.; Negru, R.M.; Negrutiu, M.L.; Antoniac, I.; Duma, V.-F.; Podoleanu, A.G. Assessment of the sealant/tooth interface using optical coherence tomography. *J. Adhes. Sci. Technol.* 2015, 29, 49–58.
32. Romexis. Viewer User’s Manual. Available online: <http://www.planmecausa.com/support> (accessed on 25 September 2019).
33. Carranza, F.A. *Carranza’s Clinical Periodontology*, 10th ed; Cochrane, D.L., Giannobile, W.V., Kenney, E.B., Novak, M.J., Eds; Elsevier: Saint Louis, MO, USA, 2007.
34. Gomes-Filho, I.S.; Sarmento, V.A.; De Castro, M.S. Radiographic features of periodontal bone defects: Evaluation of digitized images. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2007, 36, 256.
35. Misch, K.A.; Yi, E.S.; Sarment, D.P. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J. Periodontol.* 2006, 77, 1261.
36. Velea, O.A.; Sinescu, C.; Zeicu, C.; Freiman, P.C.; Velea, P.I.; Onisei, D.; Duma, V.-F. Evaluation of periodontal pockets using different biomaterials. *Rev. Chim.* 2014, 65, 1063–1075.
37. Sinescu, C.; Negrutiu, M.L.; Manole, M.; de Sabata, A.; Rusu, L.-C.; Stratul, S.; Dudea, D.; Dughir, C.; Duma, V.-F. Retractions of the Gingival Margins Evaluated by Holographic Methods. In Proceedings of the SPIE Optics + Optoelectronics, Prague, Czech Republic, 13–16 April 2015; Volume 9508, p. 95080V.



### 3.6. Concluzii

38. Bellucci, D.; Cannillo, V.; Sola, A. Shell Scaffolds: A new approach towards high strength bioceramic scaffolds for bone regeneration, *Mater. Lett.* 2010, *64*, 203–206.
39. Deb, P.; Deoghare, A.B.; Borah, A.; Barua, E.; Das Lala, S. Scaffold development using biomaterials: A review. *Mater. Today Proc.* 2018, *5*, 12909–12919.
40. Shahgholia, M.; Olivierod, S.; Bainob, F.; Vitale-Brovaroneb, C.; Gastaldia, D.; Venaa, P. Mechanical characterization of glass-ceramic scaffolds at multiple characteristic lengths through nanoindentation. *J. Eur. Ceram. Soc.* 2016, *36*, 2403–2409.
41. Luca, R.; Todea, C.D.; Duma, V.-F.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Quantitative assessment of rat bone regeneration using complex master–slave optical coherence tomography. *Quant. Imaging Med. Surg.* 2019, *9*, 782–798.
42. Luca, R.E.; Giuliani, A.; Mănescu, A.; Heredea, R.; Hoinoiu, B.; Constantin, G.D.; Duma, V.-F.; Todea, C.D. Osteogenic potential of bovine bone graft in combination with laser photobiomodulation: An ex vivo demonstrative study in wistar rats by cross-linked studies based on synchrotron microtomography and histology. *Int. J. Mol. Sci.* 2020, *21*, 778.
43. Duma, V.-F.; Tankam, P.; Huang, J.; Won, J.J.; Rolland, J.P. Optimization of galvanometer scanning for Optical Coherence Tomography. *Appl. Opt.* 2015, *54*, 5495–5507.
44. Alshahni, R.Z.; Shimada, Y.; Zhou, Y.; Yoshiyama, M.; Sadr, A.; Sumi, Y.; Tagami, J. Cavity adaptation of composite restorations prepared at crown and root: Optical assessment using SS-OCT. *Dent. Mat.* 2019, *38*, 779–789.
45. Ko, A.C.-T.; Choo-Smith, L.-P.; Hewko, M.D.; Leonardi, L.; Sowa, M.G.; Dong, C.C.C.S.; Williams, P.; Cleghorn, B. Ex vivo detection and characterization of early dental caries by optical coherence tomography and Raman spectroscopy. *J. Biomed. Opt.* 2005, *10*, 031118.
46. Amaechi, B.T.; Higham, S.M.; Podoleanu, A.G.; Rogers, J.A.; Jackson, D.A. Use of optical coherence tomography for assessment of dental caries: Quantitative procedure. *J. Oral Rehabil.* 2001, *28*, 1092–1093.
47. Canjau, S.; Todea, C.; Negrutiu, M.L.; Sinescu, C.; Topala, F.I.; Marcauteanu, C.; Manescu, A.; Duma, V.-F.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Optical coherence tomography for non-invasive ex vivo investigations in dental medicine—A joint group experience (review). *Mod. Technol. Med.* 2015, *7*, 97–115.
48. De Boer, J.F.; Hitzengerger, C.K.; Yasuno, Y. Polarization sensitive optical coherence tomography—A review [Invited]. *Biomed. Opt. Express* 2017, *8*, 1838–1873.
49. Demian, D.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Negrutiu, M.L.; Cernat, R.; Topala, F.I.; Hutiu, G.; Bradu, A.; Podoleanu, A.G. Design and testing of prototype handheld scanning probes for optical coherence tomography. *J. Eng. Med.* 2014, *228*, 743–753.
50. Jung, W.; Kim, J.; Jeon, M.; Chaney, E.J.; Stewart, C.N.; Boppart, S.A. Handheld optical coherence tomography scanner for primary care diagnostics. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2011, *58*, 741–744.
51. Monroy, G.L.; Won, J.; Spillman, D.R.; Dsouza, R.; Boppart, S.A. Clinical translation of handheld optical coherence tomography: Practical considerations and recent advancements. *J. Biomed. Opt.* 2017, *22*, 121715.
52. Lu, C.D.; Kraus, M.F.; Potsaid, B.; Liu, J.J.; Choi, W.; Jayaraman, V.; Cable, A.E.; Hornegger, J.; Duke, J.S.; Fujimoto, J.G. Handheld ultrahigh speed swept source optical coherence tomography instrument using a MEMS scanning mirror. *Biomed. Opt. Express* 2014, *5*, 293–311.

### Capitolul 3. Sinergia dintre OCT și radiografii

53. Cogliati, A.; Canavesi, C.; Hayes, A.; Tankam, P.; Duma, V.-F.; Santhanam, A.; Thompson, K.P.; Rolland, J.P. MEMS-based handheld scanning probe for distortion-free images in gabor-domain optical coherence microscopy. *Opt. Express* 2016, *24*, 13365–13374.

54. Sinescu, C.; Bradu, A.; Duma, V.-F.; Topala, F.; Negrutiu, M.L.; Podoleanu, A. Effects of the temperature variations in the technology of metal ceramic dental prostheses: Non-destructive detection using optical coherence tomography. *Appl. Sci.* 2017, *7*, 552.

55. Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Optical coherence tomography investigations and modeling of the sintering of ceramic crowns. *Materials* 2019, *12*, 947.

56. Sinescu, C.; Negrutiu, M.L.; Bradu, A.; Duma, V.-F.; Podoleanu, A.G. Noninvasive quantitative evaluation of the dentin layer during dental procedures using optical coherence tomography. *Comput. Math. Methods Med.* 2015, *2015*, 1–7.

57. Zaharia, C.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Socoliuc, V.; Craciunescu, I.; Turcu, R.P.; Marin, C.N.; Tudor, A.; Rominu, M.; Negrutiu, M.-L. Dental adhesive interfaces reinforced with magnetic nanoparticles: Evaluation and modeling with micro-CT versus optical microscopy. *Materials* 2020, *13*, 3908.

## Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

Descoperirea razelor X în 1895 de către Wilhelm Conrad Roentgen este considerată a marca începutul imagisticii medicale [1]. De atunci, tehnicile s-au îmbunătățit continuu în ultimele două decenii. Se poate lua în considerare în acest sens, de exemplu, compararea calității dintre primele radiografii și cele de astăzi: CBCT-uri 3D [2]. Numeroase alte tehnici imagistice au fost dezvoltate pentru medicina dentară, dar radiografia a rămas cel mai comun instrument de investigare al acestuia. Prin urmare, îmbunătățirea tehnicilor cu raze X este potențial de mare impact datorită utilizării lor pe scară largă. Întrebarea este: *cât de mult loc mai este pentru astfel de îmbunătățiri? De asemenea, cum ar putea fi ele realizate?*

Pentru a răspunde la astfel de întrebări, trebuie mai întâi să observăm că toate unitățile de raze X au aceeași structură. Acestea constau dintr-un tub cu raze X, un senzor și un PC care procesează datele. Astăzi, cele mai posibile îmbunătățiri ale tehnicilor de imagistică medicală bazate pe raze X se bazează pe creșterea sensibilității senzorilor.

Astfel, primul pas evolutiv pentru detectoarele de raze X pentru imagistica dentară a fost trecerea de la filme fotografice la plăci fotostimulabile cu fosfor (PSP) [3]. Aceasta a venit odată cu dezvoltarea de echipamente suplimentare pentru conversia datelor de la PSP în digital. Într-o a doua etapă evolutivă, senzorii digitali au înlocuit complet filmele, oferind mai multe beneficii, cum ar fi economisirea de timp, instrumente de post-procesare și o calitate mai bună a imaginii.

Astăzi, unitățile stomatologice cu raze X de ultimă oră au senzori digitali capabili să ofere imagini de înaltă calitate [4-8]. Diferența dintre unitățile disponibile pe piață este făcută de caracteristicile senzorilor, precum rezoluția spațială sau contrastul. Cele mai utilizate tipuri de detectoare digitale în imagistica dentară sunt dispozitive cuplate de sarcină (CCD), conductoare complementare de oxid de metal (CMOS) și senzori cu ecran plat [9].

Deoarece razele X constau din radiații electromagnetice de înaltă energie, ele pot ioniza atomii și pot întrerupe legăturile moleculare [10]. În acest sens, au fost stabilite reglementări, bazate pe protocolul ALARA, care înseamnă *să găsim doza de radiație minimă pentru a obține o calitate a imaginii suficientă pentru diagnostic sau o verificare a tratamentului.*

În consecință, toate unitățile de raze X trebuie utilizate în mod corespunzător, cu un flux de lucru optimizat pentru a obține cea mai bună calitate posibilă a imaginii cu cea mai mică doză de radiație [11,12]. Aceasta înseamnă că nu se poate crește rezoluția, de exemplu, prin îmbunătățirea parametrilor funcționali ai tubului cu raze X, deoarece doza de radiații trebuie menținută la minimum. Prin urmare, trebuie să se ajungă la un compromis între cerințe contradictorii. Întrebarea este: cum să fie realizat în mod optim un astfel de compromis?

Pentru a răspunde la această întrebare, scopul acestui capitol este de a explora modalități inovatoare de optimizare a funcționării unităților de raze X (deja de înaltă performanță) disponibile comercial. Două tipuri de astfel de unități high-end sunt utilizate în acest scop. Protocolul ALARA este luat în considerare împreună cu performanța senzorului. Caracteristicile imaginilor cu raze X, cum ar fi rezoluția, contrastul, claritatea sau artefactele sunt ajustate printr-un protocol de calibrare care

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

implică o tehnică de imagistică alternativă, OCT [13-15]. OCT se bazează pe interferometria cu coerență scăzută care utilizează radiația laser în IR apropiat. În timp ce radiografiile arată distribuțiile spațiale ale absorbției de raze X, imaginile OCT arată distribuția spațială a diferențelor de indici de refracție. OCT este non-invazivă și are avantajul unei rezoluții axiale mai bune de 15  $\mu\text{m}$  în țesut [15,16], de cel puțin 10 ori mai bună decât rezoluția atinsă folosind imagistica cu raze X. În ultimul deceniu sonde de scanare OCT portabile au fost dezvoltate, pentru investigarea *in-vivo* a ochiului [16], a pielii [17], a altor părți ale corpului [18], precum și dedicat cavității bucale [19-21]. O altă direcție promițătoare de cercetare se referă la studiul materialelor dentare, deoarece OCT poate oferi capacitatea de secționare transversală optică pentru testarea lor nedistructivă [22-27]. Cu toate acestea, în ciuda avantajelor sale, OCT nu poate înlocui complet radiografia, datorită adâncimii sale limitate de penetrare, de până la 2 mm în țesut.

Într-un studiu recent, arătat în capitolul anterior, s-au explorat granițele dintre OCT și radiografia comună atunci când este aplicată imagistica medicală maxilo-facială [28]. Studiul a concluzionat că radiografia dentară și OCT se pot completa reciproc în evaluarea cavității bucale, cu anumite zone în care doar una dintre tehnicile de mai sus ar fi aplicabilă în diagnosticarea și monitorizarea aspectelor clinice, dar și cu zone în care cele două tehnici pot valida reciproc. Scopul prezentului studiu este de a folosi tehnica de rezoluție mult mai mare, OCT, în îmbunătățirea performanței imagistice a celei mai comune tehnici, radiografia.

O astfel de abordare poate impacta pozitiv practica imagistică cu raze X, utilizată pe scară largă de medici pentru a oferi tratamente adecvate și pentru a monitoriza evoluția și rezultatele pacienților. De asemenea, sperăm că acest studiu va contribui la o mai mare acceptare a OCT în practica stomatologică obișnuită [29-33], mai ales că OCT este o tehnologie deja utilizată zilnic în oftalmologie [34], dermatologie [35] și endoscopie [36].

Imagistica cu raze X din acest studiu este realizată în Clinica Dental Experts, Timișoara, România, folosind o unitate de raze X Planmeca ProMax 3D (Planmeca, Helsinki, Finlanda), precum și în alte clinici de imagistică dentară din România, care utilizează unități de raze X 3D Soredex Cranex (KaVo Kerr, Brea, CA, SUA). Investigațiile OCT se efectuează în Laboratorul de Optomecatronică și Fotonică Biomedicală al Universității „Aurel Vlaicu” din Arad. Studiul este aprobat de Comisia de etică a clinicii, urmărind Protocolul etic, cu Avizul 178/31.08.2020, și se realizează conform Declarației de la Helsinki. Un consimțământ informat este transmis tuturor pacienților înscriși.

Cele prezentate în acest capitol au fost diseminate în (și sunt reproduse după) lucrarea [R.-A. Erdelyi, V.-F. Duma\*, C. Sinescu, G. Dobre, A. Bradu, A. Podoleanu, Optimization of X-ray Investigations in Dentistry using Optical Coherence Tomography, *Sensors* 21(13), 4554 (2021); <https://doi.org/10.3390/s21134554>; **IF 3.874; Q2**].

#### 4.1. Planmeca ProMax 3D

Prima unitate de raze X utilizată în acest studiu este un sistem Planmeca ProMax 3D (Planmeca, Helsinki, Finlanda), echipat cu un tub de raze X Toshiba (Toshiba Electron Tubes & Devices Co., Ltd., Otawara, Japonia) și un detector cu ecran plat (Planmeca, Helsinki, Finlanda) bazat pe senzori CMOS. Alături de unitatea de raze X există și o stație de lucru și un PC pentru reconstrucția imaginii. PC-ul colectează, transformă și transmite date de la senzorul unității de raze X către stația de lucru

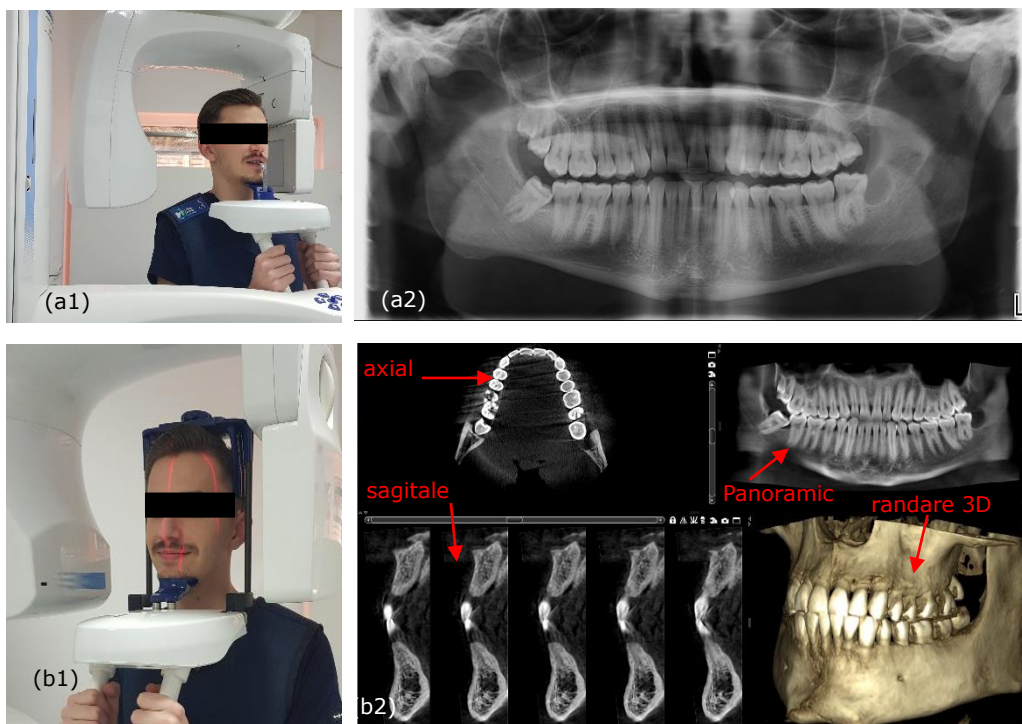
#### 4.1. Planmeca ProMax 3D

echipată cu software-ul Romexis (Planmeca, Helsinki, Finlanda). Acest software dedicat are instrumente specializate pentru a ajuta clinicienii să îmbunătățească imaginile brute procesate de PC-ul de reconstrucție, precum și să măsoare sau să analizeze diferite aspecte observate pe imaginile obținute.

Pe lângă algoritmul standard de reconstrucție a imaginii, sistemul de raze X este echipat cu algoritmi specializați suplimentari pentru îndepărtarea artefactelor produse de mișcările pacientului.

Există mai multe imagini dentare posibile care pot fi obținute cu această unitate de raze X: panoramică, cefalometrică, sinusală sau CBCT 3D. Trei astfel de exemple sunt prezentate în Figura 4.1. Pentru fiecare dintre ele există un protocol standard pentru operarea unității de raze X. Utilizatorilor li se permite să modifice parametrii tubului cu raze X și sensibilitatea senzorului împreună cu timpul de expunere. Caracteristicile tubului cu raze X sunt: dimensiunea punctului focal, filtrarea cu raze X, intensitatea curentului (mA), tensiunea anodică (kV) și timpul de expunere (s). Dimensiunea spotului focal în acest caz este de  $0,5 \times 0,5 \text{ mm}^2$ , filtrarea totală se realizează cu un strat de Al de 2,5 mm pentru imagini bidimensionale (2D), iar cu un strat de Al de 2,5 mm plus un strat de Cu de 0,5 mm pentru imagini 3D. Tensiunea anodică a tubului cu raze X este în intervalul de la 60 la 90 kV, în timp ce intensitatea curentului este în intervalul de la 1 la 16 mA.

Caracteristicile senzorului acestei unități de raze X care sunt importante pentru imaginea finală sunt: dimensiunile senzorului (110 mm lățime și 80 mm înălțime), sensibilitatea (doză mică, normală, înaltă definiție, rezoluție mare și endo) și posibilități segmentare, adică volumele CBCT 3D (cilindrice) au un diametru de bază (mm)  $\times$  înălțime (mm) egale cu:  $80 \times 80$ ;  $50 \times 50$ ;  $110 \times 50$ .



#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

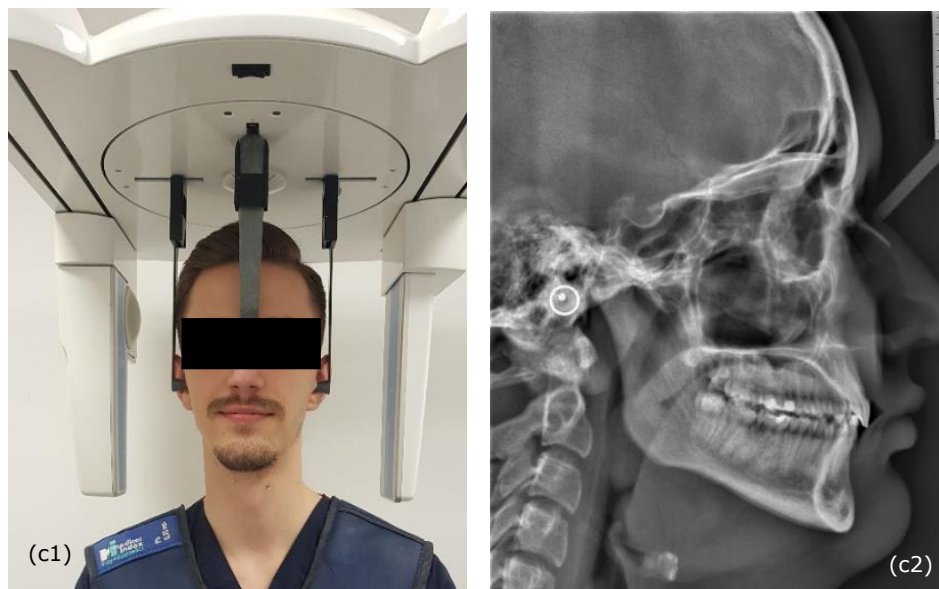


Figura 4.1. Exemplu de configurare Planmeca pentru (a1) panoramic, (b1) CBCT 3D și (c1) investigații cefalometrice (ale unui membru sănătos al personalului). Imagini obținute: (a2) panoramică; (b2) Imagini CBCT 3D, cu vederi axiale, sagitale și panoramice, precum și o reconstrucție 3D; (c2) cefalometric.

### 4.2. Soredex Cranex 3D

Al doilea tip de unitate de raze X utilizat în acest studiu este un Soredex Cranex 3D (Danaher Corporation, Washington DC, SUA), echipat cu un generator de raze X cu un punct focal de 0,5 mm, o filtrare totală minimă a fasciculului de radiații cu un strat de Al de 3,2 mm, tensiune anodică de 57 până la 90 kV și curent anodic de 4 până la 16 mA. Detectorul de raze X, similar unității de raze X Planmeca, este un detector cu panou plat bazat pe senzori CMOS. Două exemple de imagini obținute cu acest sistem în clinică sunt prezentate în Figura 3.2.

Există diferențe între sistemul Planmeca și Soredex în ceea ce privește volumul care poate fi ales pentru CBCT-urile 3D, precum și pentru dimensiunile voxelilor și pixelilor. Volumele cilindrice pentru CBCT 3D disponibile cu unitatea de raze X Soredex au un diametru de bază (mm)  $\times$  înălțime (mm) egale cu: 50  $\times$  50, 61  $\times$  78, 78  $\times$  78, 78  $\times$  150 și 130  $\times$  150. Timpul de scanare este de 10 până la 40 s. Timpul de expunere este de numai 1 până la 9 s, deoarece fasciculul de radiații este impulsional către pacient, în timp ce tubul cu raze X nu funcționează pe parcursul întregului proces de scanare.

#### 4.2. Soredex Cranex 3D

#### 4.3. Sistem OCT

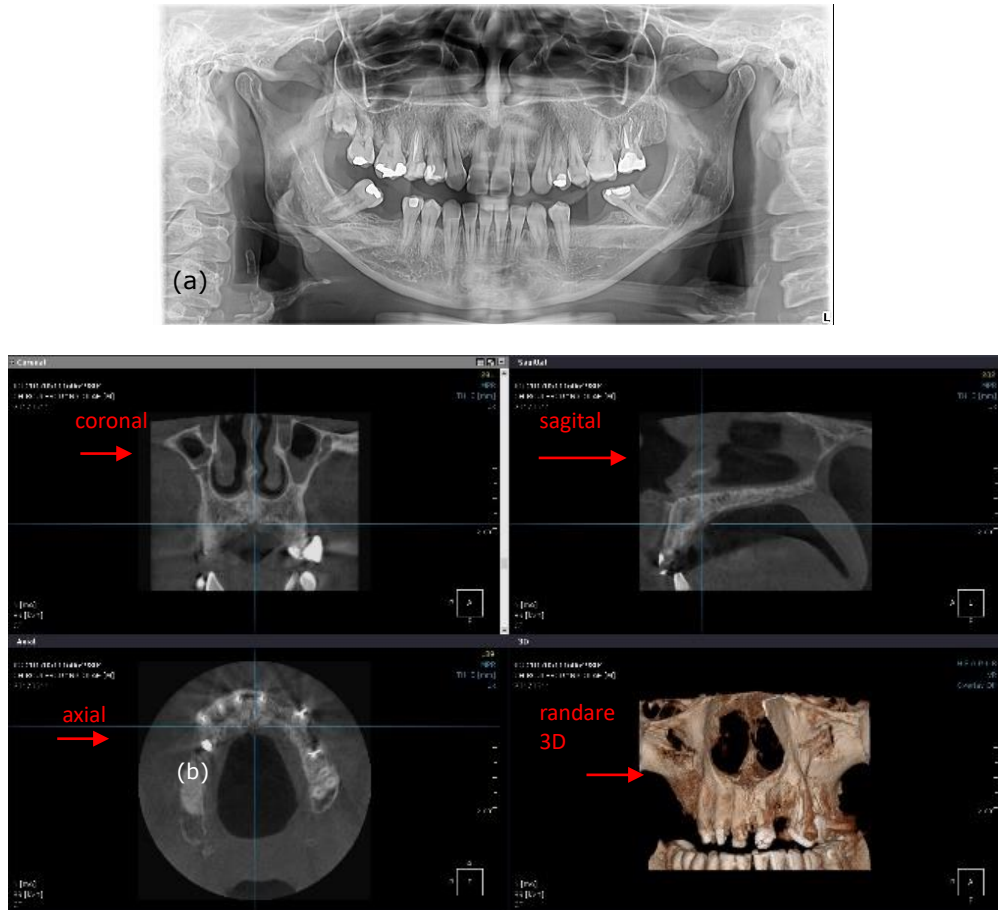


Figura 4.2. Exemple de imagini obținute cu setările Soredex (pentru un membru sănătos al personalului clinicii): (a) panoramică și (b) CBCT 3D, acesta din urmă prezentând vederi coronale, sagitale, axiale, precum și o reconstrucție volumetrică 3D.

#### 4.3. Sistem OCT

Este utilizat un sistem Swept Source (SS)-OCT dezvoltat intern. Scopul este de a investiga mai multe probe dentare pentru a oferi imagini cu rezoluție mai mare decât cea a radiografiei pentru a permite o calibrare adecvată a sistemelor de imagistică cu raze X.

Sistemul OCT este prezentat în detaliu în [28]. Este centrat la o lungime de undă de 1310 nm și folosește un scanner galvanometru cu două axe (GS) 2D pentru scanarea laterală a probelor [37-39]. Aria maximă de investigație cu acest sistem este de  $5 \times 5 \text{ mm}^2$  pe suprafața probei. Rezoluția axială oferită de acest sistem OCT este de  $15 \mu\text{m}$  în aer, iar adâncimea de penetrare în țesutul dur este de aproximativ 1,5 mm. În timpul unei scanări complete, se obțin 500 de scanări B/secțiuni transversale. Fiecare poate fi analizată în continuare, iar pe ele pot fi efectuate măsurători. De

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

asemenea, aceste 500 de scanări B pot fi redată într-o reconstrucție 3D/volumetrică, așa cum se arată în exemplul din Figura 4.3.

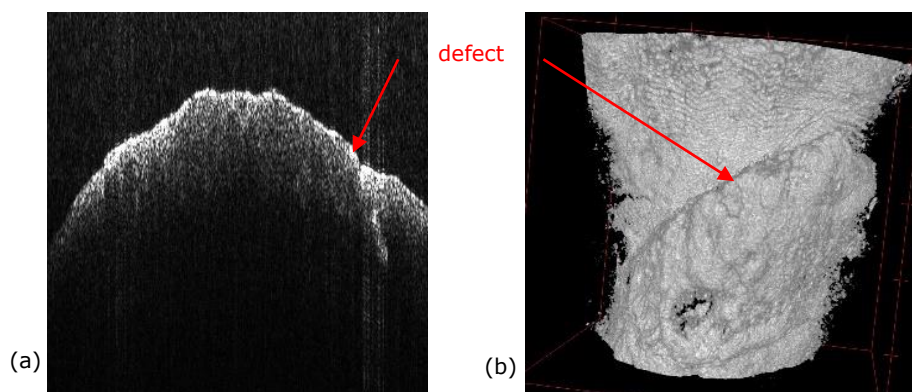


Figura 4.3. Exemplu de o singură secțiune transversală OCT B-scan/optică (a) și reconstrucția corespunzătoare a imaginii 3D OCT (b), care arată o fisură într-un dinte - exemplu de imagistică OCT care arată capacitatea de rezoluție mai mare în comparație cu radiografia, așa cum a fost abordată în detaliu în studiul explorator din [28]. Scala: 1 mm.

#### 4.4. Conceptul de optimizare a imaginilor cu raze X folosind OCT

Teoretic, s-ar putea crește rezoluția imaginilor cu raze X prin simpla creștere a tensiunii anodului și a intensității curentului tubului cu raze X, dar aceasta ar implica o creștere a dozei de radiație. Acest lucru ar fi împotriva protocolului ALARA. Pe de altă parte, nu se pot alege pur și simplu setări scăzute ale tubului cu raze X, deoarece aceasta ar însemna o rezoluție scăzută a imaginii, prin urmare domeniul de aplicare al tehnicii (adică diagnosticul sau monitorizarea tratamentului) nu ar fi atins.

Prin urmare, este necesar un compromis (adică un proces de optimizare), dar întrebarea este unde (și cum) să se stabilească limitele pentru setările tubului cu raze X care pot oferi suficientă rezoluție pentru domeniul medical, dar este capabil să păstreze radiația într-o doză cât mai mică pentru a proteja pacientul. Mai multe aspecte trebuie clarificate pentru a proiecta un astfel de proces de optimizare a unei unități de raze X:

(i) O ajustare a tubului cu raze X și a parametrilor unității nu se poate face pe pacienți (adică, experimental pe aceștia); trebuie efectuată *in vitro*. Setările optime astfel determinate ar putea fi apoi aplicate pacienților. Această secvență logică este utilizată în protocolul care va fi dezvoltat în acest studiu.

(ii) O întrebare esențială este: ce metodă să folosim pentru calibrarea unui sistem cu raze X? Trebuie să ofere imagini cu rezoluție mai bună și, în mod ideal, de ordin mai mare (din punct de vedere metrologic) decât radiografia, dar legate de aceleași ținte/probe. Apoi, setările tubului cu raze X ar putea fi ajustate pentru a se potrivi cu rezultatele radiografice cu cele ale metodei de „calibrare”, ca urmare a unei abordări metrologice adecvate.

(iii) În cele din urmă, ce tip de sistem de rezoluție mai mare ar putea servi pentru un astfel de proces de calibrare? Trebuie să fie un sistem imagistic, deoarece dispozitivele utilizate clinic pentru observarea vizuală nu pot permite această calibrare



#### 4.5. OCT versus radiografie

planificată. În ceea ce privește sistemele de imagistică, toate tipurile de tomografie computerizată (CT), inclusiv micro-CT sunt scumpe și, prin urmare, nu sunt la îndemâna cabinetelor stomatologice obișnuite, chiar și a clinicilor dentare, care nu ar investi în astfel de echipamente. Aceeași limitare din punct de vedere al costurilor se referă la sistemele de înaltă rezoluție, cum ar fi microscopia electronică cu scanare (SEM). Pe de altă parte, dispozitivele dedicate pentru cavitatea bucală, precum Diagnocam (KaVo Kerr, Brea, CA, SUA) sau VistaCam (Dürr Dental SE, Bietigheim-Bissingen, Germania) pot oferi rezoluții similare cu cele ale radiografiilor (dar numai pentru anumite zone pe care sunt capabile să le investigheze), prin urmare nu sunt o metodă de rezoluție de ordin superior (pe lanțul metrologic).

În concluzie, singura tehnică care îndeplinește criteriile de rezoluție mai mare, cost rezonabil al echipamentului, dar și ușurință în operare și imagistică în profunzime (spre deosebire de microscopia confocală, de exemplu) este OCT. De asemenea, are avantajele investigației non-invazive și ale posibilității de a efectua *in vivo* imagistica, atunci când este necesar folosind sonde de scanare portabile dedicate [16-20]. În plus, beneficiază de unități mobile [18] și, după cum s-a studiat în detaliu în [28], se dovedește a fi complementar radiografiei pentru diagnostic, monitorizare și evaluare a tratamentului. Prin urmare, există o motivație clară pentru clinicile dentare de a utiliza astfel de sisteme: utilizarea OCT pentru calibrarea unităților de raze X se adaugă la gama lor de aplicații stomatologice.

Se mai poate remarca că imagistica cu raze X nu este capabilă să rezolve caracteristicile pe care OCT le poate face chiar dacă este complet optimizată. Deși acest lucru este corect pentru o serie de investigații, așa cum am studiat de exemplu în [40]: pe baza evaluărilor cantitative efectuate în [28], am demonstrat că radiografia poate identifica detalii relevante, cum ar fi cavitățile mici, dar nu le poate măsura corect ca OCT (adică erori în jur de 50% sunt posibile chiar și cu CBCT). Asta arată că OCT poate servi ca instrument de optimizare pentru imaginile cu raze X care rezolvă astfel de afecțiuni dentare relevante.

#### 4.5. OCT versus radiografie

Deoarece OCT folosește radiații laser IR, nu poate furniza imagini sub suprafețele metalice (de exemplu, ale coroanelor metalice, așa cum sunt prezentate în Figura 4.4.), dar poate furniza imagini clare în vecinătatea lor (Figura 4.4a,b,c,e). În schimb, CBCT 3D nu poate realiza astfel de imagini, din cauza artefactelor produse din cauza metalului, așa cum se arată în exemplul din Figura 4.4d,f. În timp, dacă apar cavități secundare, de exemplu, aceste cavități pot fi observate pe imaginile CBCT doar atunci când devin suficient de mari și depășesc dimensiunile artefactelor.

