



**Universitatea Națională de Știință și Tehnologie
POLITEHNICA București
Facultatea de Știința și Ingineria Materialelor
ȘCOALA DOCTORALĂ ȘTIINȚA ȘI INGINERIA MATERIALELOR
Departamentul Știința Materialelor Metalice
Metalurgie Fizică**



**STUDII SI CERCETĂRI PRIVIND MODIFICAREA
SUPRAFETEI IMPLANTURILOR DENTARE UTILIZÂND
PROCESUL DE ABRAZIUNE**

**STUDIES AND RESEARCH REGARDING THE MODIFICATION
OF THE SURFACE OF DENTAL IMPLANTS USING THE
ABRASION PROCESS**

Conducător de doctorat:

Prof.Univ.Habil.Dr.Ing. ANTONIAC VASILE-IULIAN

Doctorand:

Cristiana Ioana TATIA

BUCUREȘTI 2025

Cuprins

PARTEA I-a	3
CAPITOLUL 1. CONSIDERAȚII GENERALE PRIVIND IMPLANTURILE DENTARE ȘI BIOMATERIALELE UTILIZATE	3
CAPITOLUL 2. SISTEME ABRAZIVE DENTARE CU AER ȘI PULBERICERAMICE UTILIZATE ÎN MEDICINA DENTARĂ	8
PARTEA a II-a	12
CAPITOLUL 3. OBIECTIVELE TEZEI ȘI METODOLOGIA DE CERCETARE PENTRU CARACTERIZAREA SUPRAFETEI IMPLANTURILOR DENTARE DIN TITAN	12
Proprietățile chimice și fizice ale suprafeței implantului	13
Metode de modificare a suprafeței implanturilor	13
3.1. Materiale utilizate, obținerea probelor experimentale și metode de evaluare utilizate	14
Utilizarea hidroxiapatitei pentru îmbunătățirea suprafeței implantului.....	15
Metode de analiză a suprafeței implanturilor	16
3.2. Rezultate experimentale și discuții	19
Evaluarea morfologiei și compoziției elementale a suprafeței probei de referință (R).....	19
Efectul topografiei suprafeței asupra interacțiunii celulare	30
Evaluarea umectabilității suprafeței probei de referință (R).....	31
CAPITOLUL 4. MODIFICAREA SUPRAFETEI IMPLANTURILOR DENTARE PRIN TRATARE CU BIOCERAMICĂ UTILIZÂND PROCESUL DE ABRAZIUNE ȘI CARACTERIZAREA SUPRAFETELOR ACESTOR IMPLANTURI	33
4.1. Materiale și metode.....	33
4.2. Metode moderne de modificare a suprafeței implanturilor dentare	34
Modificarea chimiei suprafeței implanturilor	35
Utilizarea biomoleculelor pentru acoperirea implanturilor.....	36
4.3. Rezultate experimentale și discuții	39
Evaluarea morfologiei suprafețelor implanturilor tratate	42
Evaluarea rugozității suprafețelor eșantioanelor experimentale P1 și P2	50
Determinarea unghiului de contact și hidrofilicității suprafeței.....	58
CAPITOLUL 5. CONCLUZII, CONTRIBUȚII PROPRII ȘI DIRECȚII VIITOARE	60
Contribuții proprii și direcții viitoare de cercetare	61
Lista figuri	64
Lista tabele	68
Bibliografie	69

PARTEA I-a

CAPITOLUL 1. CONSIDERAȚII GENERALE PRIVIND IMPLANTURILE DENTARE ȘI BIOMATERIALELE UTILIZATE

Implanturile dentare reprezintă una dintre cele mai importante inovații în medicina dentară, având o istorie îndelungată și o evoluție semnificativă în ceea ce privește materialele utilizate și tehnicile de inserare. Nevoia de a înlocui pierderea dentară din cauza bolilor sau traumatismelor a existat încă din cele mai vechi timpuri, iar primele încercări de restaurare au inclus utilizarea unor materiale primitive precum lemn, scoici, piatră sau fildeș sculptat. De-a lungul secolelor, progresele științifice au dus la utilizarea metalelor, ceramicii și materialelor sintetice, care au crescut semnificativ rata de succes a implanturilor.

În secolul al XIX-lea, J. Maggiolo a introdus primul implant modern, fabricat din aur de 18 carate, care putea susține o coroană de porțelan.[1] Secolul XX a marcat începutul cercetărilor asupra biocompatibilității, moment în care aliajele de crom și Vitallium au fost utilizate pentru fabricarea implanturilor. Evoluția majoră în acest domeniu a fost determinată de descoperirea accidentală a osteointegrării de către Per-Ingvar Brånemark în anii 1950. Studiile sale au demonstrat că titanul poate fuziona ireversibil cu osul viu, ceea ce a dus la dezvoltarea implanturilor moderne, bazate pe această proprietate esențială.

Implanturile dentare sunt clasificate în funcție de metoda chirurgicală utilizată pentru inserție. Implanturile subperiostale sunt plasate pe osul alveolar, sub periost, fiind realizate din cadre metalice personalizate. Implanturile transosoase traversează osul mandibular și sunt utilizate doar în anumite situații. Cea mai utilizată categorie este cea a implanturilor endosoase, care sunt inserate direct în osul maxilarului și sunt disponibile în diferite forme, cilindrice sau filetate. Dintre acestea, implanturile de tip rădăcină, filetate sau auto-filetante, sunt cele mai utilizate datorită stabilității pe termen lung și a osteointegrării eficiente.

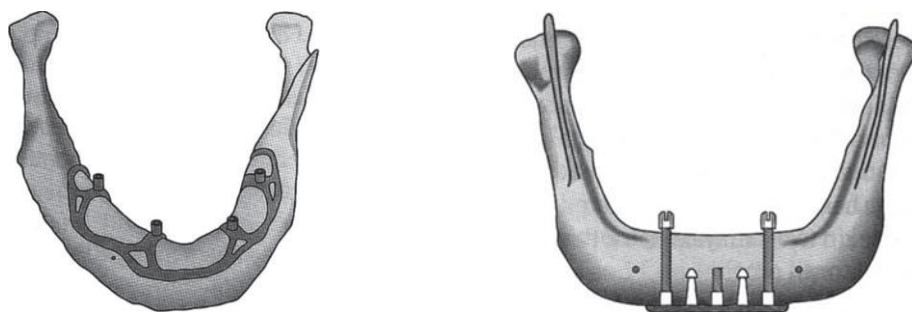


Figura 1.1 a) Implant subperiosteal, b) Implant trans-mandibular [2]

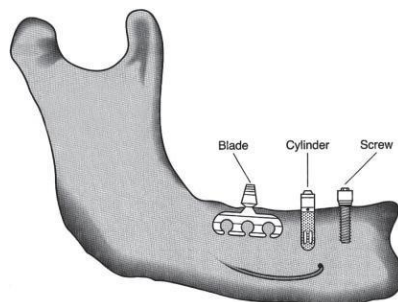


Figura 1.2. Designuri de implanturi endosoase. În prezent, cel mai comun tip este varietatea endosoasă de tip rădăcină [3]

Materialele utilizate pentru fabricarea implanturilor au evoluat considerabil, fiind influențate de cercetările privind biocompatibilitatea și durabilitatea acestora. Biomaterialele utilizate în implantologie pot fi împărțite în trei generații. Prima generație a fost reprezentată de materiale pasive, precum titanul pur și ceramica. A doua generație a introdus materiale bioactive, care pot interacționa cu mediul biologic, precum hidroxiapatita. În prezent, a treia generație este dominată de biomateriale inteligente, capabile să răspundă la stimuli biologici și să contribuie la regenerarea tisulară.

Printre materialele utilizate în implantologie, titanul și aliajele de titan sunt cele mai frecvente datorită rezistenței ridicate și a capacității lor excelente de osteointegrare. Titanul formează rapid un strat de oxid de protecție care previne coroziunea și asigură o compatibilitate biologică ridicată. Un alt material important este zirconiul, care este apreciat pentru estetica sa superioară, rezistența la coroziune și biocompatibilitatea excelentă. Aliajele de titan-zirconiul combină avantajele celor două materiale, oferind o rezistență mecanică sporită și o mai bună osteointegrare.

Designul implanturilor influențează considerabil succesul acestora. Forma, geometria filetelor și suprafața implantului joacă un rol esențial în stabilitatea acestuia. De exemplu, implanturile filetate maximizează contactul os-implant, cresc stabilitatea primară și îmbunătățesc distribuția forțelor aplicate. Diametrul și lungimea implantului sunt, de asemenea, factori importanți, influențând rezistența mecanică și distribuția stresului asupra osului. Diametrul mai mare ajută la reducerea tensiunii la nivelul osului crestal, în timp ce lungimea poate influența stabilitatea primară a implantului. Studiile arată că majoritatea stresurilor sunt concentrate în treimea crestală a implantului, iar modificarea lungimii nu influențează semnificativ distribuția stresului.

În ceea ce privește sistemele de implanturi dentare, teza de doctorat detaliază mai multe tipuri de implanturi disponibile pe piață. Sistemul Brånemark, unul dintre cele mai utilizate, constă în implanturi filetate, cu conexiune hexagonală externă. (*Figura 1.6*) Sistemul Straumann utilizează o conexiune de tip con Morse și are un guler transmucozal, permițând integrarea într-o singură etapă chirurgicală. (*Figura 1.7*) Sistemul AstraTech este recunoscut pentru microfiletele sale coronare, care reduc pierderea osoasă crestală și accelerează osteointegrarea. *Figura 1.8*. Alte sisteme, precum Osteocare, Replace și Bicon, prezintă caracteristici specifice care le diferențiază.

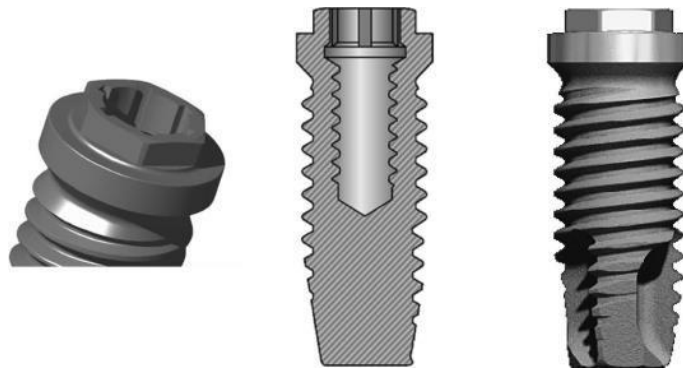


Figura 1.6. Sistemul de implanturi Brånemark [4]

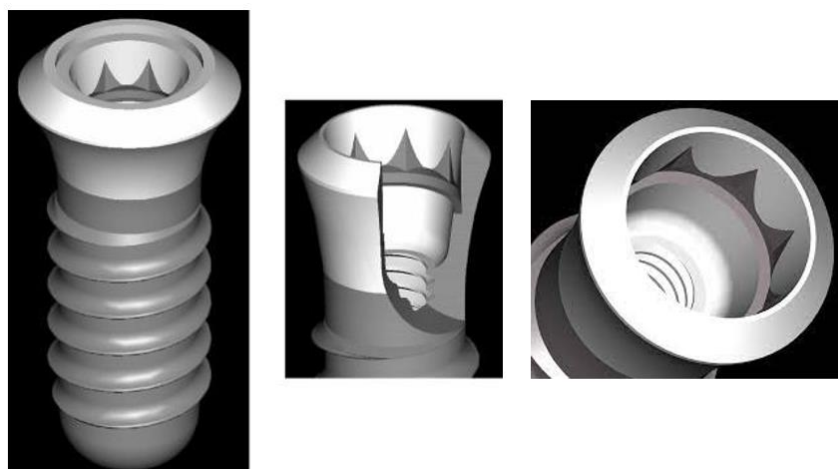


Figura 1.7 Sistemul de implanturi Straumann.[5]



Figura 1.8. Sistemul de implanturi AstraTech [2]

Eficiența implanturilor dentare este influențată de mai mulți factori, inclusiv biocompatibilitatea materialului, conexiunea implant-bont, tehnica chirurgicală și condițiile pacientului. Un factor esențial este distribuția forțelor aplicate pe implant. Forțele axiale sunt cele mai favorabile, deoarece generează stres compresiv, pe care osul îl poate tolera mai bine. (Figura 1.12) Pe de altă parte, momentele de îndoire cauzate de forțele transversale pot determina apariția microfisurilor și pierderea osoasă marginală. (Figura 1.13)



Figura 1.12. Distribuția încărcăturii axiale. Morfologia filetelor poate influența natura forței compresive create în osul din jurul unui implant prelucrat [6]

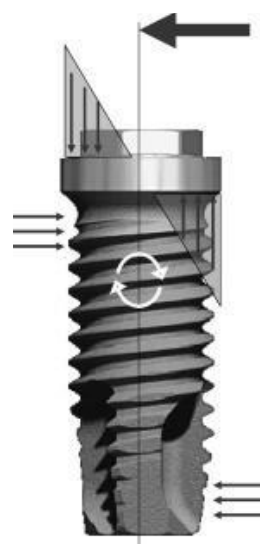


Figura 1.13. Forțe transversale. Forțele laterale pun la încercare atât corpul fixării, cât și interfața cu osul crestal [6]

CAPITOLUL 2. SISTEME ABRAZIVE DENTARE CU AER ȘI PULBERI CERAMICE UTILIZATE ÎN MEDICINA DENTARĂ

Sistemele abrazive dentare cu aer și pulberi ceramice reprezintă o inovație importantă în stomatologia modernă, fiind utilizate pentru realizarea tratamentelor minim invazive. Aceste tehnologii sunt aplicate într-o varietate de proceduri stomatologice, printre care se numără curățarea suprafețelor dentare, îndepărtarea plăcii bacteriene și a petelor, pregătirea cavităților dentare și lustruirea materialelor de restaurare. Spre deosebire de metodele tradiționale care implică utilizarea frezelor rotative, sistemele abrazive dentare cu aer oferă un nivel ridicat de precizie, reduc semnificativ disconfortul pacientului și previn supraîncălzirea țesuturilor dentare, aspecte esențiale pentru un tratament eficient și confortabil.



Figura 2.1 Abraziunea cu aer în stomatologie [7]

Principiul de funcționare al acestor sisteme se bazează pe propulsarea unor particule abrazive fine, precum oxidul de aluminiu sau bicarbonatul de sodiu, către suprafața dentară, folosind un flux controlat de aer comprimat sau un amestec de aer și apă. Aceste particule lovesc structura dentară cu suficientă energie pentru a îndepărta smalțul, dentina sau materialele de restaurare, fără a cauza deteriorări semnificative țesuturilor adiacente. Presiunea aerului utilizată în aceste sisteme variază, în general, între 40 și 120 psi, iar particulele abrazive sunt distribuite uniform pentru a asigura un tratament eficient. Sistemul este compus dintr-un rezervor de particule abrazive conectat la o sursă de aer comprimat, o piesă de mână specializată care permite direcționarea precisă a fluxului abraziv și un control de presiune și distribuție pentru reglarea intensității procesului.

Printre principalele aplicații ale sistemelor abrazive dentare cu aer se numără curățarea dentară și profilaxia, prin eliminarea plăcii bacteriene și a petelor de pe smalț, pregătirea cavităților

prin îndepărtarea minim invazivă a structurilor cariate, fără utilizarea frezelor, lustruirea materialelor de restaurare, decontaminarea implanturilor dentare pentru prevenirea peri-implantitei și curățarea suprafețelor restaurărilor protetice, cum ar fi coroanele, punțile sau fațetele dentare.

Materialele utilizate în aceste sisteme sunt alese în funcție de gradul de abraziune dorit și de aplicabilitatea lor clinică. Succesul unui implant depinde de interacțiunea acestuia cu țesuturile biologice, influențată de factori precum materialul implantului, designul, topografia suprafeței și tehnica chirurgicală utilizată. Osteointegrarea este un proces complex, controlat de factori legați atât de implant, cât și de caracteristicile osoase ale pacientului. Esposito și colaboratorii săi au clasificat eșecurile implantare în patru categorii: biologice, mecanice, iatrogene și eșecuri legate de satisfacția pacientului.[8] Dintre acestea, eșecul biologic poate apărea în fazele precoce sau tardive ale osteointegrării și este determinat de orice factor care compromite răspunsul biologic al gazdei în stabilirea unei fixări rigide între implant și os. Printre cele mai frecvent utilizate se numără oxidul de aluminiu (Al_2O_3), datorită durității sale ridicate și eficienței în îndepărtarea țesuturilor dure, bicarbonatul de sodiu, care are o acțiune mai blândă și este ideal pentru curățarea smalțului și a implanturilor, glicina și eritritolul, care au o granulație fină și sunt potrivite pentru curățarea suprafețelor sensibile și a țesuturilor peri-implantare, precum și hidroxiapatita și fosfatul de calciu, utilizate pentru tratarea suprafețelor implanturilor și stimularea osteointegrării.



Figura. 2.3 Dispozitiv de curatare dentara cu pulbere si componentele acestuia [9]

Comparativ cu metodele convenționale de tratament, tehnologia de abraziune cu aer prezintă numeroase avantaje, printre care se numără caracterul minim invaziv al procedurii, care permite păstrarea unei cantități mai mari de țesut dentar sănătos, eliminarea vibrațiilor și a căldurii excesive, oferind astfel un confort crescut pacientului, precizia ridicată a tratamentului prin

direcționarea controlată a particulelor abrazive și eficiența crescută în decontaminarea suprafețelor implanturilor dentare. Cu toate acestea, există și anumite limitări, cum ar fi necesitatea utilizării unui echipament specializat, ineficiența în îndepărtarea materialelor restaurative dure și riscul de inhalare a particulelor abrazive, motiv pentru care sunt necesare măsuri suplimentare de protecție atât pentru medic, cât și pentru pacient

Una dintre cele mai importante utilizări ale sistemelor abrazive cu aer este în tratamentul peri-implantitei, o afecțiune inflamatorie care poate duce la pierderea implanturilor dentare. Studiile clinice au demonstrat că utilizarea pulberii de glicină sau bicarbonat de sodiu pe suprafețele implanturilor reduce semnificativ biofilmul bacterian și îmbunătățește starea țesuturilor peri-implantare. Printre beneficiile observate se numără reducerea sângerării la sondare, îmbunătățirea atașamentului os-implant și scăderea adâncimii pungilor peri-implantare. De asemenea, s-a constatat că abraziunea cu aer poate fi eficientă în eliminarea biofilmului de pe suprafețele implanturilor fără a cauza deteriorări mecanice semnificative.

Sistemul de abraziune cu aer, utilizat tradițional pentru curățarea suprafețelor dentare, a fost investigat ca o metodă alternativă pentru aplicarea acoperirilor bioceramice. Comparativ cu tehnicile convenționale, această metodă oferă un control superior al grosimii stratului aplicat, al rugozității și uniformității suprafeței. Prin reglarea parametrilor de abraziune, se poate optimiza osteointegrarea prin ajustarea caracteristicilor suprafeței implantului.

O altă aplicație inovatoare a sistemului de abraziune cu aer este utilizarea acestuia pentru acoperirea implanturilor dentare cu materiale bioceramice, cum ar fi hidroxiapatita și fosfatul de calciu. Aceste acoperiri au rolul de a îmbunătăți osteointegrarea și de a reduce riscul de respingere a implantului, având multiple avantaje, printre care bioactivitatea îmbunătățită, favorizarea atașamentului osteoblastelor și controlul precis al grosimii stratului aplicat. Spre deosebire de metodele tradiționale, precum pulverizarea cu plasmă, abraziunea cu aer permite evitarea deteriorării termice a materialului.

Proprietățile suprafeței implanturilor influențează direct interacțiunea acestora cu țesuturile înconjurătoare, motiv pentru care materialele bioceramice, precum hidroxiapatita (HA), fosfatul de calciu (CaP) și sticla bioactivă, sunt utilizate datorită bioactivității și capacității lor de a promova regenerarea osoasă. Hidroxiapatita accelerează osteointegrarea prin eliberarea ionilor de calciu și fosfat, care contribuie la formarea unei interfețe chimice stabile între implant și os, prevenind infiltrarea țesutului conjunctiv. În plus, resorbția fosfatului de calciu de către osteoclaste stimulează activitatea osteoblastelor, favorizând regenerarea osoasă. În funcție de tehnica utilizată

pentru aplicarea acoperirii – precum pulverizarea cu plasmă (TPS), depunerea cu laser pulsatoriu (PLD), imersiunea în fluide simulate ale corpului (SBF) sau oxidarea prin microarc (MAO) – se pot obține caracteristici diferite în ceea ce privește aderența, durabilitatea și biofuncționalitatea stratului bioceramic.

Eficiența procesului de abraziune cu aer este influențată de mai mulți factori, inclusiv distanța și unghiul de impact al particulelor abrazive asupra suprafeței dentare, viteza de tăiere determinată de presiunea aerului, dimensiunea particulelor și durata tratamentului, care trebuie ajustată în funcție de necesitățile procedurii. Un unghi de impact perpendicular (80° - 90°) permite o îndepărtare eficientă a materialului, în timp ce un unghi oblic poate fi utilizat pentru îndepărtarea stratificată a suprafeței tratate.

În comparație cu alte metode de aplicare a acoperirilor bioceramice, abraziunea cu aer prezintă mai multe avantaje. Aceasta îmbunătățește bioactivitatea prin favorizarea aderenței celulelor osteoblaste și integrarea osoasă. Spre deosebire de tehnicile care utilizează temperaturi ridicate, precum pulverizarea cu plasmă, abraziunea cu aer nu generează temperaturi excesive, prevenind degradarea materialului. De asemenea, permite un control precis al grosimii acoperirii, optimizând astfel proprietățile suprafeței implantului. În plus, această metodă este eficientă și accesibilă, necesitând echipamente mai puțin complexe în comparație cu tehnicile avansate, ceea ce o face o soluție practică și revoluționară pentru îmbunătățirea implanturilor dentare și ortopedice.

În acest context, utilizarea sistemului de abraziune cu aer pentru aplicarea acoperirilor bioceramice a demonstrat rezultate promițătoare în studii in vitro și in vivo. Această metodă nu este limitată doar la implantologia dentară, având aplicații și în protezare, implanturi ortopedice și medicina regenerativă. Cercetările viitoare ar trebui să se concentreze pe optimizarea compoziției pulberilor bioceramice pentru a îmbunătăți osteointegrarea, evaluarea stabilității pe termen lung a acoperirilor aplicate prin abraziune cu aer în condiții clinice și extinderea aplicabilității acestei metode în medicina personalizată.

PARTEA a II-a

CAPITOLUL 3. OBIECTIVELE TEZEI ȘI METODOLOGIA DE CERCETARE PENTRU CARACTERIZAREA SUPRAFEȚEI IMPLANTURILOR DENTARE DIN TITAN

Implanturile dentare reprezintă o soluție modernă și eficientă pentru înlocuirea dinților pierduți, însă succesul lor depinde de mai mulți factori, printre care biocompatibilitatea materialului utilizat și proprietățile suprafeței acestuia. De-a lungul timpului, materialele utilizate în implantologie s-au diversificat, cele mai utilizate fiind titanul și aliajele sale, precum și zirconia. Aceste materiale diferă în ceea ce privește proprietățile lor mecanice, fizice și chimice, influențând astfel rata de osteointegrare și biofuncționalitatea implantului.

În anumite situații clinice, dimensiunea implantului și proprietățile sale mecanice trebuie ajustate pentru a asigura o bună integrare în os. De exemplu, duritatea materialului din care este fabricat implantul este un factor crucial, mai ales atunci când dimensiunea implantului este redusă. Modulul elastic al materialului are un impact semnificativ asupra stabilității biomecanice a implantului, ceea ce afectează, implicit, procesul de osteointegrare.

Suprafața implantului dentar joacă un rol esențial în stabilirea contactului os-implant și în succesul procesului de osteointegrare. În ultimii ani, modificările suprafeței implanturilor dentare au fost intens studiate pentru a optimiza acest proces. Au fost dezvoltate diferite tehnici de tratare a suprafețelor, menite să îmbunătățească interacțiunea dintre implant și os. Aceste modificări pot fi de natură fizică, chimică sau o combinație a acestora.

