

**VICTOR BABEȘ UNIVERSITY OF MEDICINE  
AND PHARMACY TIMIȘOARA  
FACULTY OF DENTAL MEDICINE  
DEPARTMENT II**

**GIANFRANCO SEMEZ**



# **REZUMAT TEZĂ DOCTORAT**

**ABORDARE MULTIDISCIPLINARĂ A IMPLANTULUI POST-  
EXTRACȚIONAL OSTEO-INTEGRAT CU ÎNCĂRCARE  
OCLUZALĂ IMEDIATĂ: STUDIU EXPERIMENTAL ȘI  
ANIMAL**

Scientific Coordinator

**PROF. UNIV. DR. TODEA DARINCA CARMEN MARILENA**

**Timișoara  
2021**

## REZUMAT

Înlocuirea dinților lipsă cu ajutorul implanturilor endo-osoase din titan s-a dovedit a fi o modalitate de tratament de succes atât pentru pacienții edentați total sau parțial. Acest concept se bazează în principal pe fenomenul biologic al osteointegrării, care a fost caracterizat ca o legătură structurală și funcțională directă între osul viu, organizat și suprafața unui implant portant. O condiție prealabilă pentru o osteointegrare reușită este stabilirea unui contact direct os-implant fără interpunerea țesutului neos sau conjunctiv. Acest lucru ar putea fi compromis de expunerea țesutului osos datorită căldurii ce apare în timpul procedurilor convenționale de foraj, deoarece nivelul pragului pentru deteriorarea osteocitelor a fost raportat a fi în jur de 47 ° C, doar cu aproximativ 10 ° C peste temperatura corpului. Pentru a minimiza riscul de creștere al temperaturii în osul alveolar adiacent, a fost recomandată o tehnică de forare intermitentă folosind freze ascuțite, executată într-o succesiune de etape de pregătire sub irigație suficientă cu soluție salină sterilă. Mai multe studii in vitro au arătat, de asemenea, că temperaturile pot crește atunci când frezele sunt utilizate de mai multe ori.

Țesutul osos este o formă specializată de țesut conjunctiv, caracterizată prin mineralizarea matricei extracelulare care conferă țesutului o duritate și rezistență notabile. În ciuda durității și rezistenței sale la presiune și tracțiune, osul este foarte ușor; această asociere între rezistența maximă și greutatea minimă este unul dintre cele mai importante atribute ale osului și se datorează organizării sale extraordinare interne. Cea mai importantă caracteristică a țesutului osos adult este structura sa laminată; țesutul este organizat în straturi subțiri cu grosimi variabile de la 3 la 7 μm grupate în straturi paralele și așezate diferit. Dintre toate țesuturile care funcționează mecanic, țesutul osos este cel mai diferențiat. În dezvoltarea sa ontogenetică este precedat de țesut conjunctiv sau altfel de țesut conjunctiv și ulterior de cartilaj.

Din punct de vedere al conceptului de stabilitate, stabilitatea primară reprezintă punctul cheie în procesul de osteointegrare și reprezintă cel mai important factor în obținerea stabilității primare. Excesul de solicitare, chiar și de intensitate minimă, din timpul forării patului implantar, sunt de natură să provoace mobilizarea implantului în perioada de vindecare, ceea ce este concretizat printr-o modificare a procesului de formare osoasă care poate duce la eșecul implantului. Stabilitatea inițială este determinată de capacitatea osului receptor de a se opune micro-mișcării implantului în timpul perioadei de vindecare.

Reabsorbția peri-implant este considerată fiziologică atunci când pierderea osului marginal este de 1,5 mm pe verticală înainte ca sarcina ocluzală să fie mai mică de 0,2 mm anual. Se presupune că există diferiți factori care influențează acest fenomen fiziologic și mulți dintre ei sunt legați de caracteristicile implanturilor actuale.