De asemenea, există cazuri în care radiografiile dentare nu pot fi utilizate pentru diagnostice sau tratament din cauza unor limitări precum: lipsa detaliilor în cavitățile mici (Figura 4.5), anomaliile (adică fisurile sau deformațiile) dentinei sau smalțului (Figura 4.6) sau probleme dentare în apropierea coroanelor metalice (Figura 4.4). După cum s-a discutat într-un studiu anterior [28], pentru a acoperi toate aceste cazuri de imagistică dentară, OCT se dovedește a fi soluția potrivită. O clasificare a afecțiunilor de medicină dentară în ceea ce privește aplicabilitatea unei tehnici imagistice sau a alteia (adică, imagistica cu raze X sau OCT) a evidențiat că fiecare dintre ele au anumite domenii de aplicabilitate, în timp ce aceste domenii se suprapun pentru anumite afecțiuni medicale [28]. Aproximativ, OCT câștigă atunci când este necesară rezoluția, în timp ce radiografia câștigă acolo unde adâncimea de penetrare este primordială.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

În cazul prezentat în figura 4.5, dintele marcat cu roșu trebuie extras deoarece este obligatoriu un tratament ortodontic, adică dintele extras era blocat (dintele marcat cu albastru în figura 4.5d) de vecinii lui și nu s-a mai putut dezvolta în mod natural. Pe radiografiile se poate observa că dintele extras arată sănătos, nefiind vizibile cariile. După extracție, dintele este investigat cu OCT, iar la nivelul smalțului se observă o cavitate mică. Rezoluția OCT a făcut posibilă chiar și evaluarea (adică măsurarea exactă) a cavității. Deși acest exemplu se referă la un dinte extras, capacitatea OCT de a evalua și diagnostica corect cariile mici pentru *in vivo* au fost abordate și în alte investigații [19-22].

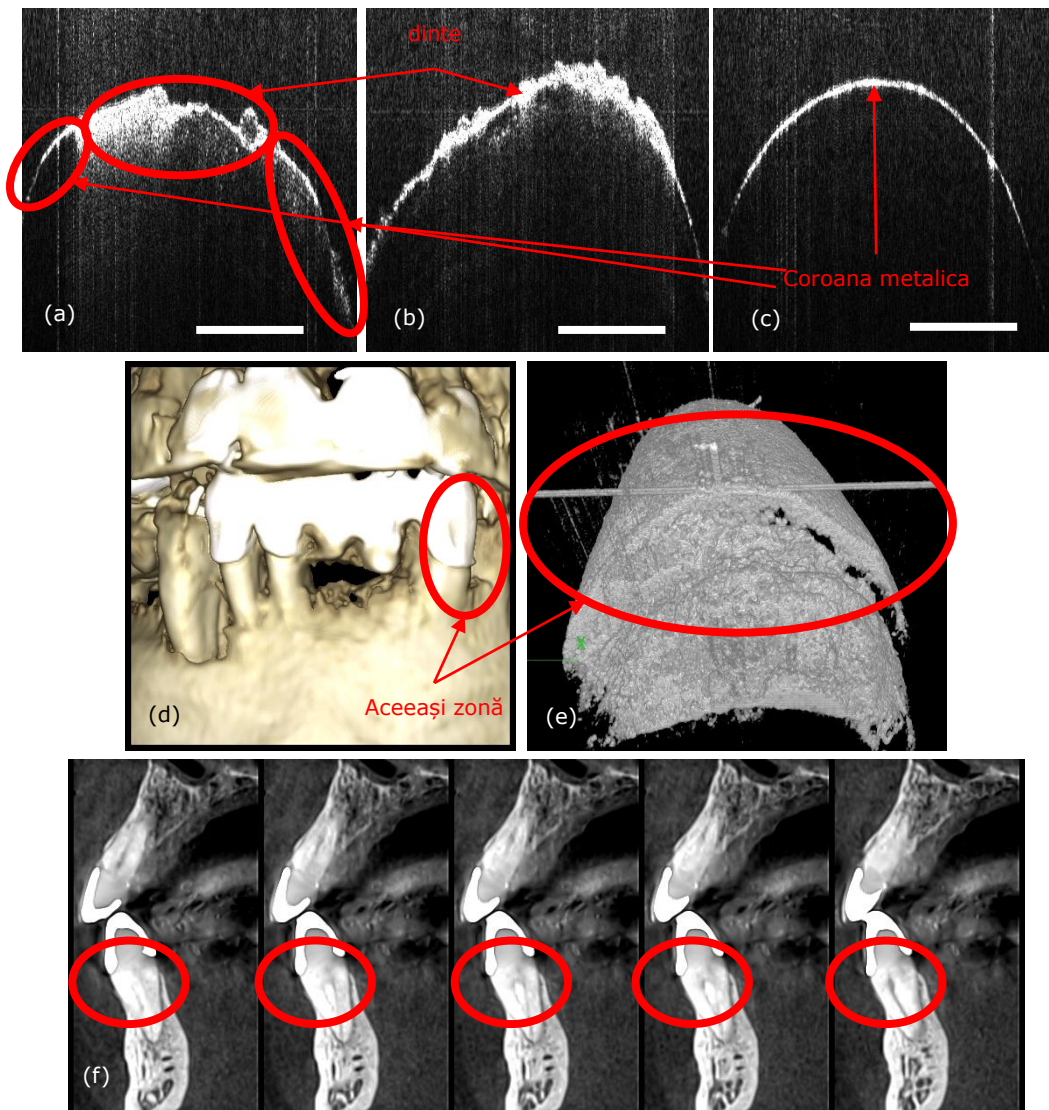


Figura 4.4. Un exemplu în care OCT observă detalii dentare în apropierea coroanelor metalice. (a, b, c) OCT B-scanări; (d) Redarea 3D a CBCT; (e) reconstrucție 3D OCT; (f) vedere sagitală 3D CBCT a dintelui. Scala: 1 mm.

#### 4.5. OCT versus radiografie

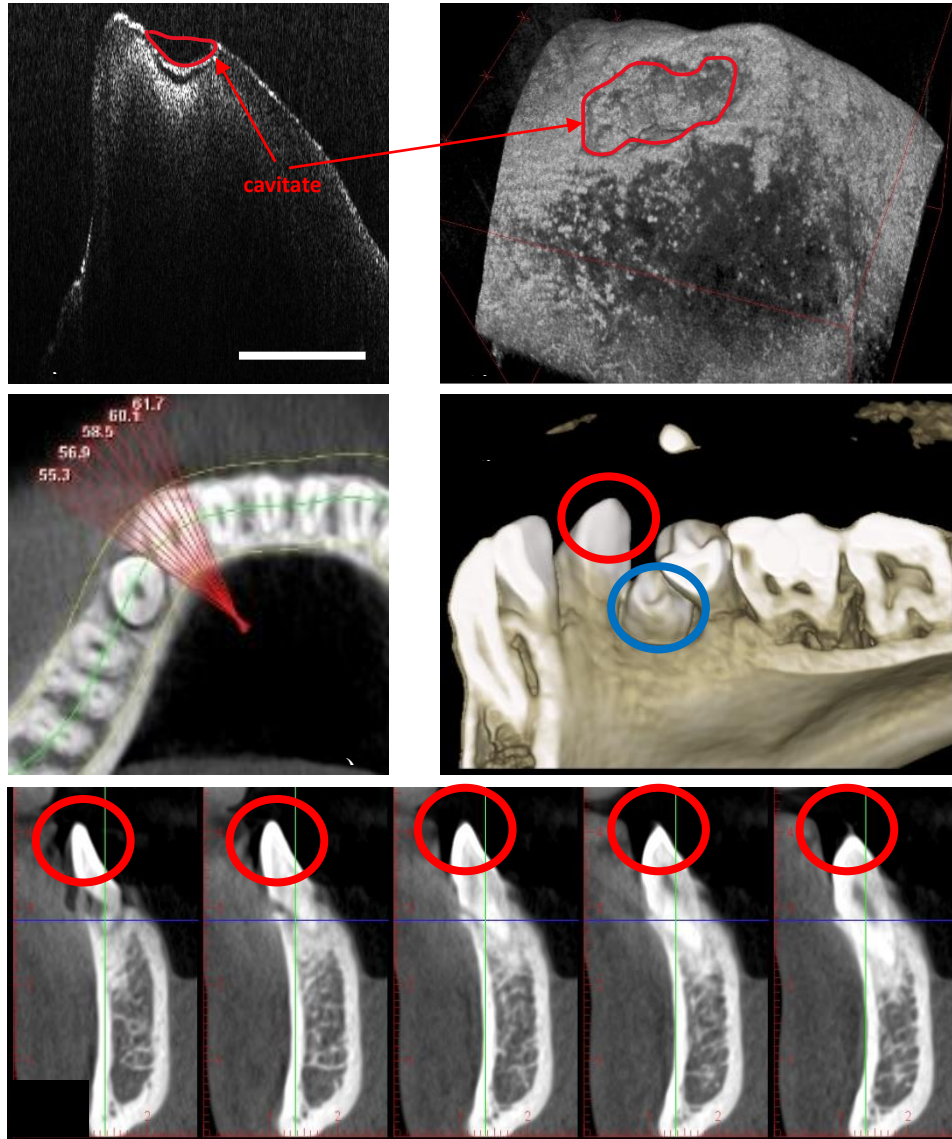


Figura 4.5. Exemplu de caz în care OCT observă o mică cavitate la nivelul smalțului dintelui: (a) OCT B-scan; (b) reconstrucție 3D OCT; (c) Vedere 3D CBCT axială a dintelui; (d) Redarea 3D a CBCT; (e) Vedere sagitală CBCT 3D a dintelui (acesta din urmă luată la adâncimi diferite, succesive, în țesutul dur). Scala: 1 mm.

Pacientul cu cazul prezentat în Figura 4.6 are o infecție în apropierea celui de-al treilea molar, așa cum se arată în Figura 4.6c. Datorită infecției masive vizibile în spatele acestuia, dinte trebuie extras. În plus, medicul a bănuț că dentina și smalțul acestui dinte erau deja deteriorate de infecție și de accesibilitatea slabă pentru curățare. Aceste anomalii constau din deformarea dentinei și a smalțului, precum și din straturi suprapuse de dentină și smalț cu spații goale aleatorii între ele. Astfel,

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

deși dintele arată sănătos pe radiografii (Figura 4.6 c, d și e), pe imaginile OCT obținute după extragerea dintelui din motive medicale sunt vizibile anomaliile atât la nivelul dentinei, cât și la nivelul smalțului (Figura 4.6 a și b). Acest lucru poate fi văzut cel mai bine comparând imaginile din Figura 4.6 b și d, care sunt reconstrucții 3D pentru OCT și, respectiv, pentru CBCT. Pe CBCT 3D, rezoluția imaginii nu permite identificarea micilor detalii ale problemelor dentare. Acest lucru arată atât complementaritatea celor două tehnici [28], cât și capacitatea OCT de a servi ca o posibilă tehnică de optimizare pentru radiografie, datorită rezoluției sale axiale mai mari (15  $\mu\text{m}$  comparativ cu 150  $\mu\text{m}$  pentru rezoluția CBCT 3D în aceste imagini).

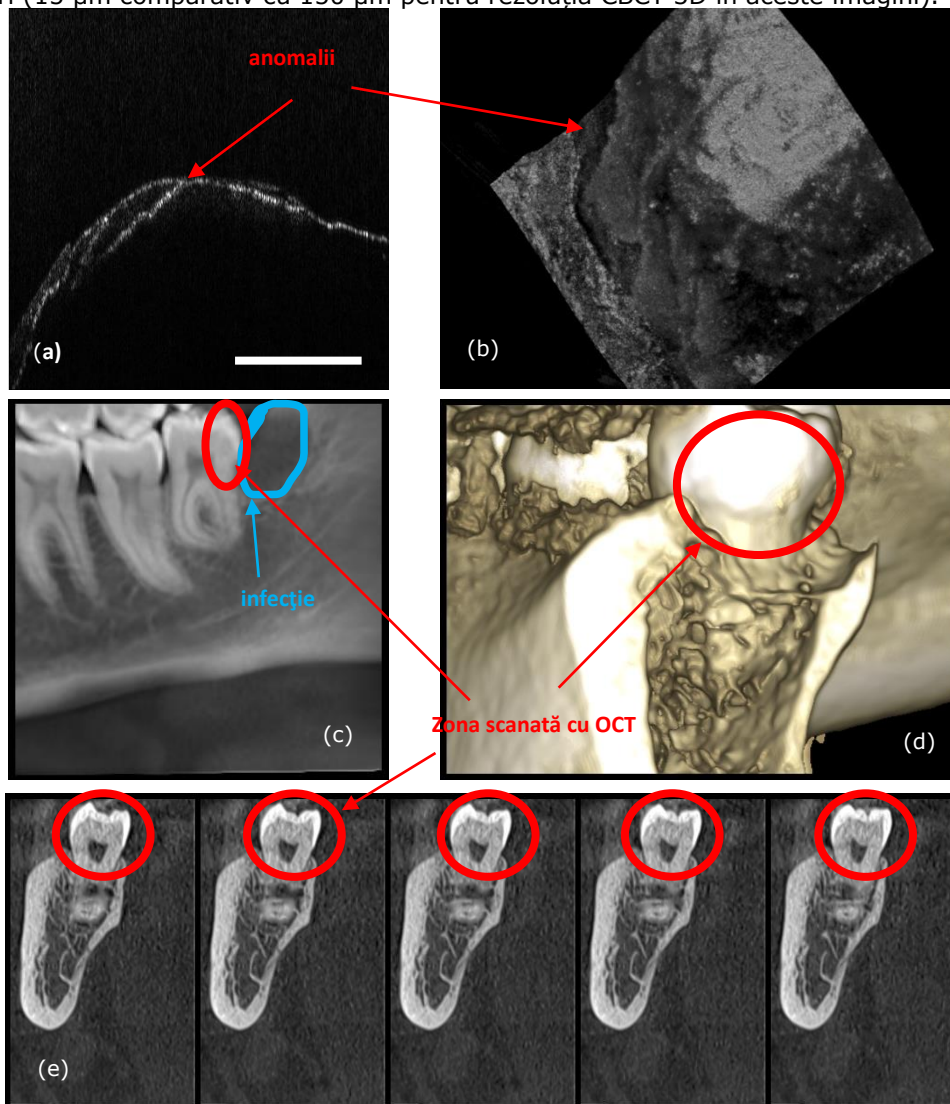


Figura 4.6. Exemplu în care OCT identifică anomaliile la nivelul smalțului și al dentinei dintelui. (a) OCT B-scan; (b) reconstrucție 3D OCT; (c) Vedere 3D CBCT axială a dintelui; (d) Redarea 3D a CBCT; (e) Vedere sagitală CBCT 3D a dintelui (acesta din urmă luată la adâncimi diferite, succesive, în țesutul dur). Scala: 1 mm.

#### 4.6. Rezultate și discuții

### 4.6. Rezultate și discuții

Cei mai mulți pași necesari pentru dezvoltarea protocolului de optimizare a imaginii sunt prezentați în această secțiune. Scopul este de a obține cea mai înaltă calitate posibilă a imaginilor cu raze X cu cantitatea cea mai mică de radiație pentru cele două unități de raze X considerate disponibile comercial (și utilizate în întreaga lume). Este explorată posibilitatea utilizării OCT cu rezoluție mai mare ca tehnică de calibrare și validare a acestora (dar potrivită și pentru stomatologia de zi cu zi).

#### **Protocol optimizat cu OCT pentru calibrarea imaginilor cu raze X. Radiografie panoramică**

Sistemul OCT are o rezoluție axială de 15  $\mu\text{m}$ , iar imaginile cu raze X panoramice și 3D CBCT au o rezoluție de 150 până la 200  $\mu\text{m}$  (atât axiale, cât și radiale) pentru utilizarea zilnică. Cea mai mare rezoluție atinsă cu o unitate de raze X Planmeca este de 75  $\mu\text{m}$  pentru CBCT 3D segmentar. Deoarece rezoluția OCT este net superioară celei a oricărui tip de imagine cu raze X, comparăm imaginile OCT cu diferite imagini cu raze X în timpul procesului de optimizare propus. Cu alte cuvinte, dinții sunt analizați cu ambele tehnici și o problemă dentară care este observată pe ambele imagini este, de asemenea, evaluată cu OCT. Astfel, această afecțiune clinică dentară identificată (de exemplu o cavitate mică) este diagnosticată corect folosind OCT. Aceeași condiție medicală este apoi urmată pe radiografiile. Parametrii unității de raze X (adică intensitatea curentului și tensiunea anodică a tubului de raze X) sunt ajustați până când imaginile detaliilor dentare corespund cât mai bine imaginilor recuperate cu OCT. Se efectuează apoi o evaluare a parametrilor acestor imagini, pentru a confirma și cuantifica îmbunătățirea acestora.

Natura ionizantă a radiațiilor X înseamnă că poate fi dăunătoare pentru țesutul viu. Prin urmare, nu putem testa diferitele setări ale unității direct pe pacienți. Astfel, un cap uman didactic (Figura 4.7 a) și mai mulți dinți extrași plasați pe acest cap sunt utilizați în acest studiu pentru a dezvolta protocolul, în locul pacienților vii. Aceasta urmează procedura pe care am folosit-o prima dată în [7], pentru a respecta protocolul ALARA. Cu toate acestea, într-un cadru clinic, un anumit număr de dinți, așa cum este utilizat în [28], poate fi folosit pentru a dezvolta protocolul propus pentru un alt tip de unitate de raze X.

Figura 4.7 c și d prezintă exemple de două detalii dentare considerate, o obturație dentară și o cavitate (în timp ce demineralizarea vizibilă în Figura 4.7 d, deși perfect vizibilă cu OCT nu poate fi evaluată cu raze X). Imaginile detaliate OCT ajută la procesul de optimizare a unității de raze X. Astfel, detaliile dentare sunt urmărite pe imaginea cu raze X, precum cea panoramică din Figura 4.7b. Se poate observa că atât pe reconstrucția volumetrică OCT, cât și pe scanările sale B (Figura 4.7 c și d) obturația dentară și, respectiv, cavitatea mică, pot fi observate cu ușurință, în timp ce pe imaginea cu raze X din Figura 4.7 b sunt *abia vizibile*.

Pentru fiecare tip de radiografie (adică, panoramică, cefalometrică și CBCT 3D), protocolul propus începe cu cele mai mici setări disponibile pentru valorile tensiunii anodului și intensității curentului tubului de raze X. Energia și penetrabilitatea fasciculului de raze X generate sunt proporționale cu tensiunea anodului, iar cantitatea de radiație din fascicul este proporțională cu intensitatea curentului care trece prin filamentul anodului. O valoare mai mare a tensiunii anodului asigură un contrast mai scăzut al imaginii, în timp ce o valoare mai mare a intensității curentului înseamnă un nivel mai ridicat de radiație, ceea ce este mai bine de evitat.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

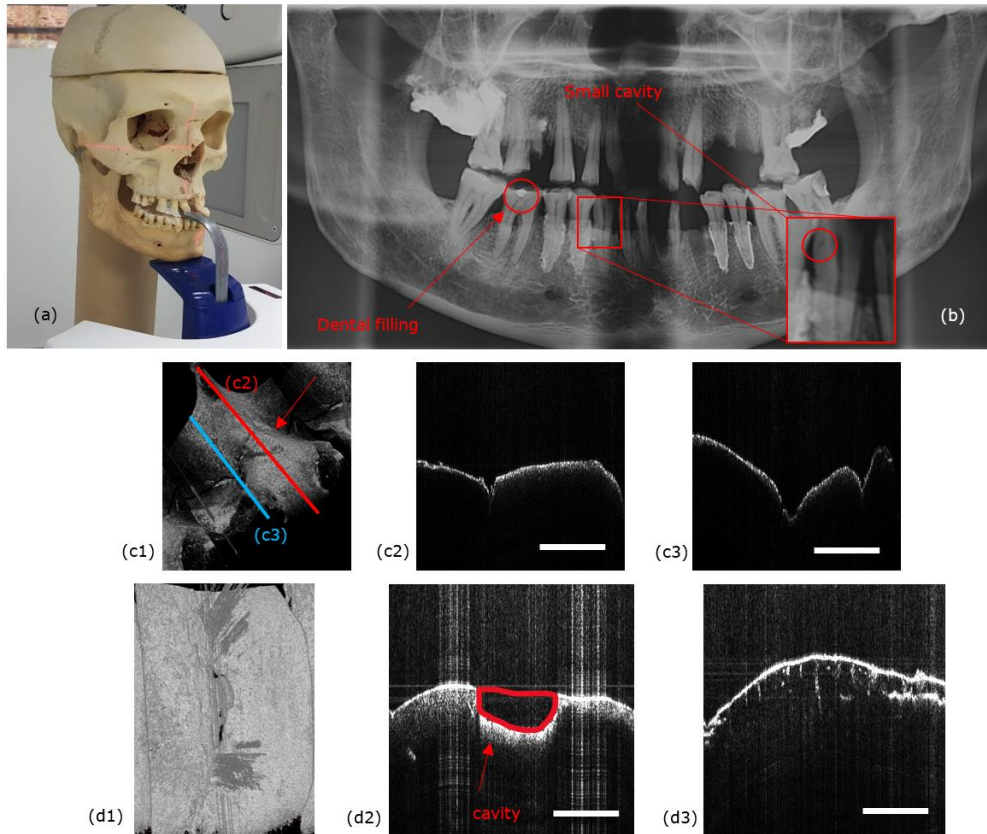


Figura 4.7. (a) Capul uman didactic utilizat în procesul de calibrare. (b) Radiografie panoramică care ilustrează dinții care au fost investigați în continuare cu OCT. (c1) reconstrucția volumetrică OCT a dintelui cu o obturație dentară mică, marcată la (b); (c2) B-scan/secțiune transversală corespunzătoare poziției liniei roșii plasate pe vederea 3D a dintelui din (c1); (c3) B-scanare legată de poziția liniei albastre din (c1). (d1) Reconstrucția volumetrică OCT a unui dinte care are o cavitate mică abia vizibilă pe radiografia panoramică de la (b); (d2) B-scan care arată cavitatea din (b); (d3) B-scan care arată o stare suplimentară a dintelui, adică demineralizarea (observată din micile fisuri ale dentinei). Scala: 1 mm.

Rezultatele din Figura 4.8 sunt prezentate ca o comparație între imaginile obținute cu aceeași unitate de raze X înainte și în timpul procesului de optimizare. Setările imaginii panoramice înainte și în timpul fiecărei etape a procesului de optimizare sunt prevăzute, pentru fiecare imagine din Figura 4.8, în Tabelul 4.1. Astfel, după o creștere pas cu pas a valorilor tensiunii anodice și intensității curentului, se poate observa că a crescut calitatea imaginii, dar la fel s-a întâmplat și cu doza de radiații.

Prin urmare, pentru a respecta protocolul ALARA, trebuie să alegeți setările pentru care imaginea doar trece de un prag compromis între o imagine bună și o imagine de înaltă calitate atât pentru diagnostic, cât și pentru tratament. Fiind ghidat de imaginea OCT precisă, se poate lucra asupra parametrilor unității de raze X până când detaliile fine devin vizibile cât mai mult posibil. Acesta este principiul protocolului de optimizare propus și efectuat în acest studiu.

#### 4.6. Rezultate și discuții

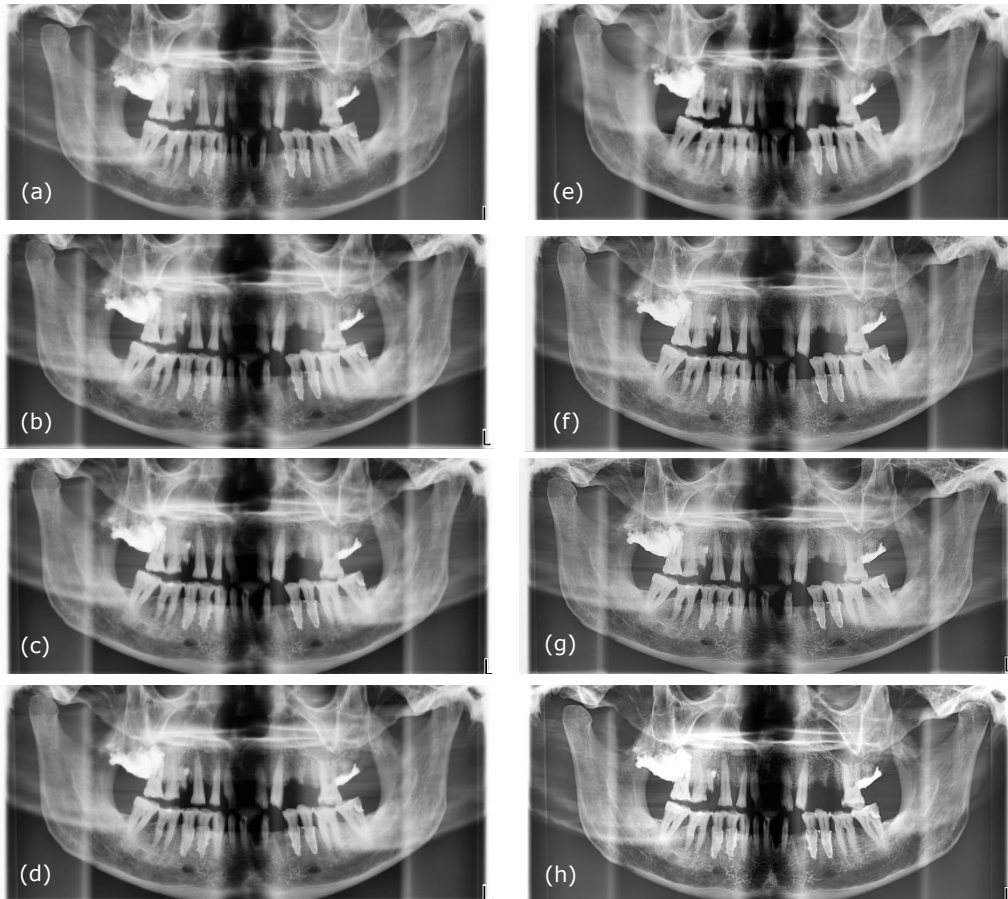


Figura 4.8. Radiografiile panoramice obținute în timpul procesului de optimizare. Setările unității de raze X pentru a realiza fiecare imagine sunt furnizate în Tabelul 4.1. Parametrii de calitate ai imaginilor sunt comparați în Tabelul 4.2.

Se poate observa progresul înregistrat în ceea ce privește calitatea radiografiilor panoramice din Figura 4.8 a la h, pentru diferitele valori ale intensității tensiunii și curentului prezentate în Tabelul 4.1. Contrastul, rezoluția, artefactele, precum și nivelul zonelor supraexpuse și subexpuse sunt îmbunătățite de la o radiografie panoramică la alta, după cum se vede, dar și cuantificate (Tabelul 4.2).

Astfel, radiografia din figura 4.8 a se obține cu cea mai mică cantitate de radiație și cu cele mai mici valori posibile ale parametrilor tubului, 60 kV și 1 mA, în timp ce radiografia din figura 4.8 h se obține cu valorile pentru 72 kV și 11 mA care doar a depășit pragul dintre o radiografie panoramică bună și cea de înaltă calitate. Aparatura Planmeca permite modificarea setărilor pentru tensiunea anodului și intensitatea curentului (de la setarea implicită a mașinii). Chiar dacă doar câțiva parametri sunt ajustabili, aceștia sunt suficienți pentru a îmbunătăți calitatea imaginilor cu raze X:

(i) O valoare mai mare a tensiunii anodului înseamnă o energie mai mare a fasciculului de raze X, deci fotoni de raze X cu lungimi de undă mai scurte. Prin urmare, cu cât tensiunea este mai mare, cu atât diferențele de absorbție a radiației

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

care trece prin țesut sunt mai mari (conform legii lui Lambert-Beer), prin urmare apar mai multe nuanțe de gri în imagini. La prima vedere acest lucru poate părea un dezavantaj, dar creșterea numărului de nuanțe de gri cu margini ascuțite înseamnă mai multe detalii în imagine, ceea ce este avantajos pentru imagistica medicală. Cu toate acestea, această creștere a tensiunii este limitată, după cum s-a explicat, pentru a menține doza de radiații la niveluri sigure pentru pacient.

(ii) Numărul de fotoni de raze X emiși în timp depinde de intensitatea curentului care încălzește filamentul tubului de raze X. Această cantitate este cunoscută și sub numele de intensitatea fasciculului de raze X sau expunerea la radiații.

Creșterea pas cu pas a tensiunii și a intensității curentului prezentată în Tabelul 4.1 este cuplată cu un timp de expunere aproape constant, dar cu o creștere semnificativă a dozei de radiație. Analizând Tabelul 4.2, se poate observa că cele mai bune niveluri de Contrast (C) și Contrast-to-Noise-Ratio (CNR) în radiografia finală din Figura 4.8 h sunt obținute printr-un efect cumulat al ajustărilor de mai sus. Chiar dacă există mici diferențe între valorile C (0,998 cel mai mare și 0,961 cel mai mic) și CNR (3,069 cel mai mic și 3,263 cel mai mare), pot fi observate diferențe clare între imaginea de cea mai bună calitate (Figura 4.8h) și cea mai scăzută calitate (Figura 4.8 a).

Tabelul 4.1. Setări panoramice înainte și în timpul fiecărei etape a procesului de optimizare. Contrast (C) și raportul contrast-zgomot (CNR) în punctele specifice vizate pe radiografii în timpul procesului de optimizare efectuat cu OCT.

Radiografii panoramice (Figura 8)	Tensiunea anodului (kV)	Actual intensitate (mA)	Expunere timp (e)	Doza de radiație ( $\mu$ Sv)
A	60	1	13.7	0,65
b	61	2	15	1,74
c	62	3,2	15	2,89
d	64	4	15	3,88
e	66	6,3	15	6,54
f	68	8	15	8,84
g	70	10	15	11,68
h	72	11	15	13,72

Tabelul 4.2. Valorile maxime, minime și medii ale intensității pixelilor  $I_{min}$ ,  $I_{max}$ ,  $I_{average}$ ,  $C$ ,  $CNR$ , și abaterea standard a intensității pixelilor ( $\sigma_0$ ), toate legate de procesul de optimizare prezentat în Figura 4.8.

Radiografii panoramice (Figura 8)	$I_{min}$	$I_{max}$	$I_{average} = \frac{I_{min} + I_{max}}{2}$	$\sigma_0$ (%)	$C = \frac{ I_{min} - I_{max} }{I_{min} + I_{max}}$	$CNR = \frac{ I_{min} - I_{max} }{\sigma_0}$
A	3	3479	2104,47	1122,57	0,998	3,096
b	17	3377	2031,94	1094,54	0,989	3,069
c	20	3485	2012,62	1102,82	0,988	3,141
d	32	3317	1975,26	1060,52	0,980	3,097
e	31	3489	2106,08	1078,73	0,982	3,205
f	22	3456	2081,59	1056,53	0,987	3,250
g	70	3576	2172,58	1083,91	0,961	3,234
h	18	3593	2117,34	1095,44	0,990	3,263



#### 4.6. Rezultate și discuții

Din Tabelele 4.1 și 4.2 se poate observa că în această optimizare nu avem contrast C în funcție de intensitate și tensiune cu un minim sau un maxim, un astfel de extremum fiind optim. În schimb, C (dar aceeași discuție poate fi purtată și pentru CNR) crește continuu cu cei doi parametri ai tubului cu raze X, adică kV și mA. Prin urmare, se face o trecere de la cele mai mici valori, se trece prin optim și continuă dincolo către niveluri superioare ale parametrului de optimizat. Întrucât aceasta este de fapt o optimizare cu constrângeri, nu atingem un maxim și apoi coborâm la nivelul aceluși parametru (adică rezoluție, C sau CNR) dar ajungem la un nivel cât mai bun al imaginii (așa cum este demonstrat în Tabelul 4.2, a parametrilor imaginii) folosind imagini OCT ca referință și nu depășim acest nivel optim al imaginilor deoarece aceasta ar însemna creșterea în continuare a dozei de radiații fără un motiv întemeiat.

O remarcă ce trebuie făcută este că atunci când se utilizează optimizarea pentru una sau mai multe afecțiuni dentare, observate cu OCT și se ajustează parametrii aparaturii cu raze X, parametrii imaginii (de exemplu, C și CNR) din jurul acestei afecțiuni sunt îmbunătățiți, dar la fel este și întreaga radiografie. Nu se poate spune că imaginea 2D (sau volumul, pentru CBCT 3D) este îmbunătățită numai în zona afecțiunii luate în considerare, ci că toată radiografia are o calitate superioară, deoarece modificările aduse setărilor aparatului cu raze X îmbunătățesc întreaga imagine.

Ca o remarcă necesară, toate setările determinate se referă la capul uman didactic, care nu are țesut moale care să influențeze rezultatele. Prin urmare, pentru a aplica aceste setări la oameni, tehnicienii care efectuează radiografiile trebuie să ia în considerare caracteristicile anatomice ale fiecărui pacient. În practică, aceasta înseamnă că în anumite cazuri trebuie aplicate mici ajustări, în special o creștere sau o scădere de 1 până la 2 kV, precum și de 1 până la 2 mA pentru tensiunea anodului și respectiv intensitatea curentului, în ceea ce privește valorile din aceste rezultate. Astfel de modificări sunt necesare pentru a realiza radiografiile optimizate pentru pacienți.

#### **Protocol optimizat cu OCT. Calibrare 3D CBCT**

Pentru fiecare tip de radiografie (de exemplu, panoramică, cefalometrică și CBCT 3D), trebuie determinate setări adecvate (și diferite) pentru optimizare. Prin urmare, după discuția de mai sus asupra imaginilor panoramice, cel mai utilizat caz de investigații, adică CBCT, este considerat în cele ce urmează.

Figura 4.9 prezintă imagini CBCT 3D obținute în timpul procesului de optimizare. Setările CBCT 3D înainte și în timpul fiecărui pas al acestui proces de optimizare sunt prezentate în Tabelul 4.3.

Îmbunătățirea rezoluției și a calității imaginilor poate fi observată comparând Figurile 4.9 a la c. În acest caz, Figura 4.9 b reprezintă pragul dintre un CBCT 3D bun și unul de înaltă calitate. Având în vedere faptul că proba nu are țesut moale (craniul uman din Figura 4.7 a este luat în considerare și pentru această optimizare), cantitatea de radiații (adică, setările) utilizată pentru CBCT 3D din Figura 4.9 b poate fi utilizată cu succes pentru un copil. Pentru adulți, setările corespunzătoare din Figura 4.9 c au fost utilizate în continuare cu succes în activitatea zilnică în clinica dentară.

