



UNIVERSITATEA DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE
GRIGORE T. POPA IAȘI

REZUMAT TEZĂ DE DOCTORAT

CERCETARI BIOLOGICE IN VIVO/IN VITRO A DIFERITELOR MATERIALELOR DE IMPLANTARE

**Coordonator științific,
Prof. Univ. Dr. Norina Consuela FORNA**

**Doctorand,
DIMA COSMIN**

CUPRINS

INTRODUCERE	1
STADIUL ACTUAL AL CUNOAȘTERII	
CAPITOL 1. OSTEOINTEGRAREA IMPLANTELOR DENTARE- CONCEPTE ACTUALE	2
CAPITOL 2. PARAMETRI IMPLANTARI CARE INFLUENȚEAZĂ OSTEOINTEGRAREA	8
2.1. Materiale implantare	8
2.1.1. Clasificarea materialelor implantare	8
2.1.2. Titan pur. Aliaje din titan	10
2.1.3. Ceramica	12
2.1.4. Polimeri	13
2.2. Geometria și macrodesignul implantelor dentare	14
2.3. Suprafețe implantare. Microdesign	18
2.4. Parametri dimensionali	24
2.5. Bioactivitatea implantelor dentare	26
CAPITOL 3. FACTORI IMPLICAȚI ÎN SUCCESUL/EȘECUL TERAPIEI IMPLANTO-PROTETICE	
3.1. Factori individuali (sistemic, locali)	32
3.2. Calitatea situsurilor implantare	33
3.3. Protocoale de încărcare funcțională	35
3.4. Tipul și execuția tehnicilor chirurgicale implantare	37

PARTE PERSONALĂ

CAPITOLUL 4. STUDIU PRIVIND OSTEointegrarea IMPLANTELOR DENTARE CU SUPRAFEȚE BIOACTIVE 41

4.1. Motivația și obiectivele studiului	41
4.2. Materiale și metodă	41
4.3. Rezultate	48
4.4. Discuții	59
4.5. Concluzii	64

CAPITOLUL 5. STUDIU IN VITRO PRIVIND GRADUL DE ALTERARE A SUPRAFEȚELOR IMPLANTARE IN CURSUL UNOR MANOPERE STOMATOLOGICE 65

5.1. Motivația și obiectivele studiului	67
5.2. Materiale și metodă	67
5.3. Rezultate	70
5.4. Discuții	83
5.5. Concluzii	89

CAPITOLUL 6. CONSIDERAȚII BIOMECANICE CU PRIVIRE LA TIPURILE DE MATERIALE ȘI DESIGN ALE IMPLANTELOR DENTARE 90

6.1. Motivația și obiectivele studiului	93
6.2. Materiale și metodă	93
6.3. Rezultate	95
6.4. Discuții	108
6.5. Concluzii	115

CONCLUZII GENERALE 116

CAPITOL 7. ORIGINALITATE ȘI PERSPECTIVE PE CARE LE DESCHIDE TEZA 117

BIBLIOGRAFIE 119

Cuvinte cheie: edentație parțială, implant dentar, tratament implanto-protetic, suprafețe bioactive, osteointegrare

Teza de doctorat conține:

- parte teoretică organizată în 3 capitole (40 pagini);
- cercetări personale organizate în 3 capitole (80 pagini);
- 73 figuri (parte personală);
- 253 referințe bibliografice.

Notă: acest rezumat conține referințe bibliografice, tabele și imagini, respectând numerotarea și conținutul tezei de doctorat.

CAPITOL 4. STUDIU PRIVIND OSTEOINTEGRAREA IMPLANTELOR DENTARE CU SUPRAFEȚE BIOACTIVE

4.1.MOTIVAȚIA ȘI OBIECTIVELE STUDIULUI

Deși rata de eșec a implantelor este extrem de redusă, un procent de 1-2% dintre implantate sunt asociate cu osteointegrare insuficientă la interval de câteva luni de la implantare (Chrcanovic & col., 2014). Chiar și în condițiile unei osteointegrări de succes, pot apărea eșecuri secundare, majoritatea cauzate de periimplantite, la 5% dintre pacienții la care s-a realizat terapie implant-protetică (Chrcanovic & col., 2014). Rata de eșec în osteointegrarea primară a implantelor poate crește la pacienții cu diabet, osteoporoză, în tratament cu bifosfanați, sau sub radioterapie. Pentru această categorie de pacienți este absolut necesară utilizarea implantelor cu suprafețe bioactive, care conduc la îmbunătățirea ratei de osteointegrare (Gomez-de Diego & col., 2014). Utilizarea implantelor cu suprafețe modificate (bioactive) conduc la creșterea suprafeței de contact os-implant pe termen lung și la reducerea resorbției postimplantare marginale permit utilizarea unor protocoale de încărcare la intervale mai reduse de timp de la momentul implantării, prin accelerarea proceselor de osteointegrare (Smeets & col., 2016).