În ultimii ani, se aștepta ca utilizarea radiației laser să servească ca tratament alternativ sau adjuvant pentru ablația țesutului osos datorită vaporizării țesuturilor și absenței stratului de frotiu. O atenție deosebită a fost acordată aplicabilității clinice a laserului Er: YAG cu o lungime de undă de 2940nm în spectrul infraroșu apropiat, deoarece această lungime de undă este absorbită de apa endogenă și exogenă. Acest sistem laser oferă o capacitate de ablație osoasă în mod eficient, fără a produce efecte secundare termice majore asupra țesuturilor adiacente. În special, rezultatele unui studiu recent care a analizat ultrastructura suprafeței osoase parietale a șobolanului a demonstrat că iradierea cu laser Er: YAG a dus la un strat foarte subțire modificat de aproximativ 30 μm grosime, care a constatat dintr-un strat superficial, foarte afectat și un strat profund, strat mai puțin afectat. Lewandrowski și colab. a raportat că vindecarea osoasă în urma iradierii cu laser Er: YAG într-un defect de la marginea inferioară a mandibulei șobolanului pare a fi echivalentă sau chiar mai rapidă decât cea care a urmat frezajului. Toate aceste date par să indice că evoluția suprafețelor implantului asociată cu utilizarea de noi dispozitive (de exemplu: laser) poate crea o sinergie structurală de acțiune atât între suprafețele OsseoTite™ și NanoTite™ (sau suprafețe noi în studiu) pentru a garanta o bioactivitate crescută, pentru a

obține o creștere a performanței implantului, în special în situații clinice dificile, cum ar fi calitatea osoasă slabă și încărcarea ocluzală funcțională imediată. Într-adevăr, rezultatele preliminare din studiile experimentale pe șobolani au indicat că implantele din titan sunt capabile să se integreze într-un defect osos pregătit cu laser Er: YAG. Diferite lungimi de undă laser disponibile în prezent pe piață permit clinicienilor să obțină rezultate excelente în chirurgia orală, în principal datorită caracteristicilor lor specifice. Capacitatea de ablație a țesuturilor, proprietățile hemostatice, efectul bio-stimulator al luminii asupra decontaminării țesuturilor vii și acțiunea antibacteriană sunt doar câteva dintre motivele care îi pot determina pe medici să aleagă un dispozitiv laser în loc de un bisturiu convențional. În chirurgia implantară, în special atunci când nu este nevoie să se îmbunătățească sau să se păstreze cantitatea de gingie aderentă și s-a ales un protocol de implant de stadiu doi, abordarea descoperirii dispozitivului poate consta într-un opercul mucos peste implant. În acest fel, o abordare integrată cu laser poate oferi multe avantaje, cum ar fi reducerea sau absența utilizării anesteziei, (sângerarea redusă sau absentă, vindecarea excelentă a țesuturilor în timpul condiționării pre-protetice).

LASERUL este un dispozitiv care generează sau amplifică lumina. În acest caz, prin lumină trebuie să înțelegem o gamă de lungimi de undă unice care merg de la infraroșu îndepărtat prin spectrul vizibil la ultraviolete profunde. Razele de radiație emise sau amplificate de lasere au caracteristici fizice deosebite, cum ar fi monocromia sau puritatea spectrală (laserul posedă o singură frecvență de vibrație, deci o singură culoare caracteristică mijloacelor active care l-au produs), coerență sau intensitate (toți fotonii vibrează în concordanță de fază) și unidirecționalitate (radiația părăsește dispozitivul laser într-o anumită direcție și este difuzată la un unghi definit de divergență în ordinea miliradianților. Această proprietate se mai numește colimare.

Laserele pot fi clasificate pe baza:

- Mediu activ (Mezzo attivo) (solid, lichid, gaz ...)
- Lungime de undă spectrală (vizibilă, IR, UV)
- Sistem de pompare (optic, electric ...)
- Numărul de niveluri de energie
- Riscuri conectate (ANSI)

O clasificare mai imediată a laserelor utilizate în stomatologie, pentru operator, ar putea fi cea legată de adâncimea de penetrare a razelor care interacționează cu țesutul.

Propagarea fascicului laser pe țesutul țintă este descrisă ca având proprietățile optice fundamentale; acestea sunt reflexia, refracția, absorbția, difuzia și transmisia.

Aproximativ 5% din raza incidentă este reflectată deoarece indicele de refracție diferă de mediul extern și țesut. 95% se răspândește în țesut unde este absorbit și difuzat. Există mai multe substanțe în țesut care interacționează; absorbind fasciculul laser și efectul acestuia variază în funcție de variațiile lungimii de undă. Apa joacă un rol fundamental în sensul că reprezintă principalul cromofor din regiunea spectrală a infraroșu. În benzile optice ale vizibilului și ale infraroșilor difuzia radiației este vizibilă și acest lucru se datorează numeroaselor structuri celulare din țesut. Ca rezultat, pot fi găsite alte trei tipologii de propagare a radiației luminoase în țesut, care depind de lungimea de undă a radiației laser și de caracteristicile țesutului utilizat.