Imagistica 3D CBCT a urmat același protocol ca și în cazul radiografiilor panoramice. Atât imaginile din Figura 4.9, cât și valorile parametrilor de ieșire furnizați în Tabelul 4.4 demonstrează că optimizarea este finalizată.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

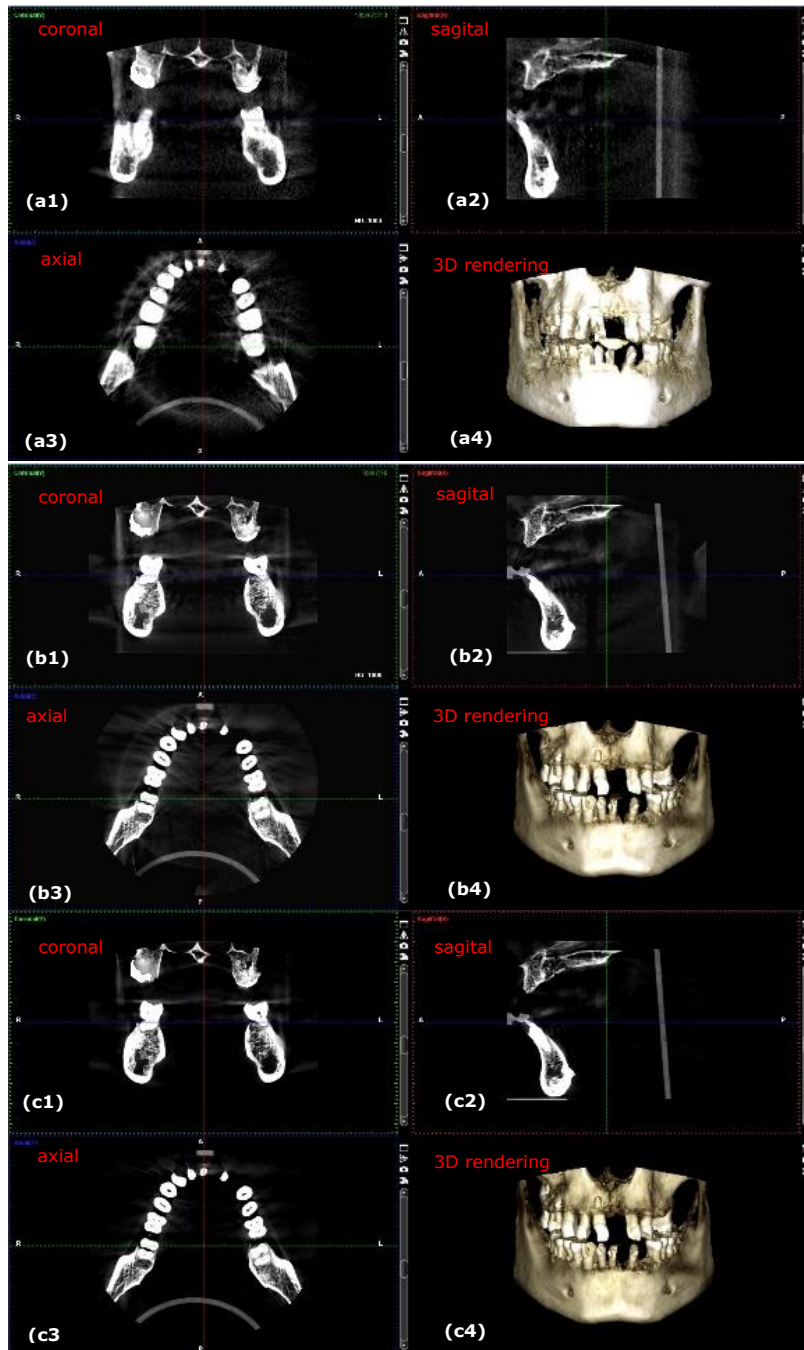


Figura 4.9. Imagini 3D CBCT obținute prin procesul de optimizare. Pașii acestui proces includ: (a) primele imagini CBCT 3D cu cele mai mici valori de tensiune și curent (b) un CBCT 3D intermediar; (c) CBCT 3D de cea mai înaltă calitate obținută. Cele patru imagini corespunzătoare din fiecare panou reprezintă: (1) vedere coronală; (2) vedere sagitală; (3) vedere axială; (4) redare 3D.

#### 4.7. Aplicarea Protocolului de Optimizare la Pacienți (*in vivo*)

Astfel, îmbunătățirea contrastului, rezoluției, clarității și a nivelului de detaliu din Figura 4.9 a la c este confirmată în Tabelul 4.4 în ceea ce privește contrastul: C este mai bun pentru CBCT 3D final (Figura 4.9 c) decât pentru primul considerat (Figura 4.9 a). Astfel, există o diferență de 0,15 între ele (de la cel mai mare contrast de 0,82 la cel mai mic contrast, de 0,67). În limbajul comun, această îmbunătățire a contrastului este subliniată pe radiografii ca „marginii curate”.

Tabelul 4.3. Setarea 3D CBCT înainte și în timpul fiecărei etape a proces de optimizare prezentat în Figura 4.9. Valori ale C și CNR în punctele specifice vizate pe imaginile CBCT în timpul procesului de optimizare efectuat folosind OCT.

Radiografii 3D CBCT (Figura 4.9)	Tensiunea anodului (kV)	Intensitatea curentului (mA)	Expunere timp (e)	Doza de radiație (μSv)
a	60	1	4,95	1,25
b	75	8	5,09	25,87
c	90	14	5,08	86,37

Tabelul 4.4. Valorile maxime, minime și medii ale intensității pixelilor  $I_{eu}$ , precum și abaterea standard a intensității pixelilor ( $\sigma_0$ ), C și CNR, toate legate de procesul de optimizare prezentat în Figura 4.9.

CBCT 3D (Figura 4.9)	$I_{min}$	$I_{max}$	$I_{average} = \frac{I_{min} + I_{max}}{2}$	$C = \frac{ I_{min} - I_{max} }{I_{min} + I_{max}}$
a	552	2808	1680	0,67
b	302	2802	1552	0,8
c	296	3032	1664	0,82

#### 4.7. Aplicarea Protocolului de Optimizare la Pacienți (*in vivo*)

Procesul de optimizare este considerat a fi finalizat când o singură dată sunt determinate setările adecvate pentru unitatea de raze X. Ulterior, aceste noi setări pot fi folosite pentru a investiga pacienții. În ceea ce privește aspectele etice, trebuie să subliniem că pacienții nu trebuie informați că unitatea de raze X va avea setări diferite față de cele comune, întrucât dozele de radiații nu depășesc limitele de siguranță în urma procesului de optimizare. De aceea noile setări ale unității de raze X (adică, protocolul de radiografie optimizat) pot fi implementate în continuare pentru procedurile zilnice.

Următoarele figuri prezintă câteva exemple de tipuri similare de examinări efectuate pe aceeași pacienți, cu protocoale optimizate versus neoptimizate. În Figura 4.10 sunt evidențiate zonele defecte ale unei radiografii panoramice neoptimizate. Acestea nu se mai observă pe radiografia panoramică efectuată după optimizarea unității de raze. Astfel, pe radiografia panoramică din Figura 4.10a se pot observa zone supraexpuse pe mandibulă (adică, zone albe-zona 1). De asemenea, rădăcinile acestor dinți nu pot fi examinate cu precizie. Al treilea molar din al treilea cadran este supraexpus (zona 2), iar primul molar din al doilea cadran pare ca ar avea o masă (cum ar fi un chist sau un os fragmentat) pe rădăcini (zona 3). Există o problemă cauzată de distanța mică dintre dinte și sinus. Dacă ar exista un chist, ar fi posibilă răspândirea infecției în sinus, ceea ce ar trebui evitat.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

Prin urmare, pacientului i-ar fi recomandat să se supună altor investigații (de exemplu, CBCT 3D sau radiografie intraorală) pentru a clarifica problemele ridicate de o astfel de radiografie panoramică neconcludentă. După optimizarea setărilor de raze X și după aplicarea protocolului necesar pentru a obține radiografii de înaltă calitate cu doze de radiații X cât mai mici, se poate observa pe radiografia panoramică din Figura 4.10b că toate oasele și dinții au margini curate. Astfel, pacientul poate fi analizat cu succes, nefiind nevoie să efectueze alte investigații radiologice.

Figura 4.11 prezintă un alt exemplu de două radiografii panoramice înainte și după optimizarea unității de raze X. Pe radiografiile făcute înainte de această optimizare (Figura 4.11a) există zone subexpuse, precum și zone pentru care claritatea și contrastul sunt atât de scăzute încât caracteristici precum rădăcinile, canalele radiculare sau chiar marginile clare ale dinților nu sunt vizibile (zona 1), de exemplu. Pe mandibulă, dinții frontali par a fi mai scurți decât în realitate (zona 2). Pe maxilar, pragul dintre dinți și sinus este abia vizibil pe ambele cadrane. Toate aceste probleme sunt corectate după optimizare (Figura 4.11b).

În cazul radiografiilor panoramice, înainte și după optimizare valorile parametrilor sunt considerate apropiate. Acesta este cazul dimensiunilor voxelului; tensiunea anodului înainte de optimizare a fost de 68 kV iar după optimizare este de 72 kV; intensitatea curentului și timpul de expunere sunt aceleași înainte și după optimizare. Cu toate acestea, deși există doar mici ajustări pentru setările unității de raze X, rezultatele sunt vizibile, cu o calitate mai bună a radiografiilor panoramice după optimizare, spre deosebire de înainte. Cu toate acestea, pentru CBCT 3D diferențele de setări sunt mari, așa cum se discută în cele ce urmează.

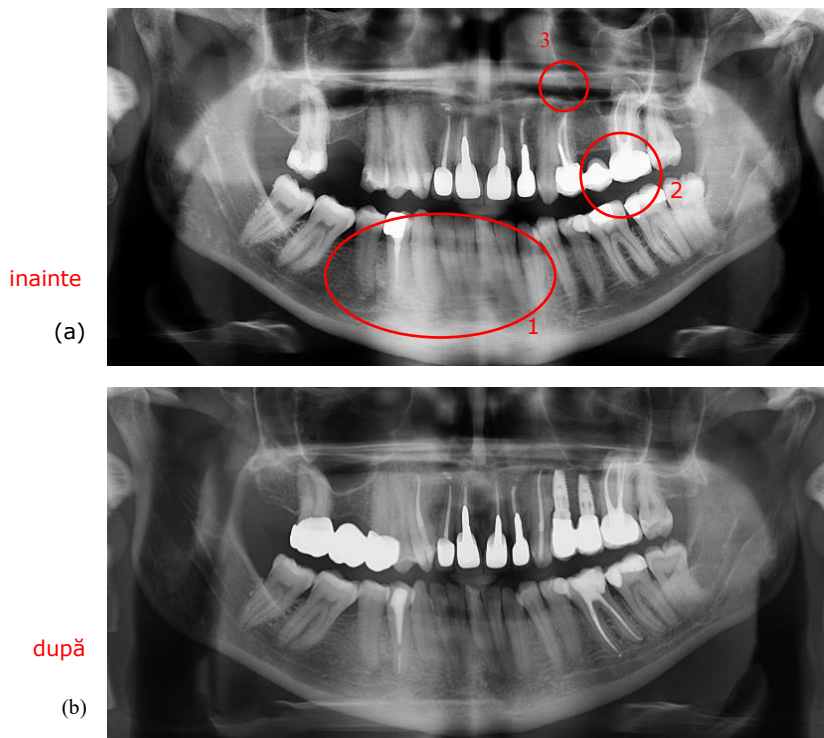


Figura 4.10. Radiografiile panoramice efectuate pe același pacient (LC, femeie, 42 ani) (A) înainte și (b) după optimizare.

#### 4.7. Aplicarea Protocolului de Optimizare la Pacienți (*in vivo*)

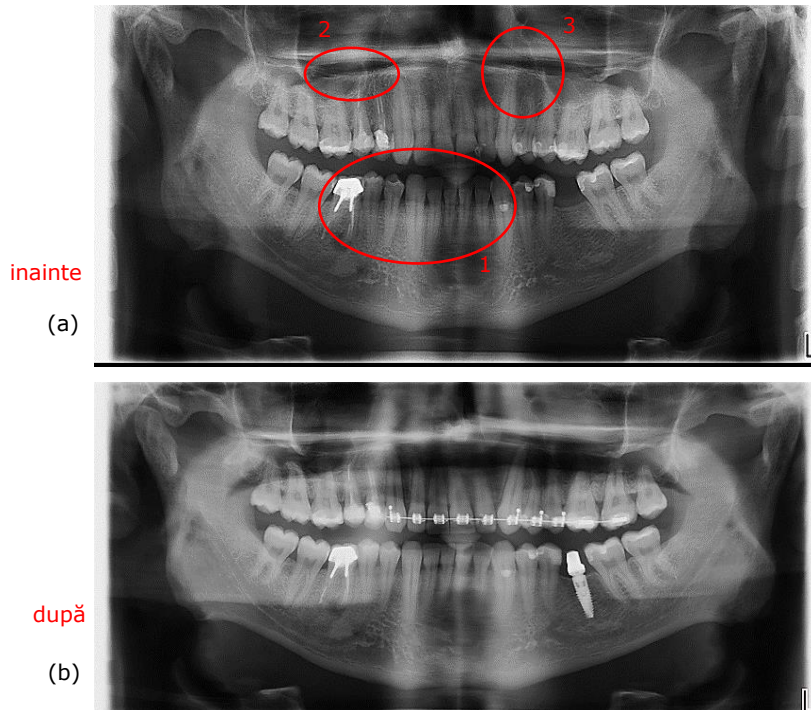


Figura 4.11. Radiografiile panoramice efectuate la același pacient (FC, bărbat, 29 ani) (a) înainte și (b) după optimizare.

Figura 4.12 prezintă un exemplu de CBCT 3D realizat înainte și după optimizare. Evidențiază alte diferențe între imaginile obținute înainte și după optimizare: (1) structura osoasă este mai aproape de realitate pe CBCT 3D optimizat; (2,3) materialele utilizate pentru umplerea cavitațiilor cu o radio-opacitate ridicată nu produc artefacte pe imaginile optimizate; (4) rezoluția este mai bună după optimizare, deoarece dimensiunea voxelului a scăzut de la 200 la 150  $\mu\text{m}$ .

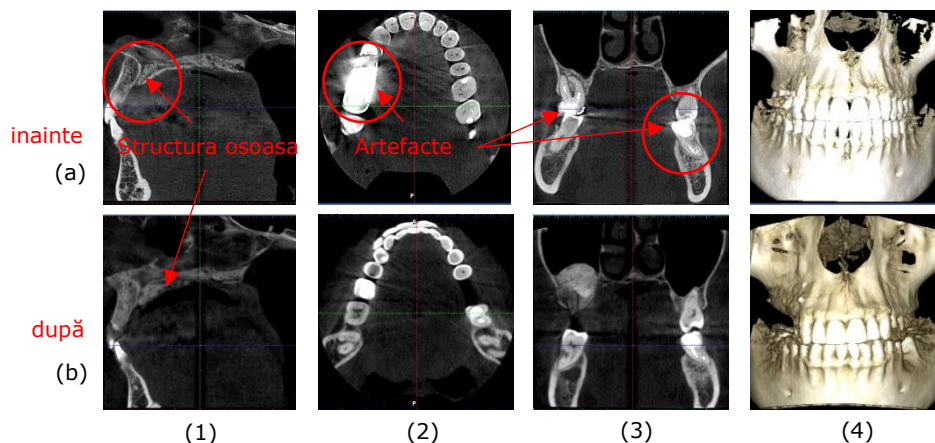


Figura 4.12. CBCT 3D efectuat pe același pacient (FC, bărbat, 29 ani): imagini (a) înainte și (b) după optimizare. Notații: (1) axial, (2) sagital, (3) coronal și (4) redare 3D.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

În exemplul din Figura 4.13, tratamentul de canal al aceluiași pacient oferă mai multe detalii datorită unei rezoluții crescute. În Figura 4.13a, forma tratamentului de canal pare să fie un pătrat, în timp ce în Figura 4.13b se poate observa forma sa reală. În plus, există și alte diferențe clare între imaginile obținute la investigarea aceluiași pacient. Astfel, înainte de optimizare, imaginea nu are margini clare, în timp ce după optimizare are. De asemenea, densitatea osoasă este înșelătoare din cauza dimensiunii pixelilor. Ca în exemplul anterior, în Figura 4.13a partea pixelului este de 200  $\mu\text{m}$ , în timp ce în Figura 4.13b ea este redusă la 150  $\mu\text{m}$  (Tabelul 4.5).

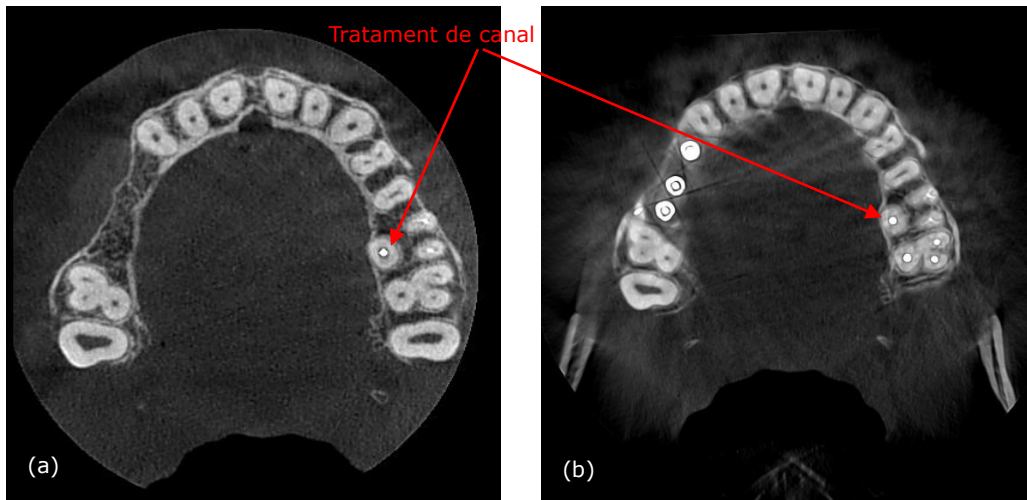


Figura 4.13. Exemplu de secțiune axială (a) înainte și (b) după optimizarea imaginii CBCT 3D.

Mai multe aspecte ar trebui evidențiate în raport cu concluziile din Tabelul 4.5. În primul rând, latura voxelului este cu 25% mai mică după procesul de optimizare, ceea ce duce la o rezoluție mai mare. În al doilea rând, chiar dacă volumul investigat este mai mare (adică, un cilindru cu diametrul bazei de 110 mm în loc de 80 mm, cu o înălțime de 80 mm în ambele cazuri), doza de radiație este mai mică: valoarea produsului zonei de doză (DAP) după optimizare este de 6,9  $\text{mGy} \times \text{cm}^2$  în loc de 11,7  $\text{mGy} \times \text{cm}^2$  înainte de optimizare. Acest lucru este posibil deoarece timpul de expunere a scăzut de la 12,057 s la 5,072 s când au fost alese protocoalele optimizate.

Tabelul 4.5. Setare CBCT 3D înainte și după procesul de optimizare.

	<b>Diametrul bazei imaginii (mm)</b>	<b>Înălțimea imaginii (mm)</b>	<b>Partea voxelului (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Tensiunea anodului (kV)</b>	<b>Intensitatea curentului (mA)</b>	<b>Timp de expunere (e)</b>	<b>DAP (<math>\text{mGy} \times \text{cm}^2</math>)</b>
Inainte	Ø 80	80	200	84	14	12,057	1170
După optimizare	Ø 110	80	150	90	14	5,072	691

#### 4.7. Aplicarea Protocolului de Optimizare la Pacienți (*in vivo*)

Tabelul 4.6. Parametrii caracteristici ai radiografiilor panoramice, precum și CBCT 3D total, segmentar și maxilar sau mandibular - pentru cele două tipuri de unități de raze X considerate.

<b>Radiografie</b>	<b>Caracteristici</b>		<b>Planmeca</b>	<b>Soredex</b>
Panoramică	Tensiunea anodului (kV)		68 până la 73	70 până la 75
	Intensitatea curentului (mA)		8 la 11	8 la 11
	Timp de expunere (e)		14.990	16
	DAP (mGy×cm <sup>2</sup> )		97 la 117	175 până la 250
	Doză eficientă (μSv)		7,8 până la 9,2	14 până la 20
	Partea pixelilor (μm)		127	100
CBCT 3D total	Tensiunea anodului (kV)		90	85 până la 90
	Intensitatea curentului (mA)		11 până la 14	6 la 10
	Timp de expunere (e)		<b>5</b>	6 la 9
	DAP (mGy×cm <sup>2</sup> )		691*	749,5**
	Doză eficientă (μSv)		86,4*	93,7**
	Partea voxel (μm)		<b>150</b>	200
	Diametrul bazei (mm)	a volumului investigat	110	150
	Înălțime (mm)		80	80
CBCT 3D segmentar	Tensiunea anodului (kV)		90	85 până la 90
	Intensitatea curentului (mA)		11 până la 14	6 la 10
	Timp de expunere (e)		5	6 la 9
	DAP (mGy×cm <sup>2</sup> )		329*	140 până la 300**
	Doză eficientă (μSv)		32,9 până la 49,35	20 - 30**
	Partea voxel (μm)		150	200
	Diametrul bazei (mm)	a volumului investigat	50	50
	Înălțime (mm)		50	50
Maxilar/mandibula CBCT 3D	Tensiunea anodului (kV)		90	85 până la 90
	Intensitatea curentului (mA)		11 până la 14	6 la 10
	Timp de expunere (e)		<b>5</b>	6 la 9
	DAP (mGy×cm <sup>2</sup> )		429*	400 ± 50**
	Doză eficientă (μSv)		42,9 până la 64,35	40 ± până la 60 ± 5**
	Partea voxel (μm)		<b>150</b>	200
	Diametrul bazei (mm)		110	61
	Înălțime (mm)		50	78

\* calculat pentru nivelul furnizat de kV și mA, cu observația că pot apărea mici abateri de la aceste valori pentru diferite niveluri de kV și mA.

\*\* obținut din diferite surse (de exemplu din centre de imagistică medicală dentară echipate cu unități de tip similar) și în intervalul de valori documentat în rapoartele anterioare [41-45].

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

Procesul de optimizare trebuie să ia în considerare unitatea specifică de raze X. În acest scop, Tabelul 4.6 enumeră cele mai importante parametri ai ambelor unități de raze X utilizate, determinați pentru o investigație zilnică. În cazul în care o gamă de valori este listată în Tabelul 4.6, acestea se referă la variații permise în funcție de caracteristicile anatomice ale pacientului.

În plus, unitățile de raze X Planmeca și Soredex au alte setări care oferă imagini cu o rezoluție mai bună, dar cu dezavantajul unei doze mai mari de raze X. De asemenea, există și alte tipuri de radiografii care pot fi efectuate cu fiecare unitate de raze X. Deși pentru acest studiu ne-am concentrat pe radiografiile panoramice și CBCT 3D (total, segmentar și maxilar sau mandibular), în Figura 4.14 este prezentată și o radiografie cefalometrică.

În general, figurile 4.14 până la 4.16 prezintă același tip de radiografii obținute cu ambele tipuri de unități de raze X. Acestea reprezintă cazurile pacienților care au venit în clinica dentară cu un CBCT 3D obținut cu o unitate Soredex. Din păcate, aceste imagini erau mai vechi de șase luni, de aceea pacienții au trebuit să fie investigați din nou, iar de această dată s-a folosit o unitate Planmeca. Acesta a fost motivul pentru noi investigații pentru toți următorii pacienți expuși din nou la radiații cu raze X.

O remarcă esențială cu privire la toate imaginile este că radiografiile obținute cu unitatea Planmeca sunt efectuate după optimizarea descrisă în această lucrare, în timp ce radiografiile obținute cu unitatea Soredex au fost efectuate pentru fiecare pacient considerat cu protocolul specific altor clinici de imagistică dentară, înainte de a ajunge în clinica Dental Experts, unde s-a efectuat această cercetare. Protocoalele de lucru ale celorlalte clinici (adică, cu unitatea Soredex) au folosit setările implicite ale acestei unități de raze X, cu flux de lucru și protocol neoptimizat.

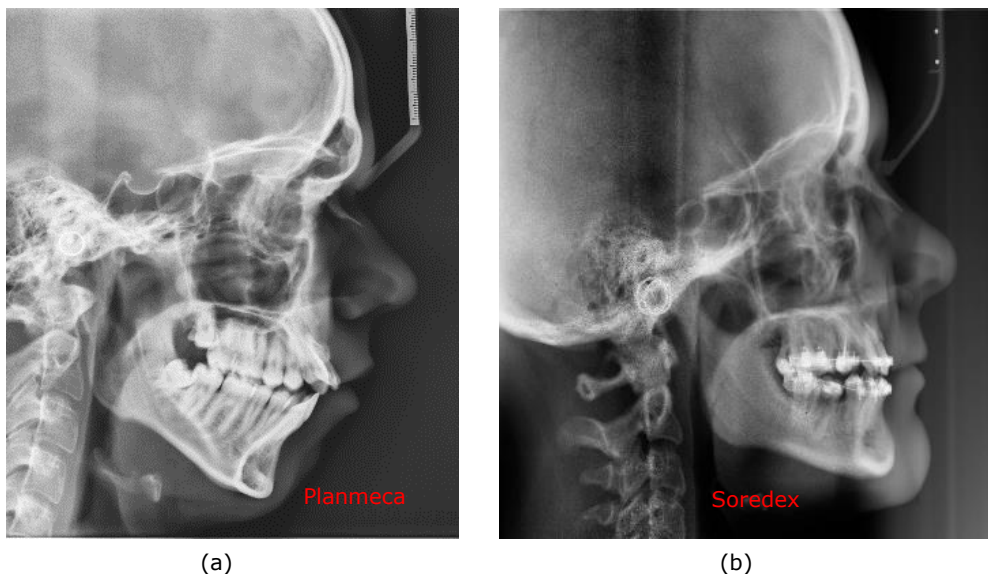


Figura 4.14. Radiografii cefalometrice efectuate cu (a) unitatea Planmeca și cu (b) unitatea Soredex.



#### 4.7. Aplicarea Protocolului de Optimizare la Pacienți (*in vivo*)

Figura 4.14 arată că radiografia cefalometrică Planmeca optimizată este superioară în ceea ce privește rezoluția, contrastul și calitatea radiografiei cefalometrice Soredex neoptimizate: există detalii mici, cum ar fi canalul radicular, care pot fi observate doar pe imaginea obținută optimizat cu Planmeca.

Figura 4.15 prezintă un exemplu de două CBCT 3D efectuate pe același pacient cu unitățile Planmeca și Soredex. După cum era de așteptat, avantajul unei laturi ai voxelului mai mici ( $150\ \mu\text{m}$ ) a unității optimizate Planmeca permite obținerea unei radiografii mai bune decât unitatea Soredex neoptimizată (caracterizată printr-o latură voxel de  $200\ \mu\text{m}$ ). De asemenea, imaginile Planmeca 3D CBCT au avantajele unui contrast superior în comparație cu imaginile Soredex 3D CBCT, care poate fi observat cu ușurință pe secțiunile sagitale și coronale.

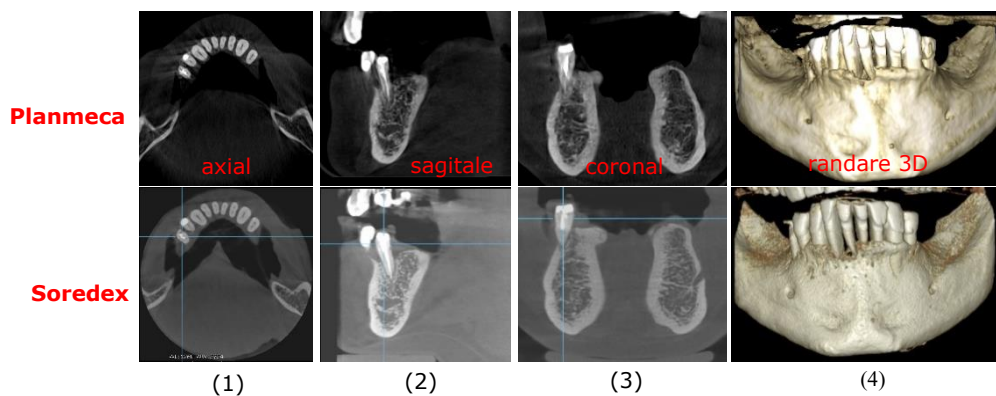


Figura 4.15. CBCT 3D efectuat pe același pacient (BR, femeie, 53 de ani) cu (A) unitatea Planmeca și cu (b) unitatea Soredex. Notații: (1) axial, (2) sagital, (3) coronal și (4) Redare 3D.

Figura 4.16 prezintă un alt caz, cu diferențe vizibile între două CBCT 3D în toate imaginile.

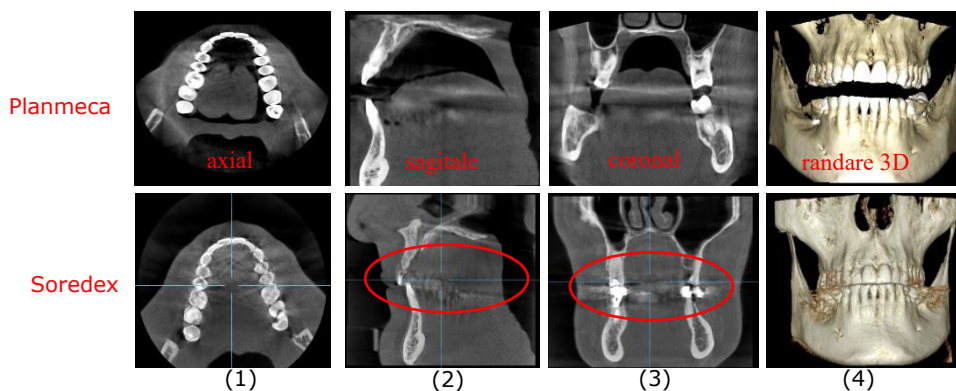


Figura 4.16. CBCT 3D efectuat pe același pacient (CC, bărbat, 48 de ani) cu (A) unitatea Planmeca și cu (b) unitatea Soredex. Notații: (1) axial, (2) sagital, (3) coronal și (4) Redare 3D.

Din secțiunile axiale se poate observa că imaginea optimizată Planmeca are mai multe nuanțe de gri, ceea ce înseamnă contrast și o claritate mai bună a imaginii.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

Pe secțiunile sagitale și coronale se poate observa că imaginile CBCT 3D neoptimizate realizate cu Soredex au artefacte induse de materialele utilizate pentru coroane și umplerea cavitațiilor (vă rugăm să consultați zonele încercuite). Imaginile CBCT 3D realizate cu Planmeca aproape nu au artefacte, în timp ce cele existente (adică mici sclipici pe exteriorul coroanelor dinților pe secțiunile sagitale și coronale) nu influențează diagnosticul sau tratamentul. Un alt aspect important este că există două protocoale de poziționare a pacientului, pentru a obține aceste CBCT 3D: în cazul Planmeca 3D CBCT, este necesară o distanță minimă între maxilarul și mandibula pacientului, în timp ce pentru Soredex pacientul trebuie să stea cu gura închisă și cu dinții în ocluzie.

##### *Observații*

Alte câteva aspecte care merită discutate pentru a facilita adoptarea procedurii de optimizare într-un flux de lucru zilnic al imagisticii dentare sunt:

(i) Sunt necesare diferite setări de raze X pentru copii, bărbați sau femei (se recomandă o doză diferită de radiații pentru fiecare dintre aceste trei categorii). Prin urmare, atunci când proba este schimbată, pentru a obține optimul în imagistica cu raze X, trebuie să utilizați din nou OCT. Cu toate acestea, o bibliotecă de parametri poate fi obținută pentru diferite tipuri de pacienți și pentru un anumit aparat.

(ii) Ca urmare a punctului anterior, trebuie luate în considerare caracteristicile anatomice umane care pot influența radiografia. De exemplu, un pacient supraponderal cu o cantitate mai mare de țesut adipos pe mandibulă și maxilar trebuie expus la o doză de raze X mai mare decât un pacient cu greutate normală.

(iii) Radioopacitatea materialelor dentare utilizate în tratamentele anterioare influențează calitatea radiografiilor. Un pacient cu numeroase coroane metalice, de exemplu, trebuie expus la o doză mai mică de radiații, deoarece altfel pot apărea artefacte din cauza cantității mari de radiații X absorbite de metale. Aceasta înseamnă că valorile determinate în acest studiu ar putea fi diferite pentru alte unități de raze X, deși principiul procedurii rămâne același. Astfel, pentru a obține cea mai bună imagine posibilă, fiecare unitate de raze X trebuie calibrată și optimizată și ar trebui să se obțină cele mai bune setări pentru tensiunea anodului, intensitatea curentului și timpul de expunere.

(iv) Bijuteriile sau orice metal din jurul capului sau gâtului trebuie scoase, altfel pot apărea artefacte pe radiografii (Figura 17a). Aceasta este o cerință generală, indiferent de procedura de calibrare folosind OCT. Pe de altă parte, implanturile și unele materiale utilizate pentru coroanele dentare sau obturațiile dentare nu produc artefacte sau străluciri în jurul lor pe radiografii, așa cum se arată în exemplul din Figura 4.17b. Acest ultim aspect trebuie luat în considerare în timpul calibrărilor.