Numărul procedurilor de implant dentar a crescut constant la nivel mondial, ajungând la aproximativ un milion de implanturi pe an. Succesul clinic al unui implant depinde de osteointegrarea timpurie, iar geometria și topografia suprafeței sunt factori critici pentru acest proces. După implantare, implanturile din titan interacționează cu fluidele și țesuturile biologice, iar contactul direct os-implant este esențial pentru încărcarea rapidă a acestora. Osteointegrarea este determinată de proprietățile suprafeței implantului, în special compoziția chimică, rugozitatea și hidrofilicitatea.

După inserarea unui implant dentar, organismul poate reacționa în două moduri:

- Formarea unei capsule fibroase de țesut moale în jurul implantului, ceea ce împiedică fixarea biomecanică corespunzătoare și duce la eșecul implantului.

- Osteointegrarea, adică contactul direct între os și implant, fără un strat de țesut conjunctiv intermediar.

Proprietățile chimice și fizice ale suprafeței implantului

Compoziția chimică a suprafeței unui implant este influențată de natura materialului din care este fabricat implantul. Un exemplu relevant este aliajul Ti6Al4V, a cărui rezistență la coroziune se datorează formării unui strat subțire de oxid de titan. Acest strat pasiv protejează implantul împotriva degradării și poate imita structura ceramică a osului, facilitând astfel osteointegrarea.

Topografia suprafeței implantului influențează direct răspunsul biologic al osului. Studiile au arătat că implanturile cu suprafețe rugoase au o osteointegrare superioară în comparație cu cele cu suprafețe netede. Acest lucru se datorează complexității structurale a suprafețelor rugoase, care favorizează formarea și ancorarea țesutului osos. Pentru a imita structura osului uman, implanturile sunt supuse unor procese de modificare a suprafeței la scară microscopică.

Un alt factor important este energia liberă de suprafață a implantului, care influențează interacțiunea dintre implant și țesuturile biologice. Suprafețele hidrofile au fost asociate cu o osteointegrare mai rapidă și o mai bună proliferare a celulelor osoase, în comparație cu suprafețele hidrofobe.

Metode de modificare a suprafeței implanturilor

Pentru a îmbunătăți proprietățile implanturilor dentare, suprafața acestora poate fi tratată prin diverse metode:

- Sablare cu particule de titan sau oxid de aluminiu, pentru crearea unei suprafețe rugoase care favorizează ancorarea osoasă.
- Gravare acidă, care îmbunătățește aderența celulelor osoase.
- Depunerea de hidroxiapatită (HA), un material bioceramic similar cu structura osului, care stimulează formarea țesutului osos.

În cadrul procesului de vindecare, celulele osoase se atașează treptat de suprafața implantului, iar acest proces este accelerat în cazul suprafețelor tratate. Pe suprafețele netede, procesul biologic de interacțiune os-implant este mai lent, ceea ce duce la o integrare mai dificilă a implantului.

O altă tehnică utilizată în tratamentul suprafețelor implanturilor este depunerea bioceramicelor pe bază de fosfați de calciu. Eliberarea ionilor de calciu și fosfor în zona

implantului favorizează formarea unui strat de apatită biologică, care acționează ca o matrice pentru creșterea osoasă.

Metodologia de cercetare

Pentru a analiza proprietățile suprafețelor implanturilor dentare, au fost utilizate mai multe metode de investigare:

- Microscopia electronică de baleiaj (**SEM**) pentru analiza morfologiei suprafeței.
- Spectroscopia de radiații X cu dispersie de energie (**EDS**) pentru determinarea compoziției chimice.
- Difrakția de raze X (**XRD**) pentru caracterizarea structurii cristaline a materialelor utilizate.
- Spectroscopia în infraroșu cu transformată Fourier (**FT-IR**) pentru identificarea grupărilor chimice de pe suprafață.

Scopul cercetării a fost de a analiza efectul modificării suprafeței implanturilor din aliaj de titan (Ti6Al4V) prin aplicarea unui strat de hidroxiapatită. Studiul a vizat evaluarea caracteristicilor morfologice, structurale și chimice ale suprafețelor implanturilor tratate, precum și impactul acestora asupra osteointegrării.

3.1. Materiale utilizate, obținerea probelor experimentale și metode de evaluare utilizate

În cadrul acestui studiu, implanturile dentare analizate au fost realizate din aliaj de titan Ti6Al4V, un material recunoscut pentru biocompatibilitatea și rezistența sa superioară. Implanturile utilizate, furnizate de Biotec Dental Implants System, au avut dimensiuni standardizate de 3.0 mm în diametru și 11.5 mm în lungime. Aceste dimensiuni le fac potrivite pentru pacienți cu spații dentare înguste sau densitate osoasă redusă. Implanturile studiate au fost supuse unor tratamente de suprafață avansate pentru a îmbunătăți osteointegrarea, procesul esențial prin care implantul devine parte integrantă a osului maxilar.

Un factor important în integrarea implanturilor în structura osoasă este textura suprafeței acestora. Studiile arată că implanturile cu suprafețe tratate prezintă o osteointegrare mai rapidă și o stabilitate mai mare decât cele cu suprafață netedă. Pentru a îmbunătăți aceste caracteristici, implanturile utilizate în această cercetare au fost tratate prin două metode:

- SLA (Sablare + Gravare cu Acid) – tehnică ce presupune crearea unor micro-cavități pe suprafața implantului printr-o combinație de sablare mecanică și gravare chimică, favorizând astfel adeziunea celulară.

- RBM (Resorbable Blast Media) – metodă care alterează fizic suprafața implantului folosind particule biocompatibile resorbabile, facilitând coeziunea cu țesutul osos.

Pentru această cercetare, suprafața implanturilor a fost modificată prin metoda SLA, în care s-au utilizat particule dure de alumina pentru sablare, urmată de o etapă de curățare cu acetonă, etanol și apă distilată. Ulterior, suprafața implantului a fost supusă unui tratament chimic cu acid sulfuric (48%), acid clorhidric (18%) și acid azotic (8%), finalizat prin neutralizare cu soluție de bicarbonat de sodiu. Acest proces a avut drept scop crearea unei suprafețe poroase, ideale pentru interacțiunea optimă dintre implant și os. (Figura 3.1).

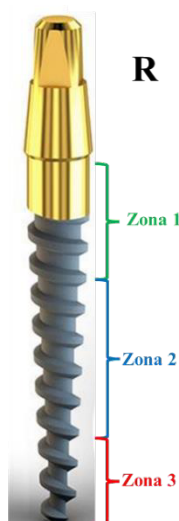


Figura 3.1. Aspectul implanturilor utilizate în studiu cu evidențierea zonelor de interes investigate

Utilizarea hidroxiapatitei pentru îmbunătățirea suprafeței implantului

Pentru a spori osteointegrarea, s-a utilizat hidroxiapatita, un compus mineral care imită structura osului uman. Pulberea de hidroxiapatită utilizată în acest studiu a fost achiziționată de la Plasma Biotel Limited UK și a fost aplicată pe suprafața implantului printr-un proces de abraziune cu aer. Aceasta a avut rolul de a îmbunătăți aderența celulară, de a stimula regenerarea osoasă și de a crea un strat biologic activ, favorabil integrării în țesuturile adiacente.

Hidroxiapatita este un material bioactiv cu capacitatea de a interacționa cu țesutul osos, facilitând legătura directă dintre implant și os. Sub formă de pulbere fină, aceasta a fost utilizată pentru a curăța suprafața implantului fără a deteriora structura acestuia. (Figura 3.2).



Figura 3.2. Aspectul pulberii de hidroxiapatită utilizată experimental

Obținerea probelor experimentale

Procesul de modificare a suprafeței implanturilor a fost realizat în cadrul Universității Naționale de Știință și Tehnologie Politehnica București, utilizând echipamente specializate pentru depunerea materialelor pe substraturi metalice. Procedura a constat în expunerea implantului la un flux controlat de particule de hidroxiapatită, asigurând o acoperire uniformă a suprafeței acestuia. Ulterior, probele astfel modificate au fost supuse unor analize detaliate pentru a evalua distribuția și aderența straturilor de hidroxiapatită.

Metode de analiză a suprafeței implanturilor

Pentru a evalua impactul modificărilor de suprafață asupra implanturilor dentare, au fost utilizate mai multe metode avansate de analiză:

→ Microscopia Electronică cu Baleiaj (SEM) și Spectroscopia de Radiații X cu Dispersie de Energie (EDS)

Această metodă a fost utilizată pentru a analiza morfologia suprafeței implantului, textura, compoziția chimică și caracteristicile structurale.

SEM utilizează un fascicul de electroni pentru a examina suprafața implantului la o scară microscopică, oferind informații detaliate despre topografia și structura acestuia. (*Figura 3.3*).

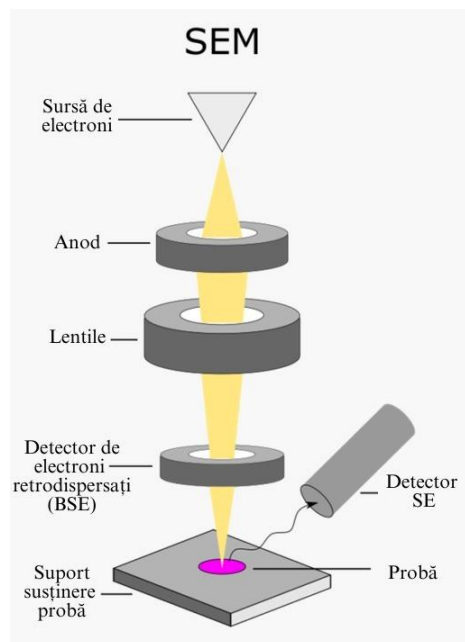


Figura 3.3 Schema microscopului electronic cu baleiaj (SEM) [10]

→ Spectroscopia în Infraroșu cu Transformată Fourier (FT-IR)

Această metodă permite identificarea compușilor chimici prezenți pe suprafața implantului, fiind utilizată pentru analiza modificărilor structurale produse în urma tratamentului de suprafață. (Figura 3.4).

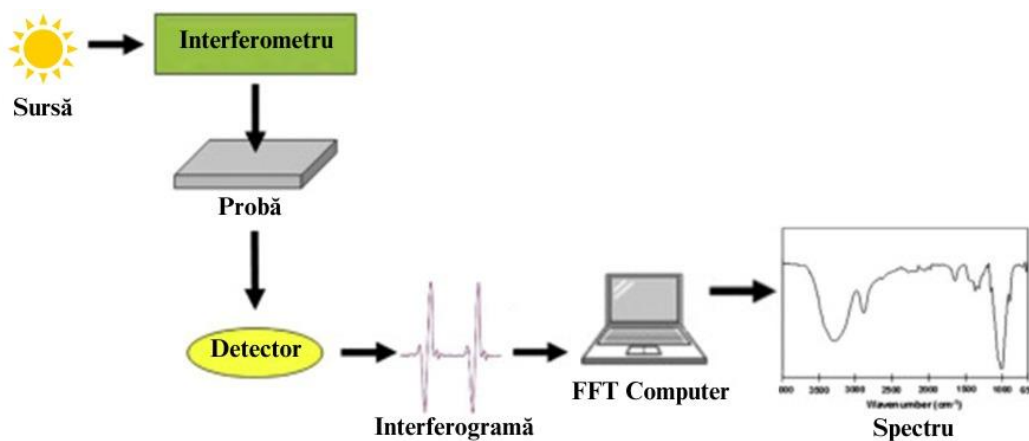


Figura 3.4. Reprezentare schematică a utilizării spectroscopiei în infraroșu cu transformată Fourier (FT-IR) [11]

→ Difrakția de Radiații X (XRD)

Utilizată pentru determinarea structurii cristaline a suprafeței implantului, această tehnică evidențiază modificările compoziționale produse în urma tratamentelor aplicate. (Figura 3.5).

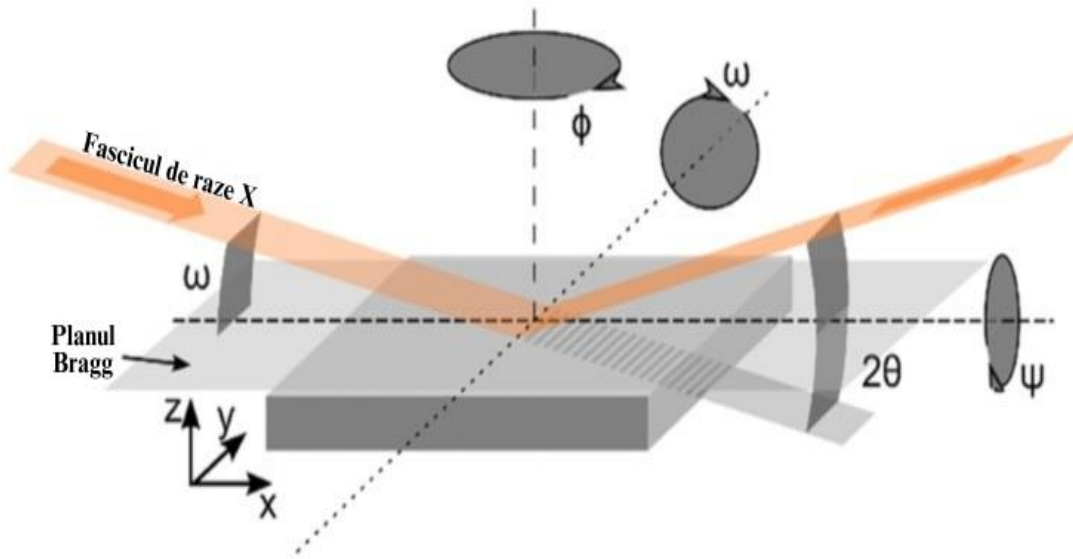


Figura 3.5 Reprezentare schematică a difracției de radiații X (XRD)[12]

→ Determinarea rugozității suprafeței implantului

Rugozitatea suprafeței influențează gradul de osteointegrare și stabilitatea implantului. Măsurătorile rugozității au fost realizate conform standardului internațional ISO 21920-1:2021, care clasifică suprafețele implanturilor în funcție de nivelul de rugozitate. (*Figura 3.6*).

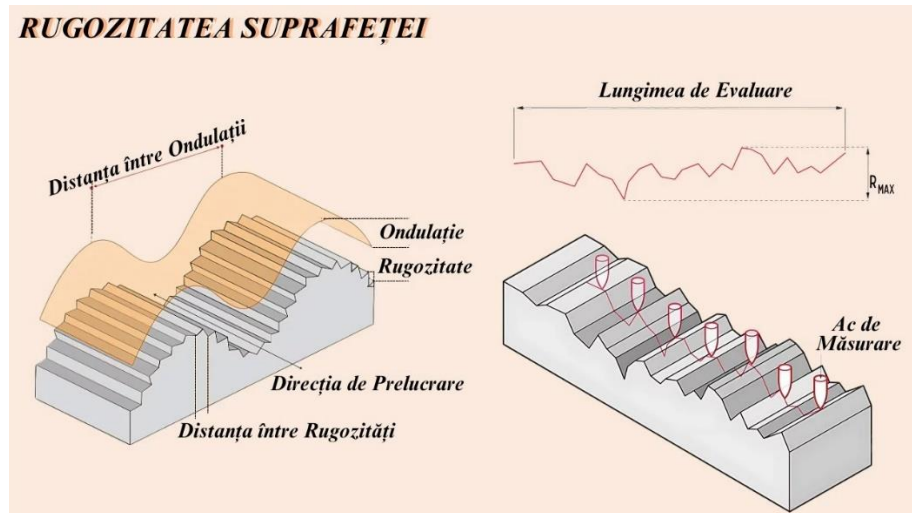


Figura 3.6 Prezentarea schematica a metodei de determinare a rugozității [13]

→ Evaluarea umectabilității suprafeței implantului

Gradul de umectabilitate este determinat prin măsurarea unghiului de contact dintre o picătură de lichid și suprafața implantului.

Suprafețele hidrofile, cu unghi de contact mai mic de 90° , favorizează osteointegrarea, în timp ce suprafețele hidrofobe (unghi $>90^\circ$) pot împiedica acest proces. (Figura 3.7).

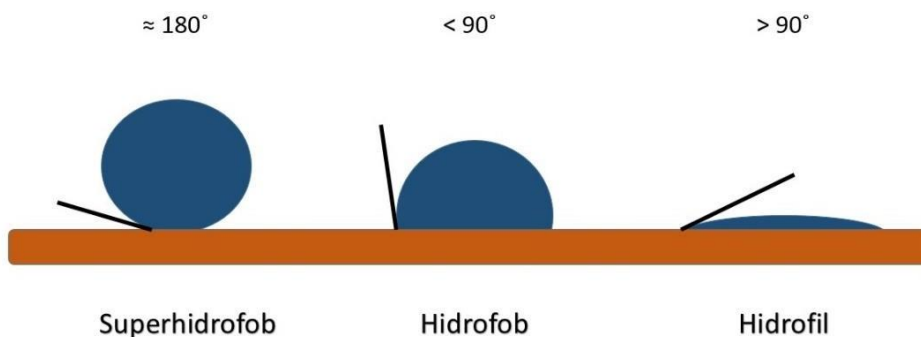


Figura 3.7 Aspectul unei picături de apă depusă pe o suprafață hidrofilă, hidrofobă și superhidrofobă [14]

3.2. Rezultate experimentale și discuții

Analiza suprafețelor implanturilor dentare reprezintă un aspect esențial în îmbunătățirea osteointegrării și a succesului pe termen lung al implanturilor. Acest subcapitol am studiat morfologia și compoziția chimică a implanturilor din aliaj de titan Ti6Al4V, cu suprafață netratată, utilizate ca probă de referință (R). Studiul a fost realizat folosind tehnici avansate de microscopie electronică de baleiaj (SEM) și spectroscopie de radiații X cu dispersie după energie (EDS), precum și prin analiza rugozității suprafețelor și a umectabilității acestora.

Evaluarea morfologiei și compoziției elementale a suprafeței probei de referință (R)

Pentru a înțelege structura suprafeței implanturilor dentare, probele au fost analizate în trei zone distincte. Imaginile SEM au evidențiat designul filetat al implantului și diferențele microscopice apărute ca urmare a proceselor tehnologice de fabricație. S-a observat că suprafața implantului prezintă microcavități și rugozități uniforme, caracteristici favorabile osteointegrării. (Figura 3.8; Figura 3.9; Figura 3.10; Figura 3.11)

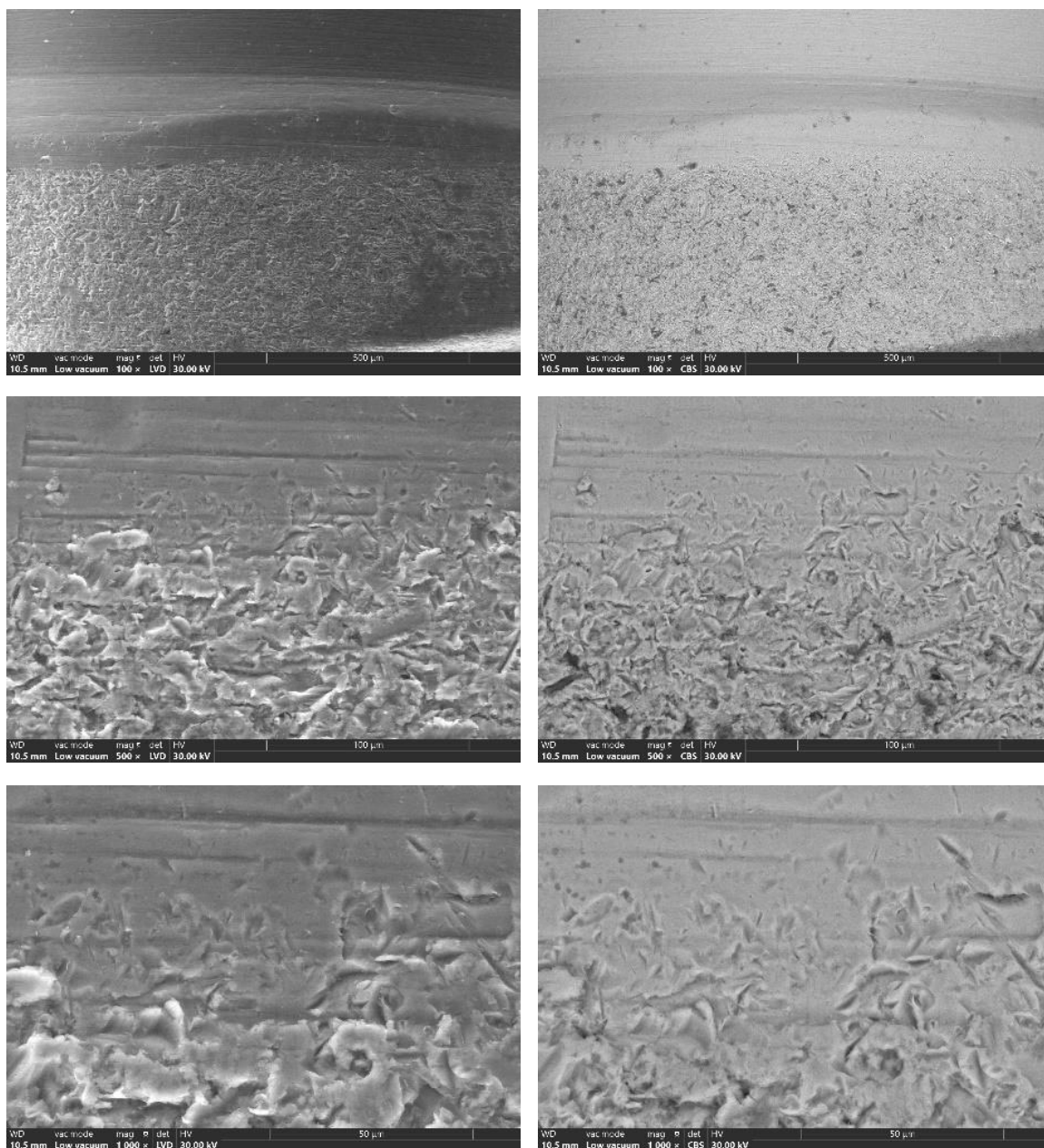


Figura 3.8. Morfologia suprafeței probei martor (R) în zona 1

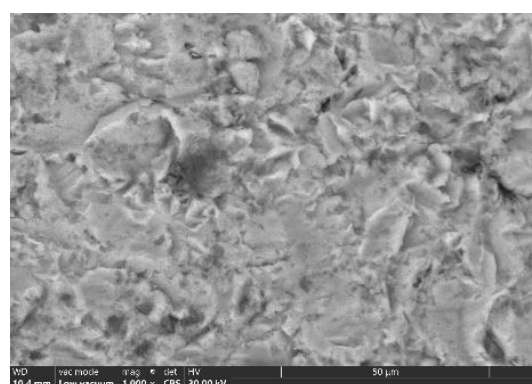
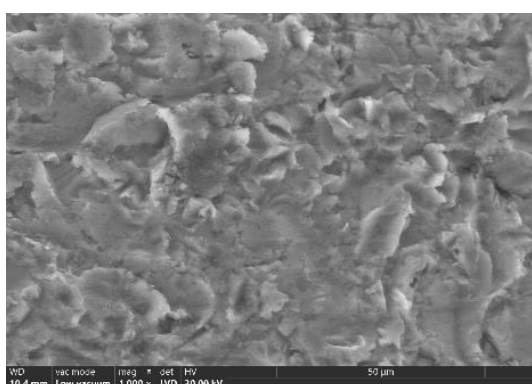
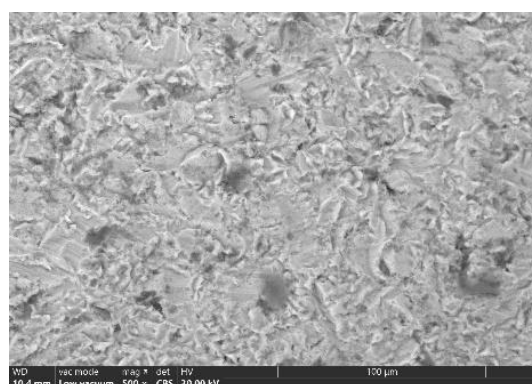
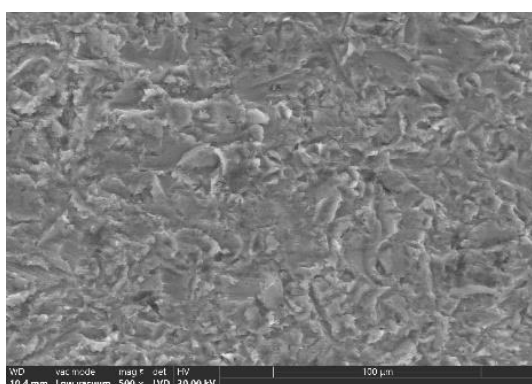
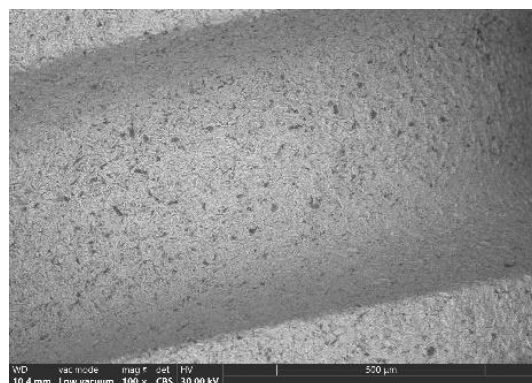
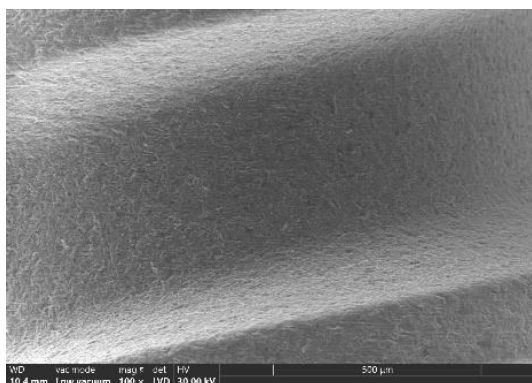
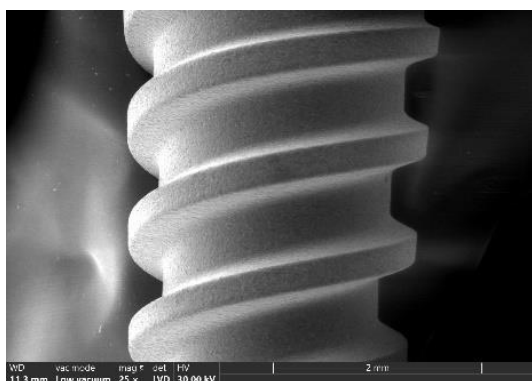