Din punct de vedere al indicațiilor și contraindicațiilor laserului în implantologie, cerințe estetice ridicate, cu conservarea integrității țesuturilor moi și, probabil, și a țesuturilor dure, impun necesitatea reducerii numărului de ședințe chirurgicale și a duratei totale a tratamentului. Avantajele sunt absența disconfortului și vibrațiilor, șansa mai mică de contaminare a câmpului operator, riscul redus de traume la nivelul țesutului adiacent, leziuni termice minore, biomodularea, absența carbonizării, deci o îmbunătățire a vindecării și mai puțin disconfort postoperator.

Contraindicațiile absolute pentru plasarea unui implant post-extractiv imediat pot fi reprezentate de: imposibilitatea obținerii unei bune stabilități mecanice a implantului datorită pierderii osoase extinse a conexiunii implant-os, prezenței leziunilor endodontice detectabile radiografic și \ sau prezenței infecțiilor acute (endo sau perio), leziunilor gingivale imposibil de tratat cu proceduri regenerative în același timp înainte de plasarea unui implant post-extractiv, trăsăturile anatomice ale dintelui care necesită o extracție traumatică prin osteotomie, poziția dintelui în arcada sau morfologia prizei care face ca situl să fie nefavorabil pentru un implant post-extractiv imediat.

Dezavantajele utilizării laserului sunt legate de: costuri ridicate ale echipamentului, pregătirea specifică a operatorului, imposibilitatea re poziționării corecte a scannerului, dificultatea de a măsura durata de pregătire în timpul intervenției chirurgicale, imposibilitatea standardizării lungimii de lucru în funcție de tipul de os ce urmează a fi forat, prezența resturilor de nori rezultați în urma îndepărtării țesutului moale/dur, forma conică a locului de preparare.

Pentru contracararea unora dintre aceste dezavantaje, noua funcție QSP (Quantic Square Pulse), introdusă recent în cadrul echipamentului laser Fotona Lightwalker, permite o preparare fără aceste riscuri.

Poziționarea unui implant în os trebuie considerată ca fiind agresivă la integritatea organismului. Oricât de adecvat ar fi acesta în etapa de planificare, un implant introdus în os prezintă întotdeauna un spațiu de interfață gol micrometric, sediul reacțiilor biologice complexe a cărui evoluție este condiționată de stabilitatea primară (mecanică) a implantului în sine.

O serie de factori, identificabili mai ales în stimuli mecanici, modulează diferențierea celulară ulterioară în sens osteoblast și fibroblast.

Prezența micro-mișcărilor în implantul dentar poate influența diferențierea în sensul fibroblastului și acest lucru s-ar putea dovedi preponderent în măsura în care se insinuează în interfața dintre os și implant.

Scopul principal al chirurgiei implantului osos este de a realiza cea mai bună vindecare posibilă a țesutului care înconjoară implantul atât din punct de vedere al timpului, cât și din punct de vedere al calității ancorajului. Este evident că o reparație optimă a țesutului care înconjoară un implant depinde de limitarea deteriorării țesutului viu în momentul inserării.

## **PARTE SPECIALĂ**

### **ANALIZA CHIMICĂ ȘI MORFOLOGICĂ A IMPLANTELOR DENTARE DIN TITAN: TEHNICI DE FOTOEMISIE A RAZELOR X (XPS) ȘI MICROSCOPIA ELECTRONICĂ DE BALEIAJ (SEM) CU ANALIZĂ EDX**

#### **INTRODUCERE**

În prezent, piața medicală este foarte bogată în diferite produse din domeniul implanturilor dentare, unele dintre ele fiind produse de producători cunoscuți, având astfel o probabilitate mai mare în ceea ce privește procesul de control al calității.

Pentru o osteointegrare adecvată, trebuie îndeplinite unele condiții: biocompatibilitatea, forma implantului, suprafața macro și microscopică a implantului, condițiile de încărcare, tehnica chirurgicală și condițiile locului unde urmează a fi plasat implantul.

#### **SCOPUL STUDIULUI**

Scopul studiului este evaluarea compoziției chimice a suprafeței implantului și eventual afectarea osteointegrării și a stabilității.