(v) Performanțele unităților de raze X evoluează continuu, inclusiv îmbunătățirea dozei lor de radiații, pentru a respecta mai bine protocolul ALARA. Astfel, dozele de radiații pentru imaginile 3D CBCT realizate cu unitățile Planmeca și Soredex luate în considerare în acest studiu sunt mai mici decât dozele de radiații găsite în studiile efectuate în urmă cu două decenii, de exemplu. Astfel, într-un studiu publicat în 2002 [44], doza eficientă pentru un CT multi-slice a fost de 740  $\mu\text{Sv}$ , doza eficientă pentru CBCT 3D Planmeca a fost de 86,4  $\mu\text{Sv}$  și pentru Soredex, 93,7  $\mu\text{Sv}$ . Într-un alt studiu, publicat în 2003 [45], dozele de radiații au fost și mai mari: pentru o CBCT 3D totală doza efectivă a fost de 2100  $\mu\text{Sv}$ , pentru maxilar 1400  $\mu\text{Sv}$ , pentru mandibulă 1320  $\mu\text{Sv}$ , pentru panoramică 10  $\mu\text{Sv}$  și pentru radiografiile intraorale 5  $\mu\text{Sv}$ . Această remarcă este esențială, deoarece subliniază că în viitor, pe măsură ce nivelul dozelor de radiații poate scădea, creșterea mai mare a altor parametri, cum ar

#### 4.8. Concluzii

fi intensitatea curentului și tensiunea pot fi făcute. Prin urmare, un astfel de protocol de optimizare bazat pe OCT a imaginilor cu raze X poate deveni și mai practic.

(vi) Deoarece utilizează radiații laser IR, OCT nu penetrează metalele, deși se pot face studii ale rugozității acestora [46] și, așa cum se arată în Figura 4.4, OCT poate oferi imagini în apropierea coroanelor dentare, în timp ce CBCT 3D, de exemplu, nu poate realiza astfel de imagini. De asemenea, am demonstrat că OCT poate înlocui standardul de aur al SEM în studiul fracturilor metalice [47,48]. Prin urmare, un subiect al lucrărilor viitoare în grupurile noastre se referă la studiile OCT ale pieselor metalice incluse în cavitatea bucală, de exemplu implanturile dentare.

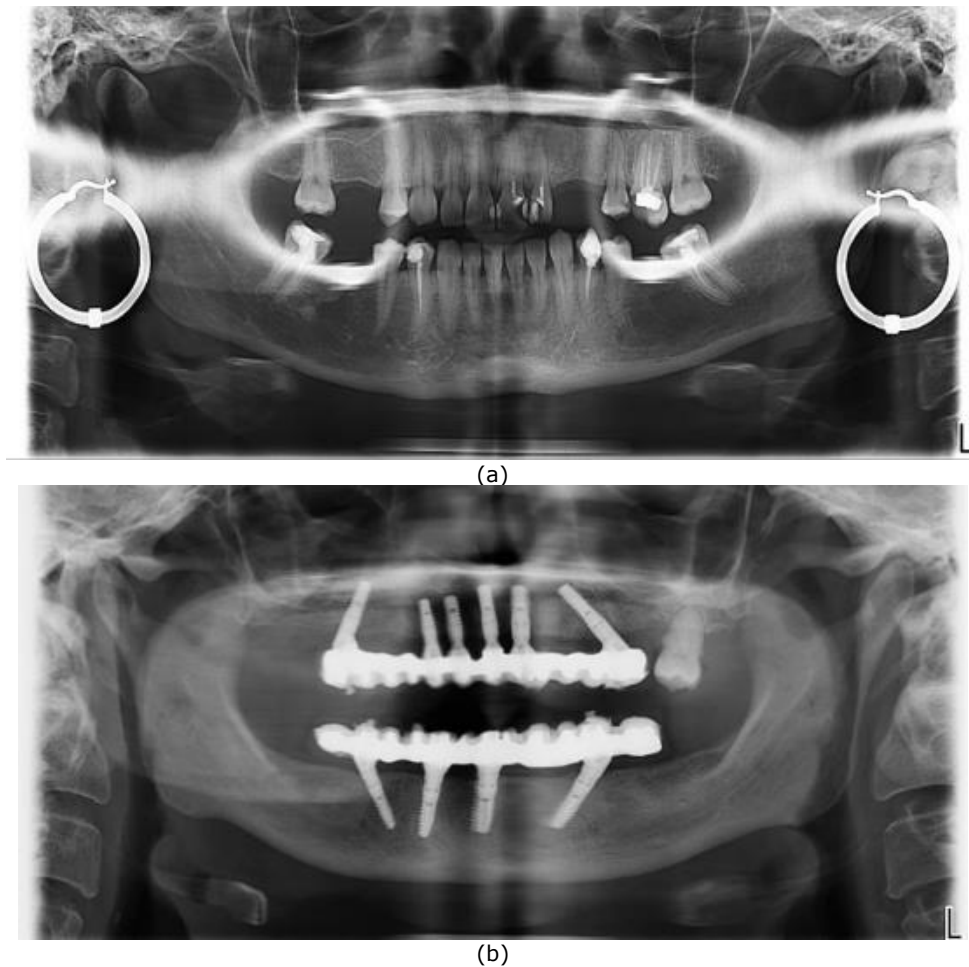


Figura 4.17. Artefacte imagistice la radiografii panoramice: (A) în cazul unei femei care nu își poate scoate cerceii și (b) pentru un pacient cu zece implanturi și reconstrucții dentare.

#### 4.8. Concluzii

Am dezvoltat o procedură de optimizare aplicabilă radiografiei cu raze X obișnuite pentru medicina dentară folosind OCT, care prezintă o rezoluție mult mai

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

mare. Două dintre unitățile de imagistică cu raze X de ultimă generație disponibile comercial (și utilizate în întreaga lume) au fost utilizate, Planmeca ProMax 3D X-ray (Planmeca, Helsinki, Finlanda) și Soredex Cranex 3D X-ray (KaVo Kerr, Brea, CA, SUA), ambele cu senzori CMOS de ultimă generație. Principiul metodei de optimizare este de a obține imagini OCT cu rezoluție axială de 15  $\mu\text{m}$  ale detaliilor dentare (cum ar fi cavitățile sau obturațiile dentare) și apoi de a ajusta parametrii funcționali ai unității de raze X (inclusiv tensiunea anodului, intensitatea curentului și poziția pacientului) până când detaliul observat devine clar pe diferitele tipuri de radiografii (în special panoramice și CBCT). Creșterea parametrilor tubului cu raze X se realizează până la un prag pentru care calitatea imaginii cu raze X crește dar nivelul de radiație este menținut la minim, pentru a se conforma protocolului ALARA.

Procedura de optimizare a fost dezvoltată pe un cap uman didactic cu dinți extrași și apoi a fost demonstrată pe pacienți din viața reală, cu comparații între radiografiile optimizate și (realizate anterior) neoptimizate. Parametrii de ieșire ai procesului de imagistică, inclusiv contrastul (C) și raportul contrast-zgomot (CNR), au fost evaluați pentru fiecare pas al optimizării. De asemenea, procedura dezvoltată a permis compararea performanțelor diferitelor unități de imagistică cu raze X. În cele din urmă, este prezentată o comparație între imaginile obținute cu cele două unități de raze X și un sistem OCT îmbunătățit SS-OCT dezvoltat intern, așa cum se arată în Tabelul 4.7.

Tabelul 4.7. Avantajele și dezavantajele unității de raze X Planmeca și Soredex pentru radiografiile panoramice, precum și CBCT 3D total, segmentar și maxilar sau mandibular. Comparație cu OCT.

Metodă	Echipamente	Avantaje și dezavantaje
Panoramic	Planmeca și Soredex	Doza de radiații este cu aproape 50% mai mică pentru Planmeca. Rezoluția este mai mică (127 $\mu\text{m}$ ) pentru Planmeca decât pentru Soredex (100 $\mu\text{m}$ ). Imaginile produse de Soredex au un contrast și o claritate mai scăzute chiar dacă au rezoluții mai bune.
CBCT 3D	Planmeca și Soredex	Timp de expunere mai mic (5 față de 9 s), doză de radiație mai mică (cu cel puțin 10 $\mu\text{Sv}$ ) și partea voxelului mai mică (cu 25%) pentru Planmeca, ceea ce înseamnă o rezoluție, un contrast și o calitate mai bună a imaginii. Volumul acoperit este mai mare pentru Soredex.
OCT	SS-OCT	Rezoluție mai bună, de obicei, în jur de 10-15 $\mu\text{m}$ axial (adică, în adâncime), dar poate fi de până la 2 $\mu\text{m}$ [17]. Rezoluția laterală (adică pe suprafața probei) este reglabilă prin programarea scannerelor galvanometru; în acest studiu a fost setat la 6 $\mu\text{m}$ (corespunzător la 500 de scanări B pentru o lungime de scanare de 3 mm) sau la 10 $\mu\text{m}$ (pentru 500 de scanări B pe 5 mm). În schimb, cea mai mică rezoluție liniară realizabilă (pe fiecare direcție spațială) pentru CBCT 3D este de 75 $\mu\text{m}$ . Adâncime de penetrare scăzută, dar fără radiații ionizante pentru OCT. Volumul maxim scanat cu OCT este de $5 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$ , în timp ce pentru radiografie volumul corespunde cel puțin unui cilindru cu diametrul bazei de 50 mm și cu înălțimea de 50 mm.

#### 4.8. Concluzii

În plus, se poate observa că nu există dezavantaje în utilizarea tehnicii OCT în plus față de radiografie. Există detalii care nu pot fi văzute pe radiografii, dar pot fi mai mult studiate și evaluate pe imagini OCT. După cum s-a demonstrat în studiul nostru anterior [28], nu există concurență între aceste două tehnici de imagistică medicală, chiar dacă există afecțiuni medicale pentru care este mai bine să fie aleasă o metodă față de alta. Cu toate acestea, în final, este convenabil ca o clinică stomatologică să aibă la dispoziție ambele tehnici, în ambele scopuri: (i) să poată efectua un diagnostic dentar corect și complet, monitorizarea tratamentelor și evaluarea în complementaritatea celor două metode; (ii) pentru a utiliza OCT nu este necesar doar pentru imagistică, ci mai ales pentru a ajuta la alegerea celor mai buni parametri ai unităților de raze X.

#### Bibliografie

1. Pauwels, R. History of dental radiography: Evolution of 2D and 3D imaging modalities. *MPI Journal, Special Issue, History of Medical Physics* 3, 2020.
2. Ruprecht, A. Oral and maxillofacial radiology. Then and now. *JADA* 2008, 139, 139, Supplement 3, S5-S6.
3. Couceiro, C. P.; Vilella, O.V. 2D/3D Cone-Beam CT images or conventional radiography: which is more reliable? *Dental Press J. of Orthodontics* 2010, 15(5), 40-41.
4. Barone, S.; Paoli, A.; Razionale, A.V. Creation of 3D Multi-Body Orthodontic Models by Using Independent Imaging Sensors. *Sensors* 2013, 13, 2033-2050.
5. Dalessandri, D.; Tonni, I.; Laffranchi, L.; Migliorati, M.; Isola, G.; Visconti, L.; Bonetti, S.; Paganelli, C. 2D vs. 3D Radiological Methods for Dental Age Determination around 18 Years: A Systematic Review. *Appl. Sci.* 2020, 10, 3094.
6. Weiss, R., II; Read-Fuller, A. Cone Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery: An Evidence-Based Review. *Dent. J.* 2019, 7, 52.
7. Franchina, A.; Stefanelli, L.V.; Maltese, F.; Mandelaris, G.A.; Vantaggiato, A.; Pagliarulo, M.; Pranno, N.; Brauner, E.; Angelis, F.D.; Carlo, S.D. Validation of an Intra-Oral Scan Method Versus Cone Beam Computed Tomography Superimposition to Assess the Accuracy between Planned and Achieved Dental Implants: A Randomized In Vitro Study. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2020, 17, 9358.
8. Muruganandhan, J.; Sujatha, G.; Poorni, S.; Srinivasan, M.R.; Boreak, N.; Al-Kahtani, A.; Mashyakhy, M.; Chohan, H.; Bhandi, S.; Raj, A.T.; Zanza, A.; Testarelli, L.; Patil, S. Comparison of Four Dental Pulp-Capping Agents by Cone-Beam Computed Tomography and Histological Techniques—A Split-Mouth Design Ex Vivo Study. *Appl. Sci.* 2021, 11, 3045.
9. Mikla, V.I.; Rusin V.I.; Boldizhar, P.A. Advances in imaging from the first X ray images. *J. of Optoelectronics and Advanced Materials*, 2012, 14(7-8), 559-570.
10. Fernandez, J.E. Chapter II. Interaction of X-rays with matter. In *Microscopical X-ray Fluorescence Analysis*, Janssens, K.; Adams, F.; Rindby, A. Publisher: John Wiley & Sons Ltd., 2000; pp. 17-62.
11. Poppe, B.; Looe, H.K.; Pfaffenberger, A.; Chofor, N.; Eenboom, F.; Sering, M.; Rühmann, A.; Poplawski, A.; Willborn, K. Dose-area product measurements in panoramic dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry* 2007 123(1), 131-134.
12. Erdelyi, R.A.; Duma, V.-F. Optimization of radiation doses and patients' risk in dental radiography. *AIP Conference Proceedings* 2019, vol 2071, Issue 1, pp. 040013-1 – 040013-6.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

13. Huang, D.; Swanson, E.A.; Lin, C.P.; Schuman, J.S.; Stinson, W.G.; Chang, W.; Hee, M.R.; Flotte, T.; Gregory, K.; Puliafito, C.A.; Fujimoto, J.G. Optical coherence tomography. *Science* 1991, *254*, 1178-1181.
14. Choma, M.A.; Sarunic, M.V.; Yang, C.; Izatt, J.A. Sensitivity advantage of swept-source and Fourier-domain optical coherence tomography. *Opt. Express* 2003, *11*, 2183-2189.
15. Drexler, W.; Liu, M.; Kumar, A.; Kamali, T.; Unterhuber, A.; Leitgeb, R.A. Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality. *J. Biomed. Opt.* 2014, *19*, 071412.
16. Lu, C.D.; Kraus, M.F.; Potsaid, B.; Liu, J.J.; Choi, W.; Jayaraman, V.; Cable, A.E.; Hornegger, J.; Duke, J.S.; Fujimoto, J.G. Handheld ultrahigh speed swept source optical coherence tomography instrument using a MEMS scanning mirror. *Biomed. Opt. Express* 2014, *5*, 293-311.
17. Cogliati, A.; Canavesi, C.; Hayes, A.; Tankam, P.; Duma, V.-F.; Santhanam, A.; Thompson, K.P.; Rolland, J.P. MEMS-based handheld scanning probe for distortion-free images in Gabor-Domain Optical Coherence Microscopy. *Opt. Express* 2016, *24*(12), 13365-13374.
18. Monroy, G.L.; Won, J.; Spillman, D.R.; Dsouza, R.; Boppart, St.A. Clinical translation of handheld optical coherence tomography: practical considerations and recent advancements. *J. Biomed. Opt.* 2017, *22*(12), 121715.
19. Demian, D.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Negrutiu, M.L.; Cernat, R.; Topala, F.I.; Hutiu, Gh.; Bradu, A.; Podoleanu, A.Gh. Design and testing of prototype handheld scanning probes for optical coherence tomography. *J. of Eng. in Medicine* 2014, *228*(8), 743-753.
20. Duma, V.-F.; Dobre, G.; Demian, D.; Cernat, R.; Sinescu, C.; Topala, F.I.; Negrutiu, M.L.; Hutiu, Gh.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Gh. Handheld scanning probes for optical coherence tomography. *Romanian Reports in Physics* 2015, *67*(4), 1346-1358.
21. Schneider, H.; Ahrens, M.; Strumski, M.; Rüger, C.; Häfer, M.; Hüttmann, G.; Theisen-Kunde, D.; Schulz-Hildebrandt, H.; Haak, R. An Intraoral OCT Probe to Enhanced Detection of Approximal Carious Lesions and Assessment of Restorations. *J. Clin. Med.* 2020, *9*, 3257.
22. Jones, R.S., Staninec, M.; Fried, D. Imaging artificial caries under composite sealants and restorations. *J. Biomed. Opt.* 2004, *9*, 1297-1304.
23. Turki, A.; Bakhsha, B.; Sadrb, A.; Shimadaa, Y.; Junji Tagamia, B.; Yasunori, S. Non-invasive quantification of resin-dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: Validation against confocal microscopy. *Dent. Mat.* 2011, *27*, 915-925.
24. Monteiro G Queiroz de Melo, Montesa, M.A.J.R.; Gomes, A.S.L.; Motac, C.B.O.; Sérgio, L.; Freitas, A.Z. Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. *Dent. Mat.* 2011, *27*, 213-223.
25. Isfeld, D.M.; Aparicio, C.; Jones, R.S. Assessing near infrared optical properties of ceramic orthodontic brackets using cross-polarization optical coherence tomography. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 2014, *102*, 516-523.
26. Sinescu, C.; Bradu, A.; Duma, V.-F.; Topala, F.; Negrutiu, M.L.; Podoleanu, A. Effects of the temperature variations in the technology of metal ceramic dental prostheses: Non-destructive detection using optical coherence tomography. *Appl. Sci.* 2017, *7*, 552.
27. Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Optical Coherence Tomography Investigations and Modeling of the Sintering of Ceramic Crowns. *Materials* 2019, *12*, 947.

#### 4.8. Concluzii

28. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Dobre, G.M.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Dental Diagnosis and Treatment Assessments: Between X-rays Radiography and Optical Coherence Tomography. *Materials* 2020, *13*, 4825.
29. Hsieh, Y.-S.; Ho, Y.-C.; Lee, S.-Y.; Chuang, C.-C.; Tsai, J.-c.; Lin, K.-F.; Sun, C.-W. Dental Optical Coherence Tomography. *Sensors* 2013, *13*, 8928-8949.
30. Lai, Y.-C.; Lin, J.-Y.; Yao, C.-Y.; Lyu, D.-Y.; Lee, S.-Y.; Chen, K.-W.; Chen, I.-Y. Interactive OCT-Based Tooth Scan and Reconstruction. *Sensors* 2019, *19*, 4234.
31. Luong, M.N.; Shimada, Y.; Araki, K.; Yoshiyama, M.; Tagami, J.; Sadr, A. Diagnosis of Occlusal Caries with Dynamic Slicing of 3D Optical Coherence Tomography Images. *Sensors* 2020, *20*, 1659.
32. Schneider, H.; Park, K.-J.; Häfer, M.; Rüger, C.; Schmalz, G.; Krause, F.; Schmidt, J.; Ziebolz, D.; Haak, R. Dental Applications of Optical Coherence Tomography (OCT) in Cariology. *Appl. Sci.* 2017, *7*, 472.
33. Carvalho, L.; Roriz, P.; Simões, J.; Frazão, O. New Trends in Dental Biomechanics with Photonics Technologies. *Appl. Sci.* 2015, *5*, 1350-1378.
34. Mehreen, A.; Duker, J.S. Optical coherence tomography – current and future applications. *Current Opinion in Ophthalmology* 2013, *24*(3), 213-221.
35. Gambichler, T.; Jaedicke, V.; Terras, S. Optical coherence tomography in dermatology: technical and clinical aspects. *Arch. Dermatol Res.* 2011, *303*(7), 457-473.
36. Kirtane, T.S.; Wagh, M.S. Endoscopic Opicat Coherence Tomography (OCT): Advances in Gastrointestinal Imaging, *Gastroenterology Research and Practice* 2014, Article ID 376367.
37. Podoleanu, A.; Bradu, A. Master–slave interferometry for parallel spectral domain interferometry sensing and versatile 3D optical coherence tomography. *Opt. Express* 2013, *21*, 19324–19338.
38. Duma, V.-F.; Tankam, P.; Huang, J.; Won, J.J.; Rolland, J.P. Optimization of galvanometer scanning for Optical Coherence Tomography. *Appl. Opt.* 2015, *54*, 5495-5507.
39. Duma, V.-F. Laser scanners with oscillatory elements: Design and optimization of 1D and 2D scanning functions. *Applied Mathematical Modelling* 2019, *67*(3), 456-476.
40. Oancea, R.; Bradu, A.; Sinescu, C.; Negru, R.M.; Negrutiu, M.L.; Antoniac, I.; Duma, V.-F.; Podoleanu, A. Assessment of the sealant/tooth interface using optical coherence tomography. *J. of Adhesion Science and Technology* 2015, *29*(1), 49-58.
41. Shin, H.S.; Nam, K.C.; Park, H.; Choi, H.U.; Kim, H.Y.; Park, C.S. Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry. *Dento maxillo facial radiology* 2014, *43*(5), 20130439.
42. Ludlow, J.B.; Timothy, R.; Walker, C.; Hunter, R.; Benavides, E.; Samuelson, D.B.; Scheske, M.J. Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dento maxillo facial radiology* 2015, *44*(1), 20140197.
43. Lee, J.-S.; Kim, Y.-H.; Yoon, S.-J.; Kang, B.-C. Reference dose levels for dental panoramic radiography in Gwangju, South Korea. *Radiation Protection Dosimetry* 2010, *142*(2-4), 184–190.
44. Cohnen, M.; Kemper, J.; Möbes, O.; et al. Radiation dose in dental radiology. *Eur. Radiol.* 2002, *12*, 634–637.
45. Ngan, D.C.; Kharbanda, O.P.; Geenty, J.P.; Darendeliler, M. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Australian Orthodontic J.*, 2003, *19*(2), 67–75.

#### Capitolul 4. Optimizarea radiografiilor dentare utilizând OCT

46. Feidenhans, N.A.; Hansen, P.E.; Pilný, L.; Madsen, M.H.; Bissacco, J.; Petersen, C.; Taboryski, R. Comparison of optical methods for surface roughness characterization. *Measurement Science and Technology* 2015, 26(8), 085208.

47. Hutiu, G.; Duma, V.-F.; Demian, D.; Bradu, A.; Podoleanu, A.G. Surface imaging of metallic material fractures using optical coherence tomography. *Appl. Opt.* 2014, 53(26), 5912-5916.

48. Hutiu, G.; Duma, V.-F.; Demian, D.; Bradu, A.; Podoleanu, A.G. Assessment of Ductile, Brittle, and Fatigue Fractures of Metals Using Optical Coherence Tomography. *Metals* 2018, 8, 117.



## Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz

Cele prezentate în acest capitol au fost diseminate în (și sunt reproduse după) lucrarea [A. Cioabla, V.-F. Duma\*, C. Mnerie, R.-A. Erdelyi, G.M. Dobre, A. Bradu, A. Podoleanu, Effect of an Anaerobic Fermentation Process on 3D-printed PLA Materials of a Biogas-generating Reactor<sup>1</sup>, *Materials* **15**(23), 8571 (2022); <https://doi.org/10.3390/ma15238571>; **IF 3.4; Q2**].

Materialele utilizate în printarea 3D sunt prezente în numeroase domenii, de la medicină la inginerie. Scopul acestui studiu este de a evalua adecvarea lor pentru o aplicație de interes în prezent, și anume testarea reactoarelor pe bază de acid polilactic (PLA) imprimate 3D pentru producerea de biogaz folosind digestia anaerobă. Este investigat impactul temperaturii, pH-ului și fazei apoase asupra reactorului testat, împreună cu efectul fazei gazoase (adică biogazul produs). Două loturi separate de materiale utilizate în mod individual, unul după altul, în interiorul reactorului au fost luate în considerare, într-o situație realistă. Doi parametri esențiali în interiorul reactorului (pH și temperatură) au fost monitorizați continuu pe o perioadă de 25 până la 30 de zile pentru fiecare dintre cele două procese de generare a biogazului.

Pentru a înțelege impactul acestor procese asupra pereților reactorului au fost plasate mostre de material imprimat 3D (identic cu peretii reactorului) la trei niveluri: în partea superioară (adică în afara substratului), în mijloc și în partea inferioară a reactorului. Mostrele au fost analizate folosind metoda de imagistică nedistructivă ce constituie subiectul acestei teze, Tomografia de Coerență Optică (OCT). S-a utilizat un sistem OCT cu sursă de scanare (SS) dezvoltat intern, care funcționează la o lungime centrală de undă de 1310 nm. Imaginile 3D OCT legate de nivelul de degradare al materialului din mostrele de PLA au fost validate utilizând Microscopia Electronică de Scanare (SEM). Diferențele dintre impactul substratului asupra mostrelor situate la cele trei niveluri considerate în interiorul reactorului au fost determinate și analizate utilizând scanarea B OCT (imagini optice în secțiune transversală). Astfel, a fost demonstrat și cuantificat impactul procesului de generare a biogazului asupra interiorului reactorului, precum și capacitatea OCT de a realiza astfel de evaluări. Prin urmare, lucrările viitoare pot viza utilizarea OCT pentru investigații *in situ* ale acestor bioreactoare.

Biocombustibilii reprezintă în prezent un subiect de interes datorită potențialului lor energetic. Aceștia permit realizarea unei autonomii parțiale în utilizarea surselor locale de materiale biodegradabile pentru obținerea unei surse de energie curată, precum și pentru recuperarea surselor neexploatate în vederea rezolvării parțiale a cererii tot mai mari de energie.

Biogazul, ca purtător de energie regenerabil, poate fi o soluție posibilă pentru problemele actuale legate de gazul natural la nivel mondial, datorită surselor multiple

---

<sup>1</sup> [Materials | Editor's Choice Articles in 2022 in the Section "Optics and Photonics" \(mdpi.com\)](https://doi.org/10.3390/ma15238571)

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimabile 3D ale unui reactor generator de biogaz care pot fi utilizate pentru producția sa și deoarece are ca principal component metanul, care este deja utilizat în domeniile industriale și casnice ale activității umane. În acest sens, digestia anaerobă sau fermentația este modalitatea cea mai comună de producere a biogazului în bioreactoare închise. Procesul poate avea loc în absența aerului (adică fermentație anaerobă), cu diferite perioade de rezidență pentru substratul testat sau cu co-fermentația a mai multor substraturi, cum ar fi deșeurile animale, precum și materialele biodegradabile agricole sau municipale. Acesta poate fi produs la diferite regimuri de temperatură posibile în interiorul bioreactoarelor de testare.

Acest proces se dezvoltă în mod obișnuit în patru etape: hidroliză, acidogeneză, acetogeneză și metanogeneză [1,2]. În primele două faze se obțin produse insaturate cu lanț scurt. Acestea se descompun în timpul acetogenezei și sunt transformate în derivați de acid acetic, dioxid de carbon și hidrogen [3]. În ultima fază, bacteriile metanogene sunt produse prin degradarea grăsimilor și a compușilor urme. Produsul final constă în metan și dioxid de carbon ca și componente principale [4]. De asemenea, biogazul rezultat poate conține hidrogen sulfurat, amoniac, vapori de apă sau siloxani.

Co-digestia reprezintă procesul de digestie anaerobă pentru mai mult de un substrat. Aceasta are un impact semnificativ asupra randamentului și calității biogazului (adică produce o concentrație mare de metan în volum) [9,10]. În acest sens, dejecțiile animale (bovine, suine sau păsări) sunt adesea utilizate în diferite țări cu rezultate pozitive în ceea ce privește randamentul și calitatea biogazului [5,6]. Un astfel de co-substrat care utilizează dejecții animale are o capacitate tampon ridicată pentru a menține un pH stabil în timp, ceea ce este un aspect critic pentru astfel de procese [7].

Apele uzate reprezintă o altă sursă de materiale potrivite pentru digestia anaerobă. Acestea conțin în mod obișnuit concentrații ridicate de compuși organici și implică costuri ridicate în ceea ce privește tratarea biologică și consumul de energie [8-12]. Nămolul activ este un exemplu direct legat de tratarea apelor uzate. Acesta se referă la stațiile de epurare a apelor uzate (WWTP) care sunt necesare (și utilizate în prezent) în întreaga lume. Prin urmare, materialul rezidual (adică ape uzate și nămolul activ) poate fi găsit și utilizat ușor în procesele de digestie anaerobă. Un metru cub de apă uzată din WWTP poate conține între 3 și 6 MJ de energie termică potențială în funcție de concentrațiile de cerere biochimică de oxigen (BOD) și cerere chimică de oxigen (COD) [13].

Cu toate acestea, nămolul activ poate fi periculos în diferite scenarii din cauza apelor contaminate care pot intra în stația de epurare. Sunt necesare și se aplică procese eficiente de pretratare în acest context [14]. Nămolul activ netratat este hidratat într-un nivel de 97-99%, în timp ce restul este alcătuit din materie solidă și dizolvată, minerale și substanțe organice, coagulanți, geluri și bule de gaz capturate. Sedimentul stabilizat, pe de altă parte, este adesea hidratat doar la un nivel de 60-88% [15-17].

Materialele procesate, atât înainte, cât și după digestia anaerobă, pot fi utilizate ca îngrășăminte în agricultură. Se poate realiza o adaptare a terenului la nevoile specifice rezultate din activitățile de gestionare a deșeurilor, dezvoltarea spațială, producția de compost sau cultivarea florei destinate consumului public [16]. Aceasta se realizează după o analiză extensivă a conținutului acestor materiale pentru a se evita contaminarea potențială cu metale grele sau alte elemente negative (de exemplu, microorganisme periculoase).

În legătură cu bioreactoarele care ar trebui construite pentru acomodarea unor astfel de procese, tendințele actuale în ingineria materialelor includ utilizarea

compozitelor și a polimerilor pentru obținerea de materiale îmbunătățite cu caracteristici adecvate. Acest lucru face parte dintr-un domeniu de interes mai general care include automobilele, implanturile medicale, electronica, aeronautica și robotică [18-21].

Din punct de vedere mecanic, studiile au determinat că majoritatea termoplastelor prezintă neliniarități puternice, relaxări vâscoase, dependente de viteza de deformare, înmuiere termică și tranziții termice, datorită caracteristicilor proceselor lor de fabricație [22-25]. În acest sens, acidul polilactic (PLA) este un polimer termoplastic derivat din resurse regenerabile care conțin carbohidrați bogati, cum ar fi porumbul și trestia de zahăr [26-28]. Aplicațiile sale includ filme, ambalaje alimentare, textile, precum și sticle și veselă de unică folosință [26,27,29,30]. Mai multe studii au constatat că toate compozitele din fibră naturală/PLA prezintă proprietăți mecanice mai ridicate în comparație cu compozitele din fibră naturală/polipropilenă (PP) sau polietilenă (PE), în special în ceea ce privește modulul de elasticitate la tracțiune [31-33].

Având în vedere toate aspectele de mai sus, obiectivele prezentului studiu au fost:

- Evaluarea utilizării PLA pentru dezvoltarea unui bioreactor pentru testarea proceselor de digestie anaerobă în anumite regimuri de temperatură (adică 30 până la 37 °C). Varietatea mare de aplicații ale PLA și faptul că aceste materiale sunt fabricate utilizând resurse regenerabile definesc impactul acestui lucru.

- Determinarea dacă acest material este potrivit pentru astfel de aplicații, luând în considerare impactul parametrilor și timpul de rezidență al substratului, precum și al biogazului produs în interiorul vasului.

- Evaluarea capacității principalei metode considerate de a efectua aceste investigații, Tomografia de Coerență Optică (OCT).

În ultimele trei decenii, OCT, o metodă de imagistică bazată pe interferometrie cu coerența joasă [34-36], a fost extinsă la o gamă largă de aplicații biomedicale care includ oftalmologia [37], stomatologia [38-40], dermatologia [41,42] și endoscopia [43,44]. De asemenea, teste nedistructive (NDT) pentru domenii diverse precum industria [45-49] și arta [50,51] au fost abordate.

În NDT, OCT are potențialul de a efectua investigații *in situ*, cu ajutorul unor sonde portabile pentru scanare, pentru a accesa ușor diferite zone de interes ale unei probe [42,52-54]. În ceea ce privește tehnica, OCT a evoluat în ceea ce privește rezoluția și viteza de achiziție, de la domeniul timporal (TD) la domeniul Fourier (FD) și OCT cu sursă laser de frecvență variabilă (SS) [35,36]. Aceasta din urmă este folosită în prezentul studiu. Validarea rezultatelor calitative OCT se efectuează în acest studiu utilizând microscopia electronică cu scanare (SEM).

Dr. Cioabla Adrian, din cadrul Facultății de Mecanică al Universității Politehnica din Timișoara a realizat studii în acest domeniu și în cele ce urmează vă voi detalia o lucrare realizată împreună cu grupul nostru de cercetare, în care eu am realizat partea de imagistică OCT și am prelucrat datele experimentale.

În studiu s-a utilizat un bioreactor dezvoltat în laboratorul domnului Dr. Cioabla, de către acesta. Pentru imprimarea acestui reactor s-a folosit un material PLA disponibil comercial, cu un diametru al filamentului de 1,7 mm, produs de Shenzhen Esun Industrial Co. (Shenzhen, China). Factorul de umplere utilizat în proces a fost de 100% pentru a se obține o structură a reactorului cât mai compactă posibil, cu o probabilitate redusă de formare a micro-găurilor. Prin urmare, se discută în secțiunea următoare topografia specifică generată. Bioreactorul a fost proiectat pentru un volum total de 6 litri, din care aproximativ două treimi urmau să fie umplute cu suspensia

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimabile 3D ale unui reactor generator de biogaz de substrat pentru o perioadă de aproximativ 25 de zile. Etanșarea mediului conținut a fost asigurată folosind o membrană pe bază de silicon. În reactor au fost inserate patru plăci de testare la trei niveluri diferite: cel mai de jos nivel, situat la 100 mm de fundul reactorului, nivelul intermediar în secțiunea mediană și cel mai înalt nivel la aproximativ 100 mm sub capac, acesta din urmă în zona care nu este acoperită de substrat lichid. Acestea au fost printate 3D cu aceeași tehnologie ca și bioreactorul (deci au aceeași topografie a suprafeței), în scopul de a fi afectate în același mod ca și perețele reactorului de procesul de generare a biogazului.

Această distribuție a plăcilor în interiorul reactorului a fost planificată pentru a putea observa influența mediului determinată de substrat la două niveluri ale lichidului (adică în apropierea fundului și în secțiunea mijlocie). Influența mediului bifazic determinată de prezența biogazului și vaporilor poate fi investigată cu ajutorul plăcilor poziționate la nivelul superior. Pentru a face investigațiile relevante, materialul plăcii a fost identic cu materialul pereților reactorului. Fiecare placă avea o suprafață de  $20 \times 15 \text{ mm}^2$  și o grosime de 2 mm. Zonele în care au fost introduse plăcile aveau niveluri diferite de umiditate relativă, de la 100% în partea inferioară și mijlocie a bioreactorului (adică, unde a fost plasat amestecul lichid) până la niveluri inferioare în partea superioară, unde exista un amestec. de gaz, vapori și condens. Nici o influență vizibilă care s-a datorat numai umidității nu a putut fi observată sau raportată.