Figura 3.9. Imagini SEM pe proba martor R, zona 2 – între spirele implantului

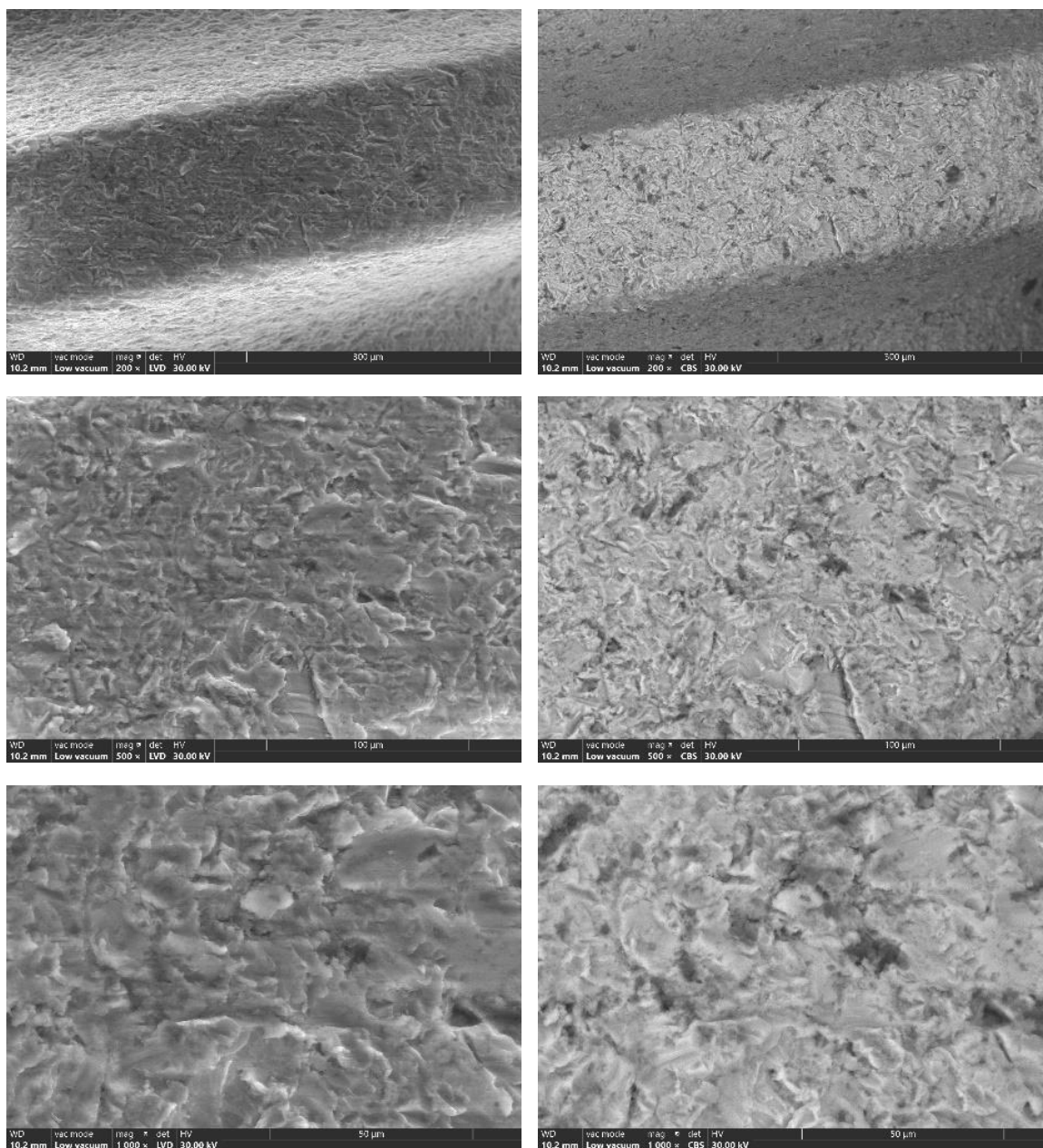


Figura 3.10. Morfologia suprafeței probei martor (R), pe spirele implantului (zona 2)

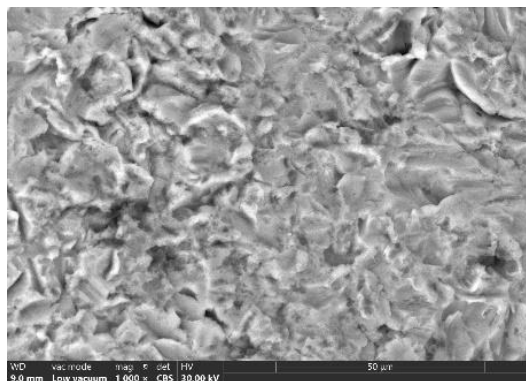
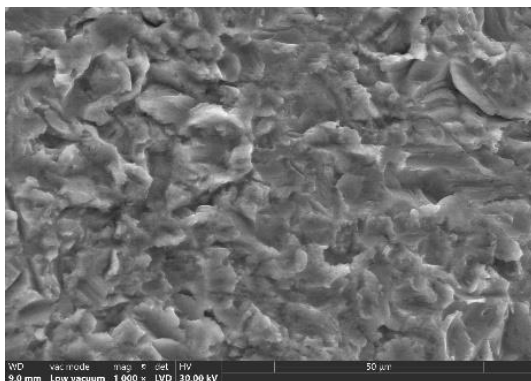
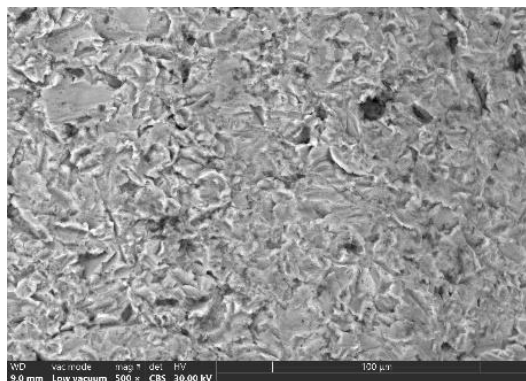
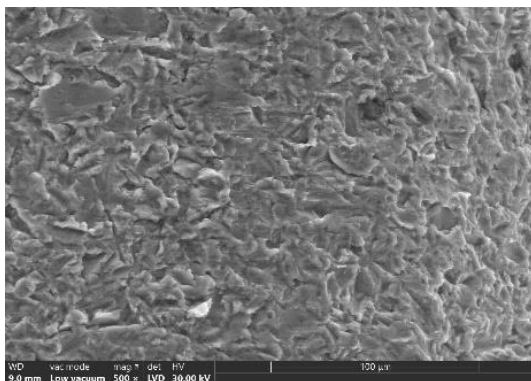
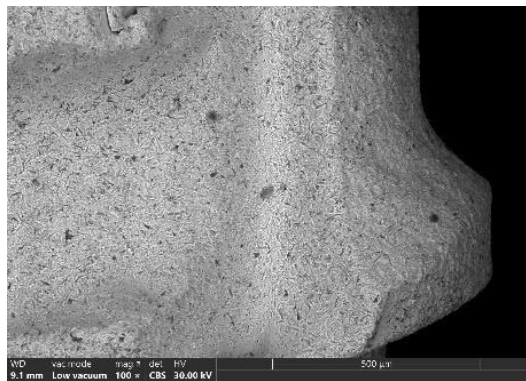
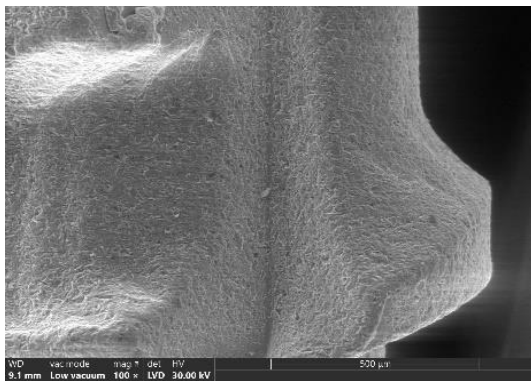
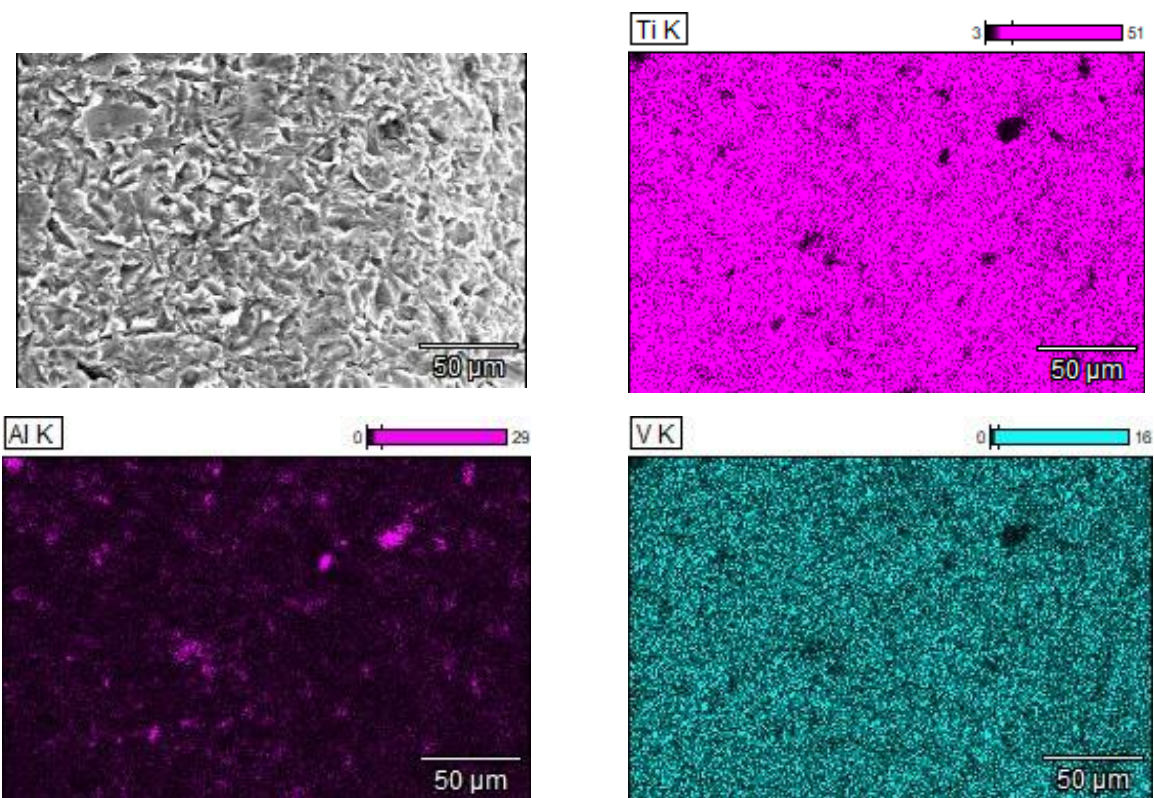


Figura 3.11. Morfologia suprafeței probei martor (R), în zona 3

Suprafețele rugoase contribuie la diferențierea osteoblastelor, în timp ce suprafețele netede favorizează aderarea fibroblastelor. În urma tratamentelor aplicate, suprafețele implanturilor au prezentat o textură caracterizată prin prezența cavităților neregulate și a vârfurilor alternante, ceea ce facilitează formarea țesutului osos.

Pentru caracterizarea compozițională, analiza EDS a fost utilizată pentru a identifica elementele chimice prezente pe suprafața implantului. Rezultatele au confirmat prezența titanului (Ti), aluminiului (Al) și vanadiului (V), caracteristice aliajului Ti6Al4V. Analiza efectuată în trei puncte diferite a evidențiat acumulări de oxigen și aluminiu în anumite zone, indicând faptul că particulele abrazive de alumina utilizate în tratamentele de suprafață nu au fost complet îndepărtate. (*Figura 3.12; Figura 3.13*)



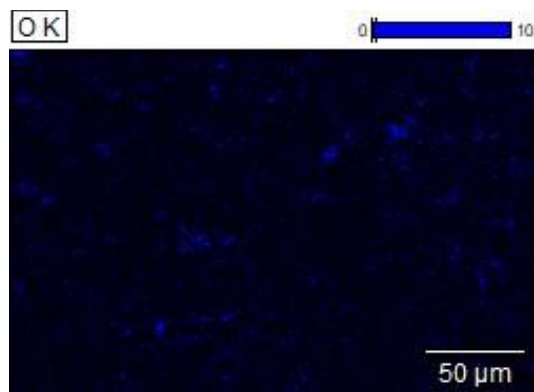
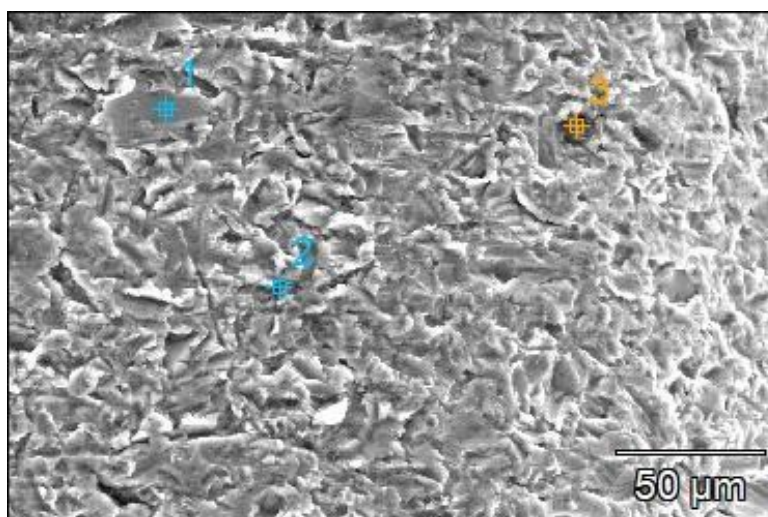


Figura 3.12. Distribuția elementală pe suprafața probei martor (R)



	Procente masice (%)			
Puncte	O	Al	Ti	V
1	0	7,85±0,08	87,40±0,31	4,75±0,09
2	39,53±0,59	25,75±0,11	32,63±0,14	2,10±0,06
3	54,15±0,32	32,49±0,13	12,78±0,07	0,58±0,04

Figura 3.13. Analiza EDS în trei puncte pentru proba martor R

Evaluarea rugozității suprafeței probei de referință (R)

Rugozitatea suprafeței implantului este un factor determinant pentru osteointegrare, influențând interacțiunea dintre implant și os. Parametrii de rugozitate analizați au inclus Ra (rugozitate medie), Rq (rugozitate pătrată medie) și Rz (înălțimea maximă a profilului). Pentru a

obține o analiză detaliată, implantul de referință a fost împărțit în trei zone distincte, iar măsurătorile au fost realizate în multiple puncte extrase dintre spirele implantului. (Figura 3.14; Figura 3.15 – 3.22)

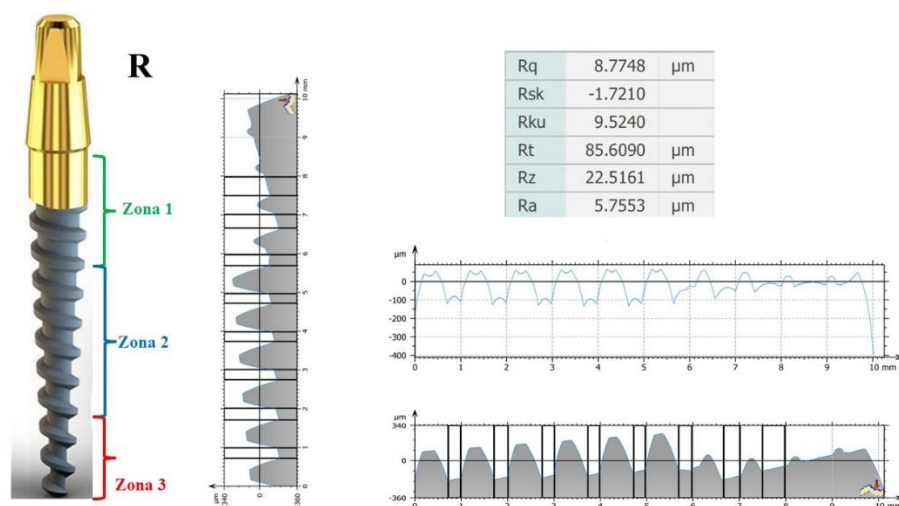


Figura 3.14. Determinarea rugozității implantului R (referința) – față 1. a) Profilul întregului implant R cu evidențierea zonelor extrase pentru determinarea rugozității dintre spire, b) profilul întregului implant R doar pentru zonele extrase, c) profilul de rugozitate a întregului implant R doar pentru zonele extrase și parametrii rezultați

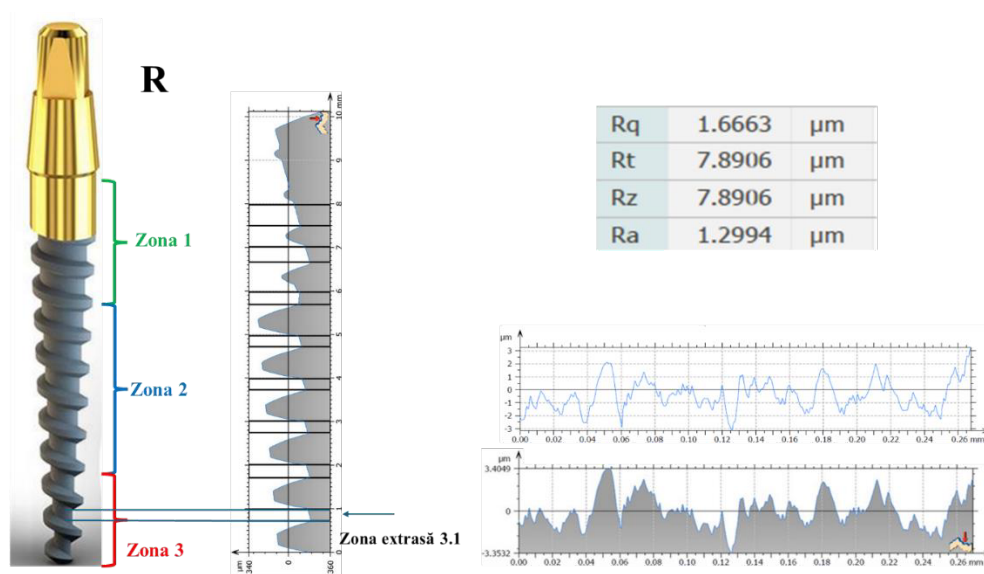


Figura 3.15. Determinarea rugozității zonei extrase 3.1 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

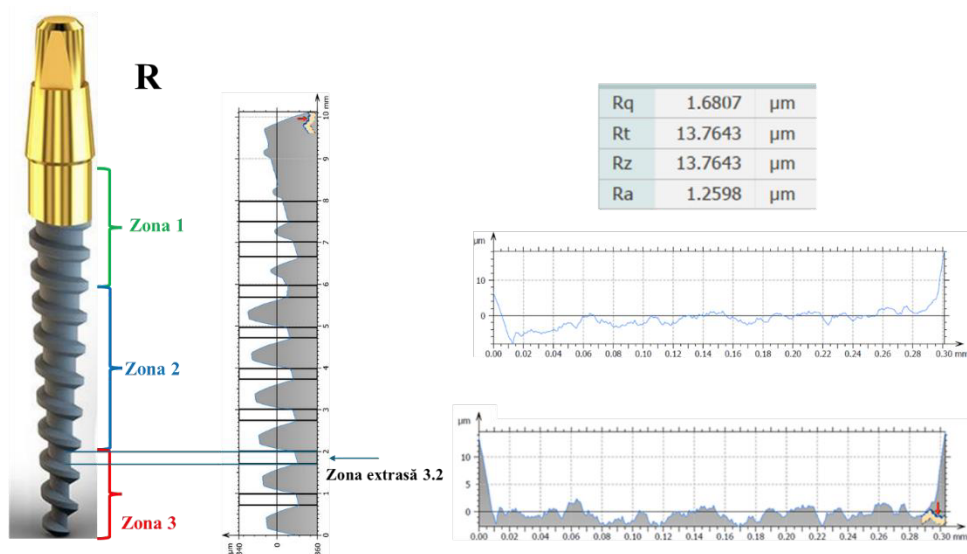


Figura 3.16. Determinarea rugozității zonei extrase 3.2 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

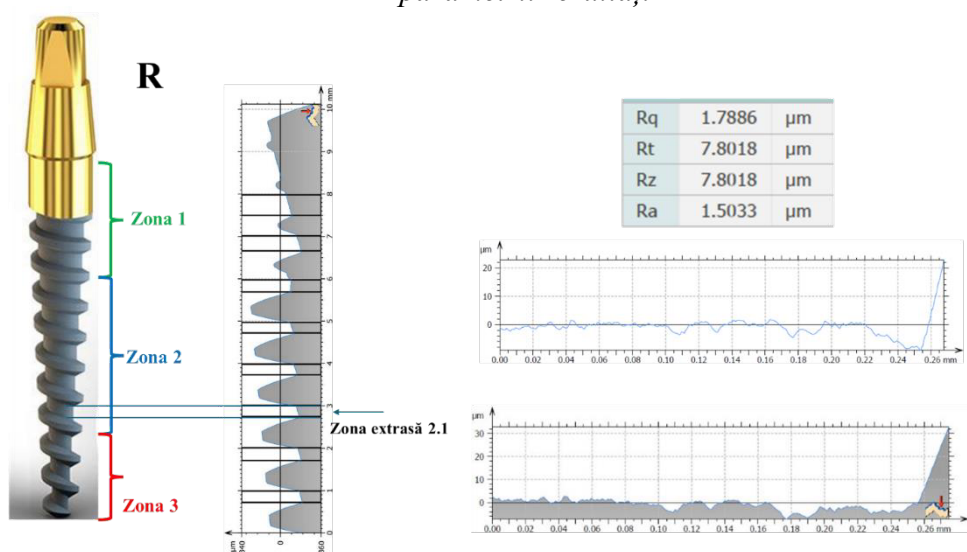


Figura 3.17. Determinarea rugozității zonei extrase 2.1 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