#### **MATERIAL ȘI METODĂ**

Studiul morfologiei și compoziției probelor din cele două grupe de studiu, a fost realizat utilizând microscopia electronică de baleiaj (MEB) cuplată la un spectrometru EDX (Energy Dispersive X-ray) și XPS (X-Ray Photoemission) de Dr. Cinzia Cepek (Istituto Officina dei

Materiali Sede di Istituto Trieste, Basovizza). Analiza a fost efectuată pe două grupe de implanturi: grupul 1- BIOMET 3I (eșantion 1) și grupul 2-MYIMPLANT (eșantion 2).

### *RESULTATE ȘI DISCUȚII*

Spectroscopia prin fotoemisie cu raze X (XPS) a fost realizată folosind laboratorul secțiunii analitice a TASC-IOM-CNR (presiunea de bază 10-11mbar). A fost utilizat un analizor de energie emisferică de electroni (120 mm, PSP) și o sursă convențională de raze X Mg nemonocromatizată. Tot spectrul este normalizat la numărul de fotoni și energia legăturii a fost calibrată folosind o probă de aur policristalin. În prezența fenomenelor de încărcare, energia legăturii a fost atribuită punând Ti 2p<sub>3/2</sub> la 459,1eV.

Compoziția și morfologia tuturor eșantioanelor au fost investigate folosind o microscopie electronică de baleiaj (MEB) cuplată cu un spectrometru EDX (radiografie dispersivă de energie). Concentrațiile obținute prin spectroscopie EDX au fost calculate utilizând software-ul standard al dispozitivului. Pentru a sublinia mai bine prezența contaminanților după procesele de curățare a implanturilor (aluminii și / sau silicat), rezultatele vor fi prezentate în funcție de tipul de implant.

Următoarele valori obținute raportează datele experimentale XPS ale tuturor măsurătorilor efectuate pe cele 2 probe. Valorile procentuale ale concentrației de ioni în eșantionul nr. 1 sunt prezentate. Cifrele arată comportamentul ionilor prezenți pe suprafața implantului BIOMET în timpul tratamentului XPS.

Aceeași analiză a fost făcută pe eșantionul nr.2, pentru a identifica procentul de concentrație de ioni și comportamentul ionilor prezenți pe suprafața implantului (MYIMPLANT) în timpul tratamentului cu XPS.

Diferența majoră care poate fi identificată între probele neutilizate de produsele companiei analizate este cantitatea de aluminii de suprafață (în stare oxidată, alumină). Acest lucru pare a fi mai mult decât un ordin de mărime mai mare (de 12 ori) în eșantionul MYIMPLANT. Am observat că cantitatea de aluminii în comparație cu titanul din proba MYIMPLANT (1.2) este semnificativ mai mare decât cea găsită în aliajele de titan utilizate în mod obișnuit pentru implanturile dentare (între 0 și aproximativ 0,06), în timp ce în proba BIOMET (0,1) se apropie și este compatibil cu aceste valori în cadrul erorilor experimentale.

Există puține studii interesate de interacțiunea acestor contaminări cu procesul de osteointegrare a implantului. Nu s-au găsit studii în literatură cu privire la reacția țesutului biologic cu acest tip de aliaj detectat de studiul nostru. Toate studiile privind osteointegrarea se bazează pe interacțiunea țesuturilor vii și a titanului pur, nu este luat în considerare niciun alt material contaminant pe această temă. Implanturile prezente pe piață pot fi cu adevărat diferite de la unul la altul, deși toate sunt clasificate ca Titan de tip 5.

### *CONCLUZII*

Prezența substanțelor contaminate pe suprafața implantelor dentare poate duce la o problemă cu procesul de osteointegrare, care este evaluată în interacțiunea dintre țesut și titanul pur. Prin urmare, considerăm că este nevoie de studii suplimentare cu privire la interacțiunea materialelor de contaminare și a țesuturilor, în special în ceea ce privește o mai bună cunoaștere a diferitelor compoziții de aliaje de implanturi, cu un control mai bun al acestor aspecte. Din punct de vedere al clinicianului, este imposibil să se evalueze compoziția implantului. Singurele date pe care clinicianul le are în mână este procentul de succes obținut în practica sa.