După finalizarea testării, toate plăcile au fost desprinse de pe suport și analizate în continuare pentru a determina efectul procesului de generare a biogazului asupra materialului plăcii, care este similar cu efectul pe care l-a avut asupra materialului reactorului. Conform fișei tehnice pentru PLA, acest material poate rezista neafectat de temperaturi de până la cel puțin 60°C. Totuși, pentru un bun proces de digestie anaerobă în ceea ce privește biogazul produs față de concentrația de metan și producția obținută, opțiunile ar fi proces mezofil (cu temperaturi de 32 până la 40°C) sau proces termofil (cu temperaturi de 40 până la 55°C). Principala diferență dintre cele două regimuri constă în timpul de rezidență al substratului în interiorul reactorului. Acest timp este redus de la perioade de 20 până la 30 de zile pentru un proces mezofil la perioade de 1 până la 3 zile pentru un proces termofil. Cu toate acestea, pentru ultimul proces calitatea biogazului produs este mult redusă în ceea ce privește concentrația de metan în volum. De asemenea, cantitățile totale de biogaz produs sunt mai mari la mezofil comparativ cu regimul termofil. Prin urmare, pentru studiul de față a fost ales primul regim de temperatură, mai scăzut.

S-a realizat un studiu experimental cu două loturi de material utilizate consecutiv, fiecare folosind ca substrat un volum de 5 L de suspensie. Fiecare baie cu temperatură controlată (menținută la 37 până la 38°C) a fost introdusă în interiorul reactorului pentru o perioadă de 30 de zile.

Procesul de monitorizare a implicat măsurarea (și controlul) atât a pH-ului, cât și a temperaturii, zilnic. Corecțiile pH-ului, atunci când a fost necesar, s-au realizat folosind o soluție de  $\text{NH}_3$  cu concentrație de 20%. Măsurătorile de temperatură au fost efectuate folosind un termocuplu calibrat și un termometru digital, în timp ce măsurătorile de pH au fost efectuate cu un analizor multiparametric Consort (Consort bvba, Turnhout, Belgia).

Biogazul produs în timpul procesului a fost măsurat folosind un analizor de gaz model Biogas 5000 (Geotechnical Instruments Ltd., Warwickshire, Marea Britanie), pentru a cuantifica concentrațiile de metan, dioxid de carbon și hidrogen sulfurat.

Primul lot conține un amestec de 4,9 L de apă uzată de la o stație locală de epurare din județul Timiș, România, precum și 100 g boabe de porumb degradate. În

## 5.1. Imagistica

primele 15 zile ale procesului, pH-ul a fost corectat cu suspensia de  $\text{NH}_3$ , iar variația globală a pH-ului suspensiei a fost menținută între 5,5 și 6,5. După această primă perioadă, pH-ul a atins un nivel stabil în intervalul neutru specific dinamicii procesului, de 6,5 până la 7. Aceste valori sunt normale pentru un fenomen de digestie anaerobă bună. Al doilea lot are un substrat mai de bază, care conține 5 L dintr-un amestec compus din gunoi de grajd de vacă, siloz de porumb și gunoi de grajd de pui. Valoarea lui pH a variat de la 7,6 la 8, care se află în intervalul superior specific acestui tip de fermentație. Acesta este un bun indicator al capacității tampon mari a materialelor de substrat utilizate, precum și al ratei ridicate de producție de biogaz în timp.

În ambele scenarii, reactoarele au fost planificate să fie umplute la aproximativ două treimi din volumele lor totale. Pentru eliminarea aerului din interiorul vaselor s-a efectuat o spălare inițială cu azot. Astfel, după formarea biogazului, partea superioară unde a fost poziționat primul nivel de plăci a prezentat un amestec de vapori și gaz. Vaporii au fost produși de suspensia lichidă introdusă în reactor, din cauza fenomenului de schimb de căldură și a formării condensului pe partea interioară a capacului. Gazul conține metan, dioxid de carbon și hidrogen sulfurat ca și componente principale.

Ambele experimente au produs biogaz cu un conținut acceptabil de metan (în intervalul 50% până la 60% concentrație în volum). Aceasta dovedește că tipul de material utilizat pentru bioreactor nu a avut un impact negativ în timpul procesului de fermentație anaerobă în ceea ce privește producerea de biogaz (adică nu a inhibat formarea bacteriilor metanogene). După efectuarea ambelor experimente în secvență, plăcile au fost recuperate, curățate într-o soluție neutră și uscate în mod natural. Prin urmare, au fost închise în pungii de prelevare pentru analize ulterioare.

## 5.1. Imagistica

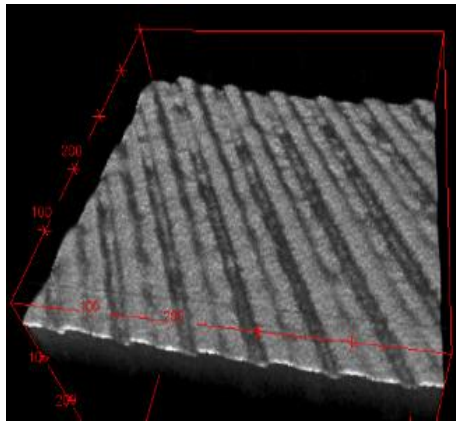
OCT a fost realizat cu un sistem OCT swept-source (SS) dezvoltat intern, echipat cu o sursă laser de bandă largă de 50 kHz scanată în frecvență (Exalos AG, Zürich, Elveția), cu o lungime de undă centrală de 1310 nm. Un software dezvoltat intern (implementat în LabVIEW 2013, 64 de biți) este utilizat pentru a achiziționa și procesa date. Digitalizarea semnalelor electrice la ieșirea fotodetectorului și acționarea scannerului galvanometru 2D a fost realizată de două plăci de achiziție de date, PXI5124 și PCI 6110 (National Instruments, Austin, Texas) [56]. Spectrele canalizate dobândite sunt utilizate pentru a construi o imagine OCT volumetrică/3D prin producerea directă a imaginilor C-scans/en-face (situat la o adâncime selectată în probă). B-scanările/secțiunile transversale optice sunt obținute și utilizate în acest studiu. Sistemul oferă o rezoluție axială de 15  $\mu\text{m}$  măsurată în aer.

SEM a fost realizat cu un sistem FEI Quanta 250 de vid înalt (Thermo Scientific™ Quanta™, Hillsboro, OR, SUA) echipat cu un detector de electroni secundar Ever-hard-Thomley. Parametrii de lucru ai SEM, cum ar fi presiunea de lucru și distanța, depind de imaginea selectată. Fiecare dintre eșantioane a fost supusă următoarelor etape de investigare: montarea pe un suport conductiv de cupru cu plachete de carbon având adeziv pe ambele părți; inserarea și examinarea la o magnitudine adecvată în sistem; expunerea zonei investigate direct la fasciculul de electroni de scanare prin montarea probei ghidate de un microscop binocular. Fiecare probă a fost aliniată pe tub pentru a elimina înclinarea acestuia în interiorul acestui microscop. Pentru a obține cele mai bune imagini posibile, toate probele de PLA investigate au fost acoperite cu aur.

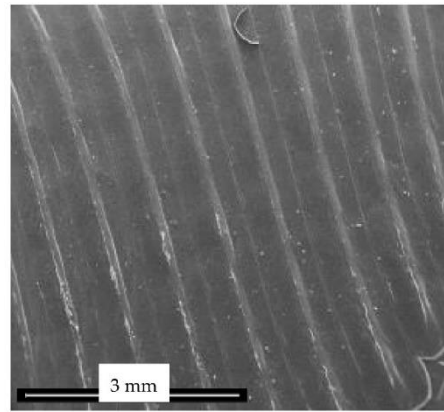
Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimare 3D ale unui reactor generator de biogaz

**Imagini OCT și SEM:**

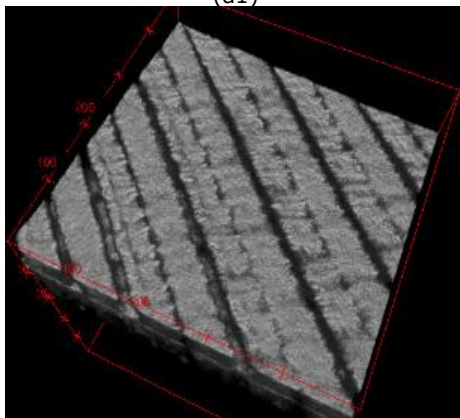
Reconstrucțiile 3D ale imaginilor OCT ale uneia dintre cele patru plăci testate pentru fiecare nivel din interiorul bioreactorului sunt prezentate în Figura 5.4 în paralel cu validările efectuate folosind SEM.



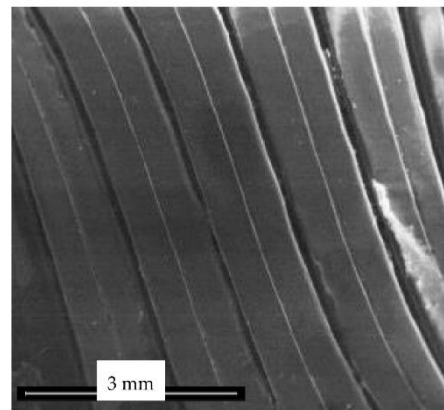
(a1)



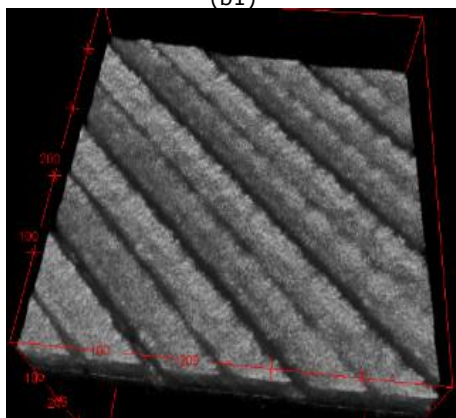
(a2)



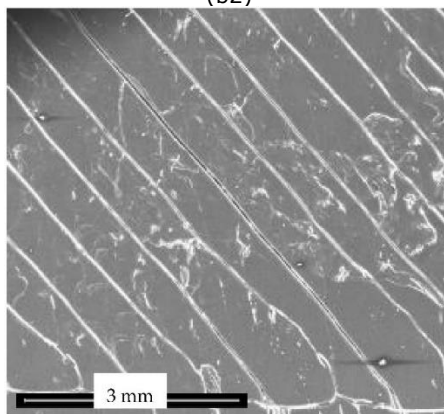
(b1)



(b2)



(c1)



(c2)

## 5.1. Imagistica

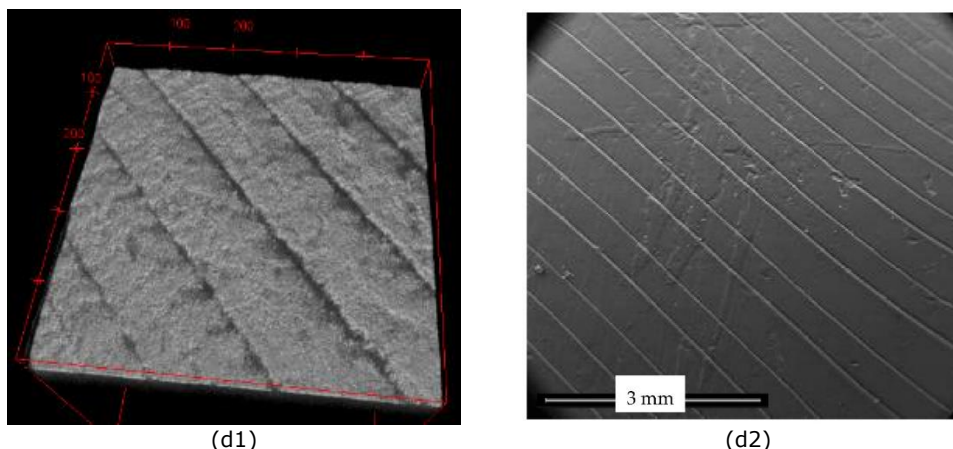


Figura 5.1. Imaginea plăcilor de probă la diferite niveluri în reactorul de biogaz: (a1,a2) placă de control; (b1,b2) placa superioară (situată în partea superioară a bioreactorului); (c1,c2) placa de mijloc (situată în partea centrală a bioreactorului); (d1,d2) placa inferioară (situată în partea cea mai densă a substratului din bioreactor). Imaginile din coloana (a1–d1) din stânga reprezintă reconstrucții 3D OCT cu o suprafață de  $3,5 \times 3,5 \text{ mm}^2$ , în timp ce coloana (a2–d2) din dreapta reprezintă imagini SEM ale plăcii corespunzătoare din stânga (acoperită cu aur).

Se poate observa degradarea progresivă a suprafeței plăcilor care sunt situate mai jos în interiorul bioreactorului (adică, de sus în jos) în comparație cu placa de control, care este prezentată în Figura 5.1 (a1,a2). Astfel, topografia specifică a plăcilor create prin imprimarea 3D, prezentată în Figura 5.1 (a1,a2), prezintă doar o ușoară aplatizare pentru plăcile plasate în partea superioară a reactorului (adică în contact cu gaze și vapori)—Figura 5.1 (b1,b2).

Această topografie de suprafață suferă o aplatizare ceva mai mare în continuare pentru plăcile din mijlocul reactorului (Figura 5.1 (c1,c2)), în timp ce plăcile din partea de jos sunt aproape complet plate. Acest fenomen care poate fi observat calitativ pe reconstrucțiile 3D OCT poate fi cuantificat folosind scanări OCT B, așa cum se descrie în cele ce urmează.

Un alt aspect care poate fi concluzionat din Figura 5.1, de data aceasta prin compararea coloanelor din stânga și din dreapta, este validarea bună obținută pentru reconstrucțiile volumetrice OCT (coloana din stânga) cu imagini SEM de rezoluție mai mare (coloana din dreapta). Astfel, se poate concluziona că imaginile OCT (cu rezoluție axială de  $15 \mu\text{m}$ , realizabilă de majoritatea sistemelor OCT) pot servi în scopul caracterizării impactului conținutului reactorului asupra pereților acestuia. În acest fel, OCT poate fi luată în considerare pentru astfel de evaluări în loc de metoda SEM, mai costisitoare și consumatoare de timp (chiar dacă rezoluția sa este cu câteva ordine de mărime mai bună, în exemplul de față,  $4 \text{ nm}$ ).

Detalii de la reconstrucțiile 3D OCT sunt prezentate în Figura 5.2, pe zone care sunt de aproximativ 25 de ori mai mici decât zonele din imaginile din figurile 5.1 și 5.2 (a1,a2). Din ultima figură este marcată zona selectată ( $0,7 \times 0,7 \text{ mm}^2$ ) pentru imaginea unui detaliu al profilului unei plăci de control. Aceeași observație ca mai sus poate fi făcută cu privire la aplatizarea suprafețelor plăcilor care sunt situate mai adânc în interiorul reactorului - de la complexitatea profilului imprimat 3D din Figura 5.2 (a1,a2) până la topografia aproape inexistentă din Figura 5.2 d.

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz

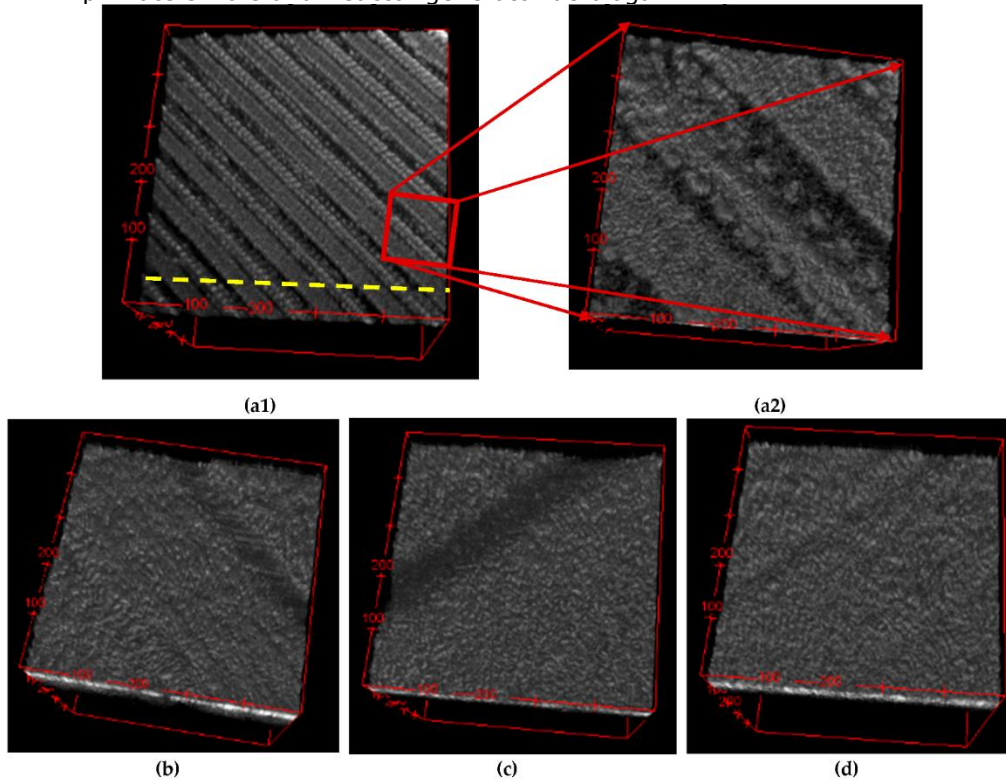


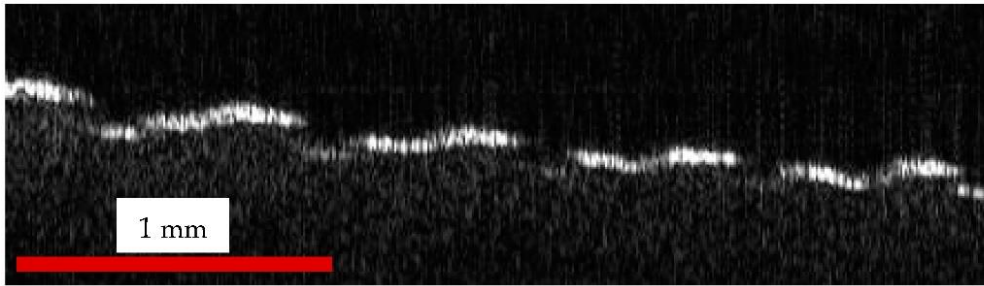
Figura 5.2. Detalii privind reconstrucțiile 3D OCT ale plăcilor de probă situate în reactorul de biogaz: (a1) placă de control cu o suprafață de  $3,5 \times 3,5 \text{ mm}^2$  — cu o linie întreruptă care indică direcția secțiunilor transversale optice/scanărilor B care sunt prezentate în următoarele cifre; (a2) detaliu al unei porțiuni a plăcii de control cu o suprafață de  $0,7 \times 0,7 \text{ mm}^2$ , selectată pentru a arăta topografia suprafeței; (b) detaliu al unei plăci superioare; (c) detaliu al unei plăci din mijloc; (d) detaliu al unei plăci inferioare. Toate imaginile din al doilea rând au fost selectate într-un mod similar cu cel din Figura 5.2 a; ele corespund unei suprafețe de  $0,7 \times 0,7 \text{ mm}^2$ .

Pentru a caracteriza cantitativ fenomenul, Figura 5.3 prezintă o scanare OCT B (adică a 100-a dintre cele 500 de scanări B efectuate) din partea centrală a unei plăci de la fiecare dintre cele trei niveluri din bioreactor. Astfel de B-scanări/secțiuni transversale optice sunt extrase din imaginile 3D OCT din Figura 5.1 (a1-d1); prin urmare, au o lungime de 3,5 mm.

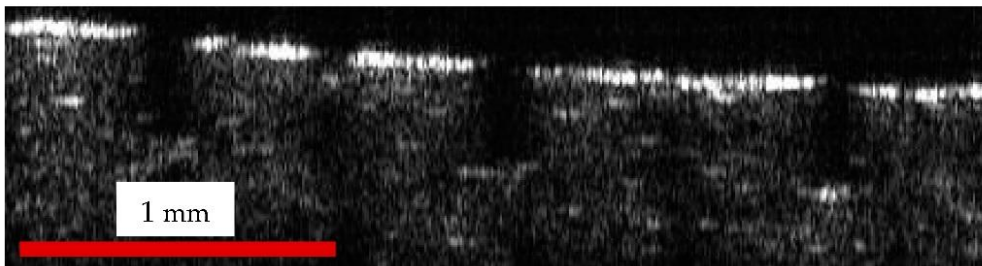
Diferențele în topografia suprafeței celor patru probe luate în considerare (și similare, în toate cele patru eșantioane poziționate la același nivel în interiorul bioreactorului) pot fi observate clar pe toate imaginile din Figurile 5.2-5.3. Parametrul ales pentru a cuantifica aceste diferențe este lungimea porțiunilor superioare pe fiecare dintre cele patru tipuri de scanări B prezentate în Figura 5.3. Astfel de lungimi sunt măsurate pe un contur curbat, de la gol la gol (cum este specific 3D) - material imprimat, Figura 5.2(a1,a2)), așa cum se arată în Figura 5.4. Acestea sunt comparate în continuare, așa cum se arată în porțiunile colorate din Figura 5.5.



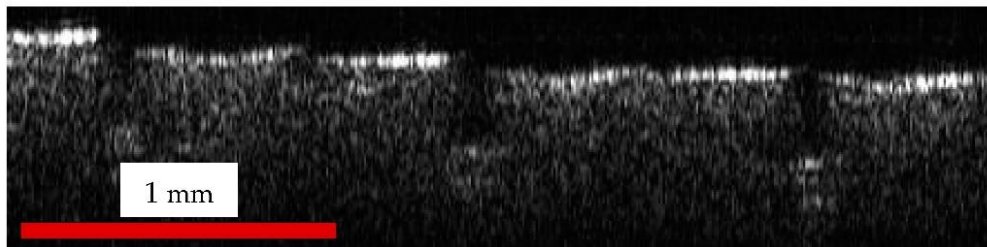
## 5.1. Imagistica



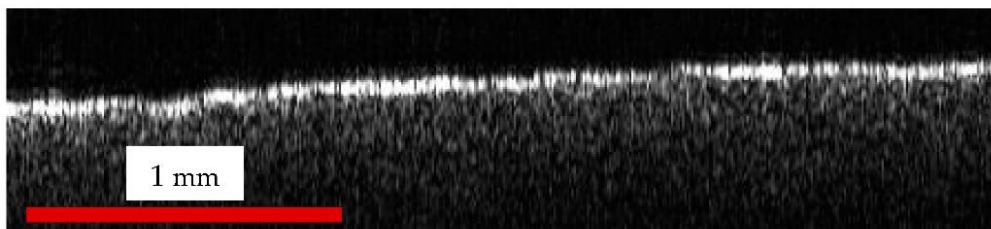
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.3. B-scanări ale plăcilor de probă din (a) grupul de control, (b) partea superioară, (c) din mijloc și (d) din zona inferioară a bioreactorului. Dimensiunile imaginii sunt 3,5 (lateral)  $\times$  1,1 (vertical, de-a lungul adâncimii măsurate în aer) mm<sup>2</sup>. B-scan-urile sunt obținute paralel cu linia întreruptă din Figura 5.2.

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz

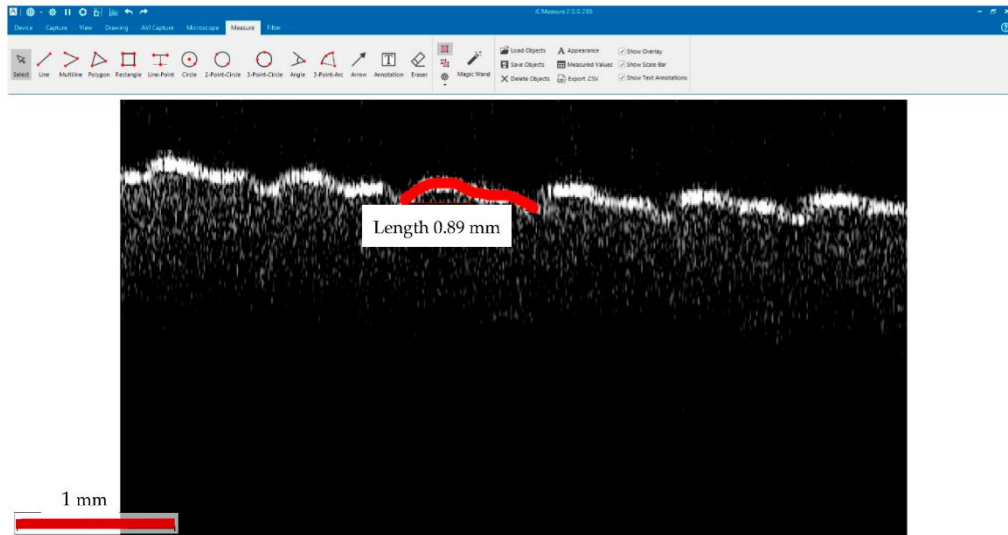


Figura 5.4. B-scan procesat folosind programul IC Measure (The Imaging Source Europe GmbH, Bremen, Germania) pentru a evalua lungimile porțiunilor superioare ale fiecărui B-scan considerat. Dimensiunile imaginii sunt 3,5 (lateral) × 1,96 (vertical, de-a lungul adâncimii măsurate în aer) mm<sup>2</sup>.

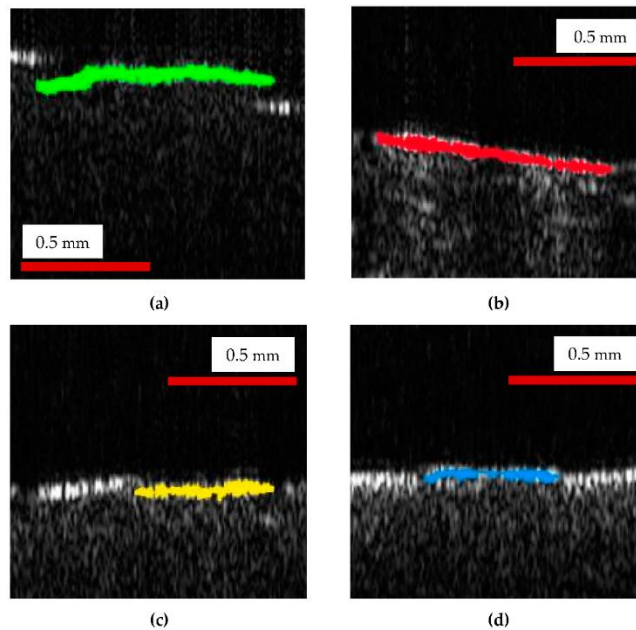


Figura 5.5. Detalii despre scanările OCT B de la fiecare dintre plăcile de probă de la: (a) grupul de control; (b) placa superioară; (c) placa de mijloc; (d) placa de jos. Dimensiunile fiecărei imagini sunt 0,92 (lateral) × 0,95 (vertical, de-a lungul adâncimii măsurate în aer) mm<sup>2</sup>.

## 5.1. Imagistica

Lungimile în verde, roșu, galben și albastru corespund lungimii de-a lungul conturului superior al scanărilor B ale fiecărui grup între două goluri consecutive, așa cum se observă în Figura 5.5.

Programul utilizat pentru a procesa scanările OCT B pentru a măsura lungimile porțiunilor superioare ale conturilor eșantionului de scanări B, cum ar fi cele din Figurile 5.2, 5.3 (și marcate cu culori în figura 5.5), este Măsură IC gratuită (The Imaging Source Europe GmbH, Bremen, Germania). Un astfel de program este specific pentru măsurarea detaliilor imaginilor 2D (de exemplu, lungimi sau zone) importate după calibrarea imaginii. Aceste lungimi au fost evaluate direct pe B-scans, după calibrarea fiecărei imagini.

Tabelul 5.1. Valorile lungimilor porțiunilor superioare ale profilurilor de suprafață a douăzeci de scanări B, prezentate ca exemple marcate cu culori diferite în Figura 5.5, extrase din scanările B, cum ar fi cele prezentate în Figura 5.3. Evaluările folosind programul sunt prezentate pe un exemplu din Figura 5.4.

Probă	Referință (mm)	Sus (mm)	Mijloc (mm)	Inferioare (mm)
Valorile măsurate ale conturilor colorate marcate în Figura 5.5	0,91	0,82	0,59	0,56
	1	0,7	0,64	0,6
	0,81	0,65	0,56	0,61
	0,84	0,69	0,53	0,49
	0,88	0,86	0,61	0,62
	0,98	0,84	0,63	0,59
	0,91	0,8	0,57	0,52
	0,83	0,84	0,63	0,54
	0,9	0,83	0,68	0,58
	0,89	0,78	0,59	0,57
	0,86	0,81	0,55	0,61
	0,92	0,69	0,59	0,5
	0,84	0,85	0,65	0,62
	0,81	0,76	0,61	0,58
	0,95	0,74	0,57	0,61
	0,87	0,81	0,6	0,53
	0,98	0,73	0,59	0,57
	1	0,8	0,62	0,55
	0,93	0,79	0,58	0,59
	0,89	0,76	0,61	0,6
<b>Medie (mm)</b> $\bar{\varepsilon} = \frac{\sum_{j=1}^N \varepsilon_j}{N}$	<b>0,9</b>	<b>0,78</b>	<b>0,6</b>	<b>0,57</b>
Abaterea medie absolută (mm) $MAD = \frac{\sum  x_i - \bar{x} }{N}$	0,048	0,05	0,028	0,031
<b>Abaterea standard (mm)</b> $\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (\varepsilon_j - \bar{\varepsilon})^2}{N - 1}}$	0,059	0,059	0,036	0,038
Eroare standard a mediei (mm) $SEM = \sigma/\sqrt{n}$	0,0130	0,0131	0,0078	0,0085

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz

Cincizeci de scanări OCT B au fost luate în considerare pentru măsurătorile din fiecare probă. Au fost aleși dintre cele 500 de scanări B utilizate pentru fiecare reconstrucție 3D din Figura 5.1 (adică, unul din fiecare patch de zece scanări B). Fiecare dintre cele șase porțiuni (superioare) care pot fi văzute în Figura 5.4 a fost măsurată pentru fiecare scanare B; prin urmare, au fost evaluate un total de trei sute de valori pentru fiecare dintre cele patru probe. Pentru simplitate, în Tabelul 5.1 au fost furnizate doar douăzeci de valori din fiecare probă, deoarece media și abaterea standard sunt foarte apropiate de cele calculate cu toate cele trei sute de valori.

Din Tabelul 5.1 se poate observa că, în comparație cu referința, toate plăcile introduse în suspensie au suferit modificări dimensionale. În acest sens, plăcile superioare au prezentat cele mai puține modificări dimensionale, în principal pentru că în partea superioară a reactorului a existat doar un amestec vapori/gaz. Acest amestec a avut un impact redus asupra plăcilor. În această zonă, cel mai puternic impact poate fi atribuit hidrogenului sulfat prezent în biogaz, care poate avea un impact coroziv asupra suprafeței pe bază de polimer.

Regiunea de mijloc a prezentat un efect mai mare în ceea ce privește reducerea dimensională, datorită fazei lichide care înconjură plăcile. pH-ul inițial, care s-a dovedit a fi în domeniul acid, poate fi principalul factor care influențează aspectul general și parametrii dimensionali ai plăcilor.

Placa inferioară a prezentat o valoare medie redusă și mai mare pentru aspectul dimensional considerat în ceea ce privește prezența combinației de fază solidă și lichidă. Din cauza factorului gravitațional, partea solidă a creat un depozit pe fundul reactorului. Acest aspect și valorile inițiale acide mai mari ale pH-ului (adică mai puțin de 6), au influențat impactul general producând o reducere dimensională suplimentară a materialului.

Cu toate acestea, prezența (și, prin urmare, impactul) fazei lichide (acide) atât în regiunea centrală, cât și în cea inferioară a reactorului este mai probabil cauza valorilor apropiate ale mediei pentru lungimile măsurate pentru plăcile plasate în aceste două regiuni.

Rezultatele cantitative de mai sus sunt în acord cu analiza calitativă efectuată pe imaginile OCT și SEM din Figurile 5.1-5.3.

S-au obținut diferențe semnificative cu statisticile Kruskal-Wallis K între cele patru grupuri, cu  $p < 0,00001$  (în timp ce rezultatul este semnificativ la  $p < 0,01$ ). Prin urmare, medianele a două sau mai multe grupuri sunt diferite.

Prin compararea grupurilor în perechi (Testul Mann-Whitney U), s-au obținut următoarele rezultate: (i) diferențe semnificative pentru valorile de referință față de cele de vârf, precum și pentru valorile măsurate de referință față de medii sau inferioare ( $p = 0,00001$ , în timp ce rezultatul este semnificativ la  $p < 0,01$ ); (ii) diferențe semnificative pentru valorile măsurate sus față de mijloc, precum și față de cele de jos (cu aceleași valori și prag de  $p$ ); (iii) diferențe nesignificative pentru valorile medii față de cele inferioare ( $p = 0,0536$ , în timp ce rezultatul este semnificativ și la  $p < 0,01$ ).

## 5.2. Discuție

Partea biodegradabilă a diferitelor surse municipale de material rezidual (inclusiv apele uzate) poate fi de interes în ceea ce privește utilizarea potențială a acestuia în procesele de fermentație anaerobă sau de cofermentare. Astfel de procese

## 5.2. Discuție

au ca principal rezultat producerea de biogaz, care este un biocombustibil curat și poate fi utilizat în continuare în procesele de ardere.

Diferite posibilități sunt prezentate în literatura de specialitate pentru digestia anaerobă (sau fermentația) pentru materiale reziduale municipale [57,58], nămolurile reziduale și apele uzate din stațiile de epurare [59–61] sau din alte surse industriale (cum ar fi industria pâinii sau a berii), ape care conțin glicerol din producția de biomotorină [62,63], precum și materiale reziduale din agricultură sau gospodării (adică, materiale degradate sau bălegar din diferite surse) [64]. Așadar, cel mai important aspect este potențialul neexploatat al acelor surse care sunt disponibile în prezent în zone mari din România și din lume.