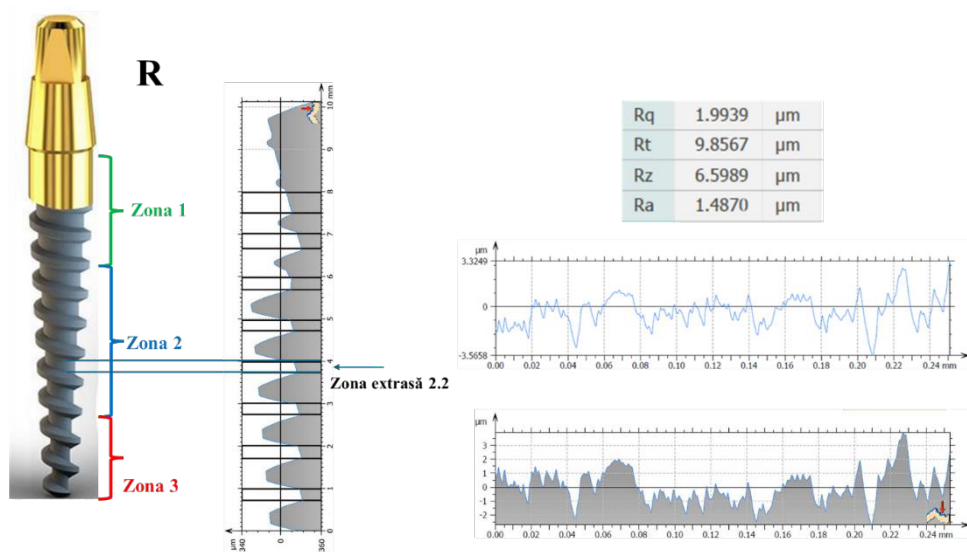


Figura 3.18. Determinarea rugozității zonei extrase 2.2 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

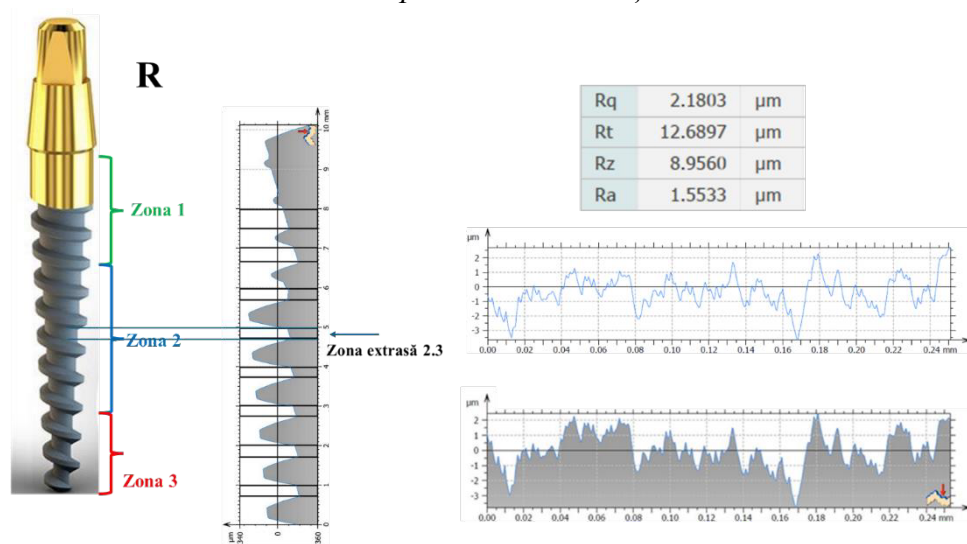


Figura 3.19. Determinarea rugozității zonei extrase 2.3 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

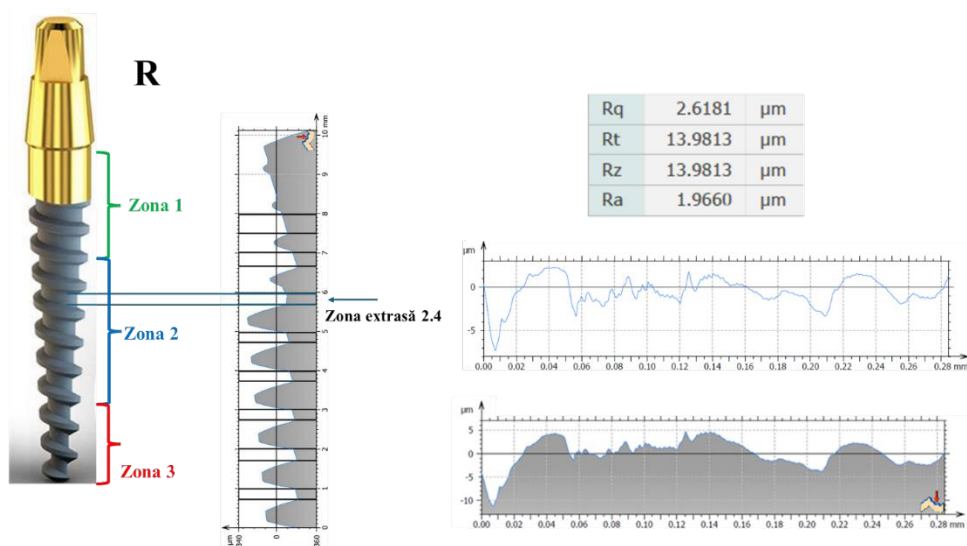


Figura 3.20. Determinarea rugozității zonei extrase 2.4 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

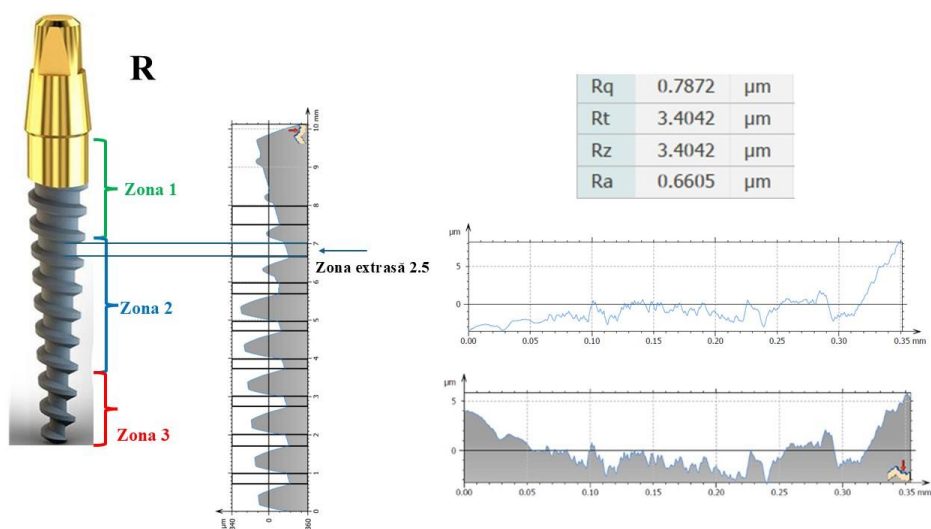


Figura 3.21. Determinarea rugozității zonei extrase 2.5 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

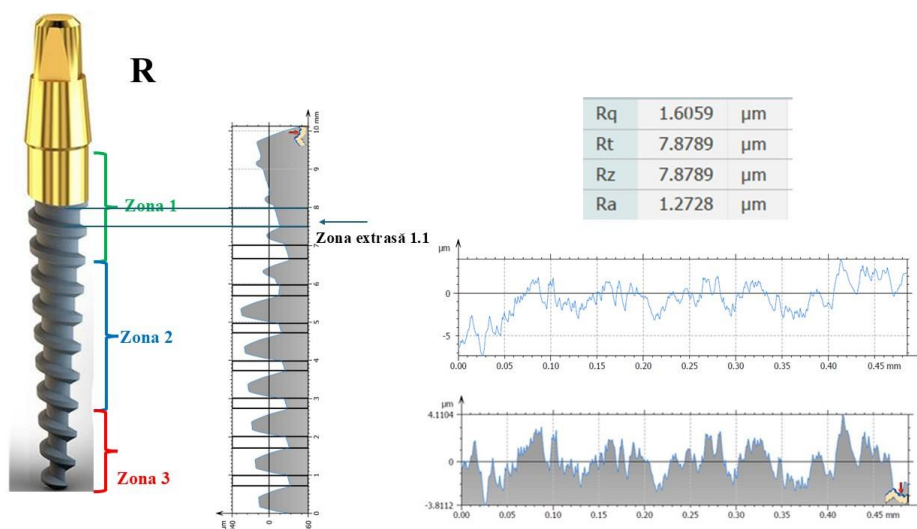


Figura 3.22. Determinarea rugozității zonei extrase 1.1 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați

Valorile obținute pentru parametrii de rugozitate au fost:

Ra – 5,7553 μm

Rq – 8,7748 μm

Rz – 22,5161 μm

Aceste valori indică o suprafață moderat rugoasă, optimă pentru osteointegrare, deoarece suprafețele cu rugozitate crescută oferă o suprafață de contact mai mare și îmbunătățesc aderența celulară.

Efectul topografiei suprafeței asupra interacțiunii celulare

Topografia suprafeței implantului influențează direct procesul de osteointegrare, având un impact asupra interacțiunilor celulelor cu implantul. Studiile experimentale au arătat că suprafețele rugoase favorizează aderența osteoblastelor, în timp ce fibroblastele aderă mai ușor la suprafețele netede. Cercetările au evidențiat trei teorii principale care explică modul în care topografia influențează osteointegrarea:

1. Teoria biomecanică a lui Hansson și Norton – explică distribuția forțelor asupra implantului.[15]
2. Conceptul de osteogeneză de contact – subliniază formarea directă a osului pe suprafața implantului.

3. Ipoteza interacțiunilor celulare controlate de suprafață – evidențiază impactul texturii implantului asupra comportamentului celular. (Figura 3.26)

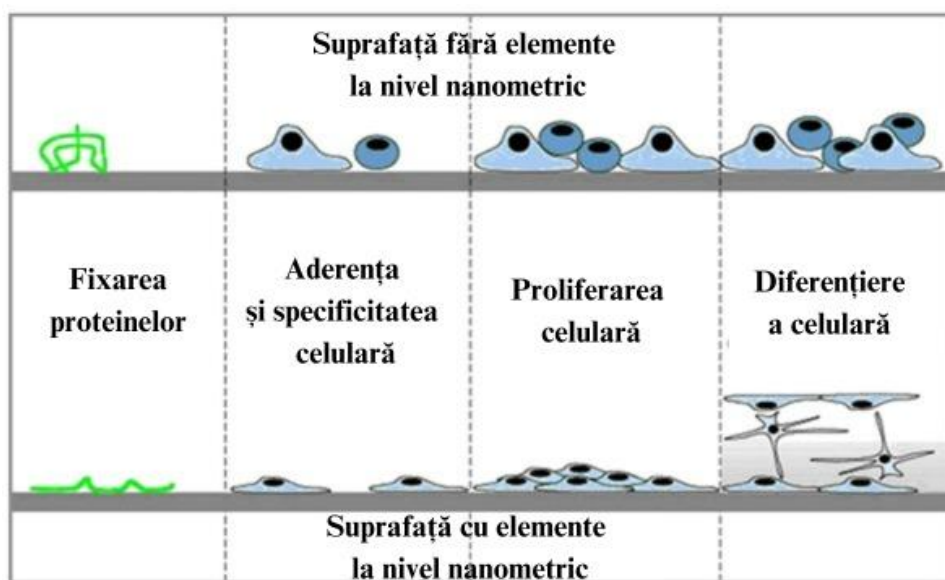


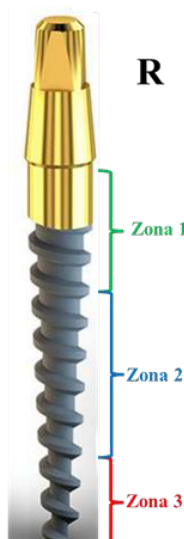
Figura 3.26 Efectul topografiei nanometrice asupra celulelor și adsorbției proteinelor[16]

Evaluarea umectabilității suprafeței probei de referință (R)

Umectabilitatea implantului dentar este un parametru esențial, deoarece influențează aderența proteinelor, interacțiunea celulelor cu implantul și formarea biofilmului bacterian. Capacitatea unei suprafețe de a reține lichid este determinată prin măsurarea unghiului de contact.

- Suprafețele hidrofile (unghi de contact $<90^\circ$) sunt favorabile osteointegrării.
- Suprafețele hidrofobe (unghi de contact $>90^\circ$) pot încetini procesul de integrare osoasă.

Pentru determinarea unghiului de contact s-au utilizat trei lichide de testare: apă distilată, diiodometan și etilenglicol. Măsurătorile au fost realizate la temperatura camerei și umiditate controlată. Rezultatele au indicat că implanturile analizate au prezentat un comportament hidrofil, cu un unghi de contact cuprins între 56° și 57° , ceea ce favorizează osteointegrarea. (Figura 3.27)



R	Unghi de contact (°)			Energia liberă de suprafață, SFE	
	Apă	Diiodometan	Etilenglicol	(mN/m)	
Zona 1	Zona 1	56	32	60	45
	Zona 2	57	30	62	46
	Zona 3	56	32	59	46

Figura 3.27. Valorile energiei libere de suprafață și ale unghiului de contact pentru proba martor R

CAPITOLUL 4. MODIFICAREA SUPRAFEȚEI IMPLANTURILOR DENTARE PRIN TRATARE CU BIO CERAMICĂ UTILIZÂND PROCESUL DE ABRAZIUNE ȘI CARACTERIZAREA SUPRAFEȚELOR ACESTOR IMPLANTURI

Acest capitol analizează modificările suprafeței implanturilor dentare utilizând bioceramica, în special hidroxiapatita, printr-un proces de abraziune cu aer. Cercetarea se axează pe caracterizarea suprafețelor modificate ale implanturilor și pe impactul acestora asupra osteointegrării.

4.1. Materiale și metode

Hidroxiapatita (HA) are formula chimică $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ și un raport Ca/P de 1,67, fiind un compus esențial în structura osului uman. Totuși, apatitele biologice diferă semnificativ de hidroxiapatita stoechiometrică prin cristalinitate mai scăzută, dimensiuni mai mici ale cristalelor și o solubilitate mai mare. Această variabilitate în compoziția minerală influențează integrarea implanturilor dentare în os.

Pentru a imita structura minerală osoasă, s-au dezvoltat tehnologii avansate de acoperire a implanturilor dentare cu hidroxiapatită, menite să îmbunătățească osteointegrarea. Printre cele mai utilizate metode de modificare a suprafeței se numără abraziunea cu aer, care presupune depunerea controlată a particulelor de hidroxiapatită pe suprafața implantului. (Tabelul 4.1)

Tabelul 4.1. Comparații chimice și structurale între componenta minerală a osului, smalțului și dentinei, în comparație cu hidroxiapatita sintetică (HA).

Compoziție (% gravimetrice)	HA	Smalț	Dentină	Os
Ca	39,68	36,50	35,10	34,80
P	18,45	17,10	16,90	15,20
Raport molar Ca/P	1,67	1,63	1,61	1,71
Fază anorganică totală	100	97	70	65
Fază organică totală	-	1,50	20	25
Apă	-	1,50	10	10
Caracteristici cristalografice: parametri de rețea ($\pm 0,003 \text{ \AA}$)				
a = b ($\text{\AA}$)	9,418	9,441	9,421	9,410
c ($\text{\AA}$)	6,883	6,880	6,887	6,890
Indice de cristalinitate	100	70 - 75	33 - 37	33 - 37

Cercetările au demonstrat că utilizarea pulberilor osteoconductoare, cum ar fi biosticla și hidroxiapatita, contribuie la restabilirea bioactivității suprafețelor implanturilor și la îmbunătățirea capacității de re-osteointegrare. Totuși, influența acestui tratament asupra proprietăților fizico-chimice ale suprafeței implantului și asupra comportamentului său de dizolvare nu a fost suficient explorată.

Acest studiu își propune evaluarea abraziunii cu aer asociate cu hidroxiapatită ca metodă de modificare a suprafeței implanturilor dentare din aliaj Ti6Al4V, analizând în ce măsură această tehnică poate îmbunătăți osteointegrarea și interacțiunea implant-os.

Modificarea suprafeței implanturilor prin tratare cu bioceramică utilizând procesul de abraziune

Pentru tratarea suprafeței implanturilor, hidroxiapatita a fost depusă prin abraziune utilizând un dispozitiv specializat conectat la un compresor de aer. Implanturile au fost clătite cu apă deionizată și uscate înainte de aplicarea tratamentului. Procesul a fost realizat în două condiții experimentale:

- La o presiune de 0,21 MPa și un timp de pulverizare de 2 minute.
- La o presiune de 0,41 MPa și un timp de pulverizare de 4 minute.

Tabelul 4.2 prezintă parametrii procesului de abraziune pentru fiecare probă testată.

Codificare probă	Parametrii procesului de abraziune	
	Presiune (MPa)	Timp (min.)
R	-	-
P1	0,21	2
P2	0,41	4

4.2. Metode moderne de modificare a suprafeței implanturilor dentare

Diferite tratamente de suprafață sunt utilizate pentru îmbunătățirea osteointegrării implanturilor dentare. Aceste modificări pot altera topografia, morfologia și chimia suprafeței implanturilor. De exemplu, suprafețele rugoase favorizează osteointegrarea mai bine decât cele netede. Unele dintre metodele utilizate includ:

- Sablarea cu particule de dioxid de titan (TiO₂) pentru a modifica rugozitatea suprafeței implanturilor.

- Gravarea acidă pentru a îmbunătăți aderența celulelor osoase.
- Oxidarea anodică, care crește grosimea stratului de oxid de titan și îmbunătățește interacțiunea cu țesutul osos.

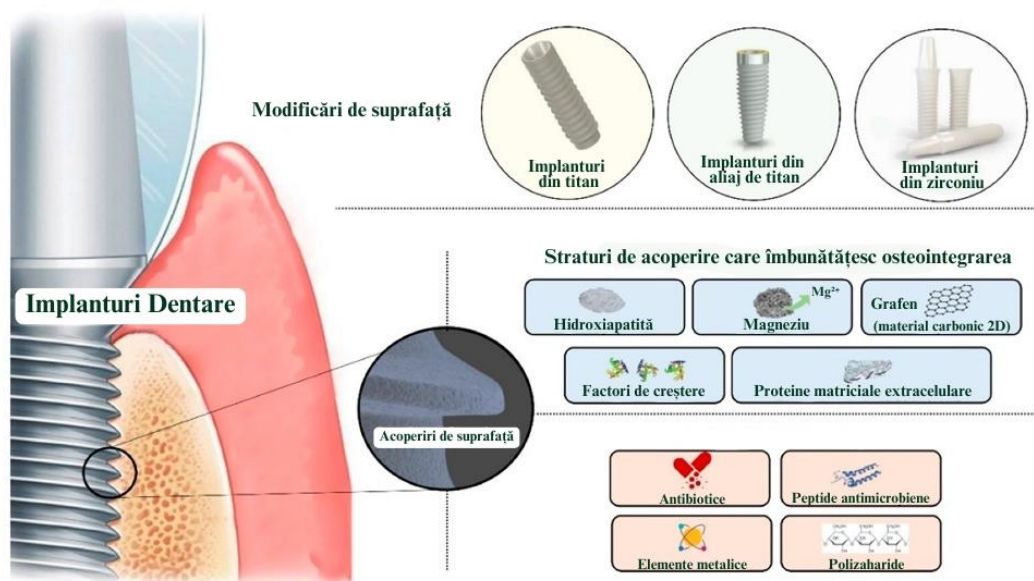


Figura 4.1 Reprezentare schematică a suprafețelor modificate și a acoperirilor funcționale ale implanturilor dentare [17]

Modificarea chimiei suprafeței implanturilor

În plus față de tratamentele mecanice, chimia suprafeței implanturilor poate fi modificată prin procese chimice specifice, cum ar fi tratamentele cu acizi, tratamentele alcaline și utilizarea peroxidului de hidrogen. Aceste modificări influențează biocompatibilitatea și osteointegrarea implanturilor. (Figura 4.2)

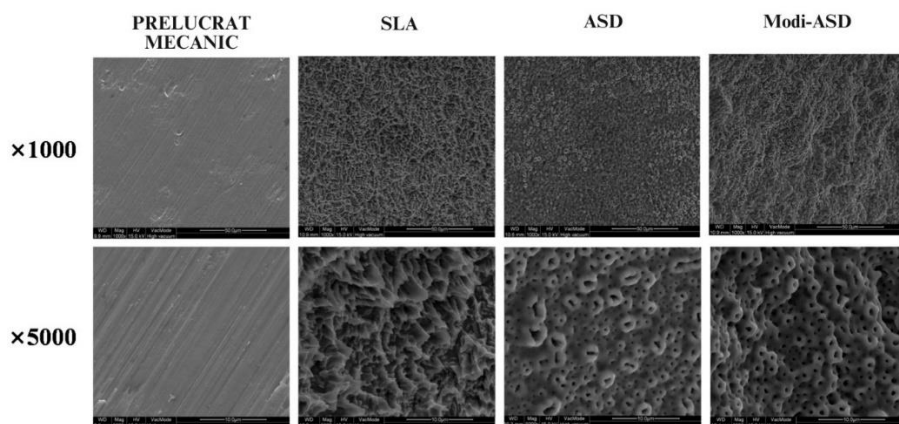


Figura 4.2 Imagini SEM ale substraturilor de titan cu suprafața modificată. SLA: Ti sablat și gravat acid, ASD: Ti anodizat, Modi-ASD: Ti sablat/gravate acid și anodizat [18]

Utilizarea biomoleculelor pentru acoperirea implanturilor

Cercetările recente au demonstrat că tratamentele biologice și biochimice aplicate suprafețelor implanturilor pot contribui la reducerea inflamației și la accelerarea regenerării osoase. Aceste tratamente includ aplicarea de factori de creștere (BMP-2), proteine și enzime, care stimulează formarea de țesut osos în jurul implantului. De asemenea, implanturile pot fi tratate cu antibiotice precum doxiciclina sau tetraciclina, menite să prevină infecțiile postoperatorii și să protejeze zona de inserție a implantului. (Figura 4.4)

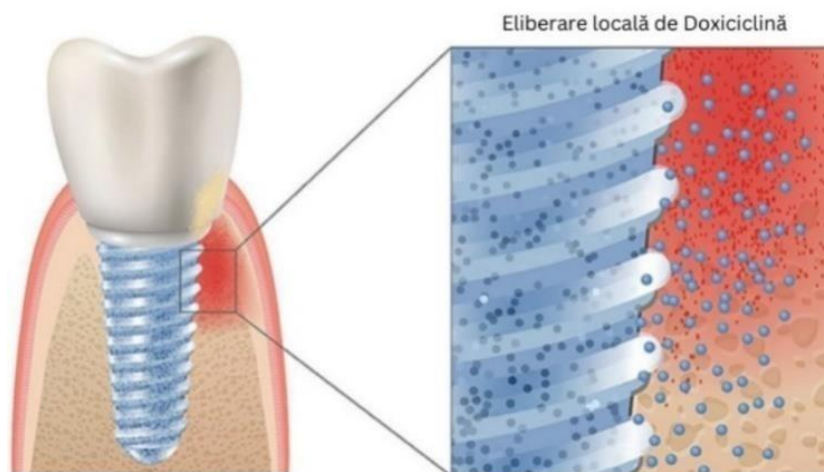


Figura 4.4 Aplicarea unui strat de antibiotic pe implanturi dentare de titan [19]

În ceea ce privește utilizarea tehnologiilor avansate, în ultimii ani s-au dezvoltat metode inovatoare pentru modificarea suprafețelor implanturilor dentare. Printre acestea, ablația cu laser este una dintre cele mai utilizate tehnici, permițând crearea unor structuri microtexturate care îmbunătățesc stabilitatea implantului și interacțiunea cu celulele osoase. O altă metodă de tratament a suprafeței este depunerea prin pulverizare catodică, utilizată în special pentru aplicarea de straturi de hidroxiapatită pe implanturi, crescând astfel biocompatibilitatea acestora. (Figura 4.5; Figura 4.6)