# **MODEL ANIMAL AL PREGĂTIRII SITULUI IMPLANTAR PRIN TEHNICA CHIRURGICALĂ CLASICĂ VERSUS TEHNICA CU LASER; STUDIU HISTOLOGIC**

## **INTRODUCERE**

Introducerea implanturilor endosoase în stomatologie a fost începutul unei noi ere în medicina dentară, iar anii următori au adus multe îmbunătățiri proiectelor de implant și tehnicilor de inserare a acestora. În zilele noastre, implanturile dentare reprezintă o metodă de tratament, care este bine integrată în practica zilnică a multor dentiști. Mai mult, utilizarea implanturilor endosoase de titan pentru înlocuirea dinților absenți pentru pacienții complet/parțial edenți s-a dovedit a fi o modalitate de tratament de succes.

Recent, utilizarea radiației laser s-a dovedit a fi un tratament alternativ pentru ablația țesutului osos datorită vaporizării țesuturilor și absenței stratului de frotiu.

Mai mult, un alt aspect important este pregătirea sitului implantului, repetabilitatea geometrică a sitului osos.

Respectarea secvențelor chirurgicale pentru pregătirea amplasamentului implantului, cu freze de calibru crescător până la diametrul dorit, permite realizarea unei poziționări optime a dispozitivului, permițând o valoare BIC adecvată, obținând astfel o predictibilitate ridicată a succesului în ceea ce privește procesul de osteointegrare.

Până în prezent, lipsesc dispozitivele laser adecvate utile pentru a crea un situs osos repetabil și până acum sunt făcute foarte puține îmbunătățiri în dezvoltarea instrumentelor de frezaj pentru suprafețele implantului.

## **SCOPUL STUDIULUI**

Scopul acestui studiu preliminar este de a evalua și compara utilizarea laserului Er: YAG sau a metodelor convenționale (freze) pe țesuturile dure și moi folosind un model in vitro.

## **MATERIAL ȘI METODĂ**

Limba bovină a fost utilizată ca țesut moale datorită prezenței țesuturilor dorsale superficiale nekeratinizate și mucoasei ventrale nekeratinizate, care sunt histologic similare cu țesutul gingival nekeratinizat. Coasta bovină a fost utilizată ca țesut dur, deoarece este foarte asemănătoare cu maxilarul uman în ceea ce privește densitatea osoasă și raportul cortical / măduvă. Fotona X-Runner al laserului Er: YAG a fost utilizat pentru secționările circulare. Pregătirea găurilor pe țesutul moale s-a efectuat folosind laserul Er: YAG (2940 LightWalker AT, Fotona Slovenia) cu un scaner cu diametrul de 5 mm (X-Runner, Fotona, Slovenia) în modul MAX și modul QSP, în comparație cu un bisturiu circular de 5 mm în diametru.

Trei probe din fiecare grup (țesut moale și țesut dur) au fost sigilate cu silicon (Light Body - Aquasil Ultra, Dentsply). Probele osoase au fost colectate în duplicat. Probele de os au fost decalcificate [acid clorhidric 2-4%, acid etilendiaminetetraacetic (EDTA) 4-6% timp de patru zile], apoi prelucrate [Seria etanol (50 ° –80 ° –90 ° –99 ° –99 °, 45 minute) fiecare; Xilen de trei ori, 45 de minute fiecare; Parafină 56 ° C, de trei ori, 45 de minute fiecare, încorporată în parafină.

## **REZULTATE ȘI DISCUȚII**

S-a observat că pe țesuturile moi forma cavității efectuată cu laser (modul QSP) este bine conservată. Modelul se caracterizează printr-o margine netă și clară de sus în jos între cavitate și fibrocele musculare, care sunt tipice pentru modelul de limbă bovină care a fost utilizat. Nu sunt evidente nici un fel de alterare a structurilor histologice normale. Acest lucru este în mod clar legat de efectele fizice ale modului QSP.

În țesuturile moi, am observat și un efect termic datorat laserului utilizat în modul MAX. Am observat, în special, o colagenizare continuă a cavității de suprafață, un țesut albastru lângă cavitatea în care se pierde organizarea normală a țesutului. Activitatea fototermală și fotochimică a fost evidențiată atunci când se utilizează modul MAX în mușchiul limbii. Fibrele

eozinofile cu nucleii în degradare parțială (bazofilă) și dovezi ale efectului termic cu deteriorarea fibrelor termice (eozinofile) la granița dintre cavitate și țesut.