În mod convențional, bioreactoarele pentru acest tip de aplicație sunt fabricate la scară mică și medie din materiale pe bază de oțel. Reactoarele de mari dimensiuni dedicate proceselor industriale sunt spații închise pe bază de beton în care amestecul de substanțe biodegradabile este introdus pentru a avea loc procesul de producere a biogazului.

Aplicația generală pentru materialele pe bază de polimeri este descrisă în literatură [1–3,65–67], dar există puține informații despre potențialele aplicații ale acelor materiale în procesele de fermentație anaerobă. În acest context, prezentul studiu și-a propus să deschidă o nouă direcție în utilizarea materialelor pentru aplicații de biodegradare, deoarece a implicat prezența materialelor pe bază de PLA pentru bioreactoare. Analizele SEM și OCT efectuate în urma experimentelor de biodegradare au determinat impactul general al parametrilor (cum ar fi temperatura, pH-ul și compoziția biogazului) asupra bioreactorului, într-un mod care a fost evaluat calitativ cu ambele metode, dar și cantitativ folosind OCT.

Acest studiu inițial poate fi un punct de plecare pentru studierea diferitelor aplicații pe bază de polimeri în procesele de digestie anaerobă. Astfel, putem lua în considerare pentru studii viitoare și alte materiale ale reactorului, precum și diferiți parametri ai substraturilor, acest ultim aspect referindu-se la componentele chimice, umiditatea relativă locală și conținutul de metale grele.

Rezultatele evaluării cantitative prezentate în Tabelul 5.1 (și analizate statistic în secțiunea anterioară) arată micșorarea porțiunilor superioare marcate în culori în Figura 5.5 (extrase din B-scan-urile din Figura 5.3). Scăderea acestor lungimi pentru plăcile superioare introduse în reactor în raport cu plăcile de control, după cum se observă din valorile mediilor (pentru lungimile evaluate) din Tabelul 5.1, este semnificativă. Astfel, a fost demonstrat efectul substratului plasat în interiorul reactorului asupra pereților acestuia de PLA, chiar și pentru plăcile superioare care sunt în contact doar cu vaporii, nu și cu substratul în sine. O scădere și mai mare a acestor lungimi poate fi observată de la plăcile de sus până la mijloc. Interesant, valorile plăcilor de mijloc și de jos sunt apropiate din cauza impactului puternic al fazei lichide (și al acidității sale) în ambele regiuni.

Aceste rezultate cantitative sunt în acord cu comparația calitativă bazată pe imagini 3D OCT, deoarece a fost realizată folosind figurile 5.1-5.3. Această comparație poate fi făcută și pe baza imaginilor SEM din Figura 5.1. Cu toate acestea, imaginile 3D OCT permit o evaluare mai bună decât imaginile 2D SEM, în ciuda rezoluției mult mai mari a acestora din urmă. Astfel, impactul substratului (cu pH-ul și temperatura acestuia) este clar din aplatizarea profilurilor mijlocii și inferioare ale PLA imprimate 3D ale plăcilor expuse acestui substrat. Această degradare a materialului PLA (cu aplatizarea suprafeței, dar și cu găuri produse de expunerea chimică) poate fi văzută foarte clar în imaginile SEM (mai) detaliate din Figura 5.6.

Se poate concluziona că dimensiunea diferitelor tipuri de imagini este o problemă: trebuie aleasă cu grijă pentru a obține cea mai mare claritate folosind

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimare 3D ale unui reactor generator de biogaz  
fiecare tehnică de imagistică. Pentru OCT, această discuție poate fi făcută comparând imaginile mai mari din Figura 5.1 cu detaliile din Figura 5.2.

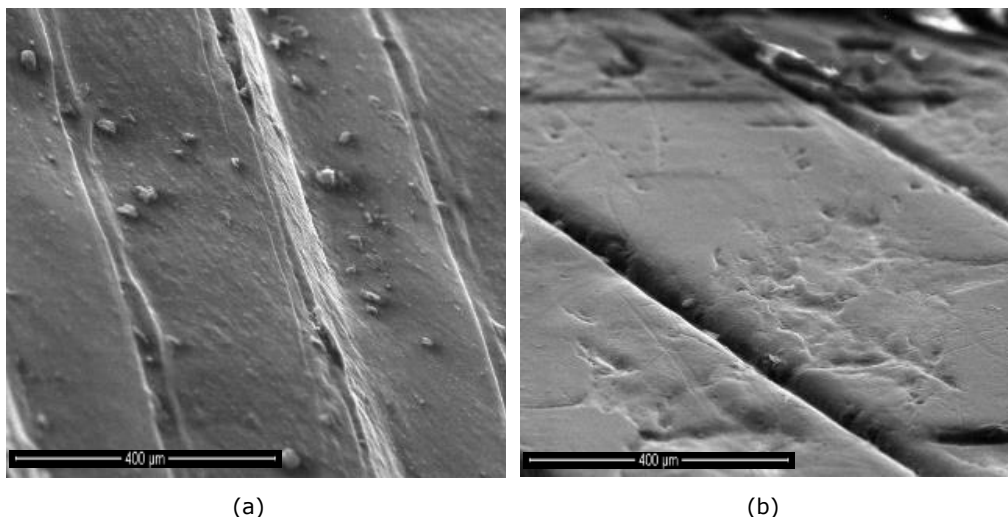


Figura 5.6. Imagine SEM a (a) o probă de control (care nu a fost în contact cu biogazul) față de (b) o probă de mijloc - pentru a evidenția nivelul de degradare datorat expunerii la biogaz.

În timp ce OCT nu poate oferi detalii precum cele din Figura 5.6 din cauza diferenței majore dintre rezoluția celor două metode de imagistică luate în considerare (adică rezoluția axială a intervalului micrometric pentru OCT față de rezoluția în intervalul nanometric pentru SEM), OCT poate efectua evaluarea propusă nu numai calitativ ca SEM, ci și cantitativ (pe baza scanărilor B), așa cum s-a demonstrat în studiul de față. Astfel, deoarece SEM poate fi mult mai bun în evidențierea detaliilor (după cum se observă în Figura 5.6), imaginile 3D OCT sunt mai bune în a evidenția evoluția (adică aplatizarea) profilului general al topografiei de suprafață a probelor PLA cu adâncimea de poziția lor în interiorul reactorului, așa cum s-a menționat mai sus. Primul aspect se datorează rezoluției mult mai mari a SEM, în timp ce al doilea aspect se datorează faptului că imaginile SEM sunt 2D, în timp ce imaginile 3D OCT permit procesarea și extragerea informațiilor relevante din secțiuni transversale optice/scanări B, de exemplu.

Analiza efectuată în Figurile 5.3-5.5 și datele din Tabelul 5.1, cu statisticile care au urmat, arată capacitatea OCT de a finaliza evaluarea propusă privind impactul conținutului reactorului asupra materialului pereților săi.

Această degradare a materialului poate afecta durata de viață a unor astfel de bioreactoare; prin urmare, studiile viitoare în grupurile noastre sunt planificate pentru a aborda durabilitatea bioreactoarelor, precum și monitorizarea lor în timp.

Studiul de față arată că OCT poate efectua evaluări ale integrității bioreactoarelor, cel puțin între loturile de substrat (adică, la fiecare 30 de zile). Studiul sugerează utilitatea perfecționării tehnologiei pentru a permite evaluări *in situ* pe bioreactoare care funcționează folosind unități OCT mobile echipate cu sonde de scanare portabile [42,52-54].

Capacitatea SEM de a valida rezultatele OCT a fost, de asemenea, subliniată și utilizată în această lucrare, așa cum am folosit-o în studiile anterioare asupra

### 5.3. Concluzie

### 5.4. Discuție și comparație între SEM și OCT

materialelor metalice [48,49]. Ca o diferență față de investigația OCT care nu necesită nici o manipulare sau prelucrare a probei fotografiate, pentru imagini SEM bune, eșantioanele PLA trebuie să fie acoperite cu metal (în acest caz, cu aur). Acest aspect coroborat cu costul mai mare și funcționarea mai dificilă a sistemelor SEM în comparație cu cele OCT este un argument în favoarea OCT. Un alt argument în acest sens se referă la capacitatea OCT de a opera *in situ* și de a viza zone specifice de interes ale structurilor investigate folosind sonde portabile, așa cum s-a subliniat mai sus.

În timp ce, din cunoștințele noastre, acest studiu este primul privind integritatea structurală a unor astfel de bioreactoare și despre utilizarea OCT pentru NDT-ul lor, complexitatea și posibilul impact societal ridicat al subiectului impune studii ulterioare, inclusiv diferite substraturi, procese de generare a biogazului, precum și alte tipuri, materiale și dimensiuni ale bioreactoarelor.

### 5.3. Concluzii

Prezentul studiu demonstrează că materialele de tip polimer, cum ar fi PLA, pot fi utilizate pentru dezvoltarea componentelor și/sau bioreactoarelor la scară mică pentru studierea procesului de digestie anaerobă pentru a produce biogaz. Experimentele noastre arată că plăcile de testare utilizate în investigații sunt parțial influențate de reacțiile chimice și biologice care au loc în interiorul reactorului. Structura dezvoltată permite teste multiple și demonstrează că acest tip de material este o soluție posibilă pentru fabricarea componentelor pentru acest tip de aplicații. Deși sunt necesare cercetări suplimentare asupra parametrilor, compoziției chimice și asupra diferitelor tipuri de substraturi utilizate pentru testare, constatările din prezentul studiu sunt deja promițătoare pentru utilizarea potențială a materialelor imprimate 3D pe bază de PLA în acest domeniu de cercetare.

În plus, studiul demonstrează capacitatea OCT de a efectua evaluarea materialelor pentru pereții bioreactorului, cel puțin între loturile introduse pentru producția de biogaz. SEM poate fi o metodă valoroasă de validare a rezultatelor OCT, dar nu este strict necesară. Astfel, studiul demonstrează că numai OCT poate efectua atât evaluări calitative, cât și cantitative, în timp ce SEM poate oferi date suplimentare interesante privind detaliile privind degradarea pereților. De asemenea, au fost demonstrate diferențele dintre impactul vaporilor (în partea superioară a reactorului) și al substratului (în partea mijlocie și inferioară) asupra pereților bioreactorului.

Acest studiu poate deschide mai multe căi de cercetare privind: (i) utilizarea PLA pentru bioreactoarele la scară mică, care trebuie să continue pentru diferite materiale de reactoare și o varietate de substraturi; (ii) utilizarea OCT pentru monitorizarea impactului substraturilor (diferite) asupra bioreactoarelor, eventual *in situ*, cu unități mobile și sonde portabile; (iii) validarea rezultatelor OCT cu alte metode imagistice și de testare, pentru a determina tipul de informații pe care le poate furniza fiecare metodă și sinergia care poate fi creată între ele.

### 5.4. Discuție și comparație între SEM și OCT

În acest subcapitol, vom discuta și compara două metode de analiză utilizate în studiu, respectiv Microscopia Electronică cu Scanare (SEM) și Tomografia de Coerență Optică (OCT).

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimare 3D ale unui reactor generator de biogaz

SEM este o tehnică de microscopie care utilizează un fascicul de electroni pentru a obține imagini detaliate ale suprafeței unui eșantion. Aceasta oferă o rezoluție înaltă și permite vizualizarea detaliilor la scara microscopică. În cadrul acestui studiu, SEM a fost utilizată pentru a valida rezultatele calitative obținute prin OCT.

Pe de altă parte, OCT este o metodă de imagistică non-invazivă care utilizează interferometrie cu coerență optică pentru a obține imagini la scară microscopică. Aceasta oferă informații despre structura internă a eșantioanelor și permite vizualizarea lor în profunzime. OCT-ul utilizat în acest studiu a fost un sistem dezvoltat intern, cu o lungime centrală de undă de 1310 nm.

Prin comparație, SEM oferă imagini tridimensionale ale suprafeței eșantionului, în timp ce OCT furnizează imagini transversale în profunzime. SEM-ul permite vizualizarea detaliilor la scara nanometrică, în timp ce OCT-ul oferă informații despre stratificarea și compoziția materialului la scara microscopică.

În cadrul acestui studiu, OCT-ul a fost utilizat pentru a evalua nivelul de degradare al materialului PLA al eșantioanelor, iar SEM-ul a fost utilizat pentru a valida rezultatele obținute prin OCT. Prin analiza imaginilor OCT și SEM, s-au putut determina diferențele în impactul substratului asupra eșantioanelor aflate la cele trei niveluri considerate în reactor.

Ambele metode au adus contribuții importante în cadrul acestui studiu. SEM-ul a oferit detalii la scară nanometrică, permițând observarea detaliată a modificărilor la nivel de suprafață, în timp ce OCT-ul a furnizat informații despre structura internă a materialului. Utilizarea simultană a acestor două tehnici a permis o evaluare mai completă a impactului procesului de generare a biogazului asupra reactorului și a eșantioanelor testate.

În general, alegerea între utilizarea metodei SEM sau a metodei OCT depinde de scopul și natura studiului, precum și de caracteristicile materialului sau eșantionului care urmează să fie analizat. Ambele metode au avantaje și limite specifice.

SEM este de obicei utilizată pentru a obține imagini detaliate ale suprafeței eșantioanelor la scară nanometrică. Aceasta oferă o rezoluție înaltă și poate fi utilă în studii care se concentrează pe caracteristicile de suprafață ale materialelor, cum ar fi textura, topografia sau morfologia. SEM-ul este util în analiza detaliilor fine și poate furniza informații despre structura suprafeței și proprietățile materialului la scară microscopică. Totuși, este important de menționat că SEM-ul necesită pregătirea adecvată a eșantionului și poate fi o metodă distructivă, în sensul că poate fi necesar să se acopere eșantionul cu un strat subțire de metal înainte de a fi analizat, ceea ce poate modifica unele dintre proprietățile sale inițiale.

Pe de altă parte, OCT este o metodă de imagistică non-invazivă care furnizează informații despre structura internă a eșantioanelor la scară microscopică, inclusiv adâncimea, compoziția și stratificarea materialului. OCT-ul poate fi util în evaluarea structurii și integrității materialelor, în special în ceea ce privește modificările la nivel microscopic. Este o metodă de studiu în timp real, neinvazivă și care permite vizualizarea în profunzime a eșantionului.

## Bibliografie

1. Ofoefule, AU; Uzodinma, EO; Onukwuli, OD Studiu comparativ al efectului diferitelor metode de pretratare asupra randamentului de biogaz din zambila de apa (*Eichhornia crassipes*). Int. J. Fiz. Sci. 2010, 4, 535–539.



### 5.3. Concluzie

### 5.4. Discuție și comparație între SEM și OCT

2. Veeken, A.; Kalyuzhnyi, S.; Scharff, H.; Hamelers, B. Efectul pH-ului și VFA asupra hidrolizei deșeurilor solide organice. *J. Environ. ing.* 2001, 4, 1076–1081.
3. Gerardi, MH *Microbiologia digestoarelor anaerobe*; John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, SUA, 2003.
4. Zinder, SH *Ecologia fiziologică a metanogenilor, În metanogeneză: ecologie, fiziologie*; Ferry, JG, Ed.; Chapman & Hall: New York, NY, SUA, 1994.
5. Singh, R.; Mandal, SK; Jain, VK Dezvoltarea de inocul mixt pentru producerea de biogaz îmbogățit cu metan. *Indian J. Microbiol.* 2010, 50 (Suppl. S1), 26–33.
6. Romano, RT; Zhang, R.; Teter, S.; McGarvey, JA Efectul adăugării de enzime asupra digestiei anaerobe a iarbii de grâu Jose Tall. *Bioresour. Tehnol.* 2009, 100, 4564–4571.
7. Agyeman, FO; Tao, WD Co-digestia anaerobă a deșeurilor alimentare și a gunoiului de grajd din lapte: Efectele dimensiunii particulelor deșeurilor alimentare și ale ratei de încărcare organică. *J. Environ. Manag.* 2014, 133, 268–274.
8. Scherbakov, V.; Gogina, E.; Schukina, T.; Kuznetsova, N.; Makisha, N.; Popyrev, E. Calculul instalațiilor de biogaz pentru reciclarea nămolului organic de epurare din fabricile de reproducere. *Int. J. Apl. ing. Res.* 2015, 10, 44353–44356.
9. Gogina, E.; Gulshin, I. Denitrificare și nitrificare simultană în șanțul de oxidare la scară de laborator cu raport C/N scăzut. *Proc. ing.* 2015, 117, 107–113.
10. Gogina, ES; Ruzhitskaya, OA; Yantsen, OV Investigarea proceselor de nitrificare și denitrificare în tratarea apelor uzate. *Adv. Mater. Res.* 2014, 919–921, 2145–2148.
11. Kulakov, AA; Lebedeva, EA Dezvoltarea de soluții de inginerie privind modernizarea instalațiilor de tratare a apelor uzate pe baza simulării tehnologice. *Tratarea apei.* 2011, 12, 10–19.
12. Gogina, E.; Makisha, N. Tehnologii informaționale în vederea soluționării complexe a problemelor apelor uzate. *Aplic. Mech. Mater.* 2014, 587–589, 636–639.
13. Makisha, N. Apă uzată și biogaz—Ecologie și economie. *Proc. ing.* 2016, 165, 1092–1097.
14. Den, W.; Sharma, VK; Lee, M.; Nadadur, G.; Varma, RS Transformări de biomasă lignocelulozică prin procese mai ecologice de pretratare oxidativă: acces la energie și produse chimice cu valoare adăugată. *Față. Chim.* 2018, 6, 141.
15. De Lemos, CA *Reactoare anaerobe*; Editura IWA: Londra, Marea Britanie, 2007.
16. Begum, L. *Advanced Processes and Technologies for Enhanced Anaerobic Digestion*; Green Nook Press: Toronto, ON, Canada, 2014.
17. Penumakala, P.; Santo, J.; Thomas, A. O revizuire critică asupra modelării depunerii topite a compozitelor polimerice termoplastice *Compos. Partea B* 2020, 201, 108336.
18. Deshmukh, K.; Houkan, MT; AlMaadeed, MA; Sadasivuni, KK Introducere în tehnologia de imprimare 3D și 4D: stadiul tehnicii și tendințele recente. *Imprimare 3d 4d. Polim. Nano Mater.* 2020, 1–24.
19. Qian, TT; Dong, L.; Tian, XJ; Liu, CM; Wang, HM Microstructura materialului structural gradat TA2/TA15 prin procesul de fabricație aditiv cu laser. *Trans. Metale Neferoase Soc.* 2014, 24, 2729–2736.
20. Du, Y.; Chen, J.; Meng, Q.; Dou, Y.; Xu, J.; Biplab, P.; Per, E. Compozite termoelectrice flexibile pe bază de negru de fum ternar/bi<sub>2</sub>Te<sub>3</sub>/aliaje/acid polilactic fabricate prin fabricare aditivă. *J. Mater.* 2020, 6, 293–299.
21. Garcia-Gonzalez, D.; Zaera, R.; Arias, A. Un model constitutiv hiperelastico-termoviscoplastic pentru polimeri semi-cristalini: Aplicație la PEEK în condiții de încărcare dinamică. *Int. J. Plast.* 2017, 88, 27–52.

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimate 3D ale unui reactor generator de biogaz

22. Garcia-Gonzalez, D.; Garzon-Hernandez, S.; Arias, A. Un nou model constitutiv pentru matricele polimerice: Aplicație la materiale biomedicale. *Compos. Partea B* 2018, 139, 117–129.

23. Kinvi-Dossou, G.; Matadi Boumbimba, R.; Bonfoh, N.; Garzon-Hernandez, S.; Garcia-Gonzalez, D.; Gerard, P.; Arias, A. Compozite termoplastice acrilice inovatoare versus compozite convenționale: Îmbunătățirea performanțelor la impact. *Compos. Struct.* 2019, 217, 1–13.

24. Barba, D.; Arias, A.; Garcia-Gonzalez, D. Dependente de temperatură și viteză de deformare de comportamentele de întărire și înmuiere în polimeri semi-cristalini: Aplicație la PEEK. *Int. J. Structura solidelor.* 2020, 182, 205–207.

25. Farrington, DW Fibre poli (acid lactic). Fibre biodegradabile și durabile; Blackburn, RS, Ed.; Woodhead Publishing Ltd.: Cambridge, Marea Britanie, 2005; p. 191–220.

26. Henton, D.; Gruber, P. Tehnologia acidului polilactic. În fibre naturale, biopolimer și biocompozite; Amar, K., Manjusri, M., Lawrence, T., Ed.; CRC Press: Cambridge, Marea Britanie, 2005, pp. 527–579.

27. Okada, M. Sinteze chimice ale polimerilor biodegradabili. *Prog. Polim. Sci.* 2002, 27, 87–133.

28. Bhatia, A. Compatibilitatea amestecurilor biodegradabile de poli (acid lactic) (PLA) și poli (butilen succinat) (PBS) pentru aplicarea ambalajului. *Coreea-Aust. Rheol. J.* 2007, 19, 125–131.

29. Auras, R.; Harte, B.; Selke, S. O privire de ansamblu asupra polilactidelor ca materiale de ambalare. *Macromol. Biosci.* 2004, 4, 835–864.

30. Ganster, J.; Fink, H.-P. Materiale termoplastice noi armate cu fibre de celuloză. *Celuloza* 2006, 13, 271–80.

31. Bajpai, PK; Singh, I.; Madaan, J. Studii comparative ale proprietăților mecanice și morfologice ale compozitelor din fibre naturale pe bază de poli (acid lactic) și polipropilenă. *J. Reinf. Plast. Compos.* 2012, 31, 1712–1724.

32. Oksman, K.; Skrifvars, M.; Selin, J.-F. Fibre naturale ca armare în compozite cu acid poli lactic (PLA). *Compos. Sci. Tehnol.* 2003, 63, 1317–1324.

33. García, M.; Garmendia, I.; Garcia, J. Influența tipului de fibre naturale în ecocompozite. *J. Apl. Polim. Sci.* 2008, 107, 2994–3004.

34. Huang, D.; Swanson, EA; Lin, CP; Schuman, JS; Stinson, WG; Chang, W.; Hee, domnule; Flotte, T.; Grigore, K.; Puliafito, CA; et al. Coerență a tomografiei optice. *Science* 1991, 254, 1178–1181.

35. Choma, MA; Sarunic, MV; Yang, C.; Izatt, JA Avantajul de sensibilitate al tomografiei cu coerență optică cu sursă baleiată și cu domeniul Fourier. *Opta. Express* 2003, 11, 2183–2189.

36. Drexler, W.; Liu, M.; Kumar, A.; Kamali, T.; Unterhuber, A.; Leitgeb, RA Tomografia cu coerență optică astăzi: viteză, contrast și multimodalitate. *J. Biomed. Opta.* 2014, 19, 071412.

37. Mehreen, A.; Duker, JS Tomografia cu coerență optică – aplicații curente și viitoare, *Curr. Opinează. Oftalmol.* 2013, 24, 213–221.

38. Hsieh, Y.-S.; Ho, Y.-C.; Lee, S.-Y.; Chuang, C.-C.; Tsai, J.-c.; Lin, K.-F.; Soare, C.-W. Tomografia dentară cu coerență optică. *Senzori* 2013, 13, 8928–8949.

39. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Dobre, GM; Bradu, A.; Podoleanu, A. Diagnostic dentar și evaluări ale tratamentului: radiografia cu raze X și tomografia cu coerență optică. *Materiale* 2020, 13, 4825.

40. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Dobre, GM; Bradu, A.; Podoleanu, A. Optimization of X-ray Investigations in Dentistry using Optical Coherence Tomography, *Sensors* 2021, 21, 4554.

### 5.3. Concluzie

### 5.4. Discuție și comparație între SEM și OCT

41. Gambichler, T.; Jaedicke, V.; Terras, S. Tomografia cu coerență optică în dermatologie: Aspecte tehnice și clinice. *Arc. Derm. Res.* 2011, 303, 457–473.
42. Cogliati, A.; Canavesi, C.; Hayes, A.; Tankam, P.; Duma, V.-F.; Santhanam, A.; Thompson, KP; Rolland, Sondă de scanare portabilă bazată pe JP MEMS pentru imagini fără distorsiuni în microscopia de coerență optică Gabor-Domain. *Opta. Express* 2016, 24, 13365–13374.
43. Adler, DC; Chen, Y.; Huber, R.; Schmitt, J.; Connolly, J.; Fujimoto, JG Endomicroscopia tridimensională utilizând tomografia cu coerență optică. *Nat. Photonics* 2007, 1, 709–716.
44. Kang, W.; Wang, H.; Pan, Y.; Jenkins, MW; Isenberg, GA; Chak, A.; Atkinson, M.; Agrawal, D.; Hu, Z.; Rollins, AM OCT cu domeniul spectral ghidat endoscopic cu catetere cu balon dublu. *Opta. Express* 2010, 18, 17364–17372.
45. Thrane, L.; Jørgensen, TM; Jørgensen, M.; Krebs, FC Aplicarea tomografiei cu coerență optică (OCT) ca tehnică de imagistică tridimensională pentru celulele solare polimerice acoperite roll-to-roll. *Sol. Energy Mater. Sol. Cells* 2012, 97, 181–185.
46. Wiesauer, K.; Sanchis Dufau, AD; Gotzinger, E.; Pircher, M.; Hitzengerger, CK; Stifter, D. Cuantificare nedistructivă a tensiunii interne în materiale polimerice prin tomografie cu coerență optică sensibilă la polarizare. *Acta Mater.* 2005, 53, 2785–2791.
47. Czajkowski, J.; Prykari, T.; Alarousu, E.; Palosaari, J.; Myllyla, R. Tomografia de coerență optică ca metodă de inspecție a calității pentru produsele electronice imprimate. *Opta. Rev.* 2010, 17, 257–262.
48. Hutiu, G.; Duma, V.-F.; Demian, D.; Bradu, A.; Podoleanu, AG Imagistica de suprafață a fracturilor de material metalic folosind tomografie cu coerență optică. *Aplic. Opta.* 2014, 53, 5912–5916.
49. Hutiu, G.; Duma, V.-F.; Demian, D.; Bradu, A.; Podoleanu, AG Evaluarea fracturilor ductile, fragile și de oboseală ale metalelor utilizând tomografia cu coerență optică. *Metale* 2018, 8, 117.
50. Liang, H.; Cid, MG; Cucu, RG; Dobre, GM; Podoleanu, AG; Pedro, J.; Saunders, D. Tomografia cu coerență optică En-face - O nouă aplicație a imaginilor non-invazive pentru conservarea artei. *Opta. Express* 2005, 13, 6133–6144.
51. Maria, M.; d'Hont, L.; Anisimov, A.; Stiols-Witlox, M.; Groves, R. Măsurătorile spectrale tridimensionale ale mostrelor de vopsea folosind tomografia cu coerență optică. *Proc. SPIE* 2021, 11784, 117840.
52. Lu, CD; Kraus, MF; Potts, B.; Liu, JJ; Choi, W.; Jayaraman, V.; Cablu, AE; Hornegger, J.; Duke, JS; Fujimoto, JG Instrument portabil de tomografie cu coerență optică cu sursă de viteză ultraînaltă care utilizează o oglindă de scanare MEMS. *Biomed. Opta. Express* 2014, 5, 293–311.
53. Duma, V.-F.; Dobre, G.; Demian, D.; Cernat, R.; Sinescu, C.; Topala, FI; Negrutiu, ML; Hutiu, Gh.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Gh. Sonde de scanare portabile pentru tomografie cu coerență optică. *ROM. Rep. Fiz.* 2015, 67, 1346–1358.
54. Monroy, GL; Won, J.; Spillman, DR; Dsouza, R.; Boppart, SA Traducerea clinică a tomografiei cu coerență optică portabilă: Considerații practice și progrese recente. *J. Biomed. Opta.* 2017, 22, 121715.
55. Podoleanu, A.; Bradu, A. Interferometrie master-slave pentru detectarea interferometriei în domeniul spectral paralel și tomografie versatilă cu coerență optică 3D. *Opta. Express* 2013, 21, 19324–19338.
56. Duma, V.-F. Scanare laser cu elemente oscilatorii: Proiectarea și optimizarea funcțiilor de scanare 1D și 2D. *Aplic. Matematică. Model.* 2019, 67, 456–476.

Capitolul 5. Efectul unui proces de fermentare anaerobă asupra materialelor PLA imprimabile 3D ale unui reactor generator de biogaz

57. Xu, Q.; Qin, J.; Ko, JH Performanța depozitului de deșeuri solide municipale cu diferite practici de colectare a biogazului: generații de biogaz și levigat. *J. Curat. Prod.* 2019, 222, 446–454.

58. Chukwunonso, CA; Baroutian, S. Sisteme de digestie anaerobă descentralizate pentru utilizarea sporită a biogazului din deșeurile solide municipale. *Reînnoi. Sustine. Energy Rev.* 2018, 90, 982–991.

59. Miguel, EM; Udaeta, GA; de Medeiros, S.; da Silva, VO; Galvao, LCR Cerințe de bază și procedurale pentru potențialul energetic din biogazul stațiilor de epurare. *J. Environ. Manag.* 2019, 236, 380–387.

60. Chunfeng, S.; Aleargă, L.; Yingxin, Z.; Ruying, L.; Degang, M.; Yasuki, K. Evaluarea a patru rute de tratare a nămolurilor de epurare cu utilizarea eficientă a biogazului și integrarea căldurii. *Proces. Saf. Mediul.* 2019, 126, 205–213.

61. Kurahashi, K.; Kimura, C.; Fujimoto, Y.; Tokumoto, H. Conversia cu valoare adăugată și reducerea volumului nămolului de epurare prin co-digestie anaerobă cu glicerol brut. *Bioresour. Tehnol.* 2017, 232, 119–125.

62. Oliverira, JV; Duarte, T.; Costa, JC; Cavaleiro, AJ; Pereira, MMA Îmbunătățirea producției de biometan din nămolurile de canalizare în co-digestie cu glicerol și ulei de prăjit uzat, folosind un design de experimente. *Bioenergie Res.* 2018, 11, 763–771.

63. Aguilar, FA; Adriana, L.; Juantorena, AU; Santos, AS; Pantoja, LA; Sebastian, PJ Optimizarea randamentului de hidrogen din digestia anaerobă a glicerolului brut și gunoiului de grajd de porc. *Catalizatori* 2019, 9, 316.

64. Marti-Herrero, J.; Soria-Castellon, G.; Diaz de Basurto, A.; Alvarez, R.; Chemisana, D. Biogaz dintr-un digester la scară mare funcționat în condiții psicrofile și alimentat numai cu deșeuri de fructe și legume. *Reînnoi. Energie* 2019, 133, 676–684.

65. Tirado Garcia, D.; Garcia Gonzalez, S.; Garzon Hernandez, A.; Rusinek, G.; Robles, JM; Martinez Tarifa, A. Compozite PLA printate 3D conductive: Despre interacțiunea comportamentelor mecanice, electrice și termice. *Compos. Struct.* 2021, 265, 1–9.

66. Farah, S.; Anderson, DG; Langer, R. Proprietățile fizice și mecanice ale PLA și funcțiile lor în aplicații pe scară largă - O revizuire cuprinzătoare. *Adv. Livrare droguri. Rev.* 2016, 107, 367–392.

67. Oksiuta, Z.; Jalbrzykowski, M.; Mystkowska, J.; Romanczuk, E.; Osiecki, T. Proprietăți mecanice și termice ale compozitelor polilactide (PLA) modificate cu aditivi de Mg, Fe și polietilenă (PE). *Polimeri* 2020, 12, 1–14.

## **Capitolul 6. Studiu comparativ privind decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor**

Orice tulburare a țesutului care înconjoară și susține dinții (adică parodonțiul) poate fi definită ca o boală parodontală. Aceasta este o inflamație care se extinde adânc în țesut și provoacă o pierdere a țesutului conjunctiv de susținere și a osului alveolar [1]. Multe studii au arătat că *S. aureus* este unul dintre cei mai comuni patogeni bacterieni implicați în eșecul timpuriu al implanturilor dentare, deoarece se atașează eficient pe diferite suprafețe de Ti [2,3].

În ultimii ani, aplicarea laserului a fost sugerată ca un potențial adjuvant sau alternativă la abordările convenționale de tratament. Prin urmare, este necesar să se evalueze orice posibile efecte adverse înainte ca iradierea cu laser pe suprafețele implanturilor să poată fi integrată cu succes în aplicațiile clinice.

Scopul prezentului studiu, realizat ca și colaborare între Universitatea de Medicină și Farmacie Victor Babes Timisoara și 3OM Optomechatronics Group este de a evalua eficacitatea terapiei cu laser în decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu, pe suprafețe contaminate cu *S. Aureus* ATCC 25923.

Cele cinci grupuri considerate pentru discurile de titan și zirconiu sunt:

- Grupul de control pozitiv (C): 4 discuri inoculate cu *S. aureus* și netratate.
- Grupul de studiu convențional (CV): 4 discuri inoculate cu *S. aureus* și decontaminate folosind metode tradiționale.
- Grupul de studiu PDT (PDT): 4 discuri inoculate cu *S. aureus* și decontaminate folosind metoda terapiei fotodinamice.
- Grupul de studiu Er:YAG (ER): 4 discuri inoculate cu *S. aureus* și decontaminate folosind radiația laser Er:YAG centrată la o lungime de undă de 2094 nm.
- Grupul de studiu PDT + Er:YAG (PDTEr): 4 discuri inoculate cu *S. aureus* și decontaminate folosind o metodă de terapie combinată, atât fotodinamică, cât și prin utilizarea radiației laser Er:YAG.

Figura 6.1. reprezintă câte o probă de Zirconiu și Titan, și împărțirea a fiecărei probe în patru cadrane egale, pentru a avea mai multe date statistice, datorită numărului redus de probe. În Figura 6.2. sunt imaginile obținute cu SEM, în care se vede afectarea suprafeței probelor de procedura de sterilizare. De asemenea, imaginile SEM sunt pentru probele de Zirconiu și Titan din figura 6.1. Figura 6.3 reprezintă imaginile OCT pentru probele de Zirconiu și Titan, care demonstrează capabilitatea OCT de a investiga astfel de probe. Este binecunoscut faptul că SEM este metoda imagistică recomandată pentru studiul suprafețelor metalelor, însă, am vrut să demonstrăm și capabilitatea OCT în realizarea precisă a analizei suprafețelor metalice.