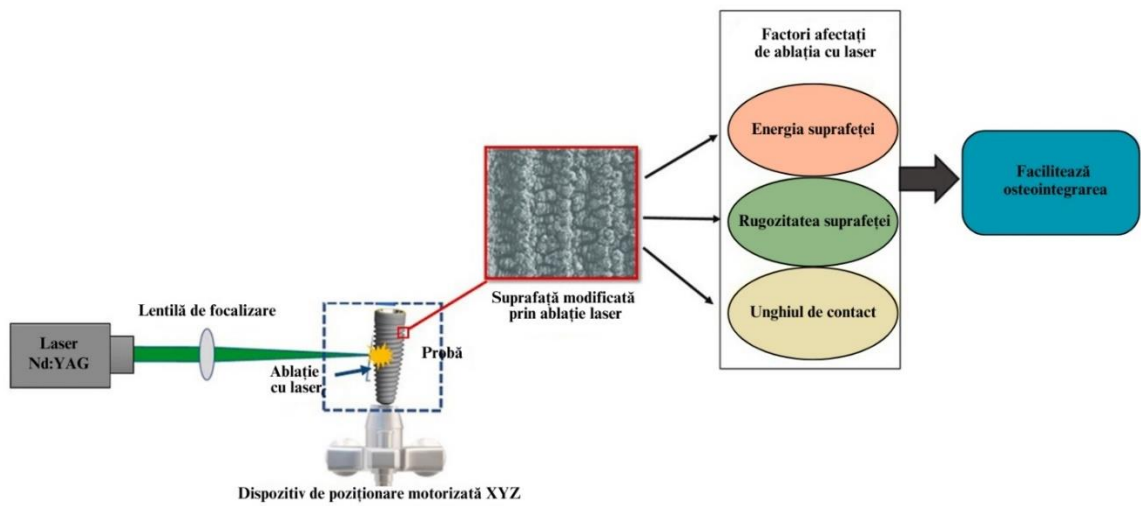


Figura 4.5. Procesul de sablare cu laser aplicat pe suprafața unui implant dentar [20]

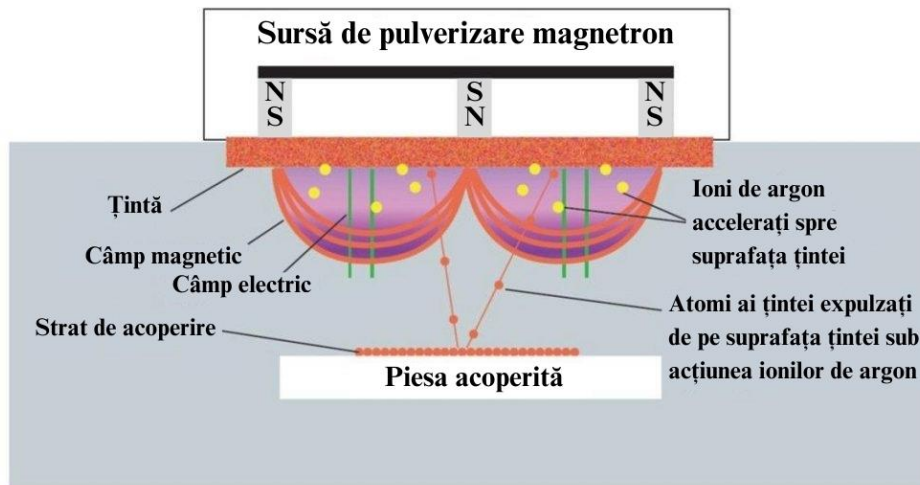


Figura 4.6 Procesul de depunere prin pulverizare catodică pentru un implant dentar din titan. [21]

Acoperirea implanturilor dentare cu hidroxiapatită (HA) este o altă tehnică eficientă utilizată pentru a îmbunătăți osteointegrarea. Acest compus, cu formula chimică $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, este similar mineralelor naturale din structura osoasă, facilitând astfel acceptarea implantului de către organism. Procesul de aplicare a hidroxiapatitei poate fi realizat prin diferite metode, printre care depunerea prin metoda sol-gel, care permite formarea unor straturi uniforme și bioactive pe suprafața implantului. (Figura 4.11; Figura 4.17)

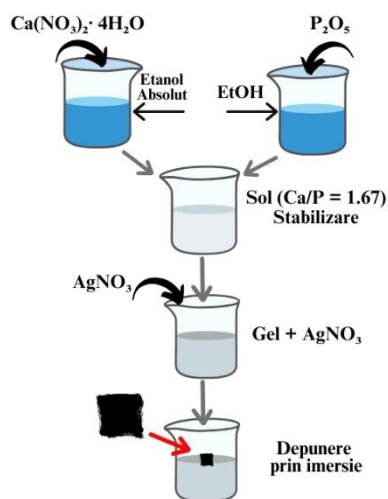


Figura 4.11 Diagrama schematică a metodei sol-gel pentru prepararea stratului compozit Ag/HA.[22]



Figura 4.17 Implanturilor dentare din titan cu un strat de hidroxiapatită (HA) [23]

O altă direcție inovatoare în modificarea suprafeței implanturilor dentare este acoperirea acestora cu medicamente bioactive, menite să îmbunătățească procesul de osteointegrare și să reducă riscul de complicații postoperatorii. Printre substanțele utilizate se numără bifosfonații, care contribuie la creșterea densității osoase, și simvastatina, un compus care stimulează expresia BMP-2, favorizând astfel formarea osoasă în jurul implantului. De asemenea, unele implanturi sunt acoperite cu antibiotice, cum ar fi tetraciclina sau doxiciclina, pentru a preveni dezvoltarea infecțiilor bacteriene în zona de inserție a implantului. (Figura 4.21)

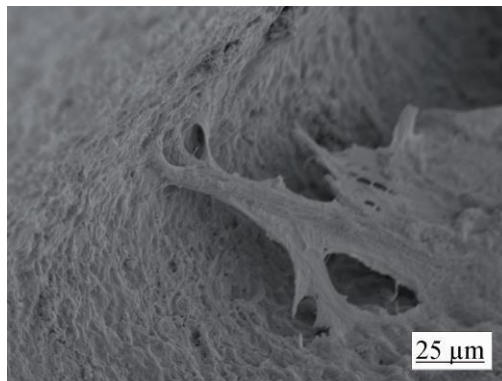
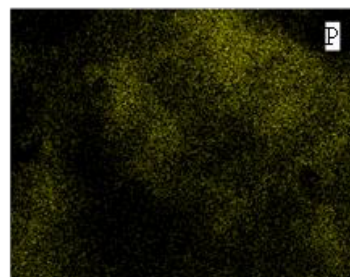
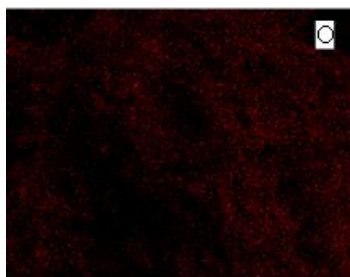
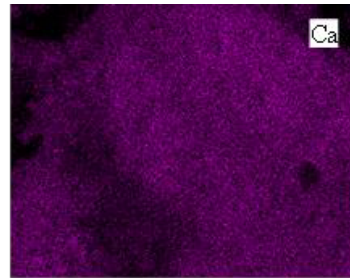
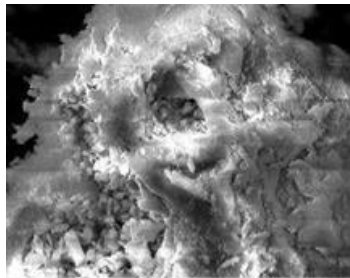
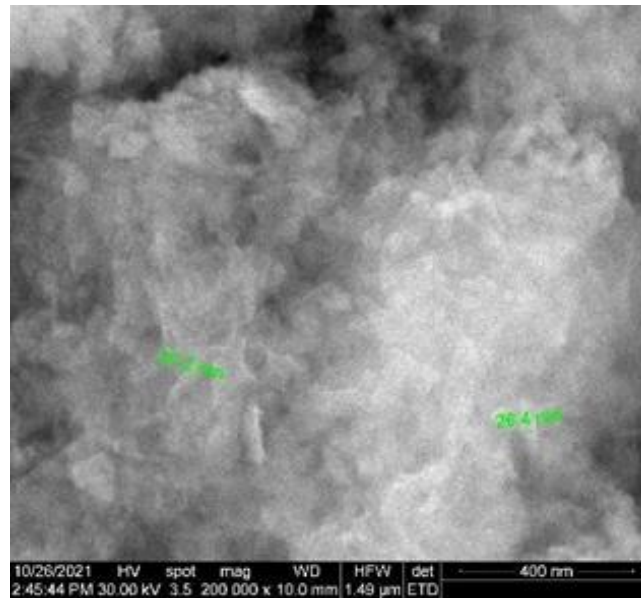
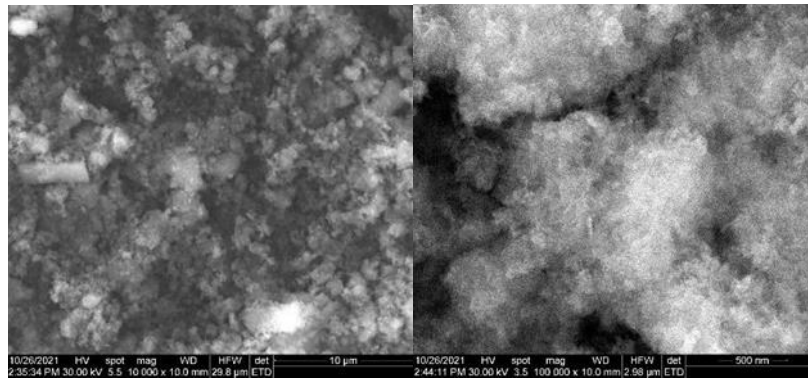


Figura 4.21 Partea apicală a unui implant dentar osteointegrat rupt, tratat cu gravare acidă.

4.3. Rezultate experimentale și discuții

În cadrul acestui subcapitol sunt analizate rezultatele obținute în urma tratamentului suprafețelor implanturilor dentare din titan cu hidroxiapatită, având ca obiectiv îmbunătățirea osteointegrării acestora. Pentru caracterizarea detaliată a suprafețelor tratate, au fost utilizate diverse metode de investigare, printre care microscopia electronică de baleiaj (SEM), difracția de radiații X (XRD), spectroscopia în infraroșu cu transformată Fourier (FT-IR), analiza compoziției chimice prin EDS și determinarea rugozității și hidrofilicității suprafeței implanturilor. Aceste analize au permis evaluarea morfologiei, structurii cristaline și proprietăților chimice ale suprafețelor implanturilor, comparând rezultatele obținute pentru probele tratate în condiții experimentale diferite.

Pentru a determina structura și dimensiunea particulelor de hidroxiapatită utilizate în procesul de modificare a suprafețelor implanturilor, s-au efectuat investigații prin microscopie electronică de baleiaj (SEM). Analizele au arătat că pulberea de hidroxiapatită este formată din aglomerate de cristalite fine cu dimensiuni de 25-29 nm, imposibil de observat individual în imaginile SEM. Totodată, analiza compozițională prin spectroscopie de radiații X cu dispersie de energie (EDS) a confirmat prezența elementelor calciu (Ca) și fosfor (P), esențiale pentru osteointegrarea implantului. (Figura 4.22)



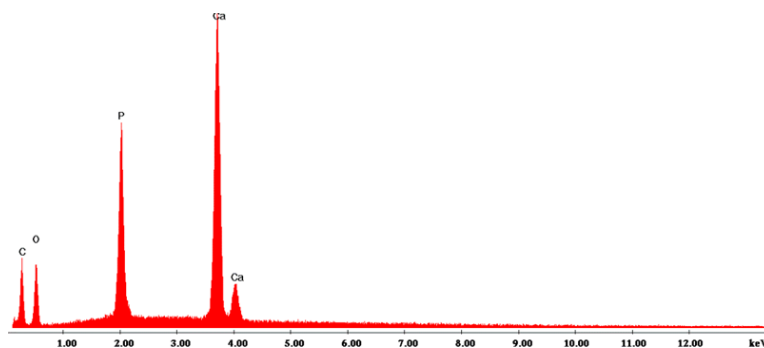


Figura 4.22 Imagini SEM și mapping EDS pentru pulberea de hidroxiapatită

Structura cristalografică a hidroxiapatitei

Pentru a determina fazele cristaline prezente în hidroxiapatită, s-a utilizat difracția de radiații X (XRD). Rezultatele au indicat o structură policristalină, specifică hidroxiapatitei $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, cu prezența unor maxime caracteristice la $2\theta = 25,7^\circ$, $31,85^\circ$ și $32,98^\circ$. Pe lângă hidroxiapatită, analiza a evidențiat și o fază minoritară de fosfat monocalcic (CaHPO_4), sugerând prezența unor compuși suplimentari care pot influența comportamentul implantului în mediul biologic. (Figura 4.23)

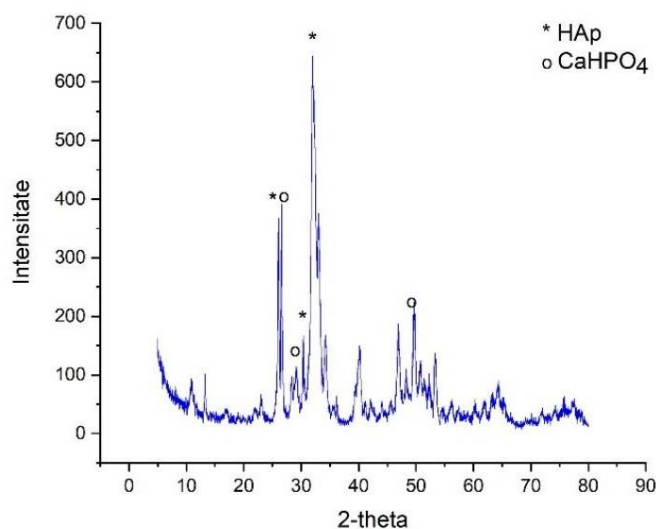


Figura 4.23 Difractograma de raze X pentru HA

Analiza grupărilor funcționale prin spectroscopie FT-IR

Pentru a confirma structura chimică a hidroxiapatitei, a fost utilizată spectroscopia în infraroșu cu transformată Fourier (FT-IR). Spectrul obținut a evidențiat prezența vibrațiilor specifice ale grupărilor fosfat (P-O) la $\sim 560 \text{ cm}^{-1}$, $\sim 604 \text{ cm}^{-1}$ și $\sim 1015 \text{ cm}^{-1}$, precum și a benzilor

corespunzătoare grupelor hidroxil (OH) la $\sim 630\text{ cm}^{-1}$, confirmând astfel natura minerală a materialului depus pe suprafața implanturilor. (Figura 4.24)

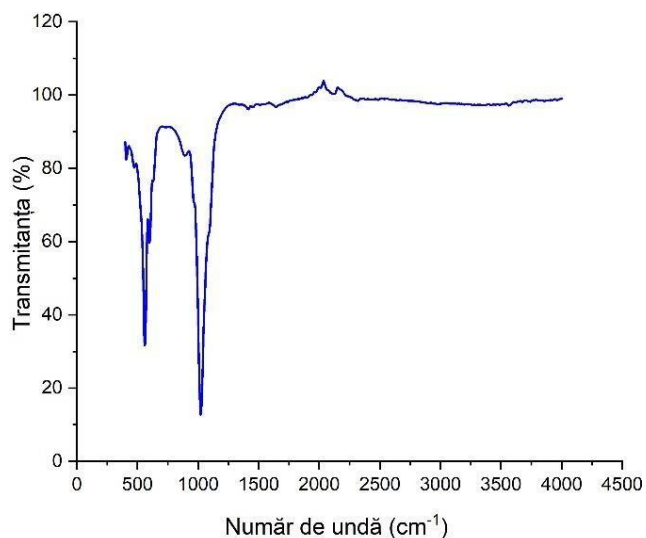


Figura 4.24 Spectrul FT-IR pentru HA

Evaluarea morfologiei suprafețelor implanturilor tratate

Microscopia electronică de baleiaj a fost utilizată pentru a investiga modificările apărute la nivelul suprafețelor implanturilor după tratamentul cu hidroxiapatită. Analizele au fost realizate pentru două probe experimentale, P1 și P2, tratate în condiții diferite de presiune și timp de expunere la abraziunea cu hidroxiapatită.

Rezultatele pentru proba P1, tratată la presiune mai mică și timp redus, au indicat o distribuție neuniformă a hidroxiapatitei, cu zone în care stratul de material depus era incomplet. (Figurile 4.25 – 4.28)

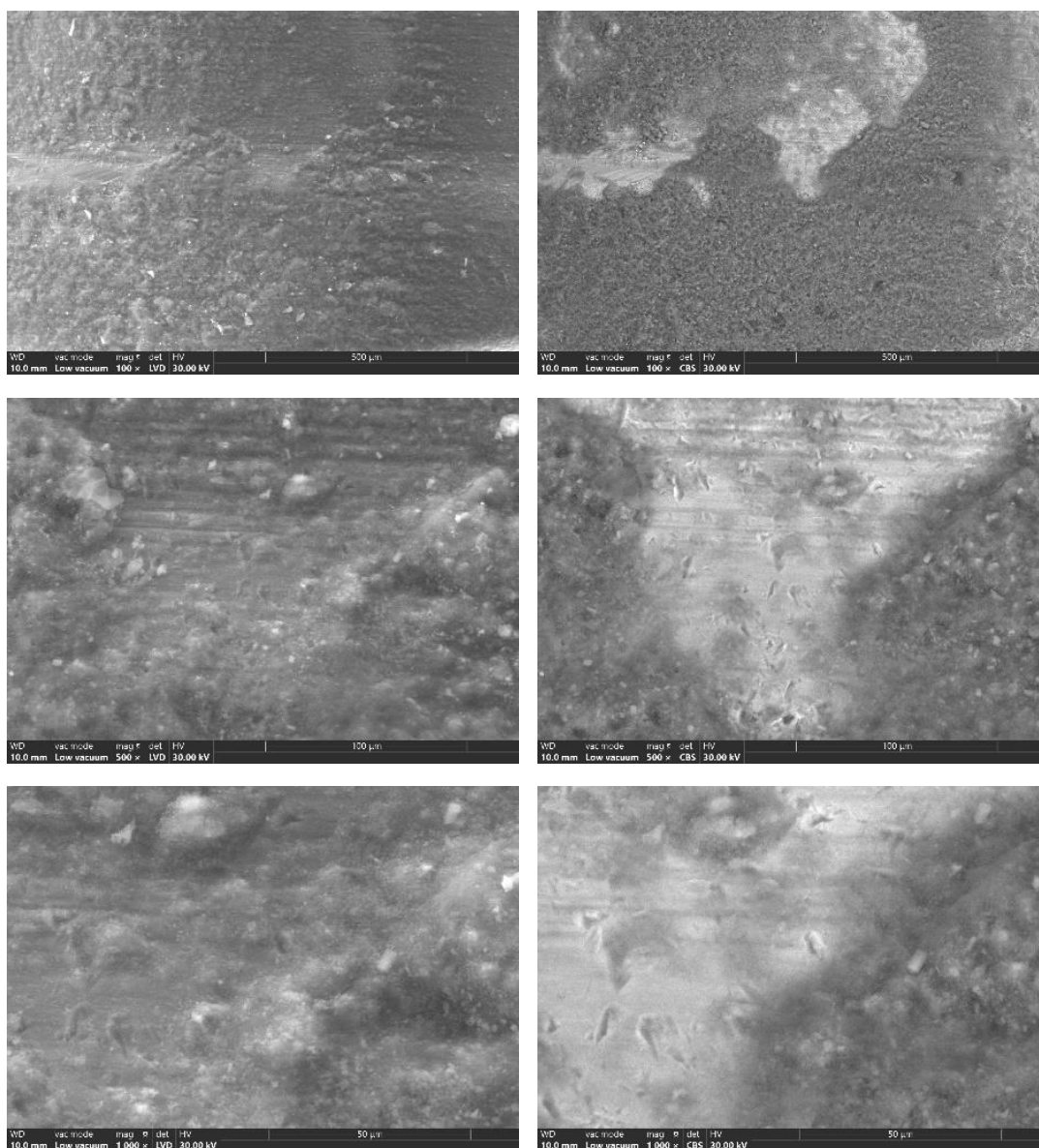


Figura 4.25 Morfologia suprafeței probei P1, în zona 1

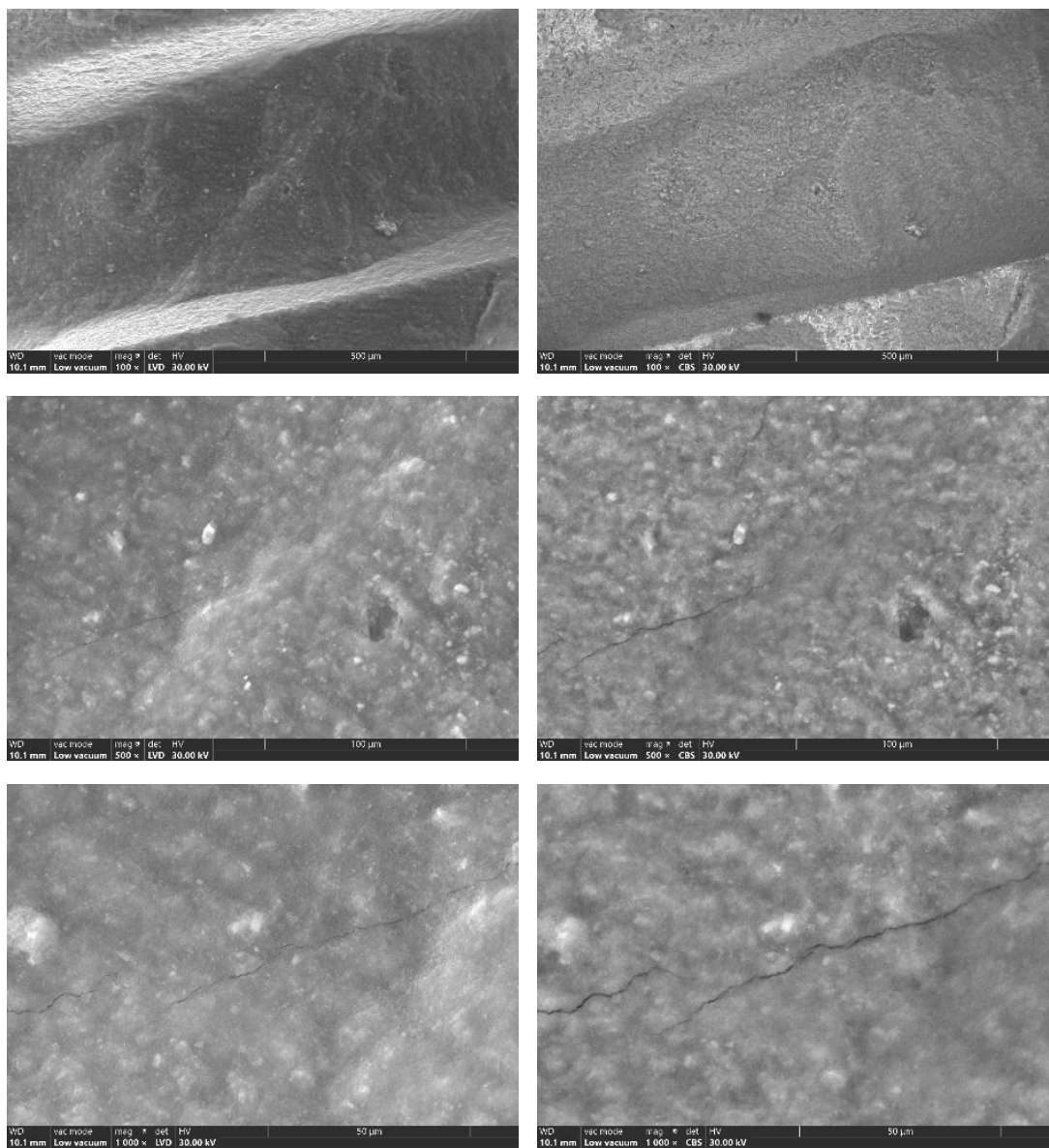


Figura 4.26 Morfologia suprafeței probei P1, în zona 2 – între spirele implantului