Dimpotrivă, acest efect termic nu a fost observat în acele găuri efectuate în modul QSP. Acest efect termic diferit se datorează probabil unei utilizări diferite a raportului aer / apă în modul MAX și QSP.

Mai mult, am observat, de asemenea, că utilizarea siliconului pentru etanșarea cavității după preparare este în mod clar importantă în menținerea resturilor și a formei cavității în sine.

#### **CONCLUZII**

Studiul nostru a demonstrat că folosind acest nou mod QSP al laserului ER: YAG nu există niciun fel de modificări ale structurilor histologice normale în țesuturile moi și dure, în timp ce utilizarea activității fototermale și fotochimice în modul MAX a fost evidențiată. Mai mult, din cauza numărului insuficient de studii experimentale și clinice, laserul încă nu este considerat prima alegere în pregătirea patului implantar.

### **O ANALIZĂ COMPARATIVĂ PRIVIND OSTEointegrarea IMPLANTELOR ÎNCĂRCATE IMEDIAT UTILIZÂND DOUĂ TIPURI DE PREPARĂRI ALE SITULUI IMPLANTAR: CU LASERUL ERBIUM: YTTRIUM-ALUMINIU-GARNET VERSUS TEHNICA CONVENȚIONALĂ CHIRURGICALĂ**

#### **INTRODUCERE**

Înlocuirea dinților lipsă, atât pentru pacienții complet, cât și parțial edentați, prin intermediul implanturilor endo-osoase din titan se bazează în principal pe conceptul fenomenului biologic al osteointegrării.

O condiție prealabilă pentru o osteointegrare reușită este reprezentată de stabilirea unui contact direct os-implant, fără interpunerea țesutului neos sau țesut conjunctiv. Acest lucru ar putea fi compromis de expunerea țesutului osos la formarea de căldură în timpul procedurilor convenționale de forare, deoarece nivelul pragului pentru deteriorarea osteocitelor a fost raportat a fi în jur de 47 ° C și prin prezența unui strat de frotiu în jurul pereților canalului (1-10). Pentru a minimiza riscul de creștere a temperaturii, s-a recomandat o tehnică de găurire intermitentă folosind frese ascuțite sub o irigație suficientă.

#### **SCOPUL STUDIULUI**

Scopul studiului este de a evalua posibilitatea de a pregăti site-ul implantului folosind prototipul scannerului și de a reduce și / sau elimina timpul dintre stabilitatea primară (mecanică) și stabilitatea secundară (biologică) privind încărcarea ocluzală imediată.

#### **MATERIALE ȘI METODA**

6 mini-porci de la Ellegaard Gottingen Minipigs în vârstă de 18 luni, greutate de 30 de kilograme, cu certificarea integrității unităților dentare au fost folosiți pentru a evalua poziționarea implantului post-extractiv cu încărcare imediată. Porcii, după sedare și anestezie generală, au suferit o procedură de extracție a patru dinți (în zona posterioară, câte doi pe fiecare hemiarcadă) cu poziționare imediată a implantului, câte unul pe fiecare hemiarcadă.

Procedura experimentală poate fi rezumată în diferite faze: pre-implant, poziționarea implantului chirurgical și sacrificarea porcului.

În timpul fazei de poziționare a implantului au fost evaluate stabilitatea primară și cantitatea de os aderent la implant.

După sacrificarea porcului, probele de os au fost evaluate pentru osul nou format și pentru caracteristicile lor histologice.

Pe partea stângă au fost poziționate 2 implanturi (implant de tip cilindric T3, un prototip conic comercial din titan pur (diametru 4 mm, lungime 11,5 mm) cu o suprafață nouă, Depunere cristalină discretă DCD Biomet 3i) cu protocol tradițional (1 imediat încărcat ocluzal și 1 întârziat).

Pe partea dreaptă, 2 implanturi au fost poziționate cu scaner (X runner) protocol laser Laser Fotona Lightwalker AT MAX Mode (1000 mJ; 20 Hz; raport aer / apă 4; diametru 3 mm). Una dintre ele a fost imediat încărcată ocluzal, iar cealaltă a întârziat.

După re poziționarea lamboului folosind suturi reabsorbabile (Vicryl), toți min-porcii au fost ținuti pe antibiotice (protocol veterinar) timp de șase zile. (Moartea a doi mini-porci din cauza infecției cu salmonella și a refluxului gastroesofagian, porcul numărul 4 și porcul numărul 6).