Capitolul 6. Studiu comparativ privind decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor

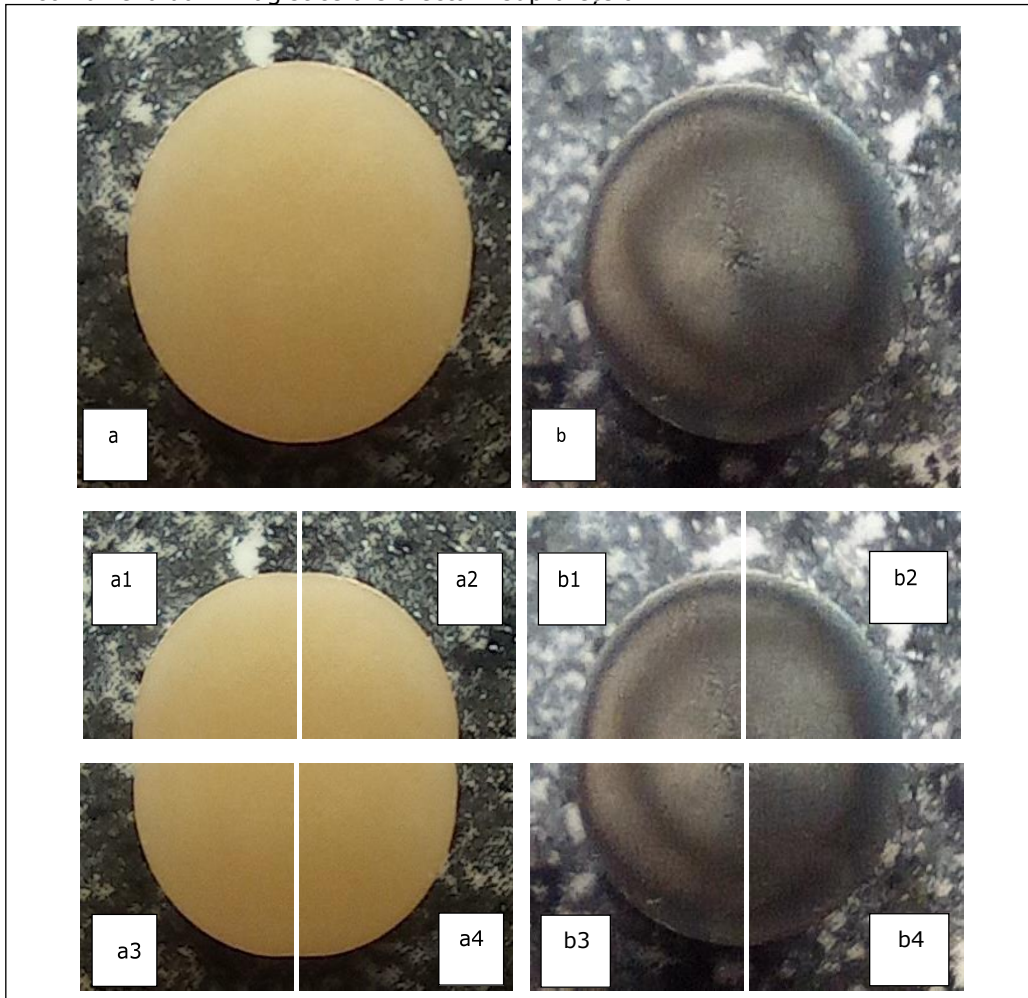


Figura 6.1. Probe de zirconiu (a) și titan (b) gata pentru investigațiile SEM și OCT. a1, a2, a3, a4, b1, b2, b3, b4 secțiunile probelor au dorit să fie măsurate pe imagini OCT și SEM.

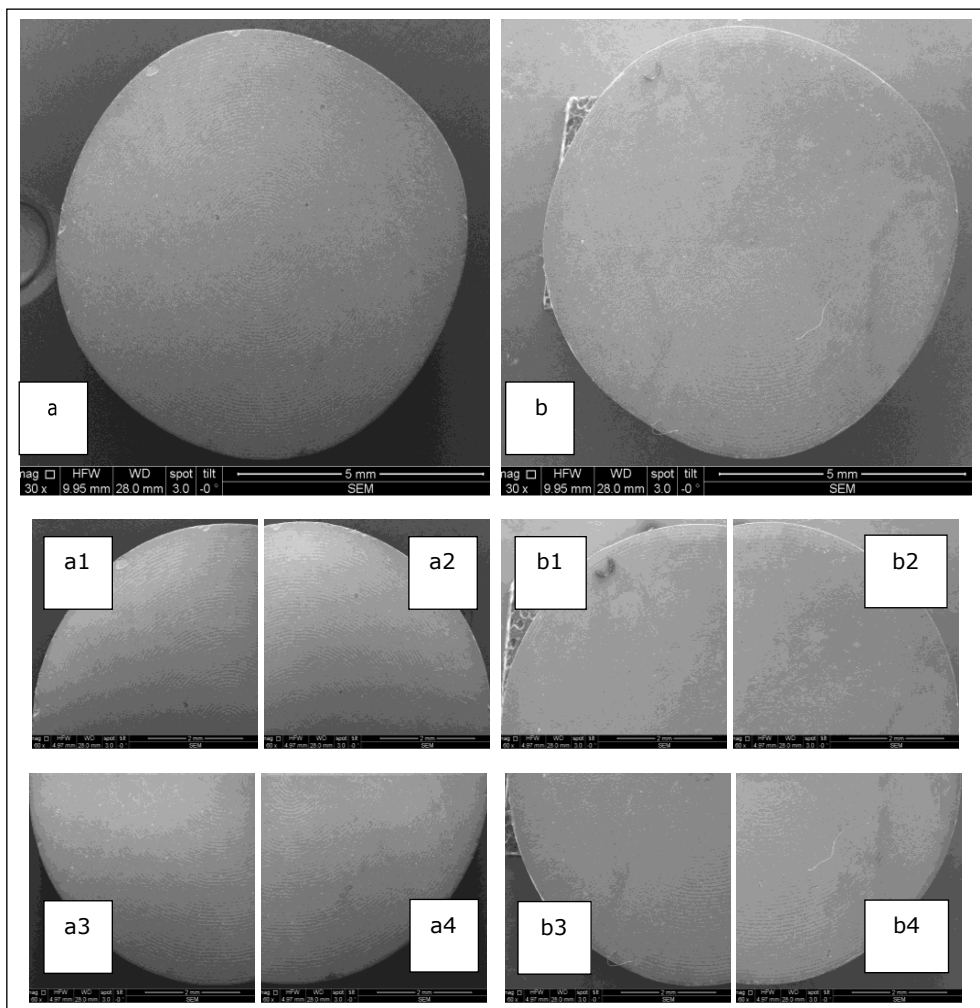


Figura 6.2. Imagini SEM ale probelor de zirconiu (a) și titan (b). a1, a2, a3, a4, b1, b2, b3, b4 sunt imaginile SEM obținute.

Capitolul 6. Studiu comparativ privind decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor

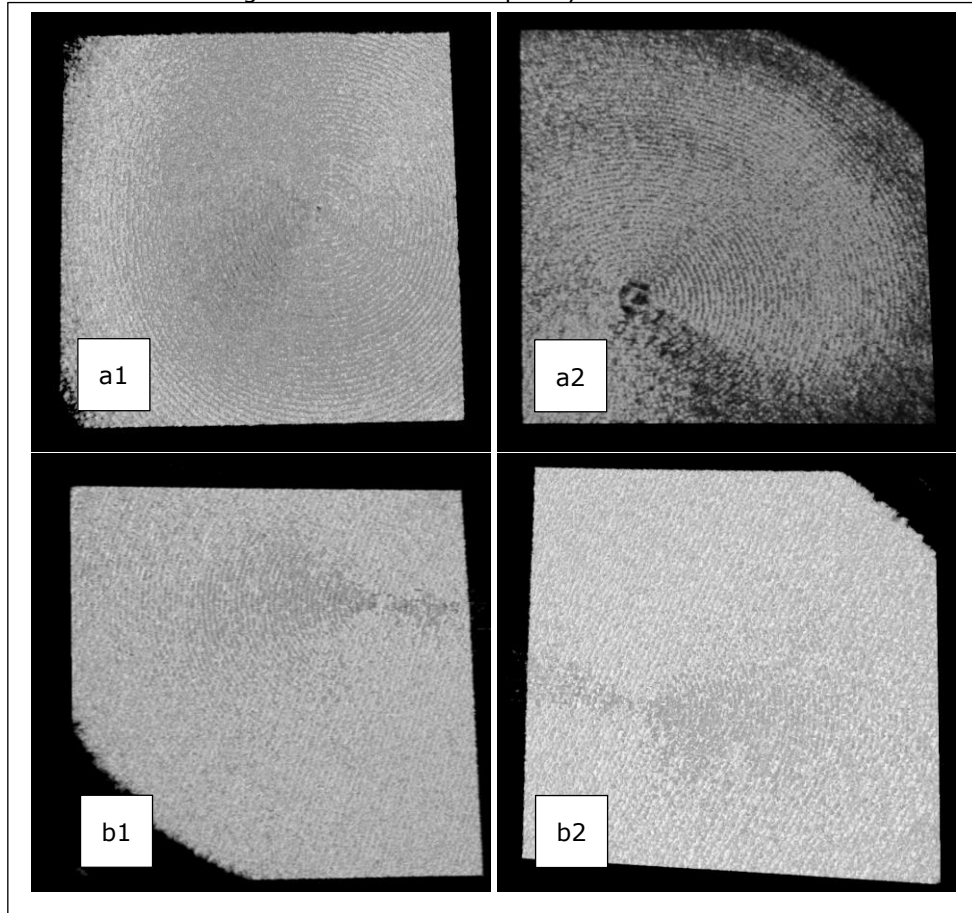


Figura 6.3. Imagini OCT ale probelor de zirconiu (a1, a2) și titan (b1, b2). Imaginile SEM din figura 6.2 și imaginile OCT din figura 6.3 sunt obținute pentru eșantioanele văzute în figura 6.1.

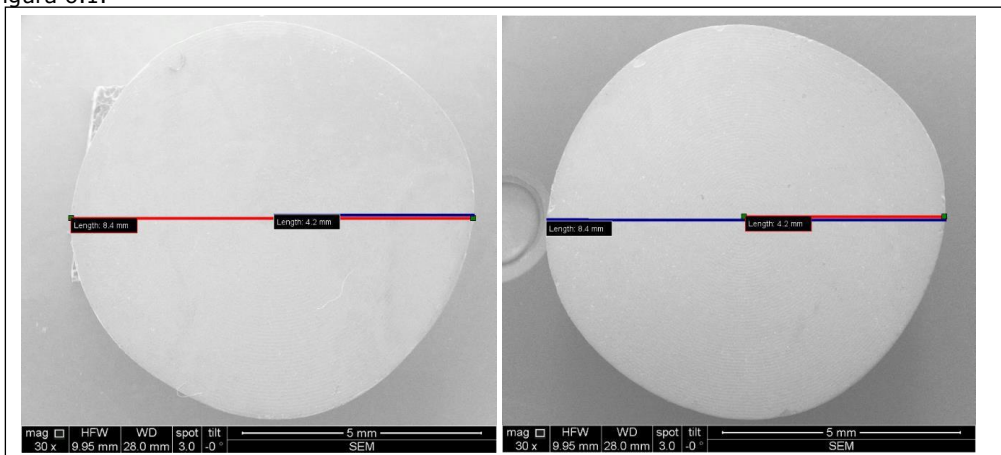


Figura 6.4. Calibrarea pentru realizarea măsurătorilor.



Măsurătorile au fost efectuate cu software-ul de măsură IC. În primul rând, s-a calculat aria întregii suprafețe a sondei, așa cum se poate observa în figura 6.4. Figura 6.5 prezintă câteva exemple reprezentative ale imaginilor marcate pentru măsurători.

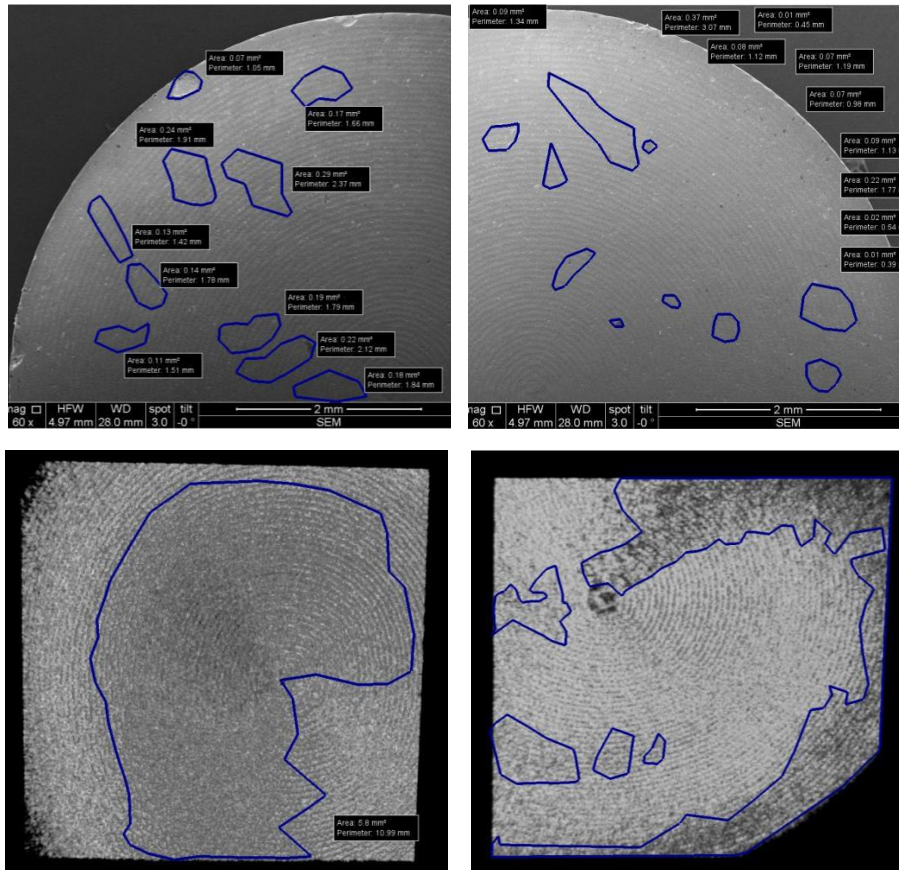


Figura 6.5. Măsurători realizate pe una din probe.

Tabelul 6.1. Măsurători pentru probele de Titan.

Probă	Suprafață Zonă (mm <sup>2</sup> )	Suprafață OCT afectat (mm <sup>2</sup> )		Suprafața afectată SEM (mm <sup>2</sup> )				Suprafața totală OCT afectat (mm <sup>2</sup> )	Suprafața totală SEM afectat (mm <sup>2</sup> )
CV	2 4	3,06	5,8	1,84	1,12	5,22	1,74	8,86	9,96
		4,2	4,37	4,45	2,44	1,05	1,46	8,57	9,4
Er:YAG	3 10	6,45	1,76	2,2	1,18	2,76	2,1	8,21	8,24
		4,2	2,64	3,84	1,52	0,5	1,61	6,84	7,47
Modul SSP	11 12	2,15	2,7	1	0,8	0,65	0,92	4,85	3,37
		4,01	9,83	4,9	3,31	3,26	4,44	13,85	15,91

Capitolul 6. Studiu comparativ privind decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor

Er:YAG										
QSP modul	8		4,86	3,9	1,55	1,64	2,02	1,8	8,76	7,01
PDT + Er:YAG	13		7,48	9,03	3,48	4,07	4,71	3,24	16,51	15,5
	14		8,38	6,14	3,63	4,18	3,4	3,19	14,52	14,4
	15		5,08	2,22	1,79	2,54	1,98	1,3	7,3	7,61
	16		2,04	2,42	1,04	0,7	1,26	1,75	4,46	4,75

Tabelul 6.2. Măsurători pentru probele de Zirconiu.

Probă	Suprafață Zonă (mm <sup>2</sup> )	Suprafață OCT afectat (mm <sup>2</sup> )	Suprafața afectată SEM (mm <sup>2</sup> )				Suprafata totala OCT afectat (mm <sup>2</sup> )	Suprafata totala SEM afectat (mm <sup>2</sup> )		
CV	2 4	55,38	3,87	1,79	0,24	1,19	2,31	1,74	5,66	5,48
			2,61	1,42	0,67	0,81	1,02	0,53	4,03	3,03
Er:YAG Modul SSP	3 10 11 12	55,38	2,65	3,75	1,54	1,83	0,97	1,28	6,4	5,62
			2,13	4,34	1,71	2,14	1,87	0,43	6,47	6,15
Er:YAG QSP modul	8	55,38	1,17	2,93	0,55	1,23	0,84	0,73	4,2	3,35
			5,64	5,01	2,05	2,54	3,65	1,29	10,65	9,53
PDT + Er:YAG	13 14 15 16	55,38	4,2	0,69	0,64	1,21	1,03	1,37	4,89	4,25
			5,64	4,11	2,23	1,47	0,88	3,84	9,74	8,42
			1,36	2,91	0,95	1,4	2,01	1,19	4,27	5,55
			3,57	4,06	1,61	2,37	2,31	1,12	7,63	7,41
			5,35	4,36	1,9	4,19	2,56	3,02	9,71	11,67

**Statistică - OCT vs SEM**

Tabel 6.3. Comparație între măsurători cu OCT și cu SEM.

Probă	Suprafață OCT afectat	Suprafață SEM afectat
CV	3,06	2,96
	5,8	6,96
	4,2	8,89
	4,37	2,51
	3,87	1,43
	1,79	4,05
	2,61	1,48
	1,42	1,55
	6,45	3,38
	4,2	2,11
	2,15	1,08

Er:YAG	4,01	1,57
	1,76	8,21
	2,64	7,7
	2,7	5,36
	9,83	4,86
	2,65	3,47
	2,13	2,25
	1,17	3,85
	5,64	2,4
	3,75	1,78
	4,34	1,57
	2,93	4,59
	5,01	4,94
	4,86	3,19
	3,9	3,82
	4,2	1,85
	0,69	2,39
PDT + Er:YAG	7,48	7,55
	8,38	7,95
	5,08	7,81
	2,04	6,59
	9,03	4,33
	6,14	3,28
	2,22	1,74
	2,42	3,01
	5,64	3,7
	1,36	4,72
	3,57	2,35
	5,35	3,2
	4,11	3,98
	2,91	3,43
	4,06	6,09
	4,36	5,58
	<b>Medie (mm)</b> $\bar{\varepsilon} = \frac{\sum_1^N \varepsilon_j}{N}$	4,0064
Abatere medie absolută (mm) $MAD = \frac{\sum  x_i - \bar{x} }{N}$	1,5636	1,7441
<b>Deviația standard (mm)</b> $\sigma = \sqrt{\frac{\sum_1^N (\varepsilon_j - \bar{\varepsilon})^2}{N - 1}}$	2,049	2,1348
Eroarea standard a mediei (mm) $SEM = \sigma/\sqrt{n}$	0,3089	0.3218

Capitolul 6. Studiu comparativ privind decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor

**Testul U Mann-Whitney**

Valoarea lui U este 928,5.

Distribuția este aproximativ normală. Scorul z este 0,32547. Valoarea p este 0,3707. Rezultatul nu este semnificativ la  $p < 0,05$ . Aceasta înseamnă că nu există nicio diferență semnificativă între măsurătorile SEM sau OCT.

**Testul Kruskal-Wallis**

Statistica H este 0,1087 (1, N = 88).

Valoarea p este 0,74167. Rezultatul nu este semnificativ la  $p < 0,05$ .

Tabelul 6.4. Convențional versus Er:YAG și Er:YAG + PDT

	CV	Er:YAG	PDT + Er:YAG
Măsurători	3,06	6,45	7,48
	5,8	4,2	8,38
	4,2	2,15	5,08
	4,37	4,01	2,04
	3,87	1,76	9,03
	1,79	2,64	6,14
	2,61	2,7	2,22
	1,42	9,83	2,42
	2,96	3,38	7,55
	6,96	2,11	7,95
	8,89	1,08	7,81
	2,51	1,57	6,59
	1,43	8,21	4,33
	4,05	7,7	3,28
	1,48	5,36	1,74
1,55	4,86	3,01	
<b>Media (mm)</b> $\bar{\varepsilon} = \frac{\sum_{i=1}^N \varepsilon_j}{N}$	3,55	4,25	5,31
Abaterea medie absolută (mm) $MAD = \frac{\sum  x_i - \bar{x} }{N}$	1,653	2,11	2,3
<b>Deviația standard (mm)</b> $\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\varepsilon_j - \bar{\varepsilon})^2}{N - 1}}$	2,086	2,542	2,503

Testul Kruskal-Wallis H a indicat că există o diferență ne semnificativă în variabila dependentă între diferitele grupuri,  $\chi^2(2) = 3,91$ ,  $p = 0,142$ , cu un scor mediu de rang de 19,97 pentru cv, 23,84 pentru er yag și 29,69 pentru er yag + pdt. Testul Kruskal-Wallis, utilizând distribuția Chi-Pătrat(df:2) (coadă-dreapta) [Validare]

- Hipoteza H0 Deoarece valoarea  $p > \alpha$ , H0 nu poate fi respinsă. Rangurile medii ale tuturor grupurilor sunt considerate egale. Cu alte cuvinte, diferența dintre rangurile medii ale tuturor grupurilor nu este suficient de mare pentru a fi statistic semnificativă. Un rezultat ne semnificativ nu poate dovedi că H0 este corectă, ci doar că presupunerea nulă nu poate fi respinsă. La selectarea unei valori din fiecare grup, există o probabilitate egală ca oricare grup să conțină cea mai mare valoare.
- Valoarea p Valoarea p este egală cu 0,1417 ( $P(x \leq 3,9082) = 0,8583$ ). Aceasta înseamnă că șansa de a face o eroare de tip I, respingând o H0 corectă, este

prea mare: 0,1417 (14,17%). Cu cât valoarea p este mai mare, cu atât susține mai mult H0.

- Statistica de testare Statistică de testare H este egală cu 3,9082, care se află în regiunea de acceptare a 95%: [0, 5,9915].
- Mărimea efectului Mărimea efectului observată  $\eta^2$  este mică, 0,042. Acest lucru indică faptul că magnitudinea diferenței dintre medii este mică.

Tabelul 6.5. Comparatie între grupuri.

Pereche	Z	SE	Valoare critica	Valoarea p	Valoarea p/2
X1-X2	0,7829	4,9496	11,8489	0,4337	0,2168
X1-X3	1,9635	4,9496	11,8489	0,04958	0,02479
X2-X3	1.1806	4,9496	11,8489	0,2377	0,1189

Tabelul 6.6. Titan versus Zirconiu

	Titan	Zirconiu
	9,96	5,66
	9,4	4,03
	8,24	6,4
	7,47	6,47
	3,37	4,2
	15,91	10,65
	7,01	4,89
	15,5	9,74
	14,4	4,27
	7,61	7,63
	4,75	9,71
	8,86	5,48
	8,57	3,03
	8,21	5,62
	6,84	6,15
	4,85	3,35
	13,85	9,53
	8,76	4,25
	16,51	8,42
	14,52	5,55
	7,3	7,41
	4,46	11,67
<b>Media (mm)</b> $\bar{\varepsilon} = \frac{\sum_1^N \varepsilon_j}{N}$	9,3795	6,5505
Abateră medie absolută (mm) $MAD = \frac{\sum  x_i - \bar{x} }{N}$	3,1831	2,0324
<b>Deviația standard (mm)</b> $\sigma = \sqrt{\frac{\sum_1^N (\varepsilon_j - \bar{\varepsilon})^2}{N - 1}}$	3,8865	2,4234
Eroarea standard a mediei (mm) $SEM = \sigma/\sqrt{n}$	0,8286	0,5167

Statisticile H este 5,7322 (1, N = 44). Valoarea p este 0,01666. Rezultatul este semnificativ la  $p < 0,05$ .

Capitolul 6. Studiu comparativ privind decontaminarea suprafețelor de titan și zirconiu: evaluări imagistice ale afectării suprafețelor

## **Bibliografie**

1. Ramburrun, P.; Pringle, N.A.; Dube, A.; Adam, R.Z.; D'Souza, S.; Aucamp, M. Recent Advances in the Development of Antimicrobial and Antifouling Biocompatible Materials for Dental Applications. *Materials* 2021, 14, 3167. <https://doi.org/10.3390/ma14123167>
2. Øilo, M.; Bakken, V. Biofilm and Dental Biomaterials. *Materials*. 2015; 8(6), :2887-2900. <https://doi.org/10.3390/ma8062887>
3. Zhao, B.; van der Mei, H.C.; Subbiahdoss, G.; de Vries, J.; Rustema-Abbing, M.; Kuijjer, R.; Busscher, H.J.; Ren, Y. (2014) Soft tissue integration versus early biofilm formation on different dental implant materials. *Dent. Mater.* 2014, 30, :716–727.

## 7.1. Metodă de lucru

# **Capitolul 7. Comparație între rezultatele obținute cu micro-CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor convenționale versus crenelate**

Studiul se concentrează pe estetica dentară și pe importanța fațetelor dentare ceramice în îmbunătățirea aspectului funcțional și estetic al dinților uzati, fără culoare sau poziționare incorectă.

Deși proprietățile adezive ale materialelor dentare la structura dentară au fost îmbunătățite considerabil cu adezivii actuali, se consideră că practicienii nu ar trebui să se bazeze exclusiv pe aceștia. În schimb, se explorează și alte abordări posibile, care să fie conservatoare, dar să ofere cele mai bune proprietăți adezive și mecanice.

Scopul studiului a fost de a evalua influența designului marginal sinusoidal al fațetelor dentare crenelate (CR) asupra adaptării marginale și interne în comparație cu fațetele convenționale (CO). Pentru aceasta, s-au utilizat anterior două metode de imagistică: microscopie optică pentru a evalua adaptarea marginală și micro-CT pentru investigarea volumetrică/tridimensională a decalajelor interne [1,2]. Se dorește ca imaginile OCT (tomografie de coerență optică) realizate de noi pe fațetele crenelate vor fi comparate cu rezultatele obținute în acest studiu.

Studiile pe acest subiect s-au bazat pe două ipoteze principale [1,2]. Prima ipoteză susține că fațetele dentare crenelate oferă o adaptare marginală și internă mai bună decât fațetele convenționale. A doua ipoteză se referă la producerea unei omogenități mai bune a cimentului dentar în cazul fațetelor crenelate. Prin reducerea decalajului intern și crearea unei interfețe strânse între fațete și suportul dentar, se poate obține o distribuție mai uniformă a cimentului, evitând formarea de porozități sau fisuri în acesta.

Prin utilizarea imaginilor OCT realizate pe fațetele crenelate, se preconizează obținerea de informații detaliate despre adaptarea acestora pe dinți. Aceste rezultate vor fi comparate cu rezultatele obținute în studiul [1] menționat anterior, în care măsurătorile au fost făcute cu micro-CT, pentru a se evalua eficacitatea și beneficiile designului CR în domeniul esteticii dentare.

Prin urmare, acest studiu își propune să avanseze cunoștințele în domeniul fațetelor dentare și să ofere o evaluare obiectivă a performanței fațetelor crenelate în comparație cu fațetele convenționale, utilizând imagini OCT ca metodă de analiză.

## **7.1. Metodă de lucru**

În cadrul studiului actual, s-a lucrat cu un set de 10 dinți care aveau aplicate fațete dentare. Dinții au fost împărțiți în două grupuri: un grup format din 5 dinți cu fațete drepte și un grup format din 5 dinți cu fațete crenelate. Scopul principal al metodei a fost de a realiza imagini OCT pe fiecare latură a dinților, în zona în care fațetele dentare erau lipite de dinți.

Pentru fiecare dinte în parte, au fost realizate patru imagini OCT, corespunzătoare celor patru laturi ale fațetelor. Aceste imagini au fost realizate în

Capitolul 7. Comparație între rezultatele obținute cu micro CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor convenționale versus crenelate  
 zona unde fațetele dentare se atașau de dinți, mai precis pe muchia de joncțiune dintre față și dinte.

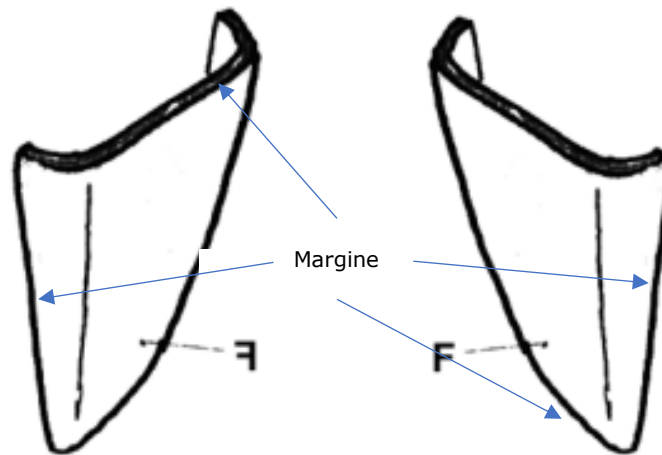


Figura 7.1. Cele 4 margini ale fațetelor drepte. Identic e valabil și pentru cele crenelate.

Prin realizarea celor patru imagini OCT pentru fiecare dinte și pentru fiecare fațetă dentară, s-a obținut o perspectivă completă asupra interacțiunii dintre fațetele dentare și dinți. Aceste imagini au fost ulterior utilizate pentru analiza și compararea adaptării marginale și interne între fațetele drepte și cele crenelate, precum și pentru evaluarea omogenității cimentului dentar în aceste zone.

Această metodă detaliată de imagistică OCT pe mai multe laturi ale dinților și a zonelor de joncțiune dintre fațete și dinți oferă o înțelegere mai completă a performanței și comportamentului fațetelor dentare și permite cercetătorilor să evalueze în detaliu calitatea legăturii dintre ele.

În urma studiilor in vitro [1,2], s-au tras următoarele concluzii cu privire la fațetele dentare crenelate (CR) în comparație cu cele convenționale (CO):

1. Fațetele crenelate (CR) au prezentat o adaptare marginală superioară față de fațetele convenționale (CO).
2. Adaptarea internă a fost semnificativ mai bună pentru fațetele crenelate (CR), comparativ cu cazul fațetelor convenționale (CO). Un strat de ciment mai subțire și uniform oferă o protecție mai bună împotriva problemelor precum scurgeri de ciment, micro infiltrare și debondare.
3. Omogenitatea cimentului de legare a fost similară în cazul fațetelor crenelate (CR) și a celor convenționale (CO), conform analizei porozității.
4. Metoda de imagistică micro-CT s-a dovedit fiabilă și precisă pentru evaluarea adaptării interne a fațetelor dentare și identificarea porozităților din cimentul de legare. Microscopia optică a furnizat informații valoroase despre adaptarea marginală, dar nu a putut evalua adaptarea internă.

## 7.2. Rezultatele imaginilor OCT

În cadrul acestui studiu, rezultatele noastre au indicat că nu există diferențe semnificative între fațetele crenelate (CR) și cele convenționale (CO) în ceea ce



## 7.2. Rezultatele imaginilor OCT

privește imaginile OCT obținute pentru marginile superioare și inferioare ale fațetelor dentare.

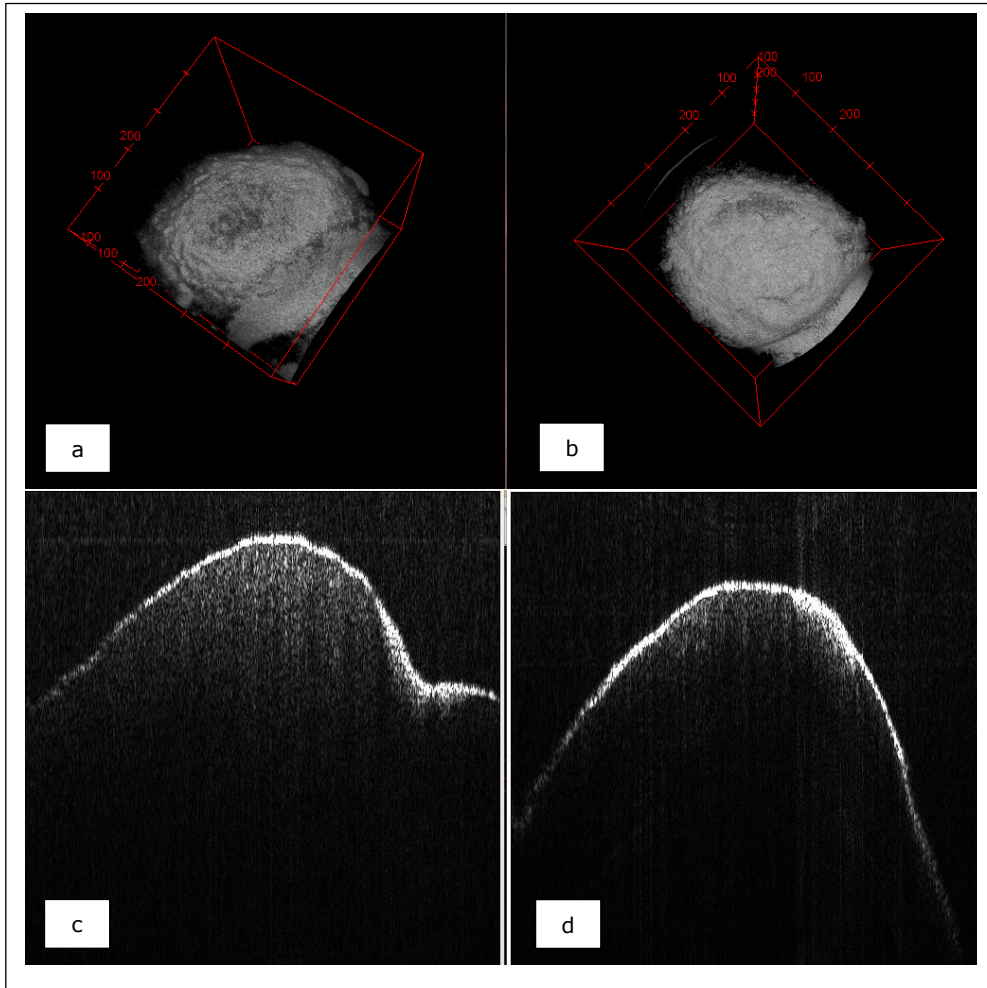


Figura 7.2. a, b – reconstrucții 3D după imaginile OCT pe marginea de sus a fațetelor. Imaginile c și d sunt B-scan-uri pentru aceleași margini. Imaginile a și c sunt de la o fațetă crenelată iar b și d de la fațetă convențională.