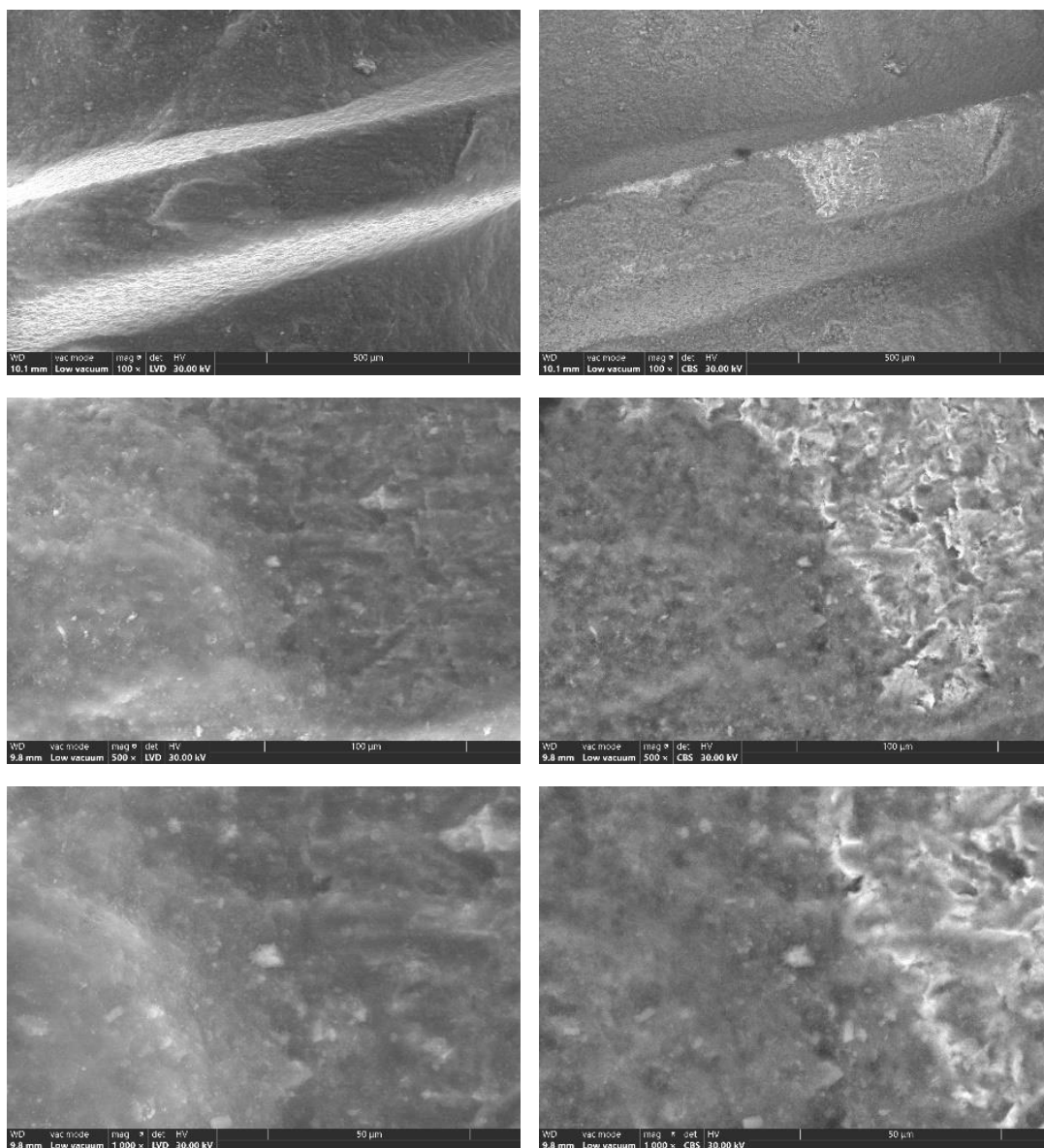


Figura 4.27 Morfologia suprafeței probei P1, în zona 2 – pe spirele implantului

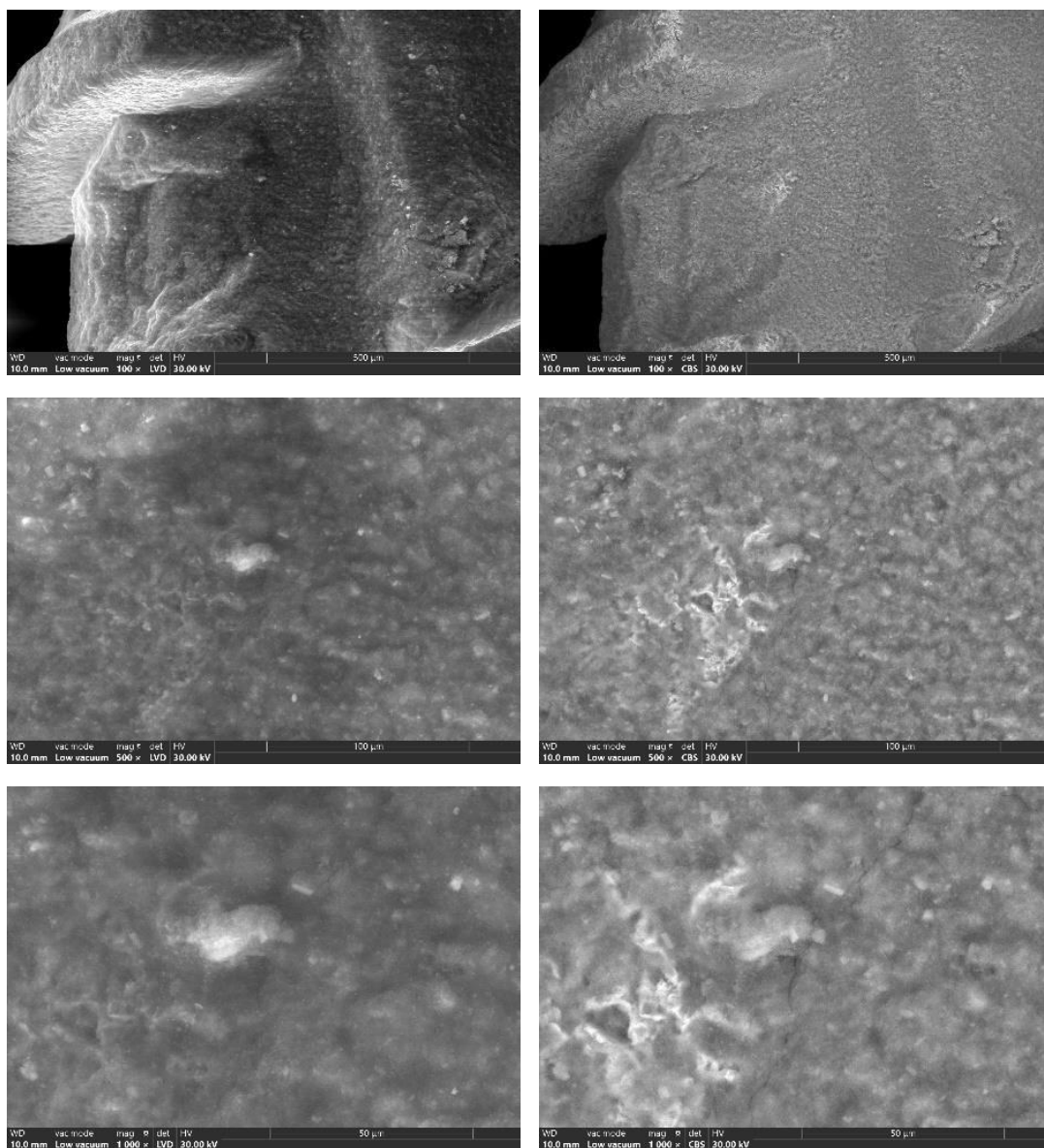


Figura 4.28. Morfologia suprafeței probei P1, în zona 3

Pe de altă parte, proba P2, tratată la o presiune mai mare și un timp mai îndelungat, a prezentat un strat mai omogen, ceea ce sugerează că parametrii de tratament influențează semnificativ distribuția hidroxiapatitei pe suprafața implantului. (*Figurile 4.31 – 4.34*)

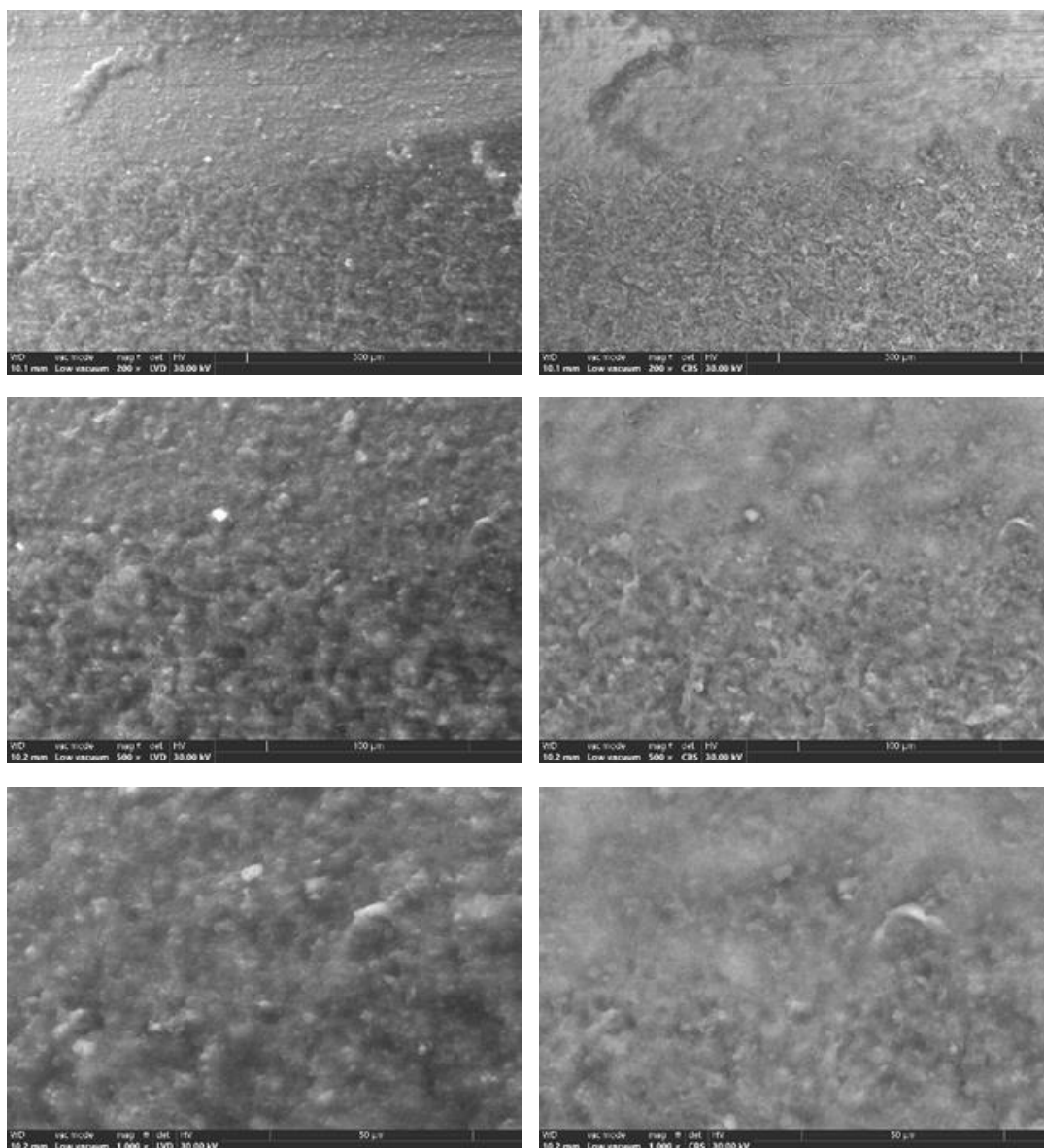


Figura 4.31 Morfologia suprafeței probei P2, în zona 1

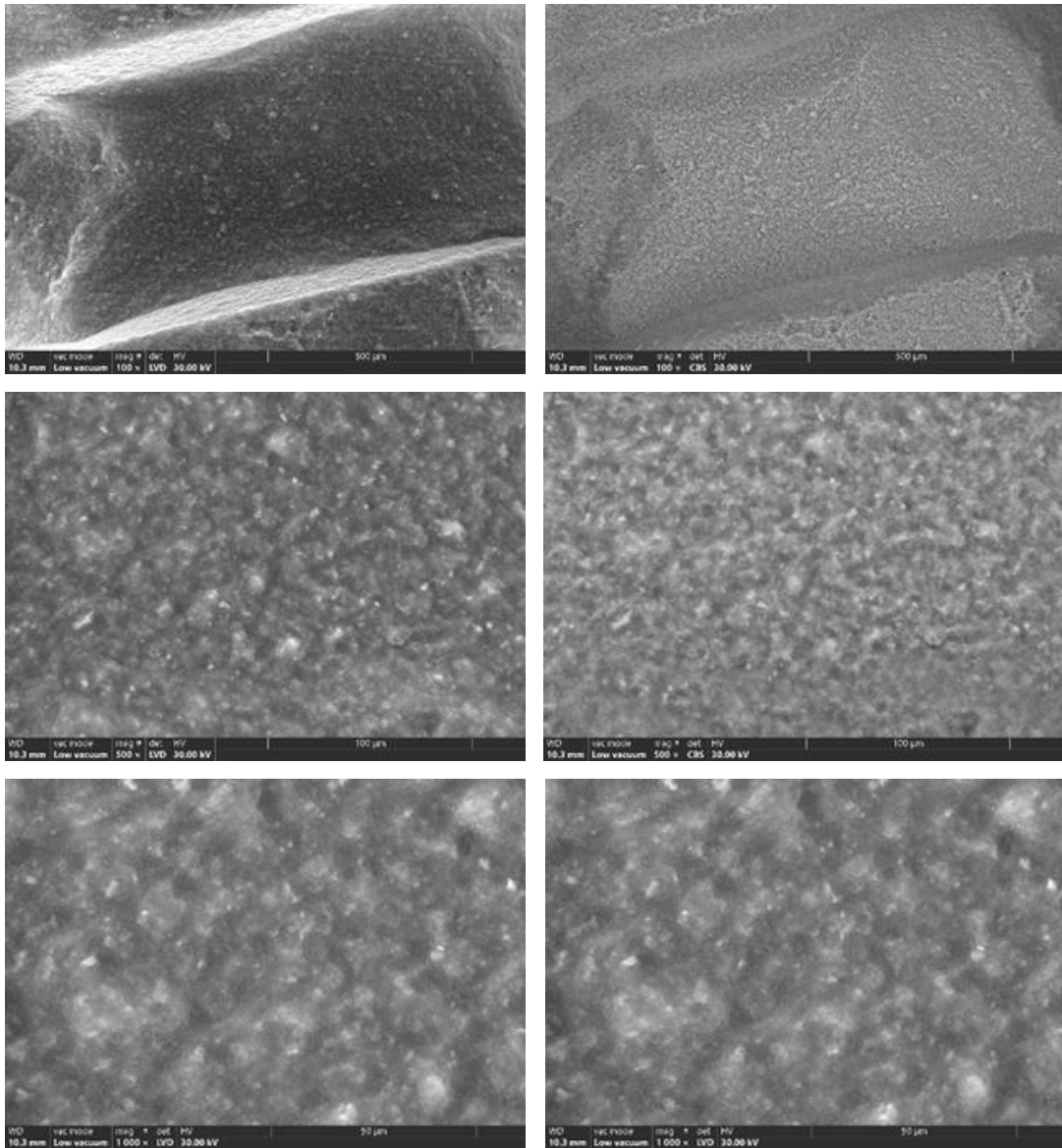


Figura 4.32 Morfologia suprafeței probei P2, în zona 2 – între spirele implantului

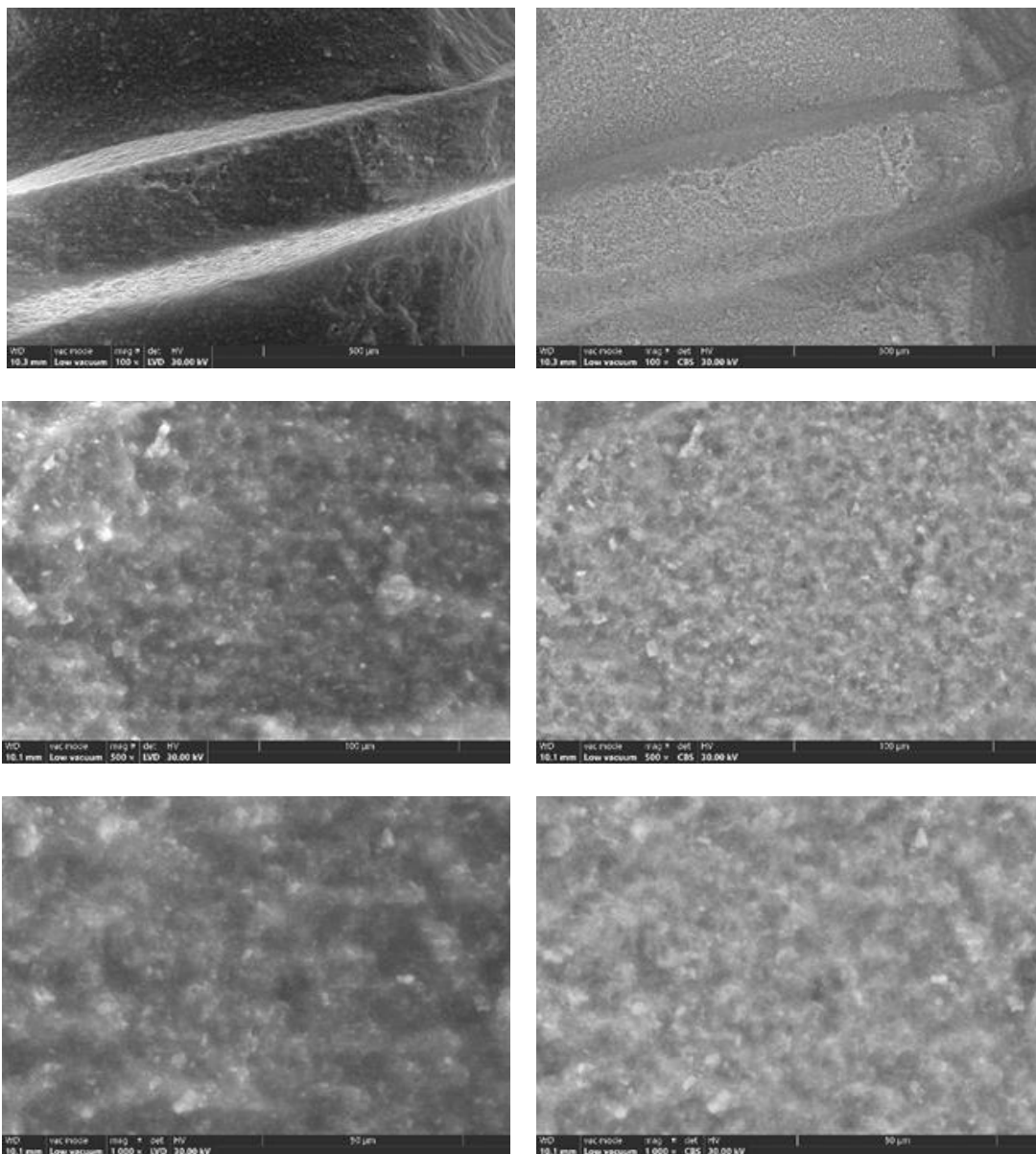


Figura 4.33 Morfologia suprafeței probei P2, în zona 2 – pe spirele implantului

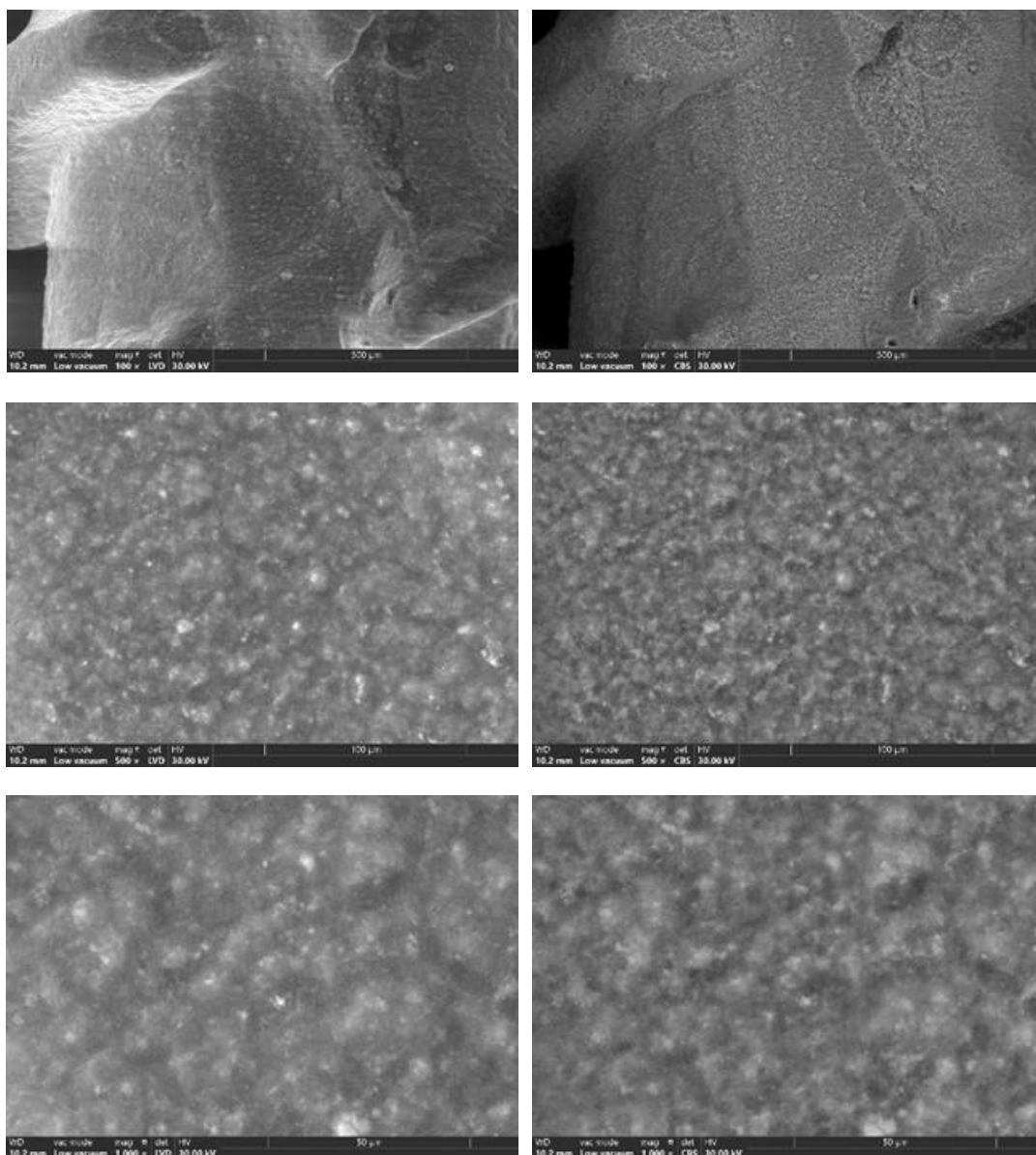


Figura 4.34 Morfologia suprafeței probei P2, în zona 3

Evaluarea rugozității suprafețelor eșantioanelor experimentale P1 și P2

Pentru a determina impactul tratamentului asupra rugozității suprafeței implanturilor, s-au efectuat măsurători ale parametrilor R_a (rugozitate medie), R_q (rugozitate pătrată medie) și R_z (înălțimea maximă a profilului).