Timpul de vindecare după această procedură a fost definit în 45 de zile.

Un mini-porc a fost sacrificat în ziua 45 după poziționarea implantului (PIG 1), în timp ce ceilalți au fost sacrificați în zilele 60 (PIG 2), 90 (PIG 3) și respectiv 120 (PIG 5). Fiecare semi-mandibulă a fost rezeată în bloc, ambele conținând implanturile poziționate și plasate imediat în fixant 10%, formalină tamponată, pentru pregătirea histologică și evaluarea ulterioară.

### *REZULTATE*

Pentru acele implanturi poziționate în mod tradițional, valorile cuplului (măsurate printr-un clichet metric newton) pentru implantul 1 (poziția 34) și implantul 2 (poziția 37). Pentru acele implanturi poziționate prin utilizarea scannerului laser, sunt prezentate valorile cuplurilor (măsurate printr-un clichet metric newton) pentru implantul 3 (44) și implantul 4 (47); Sunt prezentate valorile RFA Ostell (analiza frecvenței de rezonanță) pentru implantul 1 (44).

Analiza histomorfometrică a fost efectuată folosind un microscop cu lumină (Nikon Eclipse; Nikon, Tokyo, Japonia) conectat la o cameră video de înaltă rezoluție; acest sistem optic a fost asociat cu un pachet software de histometrie cu capacități de captare a imaginilor (ImageJ).

Pentru fiecare porc, examenul histologic este descris pentru toate probele de os .

### *DISCUȚII*

O comparație eficientă între pregătirea patului implantar cu ajutorul frezelor și două perioade diferite de vindecare poate fi efectuată analizând porcii 2 și 3. Aceasta arată o cantitate comparabilă de spații goale și necrotice a osului precum o creștere a țesutului osos și o reducere a osului lamelar.

Mai mult, este interesantă comparația compoziției țesutului osos a siturilor implantare preparate în același mod, în etape de timp diferite.

În ceea ce privește țesuturile osoase înconjurătoare implanturilor plasate cu tehnica laser, probele recoltate la 120 de zile după vindecare (porc 5) au arătat mai mult os lamelar matur și țesut osos mai puțin decât probele recoltate la 60 de zile după vindecare (porc 2). Acest lucru ar putea indica faptul că maturizarea osoasă are loc în principal între două și trei luni de vindecare.

Aceeași tendință s-a produs și în comparația probelor recoltate după prepararea cu freza a patului implantar. Procentele de os lamelar au fost deosebit de mari în eșantion cu 90 de zile de vindecare osoasă (porc 3) în comparație cu eșantionul vindecat 60 de zile (porc 2). În mod similar, cantitatea de țesut osos a scăzut din ziua 60 până în ziua 90, indicând un proces de maturare a oaselor.

Alegerea laserului Er: YAG comparativ cu laserul CO2 se explică prin diferența de creștere a temperaturii. Radiația erbium va fi absorbită de hidroxiapatită și de apa din țesutul osos, în timp ce grupurile hidroxil ale moleculei de osteocite sunt ținta radiației laser care determină o ablație a apatitei.



S-a demonstrat deja că prima fază de vindecare osoasă după plasarea implantului este cauzată de trauma chirurgicală. Cu toate acestea, în următoarele săptămâni este posibil să se observe formarea unui os imatur datorită fazei de remodelare a osului. În detalii, după două săptămâni este evidentă prezența matricei osteide și a osului imatur, iar osul matur în contact direct cu implantul este osul original.

După patru săptămâni, există încă o cantitate mare de os imatur și țesut, dar este posibil să se vadă primele lamele ale unui os lamelar mult mai matur, în contact direct cu spirele implantului.

După două luni de la plasarea implantului, se observă că implantele sunt bine integrate în osul înconjurător cu un proces bun de corticalizare de-a lungul suprafeței implantului și multe spații goale sunt umplute cu os matur nou format.

Acesta este momentul în care este posibil să detectăm cu siguranță dacă implantul a eșuat. Probele noastre recoltate la 60 de zile după vindecare (porc 2) au prezentat exact aceeași corticalizare în implant care nu a fost încărcată, deoarece un strat continuu de os în contact cu suprafața implantului este evident. Mai mult, în general, acele probe analizate după o perioadă de vindecare de 60 de zile, au arătat o maturizare osoasă întârziată, cu prezență încă mare de spații ale măduvei osoase și țesut osos, atât în grupul cu laser, cât și în grupul preparat convențional.