Capitolul 7. Comparație între rezultatele obținute cu micro CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor convenționale versus crenelate

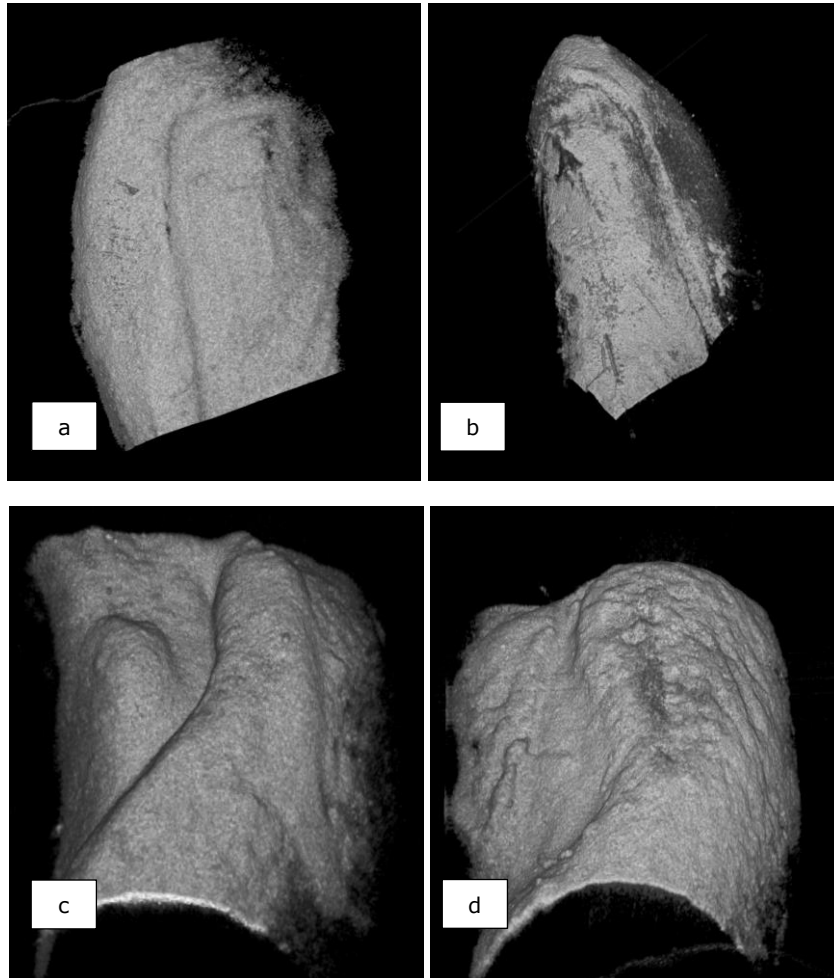


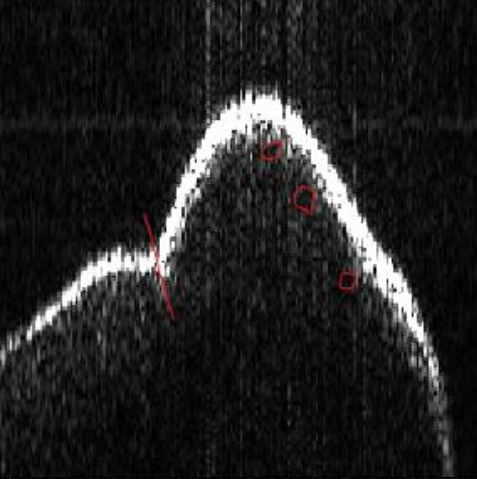
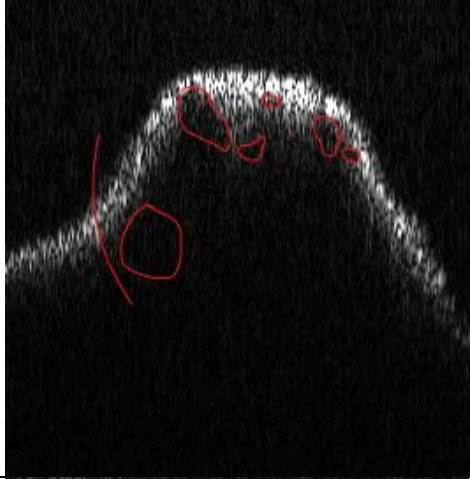
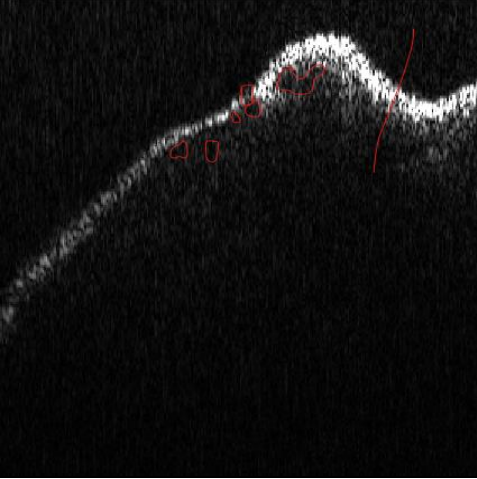
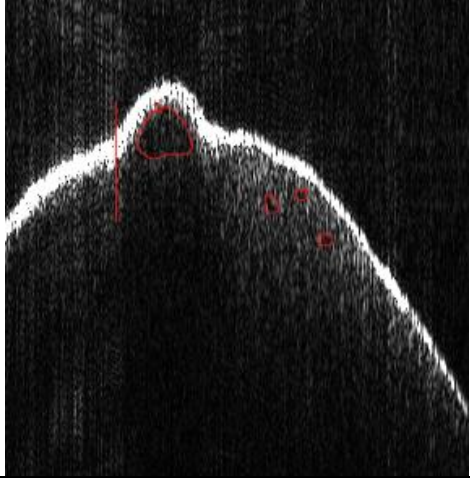
Figura 7.3. Imaginile a și b sunt reconstrucții 3D pentru cazul fațetelor convenționale iar imaginile c și d sunt reconstrucții 3D pentru cazul fațetelor crenelate. Regiunile regăsite în imagini au fost luate în calcul pentru evaluare.

După analiza imaginilor OCT pentru toate probele, s-a constatat că fațetele crenelate au prezentat rezultate mai bune în comparație cu cele convenționale. Se poate observa în tabelul următor pentru fiecare probă în parte câte un B-scan reprezentativ pentru crenelate, în comparație cu unul de la fațetele convenționale. Linia roșie pe imagini reprezintă capătul fațetei. Ce trece de acea linie este deja smalțul și dentina, lucruri care nu sunt în atenția acestui studiu.

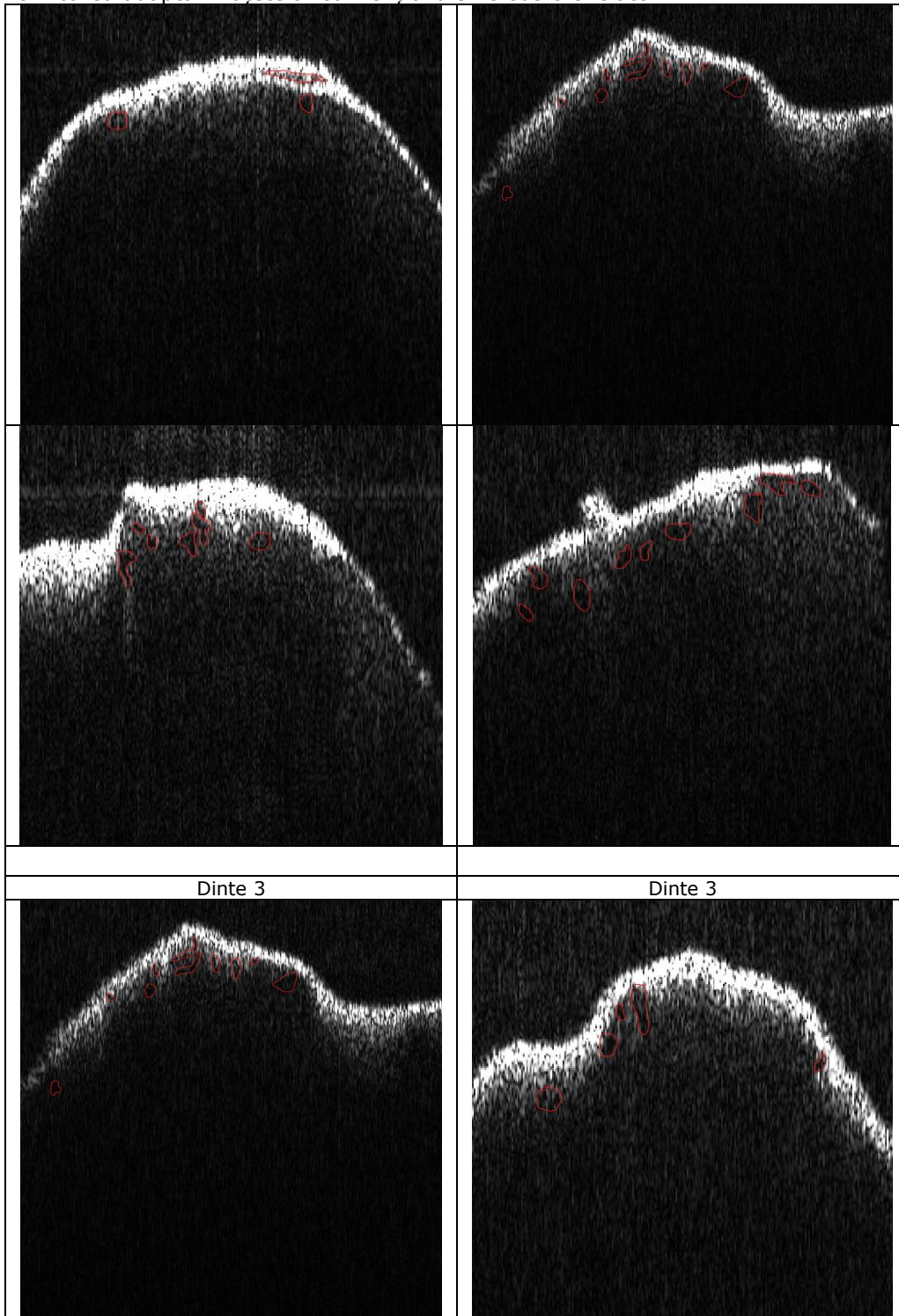
Dinții sunt comparați după asemănare. Nu am ales un central să comparăm cu un molar, ci am comparat tot cu un central, pentru o comparație cât mai aproape de realitate. În continuare, rezultatele selectate pentru interpretare sunt prezentate în Tabelul 7.1.

## 7.2. Rezultatele imaginilor OCT

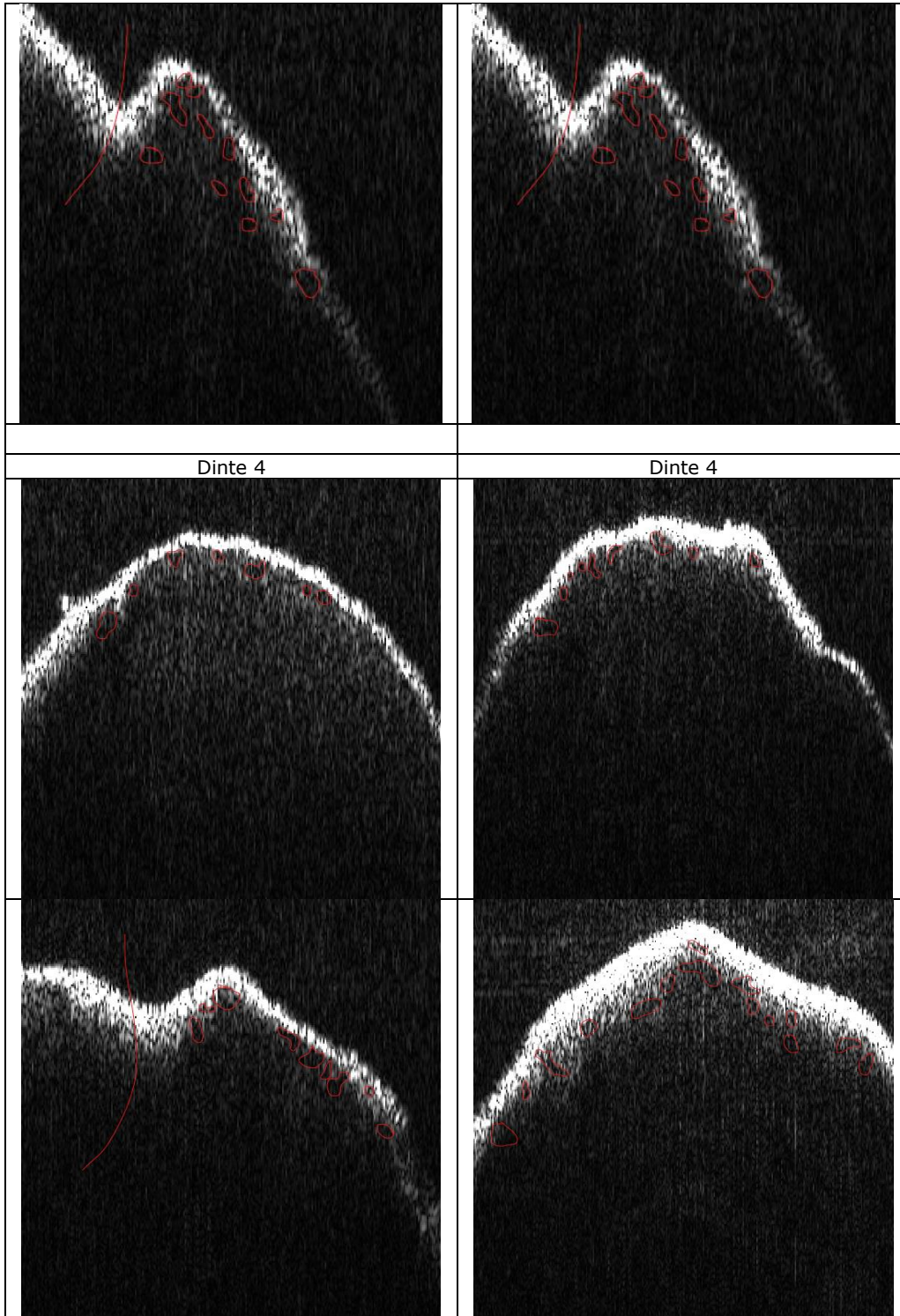
Tabel 7.1. Rezultatele probelor crenelare și convenționale.

Crenelate Dinte 1	Convenționale Dinte 1
	
	
Dinte 2	Dinte 2

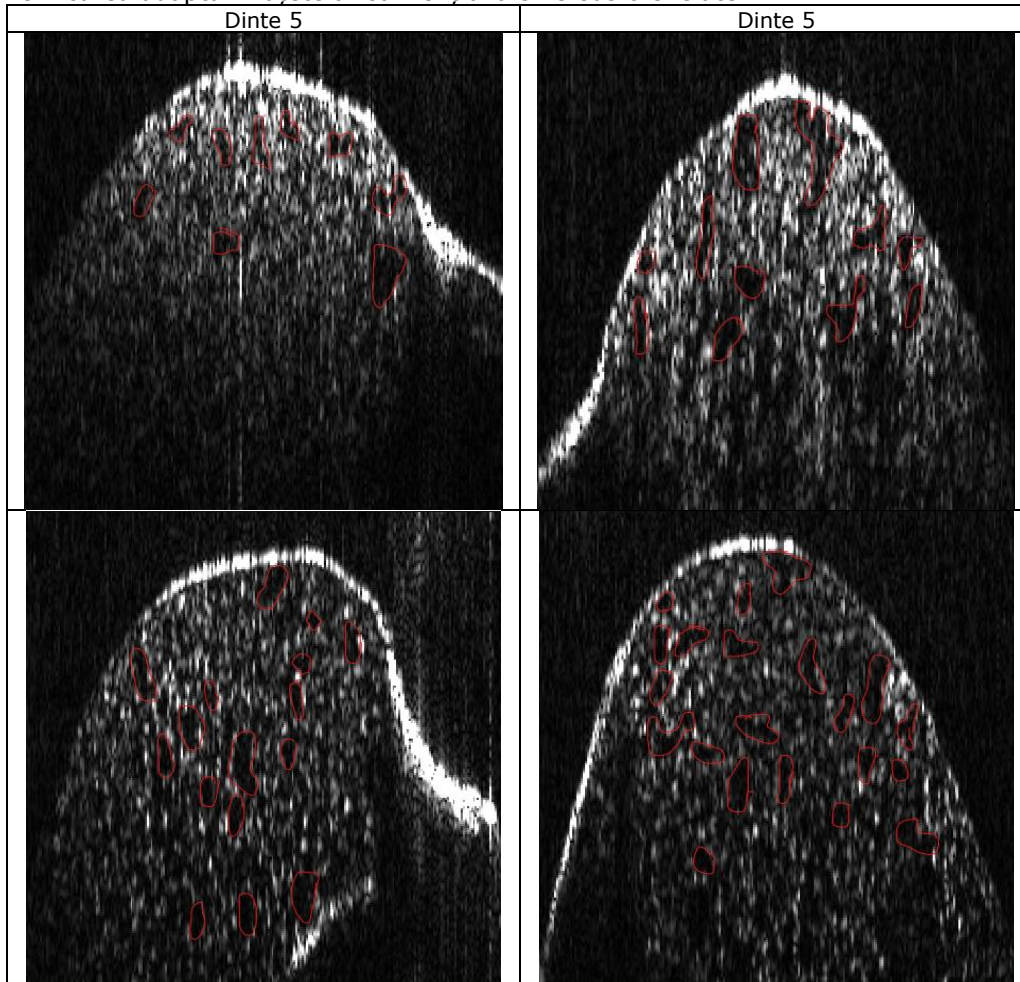
Capitolul 7. Comparație între rezultatele obținute cu micro CT și OCT pentru verificarea adaptării fatetelor convenționale versus crenelate



7.2. Rezultatele imaginilor OCT



Capitolul 7. Comparație între rezultatele obținute cu micro CT și OCT pentru verificarea adaptării fațetelor convenționale versus crenelate



### 7.3. Concluzii

Comparând rezultatele celor două studii, atât studiul preliminar cât și analiza imaginilor OCT, am ajuns la concluzia că fațetele crenelate (CR) au prezentat o adaptare marginală și internă superioară în comparație cu fațetele convenționale (CO). Această constatare indică faptul că designul crenelat al fațetelor dentare poate aduce îmbunătățiri semnificative în ceea ce privește ajustarea și aderența acestora la structura dentară. Aceste rezultate sugerează că fațetele crenelate ar putea fi o opțiune preferată în tratamentele estetice dentare, oferind atât beneficii funcționale, cât și estetice pentru pacienți. OCT confirmă rezultatele obținute cu Micro-CT în [1], pentru zonele laterale ale fațetelor; zona incizală și zona gingivală, având același design, nu au oferit rezultate diferite.

### 7.3. Concluzii

#### **Bibliografie**

1. Măroiu, A.-C.; Sinescu, C.; Duma, V.-F.; Topală, F.; Jivănescu, A.; Popovici, P.M.; Tudor, A.; Romînu, M. Micro-CT and Microscopy Study of Internal and Marginal Gap to Tooth Surface of Crenelated versus Conventional Dental Indirect Veneers. *Medicina* 2021, 57, 772.

2. Măroiu, A. C., Jivănescu, A., Şerban, D. A., Negru, R. M., Duma, V. F., Sinescu, C., & Romînu, M., The Influence of a Novel, Crenelated Design of CAD-CAM Ceramic Veneers on the Debonding Strength. *Materials* 2023, 16(10), 3694

## Capitolul 8. Concluzii

Tomografia în coerență optică (OCT) aduce o revoluție în domeniul imagisticii medicale, adăugând multiple avantaje și oportunități pentru diagnosticarea, monitorizarea și tratamentul afecțiunilor medicale. Cu o rezoluție impresionantă și non-invazivitate, OCT a devenit o tehnologie esențială în practica medicală modernă.

Una dintre principalele avantaje pe care OCT le aduce în imagistica medicală este capacitatea sa de a oferi imagini de înaltă rezoluție a structurilor interne ale țesuturilor cu precizie. Prin utilizarea luminii în locul radiațiilor ionizante, OCT evită expunerea pacientului la radiații periculoase și oferă o abordare non-invazivă, fără a fi necesară prelevarea de probe sau intervenții chirurgicale. Acest aspect face ca OCT să fie o opțiune sigură, eficientă și mai bine tolerată de către pacienți. OCT este valoros în mai multe domenii medicale. În stomatologie, domeniul de interes pentru cercetarea acestei teze de doctorat, OCT aduce un plus în diagnosticarea sau verificarea tratamentului unor probleme dentare, lucru care nu poate să fie evaluat cu altă metodă imagistică.

Utilizarea OCT în combinație cu alte tehnologii și metode de imagistică aduce beneficii suplimentare în stabilirea unor diagnoze mai precise și alegerea celor mai potrivite planuri de tratament. De exemplu, combinația OCT cu radiografiile poate oferi o viziune completă asupra structurilor anatomice și patologice ale cavității bucale. Pe lângă utilizarea în medicină, OCT a devenit o tehnică esențială și în domeniul investigațiilor nedistructive (NDT). În industrie, OCT este folosit pentru inspectarea materialelor, detectarea defectelor și caracterizarea structurilor complexe. În acest sens, cercetarea mea a avut și aspect metrologic, efectuând numeroase măsurători pe imaginile OCT sau ale altor metode imagistice, în special radiografii.

Din punct de vedere structural, cercetarea pentru teza IMAGISTICĂ BIOMEDICALĂ ÎN STOMATOLOGIE SI NDT FOLOSIND O GAMĂ DE TEHNICI DE INVESTIGARE, CU FOCUS PE TOMOGRAFIA ÎN COERENȚĂ OPTICĂ (OCT) se împarte în două direcții: OCT în stomatologie (sinergia dintre OCT și radiografii, optimizarea aparatului de radiologie dentară) și OCT aplicat în metrologie (evaluarea degradării materialelor printate 3D, studiul eficienței unor metode de sterilizare și afectarea probelor după aplicarea acestor metode și comparație între două tipuri de design al fațetelor dentare din punct de vedere al rezistenței și al fiabilității).

Primul studiu privind sinergia dintre OCT și radiografii (vezi Capitolul 3) evidențiază importanța OCT în stomatologie, în special datorită rezoluției sale înalte și capacității de a evalua inclusiv țesuturile moi, precum gingia și dentina. OCT oferă o abordare non-invazivă și facilitează intervențiile precoce în cazul cariilor și altor afecțiuni dentare. Fiind complementară cu radiografia, OCT poate oferi o perspectivă mai completă asupra sănătății orale a pacienților, având potențialul de a deveni o tehnică imagistică de bază în stomatologie, alături de radiografii, care sunt "gold standard"-ul imagisticii medicale stomatologice.

Optimizarea aparatului cu raze X cu ajutorul OCT a fost al doilea studiu din această teză de doctorat, în care am dezvoltat o procedură de optimizare. S-au utilizat două unități de imagistică cu raze X de ultimă generație, Planmeca ProMax 3D X-ray și Soredex Cranex 3D X-ray. Scopul optimizării a fost de a obține imagini OCT cu o rezoluție axială de 15 μm a detaliilor dentare și de a ajusta parametrii funcționali ai



unității de raze X până când detaliile devin clare pe radiografiile obținute. Procedura de optimizare a fost testată pe pacienți în workflow-ul clinicii și a inclus comparații între radiografiile optimizate și cele neoptimizate realizate anterior. Parametrii de ieșire, precum contrastul (C) și raportul contrast-zgomot (CNR), au fost evaluați la fiecare pas al optimizării. De asemenea, procedura a permis compararea performanțelor diferitelor unități de imagistică cu raze X și a unui sistem experimental SS-OCT. În concluzie, utilizarea tomografiei în coerență optică (OCT) alături de radiografia cu raze X aduce un plus semnificativ în imagistica dentară și în evaluarea afecțiunilor dentare. Optimizarea acestor tehnici permite o evaluare mai precisă a detaliilor dentare, contribuind astfel la un diagnostic corect și complet, la monitorizarea eficientă a tratamentelor și la o selecție mai bună a parametrilor pentru unitățile de raze X. Prin combinarea acestor două tehnologii avansate, medicii stomatologi pot oferi o îngrijire mai bună și mai eficientă pacienților lor.

Subiectul de cercetare studiat în capitolul 5 evidențiază utilizarea materialelor de tip polimer, precum PLA, în dezvoltarea bioreactoarelor pentru producerea biogazului prin digestie anaerobă. Rezultatele experimentelor arată că materialele imprimare 3D pe bază de PLA sunt potrivite pentru fabricarea componentelor bioreactoarelor. Studiul demonstrează, de asemenea, capacitatea tomografiei de coerență optică (OCT) de a evalua materialele utilizate în bioreactoare și impactul reacțiilor chimice și biologice din interiorul reactorului. Comparativ cu microscopia electronică cu scanare (SEM), OCT furnizează atât informații calitative, cât și cantitative. Studiul sugerează că utilizarea PLA în bioreactoarele la scară mică poate fi explorată în continuare, iar OCT poate fi folosită pentru monitorizarea impactului substraturilor și validarea rezultatelor în comparație cu alte tehnici imagistice. Aceste descoperiri deschid noi căi de cercetare în acest domeniu.

Capitolul 6 prezintă rezultatele unei cercetări în care am comparat capabilitățile OCT față de SEM, pentru a face imagistică și măsurători precise pe aceste imagini în studiul suprafețelor de metal. În acest caz a fost vorba de probe de Zirconiu și Titan afectate de sterilizarea cu laser Er:YAG sau terapie fotodinamică (PDT), comparativ cu sterilizarea convențională. Datele statistice în urmă măsurătorilor arată că nu există diferențe semnificative între rezultatele obținute cu SEM față de cele obținute cu OCT.

În capitolul 7 se demonstrează că OCT poate valida rezultatele unor tehnici consacrate cu ajutorul cărora se pot face măsurători pe diferite probe. În acest studiu, am avut ca tipar rezultatele obținute pe același tip de probe cu ajutorul Micro-CT. Contribuția personală a constat în realizarea imaginilor OCT cu sistemul din Laboratorul de Optomecatronică și măsurarea defectelor în zonele marginale ale fațetelor. Din acest studiu reies 2 concluzii importante. Prima este faptul că noile fațete, adică cele crenelate, sunt mult mai rezistente și mai fiabile decât cele convenționale. A doua concluzie, este faptul că OCT poate valida rezultatele obținute în studiul realizat cu Micro-CT.

În final, ca o concluzie generală, teza de doctorat a avut ca scop studiul aplicațiilor OCT în stomatologie și în studiul materialelor fără distrugere a probelor. Mai exact, am vrut să analizez cazurile dentare în care se poate utiliza OCT și am pornit de la ideea de a face studiu comparativ între OCT și radiografie. Spre surprinderea mea, s-a ajuns la concluzia că există o sinergie între OCT și radiografii. În plus, am reușit să introduc o nouă metodă de a optimiza aparatura cu raze X cu ajutorul OCT. Pentru studiul NDT, rezultatele celor trei direcții de cercetare arată aplicabilitatea OCT în studiul diferitor materiale (plastic, metal, ceramică) și chiar posibilitatea de a utiliza OCT în locul altor tehnici mult mai costisitoare precum MicroCT sau SEM.

## ANEXE

### ANEXA 1 – LISTA CU PUBLICAȚII

#### Lucrări științifice publicate în reviste indexate Web of Science-WoS (ISI)

1. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Dobre, G.M.; Bradu, A.; Podoleanu, A., Dental Diagnosis and Treatment Assessments: Between X-rays Radiography and Optical Coherence Tomography. *Materials* **2020**, 13, 4825. IF **3.623**, Q1; <https://doi.org/10.3390/ma13214825>; WOS:000589325700001;
2. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F.; Sinescu, C.; Dobre, G.M.; Bradu, A.; Podoleanu, A., Optimization of X-ray Investigations in Dentistry Using Optical Coherence Tomography. *Sensors* **2021**, 21, 4554. IF **3.874**, Q2; <https://doi.org/10.3390/s21134554>; WOS:000671175000001;
3. Cioabla, A.; Duma, V.-F.; Mnerie, C.; Erdelyi, R.-A.; Dobre, G.M.; Bradu, A.; Podoleanu, A. Effect of an Anaerobic Fermentation Process on 3D-Printed PLA Materials of a Biogas-Generating Reactor. *Materials* **2022**, 15, 8571. IF **3.4/2022**, Q2 – [Editor's Choice Articles in 2022 in the Section "Optics and Photonics"](#); <https://doi.org/10.3390/ma15238571>; WOS:000896235700001.

#### Lucrări științifice publicate în volumele unor manifestări științifice (Proceedings) indexate Web of Science-WoS (ISI) Proceedings

1. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F. Optimization of radiation doses and patients' risk in dental radiography. *AIP Conference Proceedings*, 2071, 1, 040013, **2019**. <https://doi.org/10.1063/1.5090080>; WOS:000468231600033;
2. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F. Improving the Performances of the Sensor Array for Dental Radiographs. *IEEE 13th International Symposium on Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI)*, 9111528, **2019**, pp. 1-6; <https://doi.org/10.1109/SACI46893.2019.9111528>; WOS:000610436600063;
3. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F., Dobre, G., Bradu, A., Podoleanu, A.G. Investigations of dental cavities: between x-ray radiography and OCT. *Proc. SPIE, Optics and Measurement International Conference*, Vol. 11385, 04, pp. 17-27, **2019**; <https://doi.org/10.1117/12.2542904>; WOS:000529302400003;
4. Hutiu, G., Duma, V.-F., Demian, D., Dimb, A.-L., Erdelyi, R.-A., Bradu, A., Podoleanu, A.G. Metallic fractures assessments: OCT versus SEM. *Proc. SPIE, Optics and Measurement International Conference*, Vol. 11385, **2019**; <https://doi.org/10.1117/12.2542917>; WOS:000529302400006;

Anexa 1

5. Erdelyi, R.-A., Duma, V.-F., Dobre, G., Bradu, A., Podoleanu, A.G. A combination of imaging techniques for dental medicine: from x-rays radiography and 3D CBCT to OCT. *Proc. SPIE, Biomedical Spectroscopy, Microscopy, and Imaging*, Vol. 11359, **2020**, pp. 210-219; <https://doi.org/10.1117/12.2542008>; WOS:000674749600027;
6. Erdelyi, R.-A., Duma, V.-F., Sinescu, C., Dobre, G., Bradu, A., Podoleanu, A.G. Complementarity of OCT and radiography for imaging investigations in dentistry. *Proc. SPIE, Advances in 3OM: Opto-Mechatronics, Opto-Mechanics, and Optical Metrology*, Vol. 12170, p. 1217002, **2022**; <https://doi.org/10.1117/12.2588676>; WOS:000838058200001;
7. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F. Improvement of image characteristics of intraoral and panoramic radiographs by utilizing OCT as a control method. *Proc. SPIE, Optical Sensors (SPIE Optics + Optoelectronics)*, Prague (Czechia), Vol. 12572, **2023**. <https://doi.org/10.1117/12.2657252>; **în curs de indexare WOS**
8. Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F., "Improvement of image characteristics for 3D CBCT in dental medicine using OCT", *Proc. SPIE*, Vol. 12632, 126322B, [B.J. Vakoc](#), [M. Wojtkowski](#), [Y. Yasuno](#), Eds., *SPIE-OPTICA European Conf. on Biomed. Opt. (ECBO - LASER Congress)*, Munchen (Germany), **2023**; <https://doi.org/10.1117/12.2664998>; **în curs de indexare WOS**
9. Duma, M.-S.; Drimbe, D.; Erdelyi, R.-A.; Duma, V.-F.; Moldovan, I.; Heredea, A.-M.; Heredea, E.R.; Negrutiu, M.-L.; Pop, D.M.; Rominu, M.; Stoia, D.I.; Sinescu, C. Optical Coherence Tomography and microbiology evaluations of different methods for manufacturing dental prostheses. *Proc. SPIE*, Vol. 12622, 1262212, [P. Ferraro](#), [D. Psaltis](#), [S. Grilli](#), Eds., *Optical Methods for Inspection, Characterization, and Imaging of Biomaterials VI (SPIE Optical Metrology – LASER Congress)*, Munchen (Germany), **2023**; <https://doi.org/10.1117/12.2673297>; **în curs de indexare WOS**

ANEXE

## **ANEXA 2 – Acknowledgments**

Această cercetare a fost susținută de:

1. Universitatea Politehnică din Timișoara (UPT) prin bursa doctorală și prin finanțările din programul de finanțare ISI.
2. Ministerul Cercetării, Inovării și Digitalizării din România, CNCS/CCCDI-UEFISCDI, proiect PN-III-P2-2.1-PED-2019-4423 (<http://3om-group-optomechatronics.ro/>), 2020-2022, OCT4NDT.
3. Ministerul Cercetării, Inovării și Digitalizării din România, CNCS/CCCDI-UEFISCDI, proiect PN-III-P4-ID-PCE-2020-2600, în cadrul PNCDI III (<http://3om-group-optomechatronics.ro/>), 2021-2023, RISLEY4OCT.
4. Proiect coordonat de UPT, co-finanțat prin Programul Operațional Capital Uman 2014-2020, InoHubDoc, POCU/993/6/13/153437.
5. Dental Experts - Clinica Prof. Dr. Bratu.