Proba P1 a prezentat o rugozitate ridicată ($R_a = 12,2322 \mu\text{m}$), indicând o suprafață mai texturată. Proba P2 a avut o rugozitate mai scăzută ($R_a = 6,185 \mu\text{m}$), ceea ce sugerează un strat mai uniform și o aderență mai bună a hidroxiapatitei. (Figurile 4.37 – 4.57)

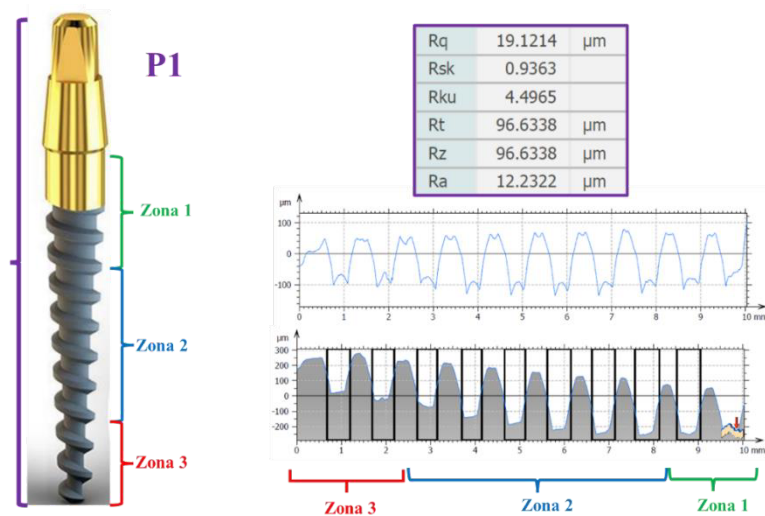


Figura 4.37. Profilul de rugozitate al probei experimentale P1 cu evidențierea zonelor extrase pentru determinarea rugozității dintre spirele acestuia și parametrii rezultați

Profilele de rugozitate dintre spirele implantului dental acoperit P1 pe fiecare dintre zonele extrase și parametrii de rugozitate sunt prezentate în Figurile 4.38.-4.45.

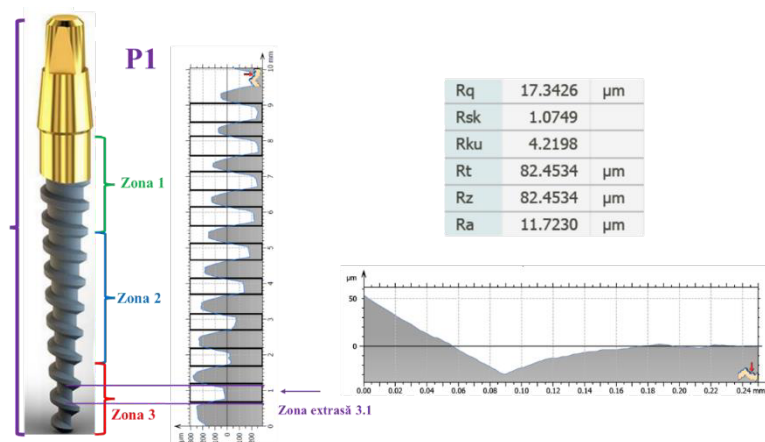


Figura 4.38. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.1 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați

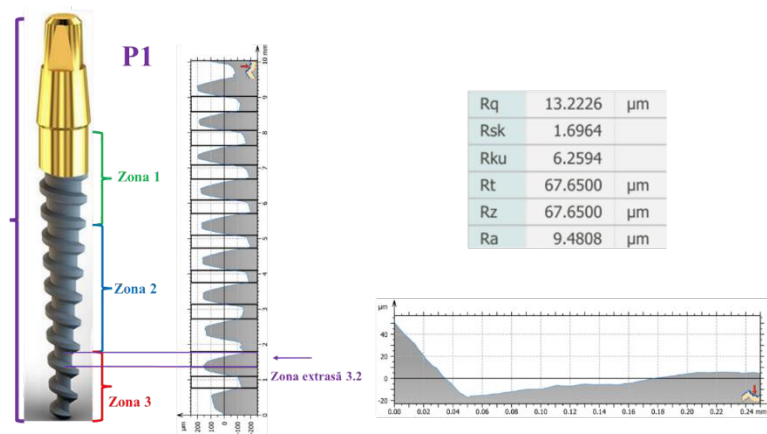


Figura 4.39. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.2 a eşantionului experimental P1 și parametrii rezultați

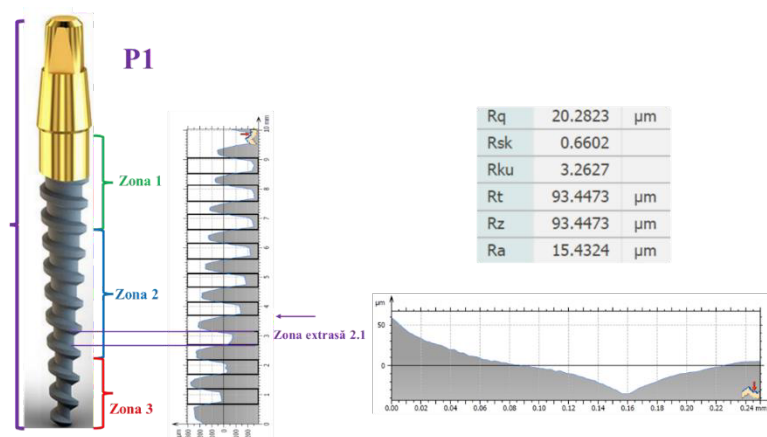


Figura 4.40. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.1 a eşantionului experimental P1 și parametrii

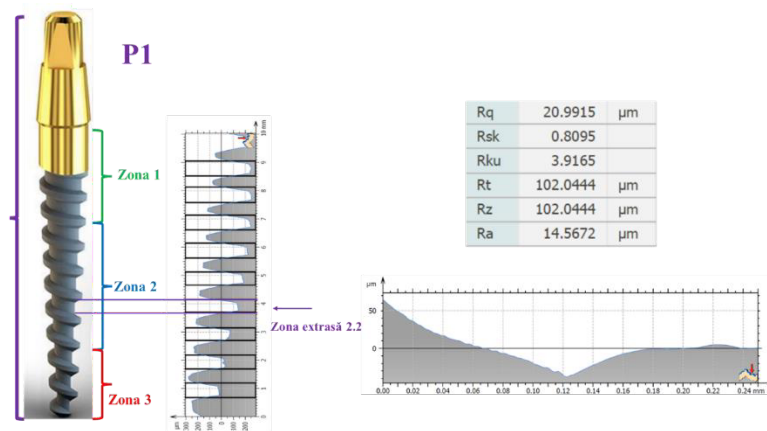


Figura 4.41. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.2 a eşantionului experimental P1 și parametrii rezultați

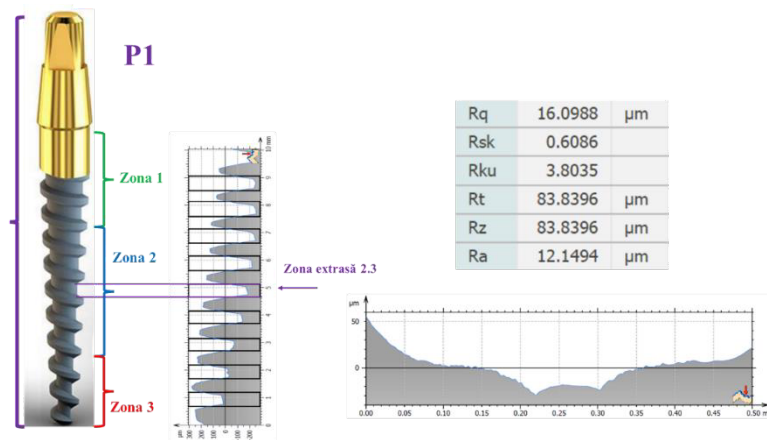


Figura 4.42. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.3 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați

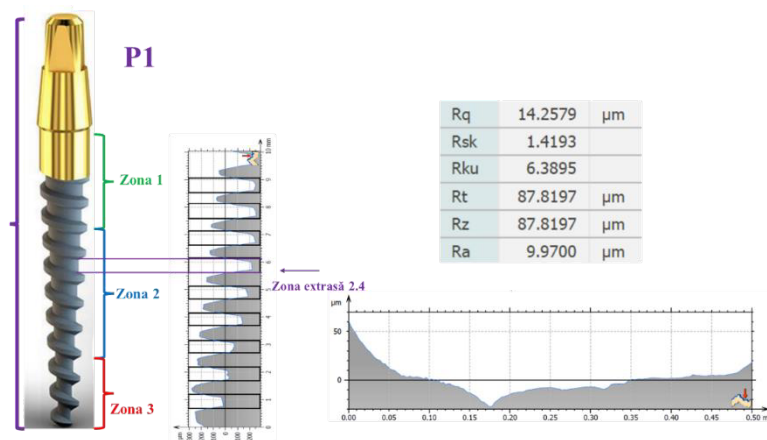


Figura 4.43. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.4 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați

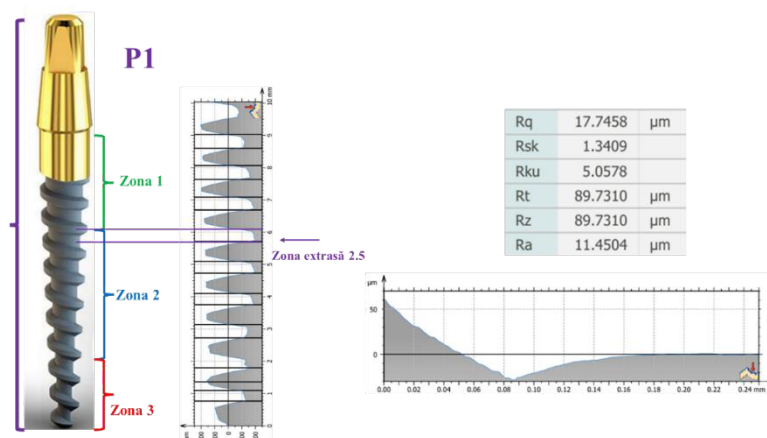


Figura 4.44. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.5 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați

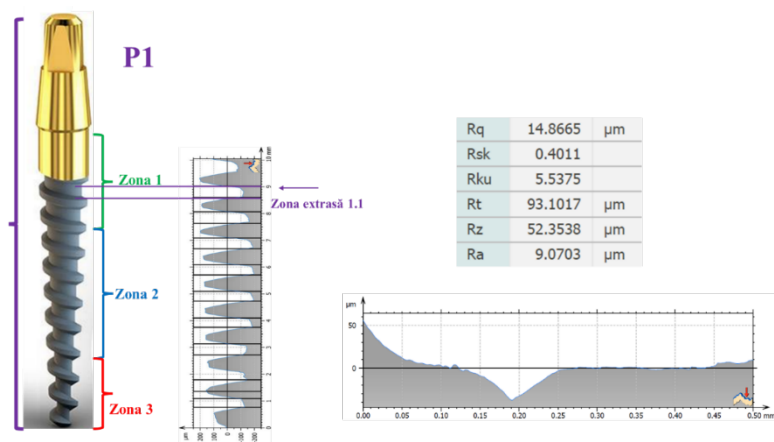


Figura 4.45. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 1.1 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați

Profilele de rugozitate dintre spirele implantului dental acoperit P2 pe fiecare dintre zonele extrase și parametrii de rugozitate sunt prezentate în Figurile 4.46.-4.54.

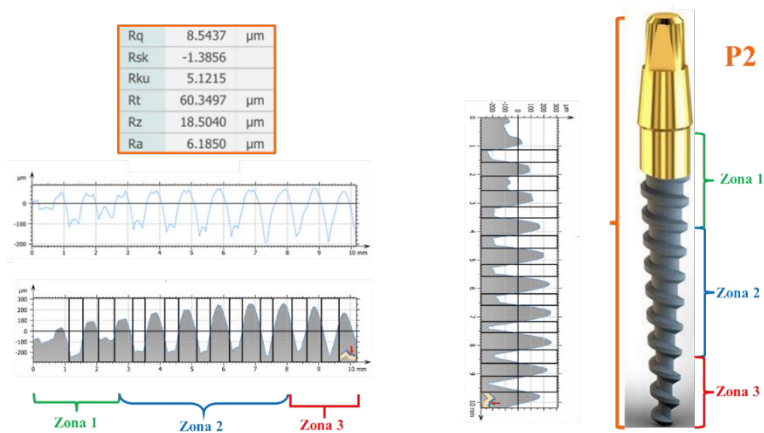


Figura 4.46. Profilul de rugozitate al probei experimentale P2 cu evidențierea zonelor extrase pentru determinarea rugozității dintre spirele acestuia și parametrii rezultați

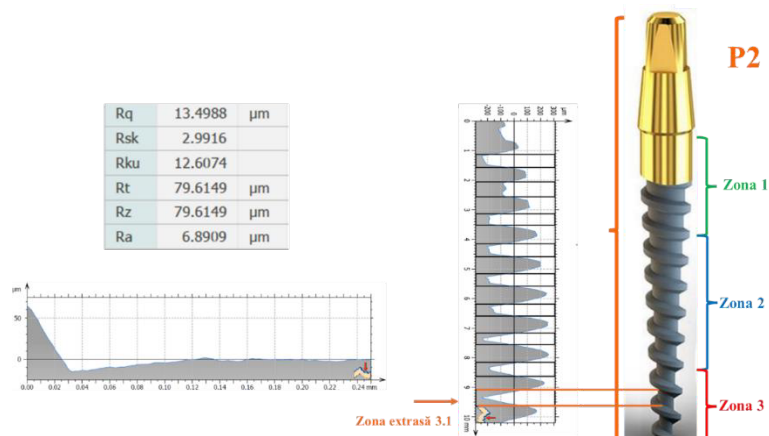


Figura 4.47. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.1 a eşantionului experimental P2 şi parametrii rezultaţi

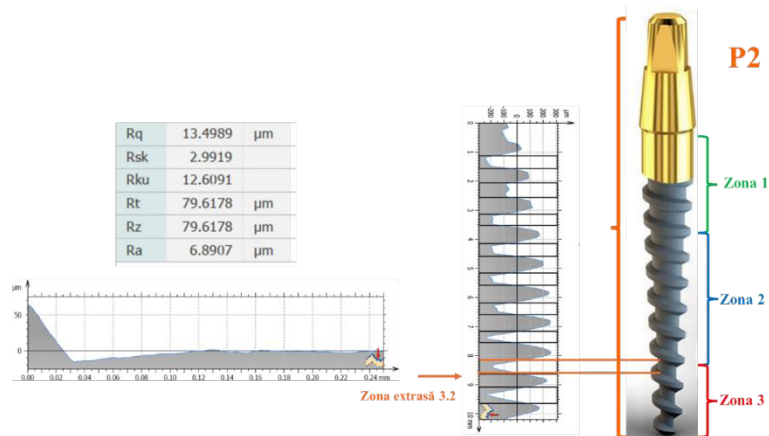


Figura 4.48. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.2 a eşantionului experimental P2 şi parametrii rezultaţi

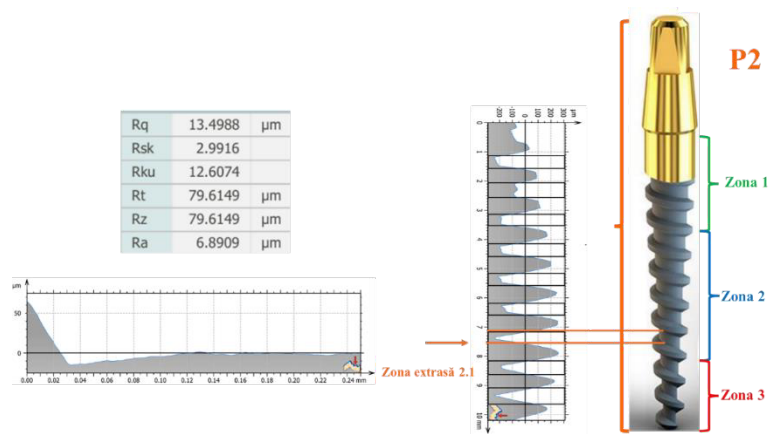


Figura 4.49. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.1 a eşantionului experimental P2 şi parametrii rezultaţi

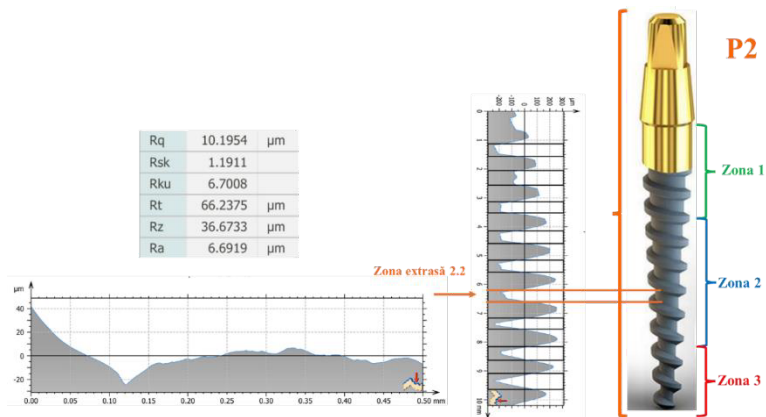


Figura 4.50. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.2 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați

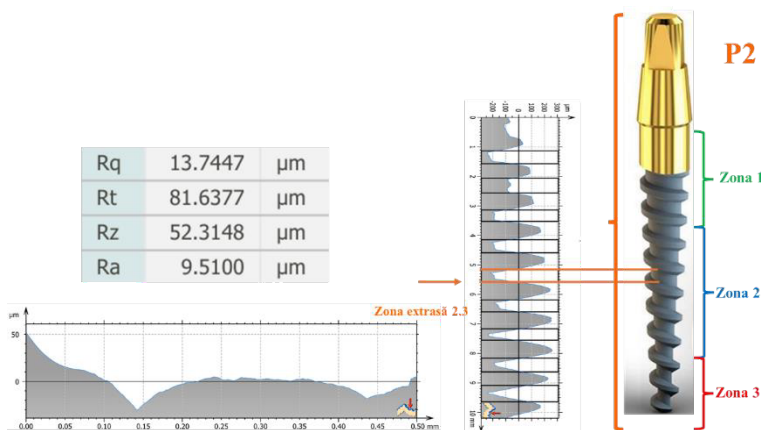


Figura 4.51. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.3 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați

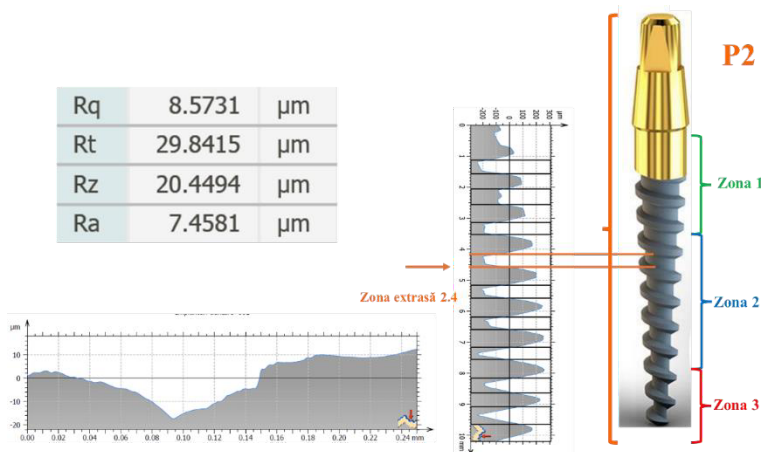


Figura 4.52. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.4 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați

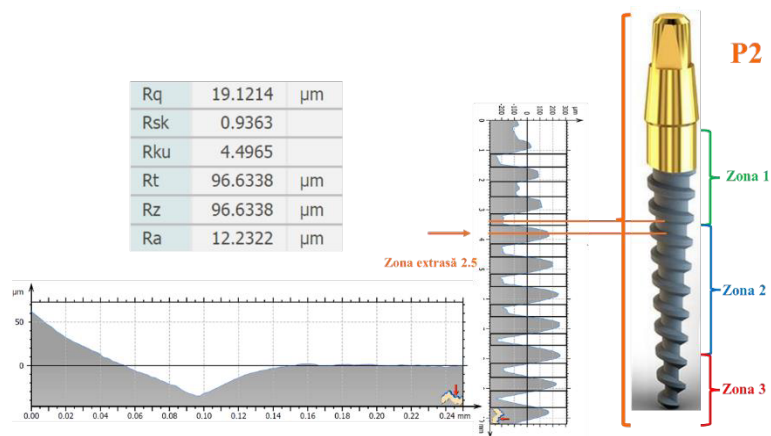


Figura 4.53. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.5 a eşantionului experimental P2 şi parametrii rezultaţi

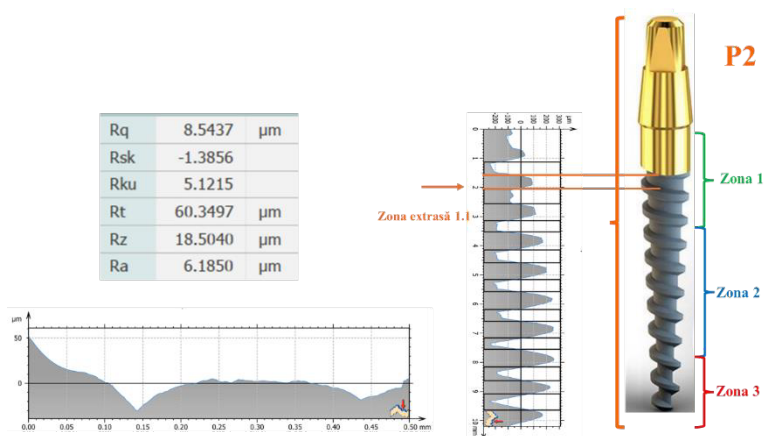


Figura 4.54. Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 1.1 a eşantionului experimental P2 şi parametrii rezultaţi

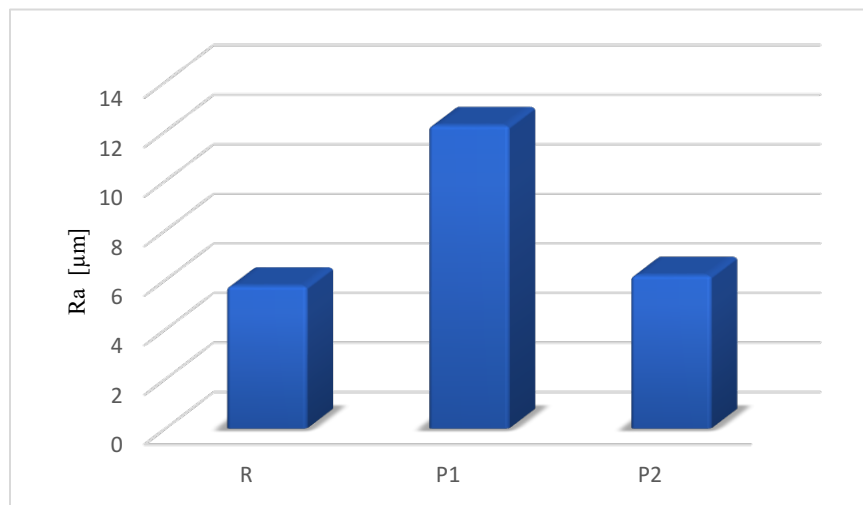


Figura 4.55 Evaluarea parametrului Ra determinat pe suprafaţa implanturilor (R, P1 şi P2)

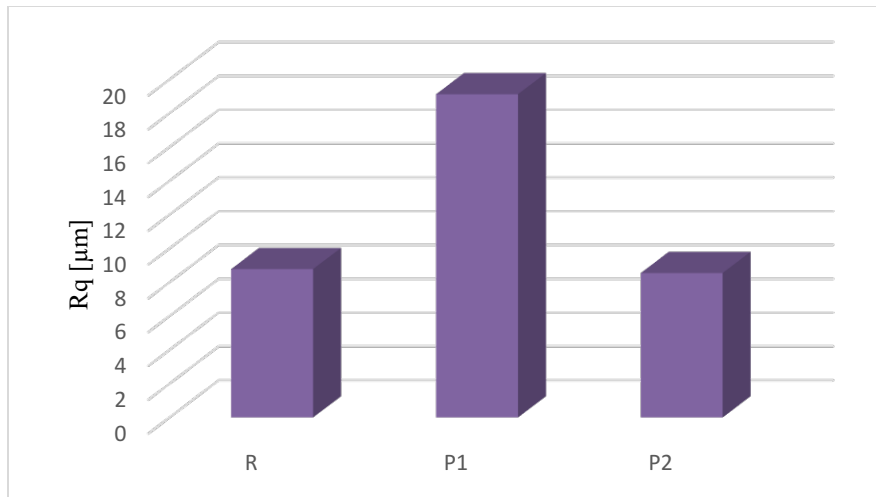


Figura 4.56 Evaluarea parametrului Rq determinat pe suprafața implanturilor (R, P1 și P2)

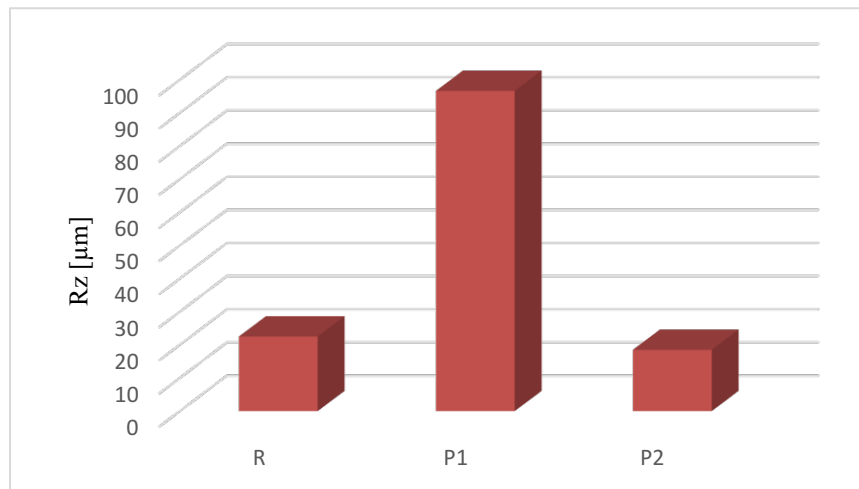
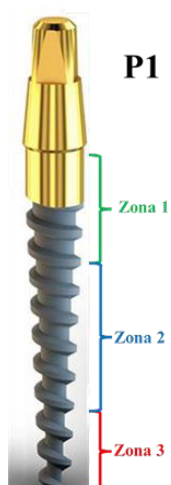


Figura 4.57 Evaluarea parametrului Rz determinat pe suprafața implanturilor (R, P1 și P2)

Determinarea unghiului de contact și hidrofilicității suprafeței

Un alt parametru esențial analizat a fost **unghiul de contact**, care oferă informații despre hidrofilicitatea suprafeței implanturilor.