După 90 de zile de vindecare după intervenția chirurgicală de inserare a implantului, osul este format în principal de lamele nou formate și un strat gros de os continuu ce acoperă de obicei întregul implant. Acest lucru s-a întâmplat și în probele din acest studiu, recoltate de la porcul 3 după trei luni de vindecare.

## **CONCLUZII**

După patru săptămâni, un procent ridicat de os lamelar matur a fost găsit în linie directă cu suprafața implantului pe locul care a fost pregătit cu laser.

Ambele implanturi au prezentat integrare osoasă și os matur nou format în contact cu spirele de titan, în principal în porțiunea lor apicală.

Eșantionul recoltat din grupul cu laser a arătat spații mai puțin goale, probabil datorită transformării mai rapide a măduvei osoase într-un os mai matur.

## **CONCLUZII FINALE ȘI CONTRIBUȚIE PERSONALĂ**

1. În prezent, piața medicală este foarte bogată în diferite produse din domeniul implanturilor dentare, unele dintre ele fiind produse de producători cunoscuți, având astfel o probabilitate mai mare în ceea ce privește procesul de control al calității. Legat de compoziția atomică a implanturilor nu există atât de multe studii. Au fost efectuate studii anterioare pe titan cu o gamă relativ largă de condiții pentru prepararea suprafeței. Putem enumera: diferite regimuri electrice, timpi de tratament și compoziții electrolitice.

2. Această cercetare a reușit să demonstreze că contaminarea suprafeței implantului poate determina probleme majore după inserarea implantelor. Numeroase articole s-au ocupat de studiul tratamentului suprafeței implantului folosind lasere. Acest lucru este dictat de necesitatea de a cerceta particularitățile inovatoare care trebuie efectuate pe suprafața implantului.

3. Analiza compoziției chimice a implantului oferă informații foarte clare în caz de eșec în integrarea implantelor și care îi ajută pe clinicieni în raport cu pacientul din punct de vedere etic.

4. Inserarea implantului la nivelul osului cortical determină o compresie a țesutului înconjurător și mai presus de toate a vaselor de sânge care pot induce un fenomen de necroză a țesutului osos la interfața os-implant.

5. Noile strategii de tratament a suprafeței implantelor au arătat o creștere a proprietăților conductoare osoase, introducând un parametru precum BIC pentru a evidenția astfel de proprietăți.

6. Până în prezent nu a fost stabilită o corelație între BIC și stabilitatea implantului. Stabilitatea unui implant este reprezentată de ancorajul dintre implant și osul cortical fiind favorizată în continuare mai mult de macro-geometria implantului, decât de configurația suprafeței sale. Deși implantarea chirurgicală poate fi efectuată într-un mod netraumatic, o anumită cantitate de os pre-implant devine necrotică din cauza întreruperii vasculare în canalele Havers și Volkmann care vascularizează osteonii, permițând nutriția și difuzia oxigenului către osteocite. Întreruperea vascularizației cauzată de acțiunea frezei asupra osului duce la necroza osteocitelor și în consecință la devitalizarea osului.

7. În cercetarea experimentală, s-a constatat că în obținerea unor rezultate stabile în timp, etanșarea cu silicon a probelor este necesară pentru a menține forma cavității și a resturilor din interiorul cavității pregătite prin diverse metode. Diferențele în utilizarea sau nu a siliconului fiind semnificative în măsurarea corectă a formei cavității.

Cercetările efectuate ne-au permis să demonstrăm:

- posibilitatea aplicării încărcării ocluzale imediate pe un model animal in vivo;
- modul în care utilizarea laserului în comparație cu freza tradițională, conduce la prezența unei cote mai mari de os lamelar și a unei cote necrotice mai mici la nivelul sitului implantar;
- existența problemelor legate de prezența contaminanților de suprafață ai implantelor;
- modul în care ignorarea/subestimarea reziduurilor la nivelul patului implantar poate provoca eșecul osteointegrării implantelor.

Experiența noastră în această cercetare a arătat că metoda utilizată este demnă de interes științific și are nevoie de investigații suplimentare pentru certificarea sau excluderea validității sale.