- **Proba P1** a prezentat un unghi de contact de **43-44°**, indicând o hidrofilicitate moderată. (Figura 4.62)



P1

Zona 1

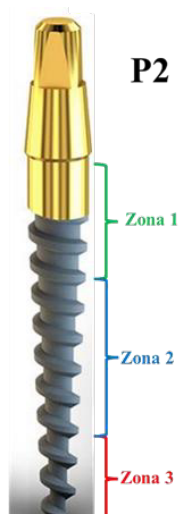
Zona 2

Zona 3

	Unghi de contact (°)			Energia liberă de suprafață, SFE (mN/m)
	Apă	Diiodometan	Etilenglicol	
Zona 1	44	39	58	48
Zona 2	43	37	57	49
Zona 3	43	37	57	49

Figura 4.62. Valorile energiei libere de suprafață și ale unghiului de contact pentru proba P1

- **Proba P2**, având un strat mai uniform de hidroxiapatită, a avut un unghi de contact mai mic, de **26-28°**, ceea ce indică o suprafață mai hidrofilă, favorabilă osteointegrării rapide. (Figura 4.63)



P2

Zona 1

Zona 2

Zona 3

	Unghi de contact (°)			Energia liberă de suprafață, SFE (mN/m)
	Apă	Diiodometan	Etilenglicol	
Zona 1	28	38	31	51
Zona 2	26	36	29	53
Zona 3	26	35	29	53

Figura 4.63. Valorile energiei libere de suprafață și ale unghiului de contact pentru proba P2

CAPITOLUL 5. CONCLUZII, CONTRIBUȚII PROPRII ȘI DIRECȚII VIITOARE

Cercetările prezentate în această lucrare se axează pe dezvoltarea unor soluții inovatoare pentru îmbunătățirea implanturilor dentare din aliaj de titan Ti6Al4V, prin modificarea suprafețelor acestora pentru o mai bună osteointegrare și biofuncționalitate. Studiul se încadrează în preocupările actuale din domeniul ingineriei și științei materialelor, care vizează obținerea unor implanturi cu proprietăți îmbunătățite prin tratamente avansate de suprafață.

În urma unei analize aprofundate a literaturii de specialitate, a fost evidențiat rolul crucial pe care suprafața implanturilor dentare îl joacă în succesul clinic al acestora. Una dintre cele mai promițătoare metode identificate este modificarea suprafeței prin aplicarea unui strat de hidroxiapatită (HA), având rolul de a facilita osteointegrarea și de a îmbunătăți compatibilitatea implantului cu osul gazdă. Studiul a demonstrat că hidroxiapatita, datorită compoziției sale asemănătoare cu structura minerală a osului uman, contribuie la creșterea ratei de integrare a implanturilor dentare și la reducerea riscului de eșec.

Pentru analiza efectului tratamentului de suprafață cu hidroxiapatită, s-a realizat o caracterizare morfologică și structurală a particulelor utilizate, folosind microscopia electronică de baleiaj (SEM), spectroscopia de radiații X cu dispersie de energie (EDS), spectroscopia în infraroșu cu transformată Fourier (FT-IR) și difracția de radiații X (XRD). Aceste tehnici au confirmat că particulele de hidroxiapatită utilizate sunt formate din aglomerate compacte de cristalite fine, având dimensiuni cuprinse între 25 și 29 nm, ceea ce le face dificil de individualizat în imaginile SEM. De asemenea, s-a evidențiat prezența unei faze majoritare de hidroxiapatită și a unei faze minore de fosfat monocalcic (CaHPO_4), ceea ce sugerează un amestec optim pentru bioactivitate crescută.

O metodă inovativă propusă în această cercetare a fost modificarea suprafeței implanturilor dentare prin utilizarea unui sistem de abraziune cu aer pentru depunerea hidroxiapatitei. În această tehnică, particulele de hidroxiapatită sunt pulverizate la suprafața implantului, creând un strat protector cu o textură controlată, favorabilă osteointegrației. Procesul a fost testat în două variante experimentale:

- Proba P1, tratată la presiune scăzută (0,21 MPa) timp de 2 minute.
- Proba P2, tratată la presiune mai mare (0,41 MPa) timp de 4 minute.

Aceste probe, împreună cu un implant de referință comercial (R), au fost supuse unor analize detaliate pentru a evalua morfologia, compoziția chimică, rugozitatea și umectabilitatea suprafeței.

Rezultatele caracterizării suprafețelor implanturilor tratate

Analizele SEM au arătat că distribuția hidroxiapatitei pe suprafața implanturilor variază în funcție de parametrii procesului de abraziune. În cazul probei P1, hidroxiapatita a fost depusă neuniform, formând zone cu acumulări de material. În schimb, pentru P2, acoperirea a fost mai omogenă, ceea ce indică o optimizare a tehnicii prin utilizarea unor parametri de proces mai adecvați.

Evaluarea compoziției chimice prin EDS a confirmat prezența elementelor calciu și fosfor pe suprafața implanturilor tratate, demonstrând astfel succesul aplicării hidroxiapatitei. În cazul probei P1, distribuția acestor elemente a fost neuniformă, sugerând o acoperire parțială, în timp ce pentru P2, stratul de hidroxiapatită a fost mai bine distribuit, ceea ce este esențial pentru o osteointegrare eficientă.

Determinarea rugozității suprafeței a arătat că probele tratate cu hidroxiapatită au prezentat valori mai ridicate ale parametrilor R_a (rugozitate medie) și R_q (rugozitate pătrată medie) comparativ cu implantul de referință. În cazul probei P1, rugozitatea a fost mai mare decât la proba P2, indicând că aplicarea hidroxiapatitei la presiune mai scăzută tinde să creeze o suprafață mai aspră. Pe de altă parte, în cazul probei P2, rugozitatea a fost mai uniform distribuită, ceea ce poate facilita formarea de legături mecanice între implant și os.

În ceea ce privește umectabilitatea suprafeței, determinată prin măsurarea unghiului de contact, s-a observat o creștere a hidrofilicității pentru ambele probe tratate cu hidroxiapatită. Valoarea unghiului de contact a fost mai mică pentru P2 decât pentru P1, ceea ce indică o mai bună compatibilitate a suprafeței implantului cu fluidele biologice, facilitând astfel osteointegrarea rapidă.

Contribuții proprii și direcții viitoare de cercetare

Studiul realizat în această lucrare a urmărit optimizarea suprafeței implanturilor dentare din titan prin utilizarea unui tratament inovator bazat pe abraziunea cu aer și aplicarea unui strat de hidroxiapatită. Această metodă a fost dezvoltată pentru a îmbunătăți osteointegrarea implanturilor, având în vedere importanța interacțiunii directe dintre materialul implantului și osul

gazdă. Cercetările experimentale efectuate au permis evidențierea unor parametri esențiali care influențează procesul de osteointegrare și stabilitatea implanturilor dentare.

O contribuție semnificativă a acestei lucrări constă în implementarea unui sistem de abraziune cu aer pentru acoperirea suprafețelor implanturilor dentare din aliaj Ti6Al4V cu hidroxiapatită. Acest proces a permis obținerea unor suprafețe cu caracteristici îmbunătățite, având o distribuție controlată a particulelor de hidroxiapatită, menită să favorizeze aderarea celulară și integrarea în structura osoasă. Studiul a inclus analiza a două probe experimentale tratate în condiții diferite: P1, tratată la presiune redusă și timp mai scurt, și P2, tratată la presiune mai mare și timp mai îndelungat.

Pentru a caracteriza aceste suprafețe, s-au utilizat tehnici avansate de investigare, printre care microscopia electronică de baleiaj (SEM), spectroscopia de radiații X cu dispersie de energie (EDS), spectroscopia în infraroșu cu transformată Fourier (FT-IR) și difracția de raze X (XRD). Aceste metode au permis analiza compoziției chimice, a distribuției elementelor caracteristice hidroxiapatitei și a structurii cristaline a stratului depus pe suprafața implantului.

Un alt aspect esențial investigat în cadrul acestui studiu a fost determinarea unghiului de contact și a hidrofilicității suprafețelor tratate, indicatori ai capacității implanturilor de a interacționa eficient cu fluidele biologice. Rezultatele au arătat că suprafața implanturilor tratate cu hidroxiapatită prezintă o hidrofilicitate crescută, ceea ce favorizează interacțiunea cu proteinele și celulele osoase, facilitând procesul de osteointegrare.

Pe lângă studiile de caracterizare morfologică și chimică, s-a realizat și o analiză detaliată a rugozității suprafeței implanturilor. Această evaluare a evidențiat faptul că parametrii de abraziune influențează direct textura suprafeței, determinând o rugozitate optimă pentru fixarea implantului în os. Astfel, probele tratate la presiune mai mare au prezentat o rugozitate mai echilibrată, indicând o distribuție mai uniformă a particulelor de hidroxiapatită și, implicit, o îmbunătățire a stabilității mecanice a implantului.

Pornind de la rezultatele obținute, au fost propuse mai multe direcții viitoare de cercetare menite să optimizeze procesul de tratament al suprafețelor implanturilor dentare. Printre acestea, una dintre principalele recomandări este determinarea rezistenței mecanice a implanturilor tratate, pentru a evalua impactul stratului de hidroxiapatită asupra durabilității implantului în mediul biologic. De asemenea, se propune analiza comportamentului implanturilor în condiții clinice simulate, prin efectuarea unor teste de biocompatibilitate in vitro și in vivo, cu scopul de a observa reacția țesutului osos în contact cu suprafețele modificate.

O altă direcție importantă de cercetare vizează optimizarea parametrilor de abraziune, explorând variabile precum dimensiunea particulelor de hidroxiapatită sau unghiul de impact al jetului abraziv, pentru a obține o distribuție și o aderență superioară a stratului aplicat. De asemenea, se dorește aprofundarea studiului privind compuşii chimici eliberați în urma degradării implanturilor, pentru a evalua posibilele efecte asupra ţesuturilor și pentru a asigura o biocompatibilitate optimă pe termen lung.

Aceste direcții viitoare de cercetare pot contribui la dezvoltarea unor implanturi dentare cu performanțe îmbunătățite, capabile să ofere o osteointegrare mai rapidă și o stabilitate mecanică superioară, reducând astfel riscul de complicații și crescând rata de succes a implanturilor în practica stomatologică.

Lista figuri

Număr Figură	Denumire Figură
Figura 1.1 a)	Implant subperiostal
Figura 1.1 b)	Implant trans-mandibular
Figura 1.2	Designuri de implanturi endosoase. În prezent, cel mai comun tip este varietatea endosoasă de tip rădăcină
Figura 1.6	Sistemul de implanturi Brånemark
Figura 1.7	Sistemul de implanturi Straumann
Figura 1.8	Sistemul de implanturi AstraTech
Figura 1.12	Distribuția încărcăturii axiale. Morfologia filetelor poate influența natura forței compresive create în osul din jurul unui implant prelucrat
Figura 1.13	Forțe transversale. Forțele laterale pun la încercare atât corpul fixării, cât și interfața cu osul crestal
Figura 2.1	Abraziunea cu aer în stomatologie
Figura 2.3	Dispozitiv de curatare dentara cu pulbere si componentele acestuia
Figura 3.1	Aspectul implanturilor utilizate în studiu cu evidențierea zonelor de interes investigate
Figura 3.2	Aspectul pulberii de hidroxiapatită utilizată experimental
Figura 3.3	Schema microscopului electronic cu baleiaj (SEM)
Figura 3.4	Reprezentare schematică a utilizării spectroscopiei în infraroșu cu transformată Fourier (FT-IR)
Figura 3.5	Reprezentare schematică a difracției de radiații X (XRD)
Figura 3.6	Prezentarea schematica a metodei de determinare a rugozității
Figura 3.7	Aspectul unei picături de apa depusa pe o suprafata hidrofila, hidrofoba si superhidrofoba
Figura 3.8	Morfologia suprafeței probei martor (R) în zona 1
Figura 3.9	Imagini SEM pe proba martor R, zona 2 – între spirele implantului

Figura 3.10	Morfologia suprafeței probei martor (R), pe spirele implantului (zona 2)
Figura 3.11	Morfologia suprafeței probei martor (R), în zona 3
Figura 3.12	Distribuția elementală pe suprafața probei martor (R)
Figura 3.13	Analiza EDS în trei puncte pentru proba martor R
Figura 3.14	Determinarea rugozității implantului R (referinta) – față 1. a) Profilul întregului implant R cu evidențierea zonelor extrase pentru determinarea rugozității dintre spire, b) profilul întregului implant R doar pentru zonele extrase, c) profilul de rugozitate a întregului implant R doar pentru zonele extrase și parametrii rezultați
Figura 3.15	Determinarea rugozității zonei extrase 3.1 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.16	Determinarea rugozității zonei extrase 3.2 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.17	Determinarea rugozității zonei extrase 2.1 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.18	Determinarea rugozității zonei extrase 2.2 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.19	Determinarea rugozității zonei extrase 2.3 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.20	Determinarea rugozității zonei extrase 2.4 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.21	Determinarea rugozității zonei extrase 2.5 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.22	Determinarea rugozității zonei extrase 1.1 a implantului R, profilul implantului R și parametrii rezultați
Figura 3.26	Efectul topografiei nanometrice asupra celulelor și adsorbției proteinelor

Figura 3.27	Valorile energiei libere de suprafață și ale unghiului de contact pentru proba martor R
Figura 4.1	Reprezentare schematică a suprafețelor modificate și a acoperirilor funcționale ale implanturilor dentare
Figura 4.2	Imagini SEM ale substraturilor de titan cu suprafața modificată. SLA: Ti sablat și gravat acid, ASD: Ti anodizat, Modi-ASD: Ti sablat/gravate acid și anodizat.
Figura 4.4	Aplicarea unui strat de antibiotic pe implanturi dentare de titan
Figura 4.5	Procesul de sablare cu laser aplicat pe suprafața unui implant dentar
Figura 4.6	Procesul de depunere prin pulverizare catodică pentru un implant dentar din titan
Figura 4.11	Diagrama schematică a metodei sol-gel pentru prepararea stratului compozit Ag/HA
Figura 4.17	Implanturilor dentare din titan cu un strat de hidroxiapatită (HA)
Figura 4.21	Partea apicală a unui implant dentar osteointegrat rupt, tratat cu gravare acidă.
Figura 4.22	Imagini SEM și mapping EDS pentru pulberea de hidroxiapatită
Figura 4.23	Difractograma de raze X pentru HA
Figura 4.24	Spectrul FT-IR pentru HA
Figura 4.25	Morfologia suprafeței probei P1, în zona 1
Figura 4.26	Morfologia suprafeței probei P1, în zona 2 – între spirele implantului
Figura 4.27	Morfologia suprafeței probei P1, în zona 2 – pe spirele implantului
Figura 4.28	Morfologia suprafeței probei P1, în zona 3
Figura 4.31	Morfologia suprafeței probei P2, în zona 1
Figura 4.32	Morfologia suprafeței probei P2, în zona 2 – între spirele implantului

Figura 4.33	Morfologia suprafeței probei P2, în zona 2 – pe spirele implantului
Figura 4.34	Morfologia suprafeței probei P2, în zona 3
Figura 4.37	Profilul de rugozitate al probei experimentale P1 cu evidențierea zonelor extrase pentru determinarea rugozității dintre spirele acestuia și parametrii rezultați
Figura 4.38	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.1 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați
Figura 4.39	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.2 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați
Figura 4.40	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.1 a eșantionului experimental P1 și parametrii
Figura 4.41	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.2 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați
Figura 4.42	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.3 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați
Figura 4.43	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.4 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați
Figura 4.44	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.5 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați
Figura 4.45	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 1.1 a eșantionului experimental P1 și parametrii rezultați
Figura 4.46	Profilul de rugozitate al probei experimentale P2 cu evidențierea zonelor extrase pentru determinarea rugozității dintre spirele acestuia și parametrii rezultați
Figura 4.47	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.1 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați
Figura 4.48	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 3.2 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați

Figura 4.49	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.1 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați
Figura 4.50	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.2 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați
Figura 4.51	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.3 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați
Figura 4.52	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.4 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați
Figura 4.53	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 2.5 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați
Figura 4.54	Profilul de rugozitate pentru zona extrasă 1.1 a eșantionului experimental P2 și parametrii rezultați
Figura 4.55	Evaluarea parametrului Ra determinat pe suprafața implanturilor (R, P1 și P2)
Figura 4.56	Evaluarea parametrului Rq determinat pe suprafața implanturilor (R, P1 și P2)
Figura 4.57	Evaluarea parametrului Rz determinat pe suprafața implanturilor (R, P1 și P2)
Figura 4.62	Valorile energiei libere de suprafață și ale unghiului de contact pentru proba P1
Figura 4.63	Valorile energiei libere de suprafață și ale unghiului de contact pentru proba P2

Lista tabele

Număr Tabel	Denumire Tabel
Tabel 4.1	Compozitia chimica si parametrii structurii componentei minerale a osului, smaltului si dentinei, in comparatie cu HA stoechiometrica
Tabel 4.2	Parametrii procesului de abraziune

Bibliografie

- [1] M. E. Ring, “A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2.,” *Compend Contin Educ Dent*, vol. 16, no. 11, pp. 1132, 1134, 1136 passim, Nov. 1995.
- [2] M. Suleiman, “Testing the performance of dental implants,” in *Dental Biomaterials*, vol. 14, Elsevier, 2008, pp. 360–427. doi: 10.1533/9781845694241.360.
- [3] L. B. R. , R. J. E. , E. Worthington P, *Osseointegration in Dentistry: An Overview*, 2nd ed. Washington: Quintessence Publishing Co. Inc., 2003.
- [4] Per-Ingvar Brånemark, George Zarb, and Tomas Albrektsson, “Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry,” *Quintessence Publishing Co.*, 1985.
- [5] B. Rangert, T. Jemt, and L. Jörneus, “Forces and moments on Branemark implants.,” *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 4, no. 3, pp. 241–7, 1989.
- [6] Palacci P, Ericsson I, Engstrand P, and Rangert B, “Optimal Implant Positioning and Soft Tissue Management for the Branemark System,” no. Quintessence Publishing Co., Inc., 1995.
- [7] “Air Abrasion in Dentistry: What It Is & How It Is Used.” [Online]. Available: <https://radomilefamilydental.com/air-abrasion>
- [8] M. Esposito, J. Hirsch, U. Lekholm, and P. Thomsen, “Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants, (II). Etiopathogenesis,” *Eur J Oral Sci*, vol. 106, no. 3, pp. 721–764, Jun. 1998, doi: 10.1046/j.0909-8836..t01-6-.x.
- [9] “Dispozitiv de curatare dentara cu pulbere si componentele acestuia.” [Online]. Available: <https://www.medicalexpo.com/prod/foshan-snyder-medical-equipment-co-ltd/product-4579522-1123527.html>
- [10] H. Takbirgou, M. Salami, Z. Emam-Djomeh, and G. Askari, “Microscopic characterization techniques of bionanocomposites,” *Characterization Techniques in Bionanocomposites*, pp. 271–300, Jan. 2025, doi: 10.1016/B978-0-443-22067-8.00011-3.
- [11] V. K. Undavalli, C. Ling, and B. Khandelwal, “Impact of alternative fuels and properties on elastomer compatibility,” *Aviation Fuels*, pp. 113–132, Jan. 2021, doi: 10.1016/B978-0-12-818314-4.00001-7.
- [12] G. F. Harrington and J. Santiso, “Back-to-Basics tutorial: X-ray diffraction of thin films,” *J Electroceram*, vol. 47, no. 4, pp. 141–163, Dec. 2021, doi: 10.1007/s10832-021-00263-6.
- [13] “What Is Surface Roughness?- Unit, Chart, Measurement.” [Online]. Available: <https://www.theengineeringchoice.com/what-is-surface-roughness>
- [14] X. Liu, H. Liu, H. Zheng, and Y. Fang, “Biomimetic fabrication of melanin-like polydopamine nanofilm coating for structural colorization of textile,” *Prog Org Coat*, vol. 152, p. 106138, Mar. 2021, doi: 10.1016/J.PORGCOAT.2021.106138.

- [15] S. Hansson and M. Norton, "The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model," *J Biomech*, vol. 32, no. 8, pp. 829–836, Aug. 1999, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00058-5.
- [16] M. Griffin, M. Szarko, A. Seifailan, and P. Butler, "Nanoscale Surface Modifications of Medical Implants for Cartilage Tissue Repair and Regeneration," *Open Orthop J*, vol. 10, no. 1, pp. 824–835, Dec. 2016, doi: 10.2174/1874325001610010824.
- [17] H. Dong *et al.*, "Surface Modified Techniques and Emerging Functional Coating of Dental Implants," *Coatings*, vol. 10, no. 11, p. 1012, Oct. 2020, doi: 10.3390/coatings10111012.
- [18] M.-H. Kim *et al.*, "Cell Adhesion and in Vivo Osseointegration of Sandblasted/Acid Etched/Anodized Dental Implants," *Int J Mol Sci*, vol. 16, no. 5, pp. 10324–10336, May 2015, doi: 10.3390/ijms160510324.
- [19] M. Rahmati *et al.*, "Coating doxycycline on titanium-based implants: Two in vivo studies," *Bioact Mater*, vol. 5, no. 4, pp. 787–797, Dec. 2020, doi: 10.1016/j.bioactmat.2020.05.007.
- [20] R. Saran, K. Ginjupalli, S. D. George, S. Chidangil, and U. V K, "LASER as a tool for surface modification of dental biomaterials: A review," *Heliyon*, vol. 9, no. 6, p. e17457, Jun. 2023, doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e17457.
- [21] "GDOES, the Analytical Companion Tool for Magnetron Sputtering Deposition." [Online]. Available: <https://www.horiba.com/deu/scientific/applications/material-sciences/pages/gdoes-the-analytical-companion-tool-for-magnetron-sputtering-deposition/>
- [22] C. Nwasike *et al.*, "Recent Advances in Controlled Release Technologies for the Co-delivery of Antimicrobial and Osteoconductive Therapeutics," in *Racing for the Surface*, Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 35–72. doi: 10.1007/978-3-030-34471-9_2.
- [23] "A Basic Guide to Key Benefits of Hydroxyapatite Coatings for Orthopedic and Dental Implants." [Online]. Available: <https://www.himed.com/blog/benefits-hydroxyapatite-coatings-ortho-dental-implants>