Studiul a urmărit să evalueze evoluția postoperatorie și capacitatea de osteointegrare a trei sisteme de implantate cu suprafețe modificate (bioactive), fabricate din titan pur sau aliaj Ti-6Al-4V, la interval de 12 luni postîncărcare.

4.2. MATERIAL SI METODA

Studiul a fost efectuat pe 30 pacienți edentați parțial mandibular (15 -sex masculin ; 15-sex feminin ; 35-48 ani) programați pentru terapie implanto-protetică prin restaurări fixe cu suport implantar. Terapia implanto-protetică a fost realizată cu sisteme implantare cu suprafețe bioactive. Fiecare sistem implantar a fost inserat în 10 situsuri molari și 10 situsuri premolari care au permis utilizarea unor implantate cu lungimi 10-11,5mm și diametre 4-4,5mm. Pacienții au fost împărțiți în trei loturi în raport cu tipul de sistem implantar utilizat:

Lot 1 (n=10 pacienți, 20 implantate)- implant Any Ridge (Megagen), fabricat din CpTi;

Lot 2 (n=10 pacienți, 20 implantate)-implant MIS Seven (MIS), fabricat din aliaj Ti-6Al-4V;

Lot 3 (n=10 pacienți, 20 implantate)- implant MIS C1 (MIS), fabricat din aliaj Ti-6Al-4V

Încărcarea funcțională a fost realizată la 4-5 luni postimplantar pentru toate loturile de pacienți. La nivelul ariilor mandibulare au fost realizate secțiuni CBCT imediat postîncărcare și la 12 luni postîncărcare. Pacienții au fost monitorizați timp de 12 luni postîncărcare privind statusul periimplantar (examen clinic, radiografic și CBCT). Compararea gradului de osteointegrare al celor trei tipuri de implantate a fost realizată prin evaluarea resorbției postimplantare și a densității periimplantare. Măsurarea resorbției postimplantare a fost realizată prin compararea nivelului osului marginal imediat postimplantar și la 12 luni postîncărcare, măsurători efectuate prin procesarea imaginilor CBCT cu ajutorul softului OnDemand. Măsurarea densității periimplantare a fost realizată cu ajutorul softului OnDemand (apex, treimea medie, col) prin compararea imaginilor CBCT imediat postimplantar și la 12 luni postîncărcare. Cu ajutorului software-ului OnDemand3D, informațiile de tip DICOM au fost reconstruite într-o imagine tridimensională a maxilarului și mandibulei, de mare rezoluție, ce poate fi analizată în tridimensional, fiind împărțită în secțiuni pornind de la 0,5 mm grosime. Pacienții au fost

investigații CBCT postoperator (aparatur Promax 3D Mid, Planmeca Oy, Finlanda), respectându-se același protocol. Etape în protocolul de măsurare a parametrilor osoși:

- reorientarea imaginilor conform zonelor de referință ce prezentau augmentari osoase sau sinus lift;
- selectarea regiunilor de interes;
- stabilirea parametrilor de secționare (grosime 1mm, interval 1mm);
- măsurători densimetrice 2D la nivelul secțiunii reprezentative (valorile obținute au fost exprimate automat în unități Hounsfield -HU).

Datele au fost înregistrate în tabele Microsoft Excel și au fost prelucrate statistic utilizând SPSS 24.0. Mai întâi am calculat parametri de statistică descriptivă pentru măsurătorile realizate, respectiv înălțimea și densitatea situsului osos imediat și la 12 luni postîncărcare – separat la nivelul molarilor și premolarilor, pentru cele 3 tipuri de implantate utilizate. Rezultatele au fost prezentate în tabele și grafice efectuate în Microsoft Excel. În figurile 4.1.a-f, 4.2.a-f, 4.3.a-f sunt prezentate aspecte clinice și imagini CBCT (preoperator, posimplantar, postîncărcare) la nivelul pacienților din fiecare lot investigat:

- figuri 4.1.a-h- terapie implanto-protetică cu implanturi Megagen AnyRidge, IDS;
- figuri 4.2.a-h- terapie implanto-protetică cu implanturi MIS Seven, MIS;
- figuri 4.3.a-g- terapie implanto-protetică cu implanturi MIS C1, MIS.

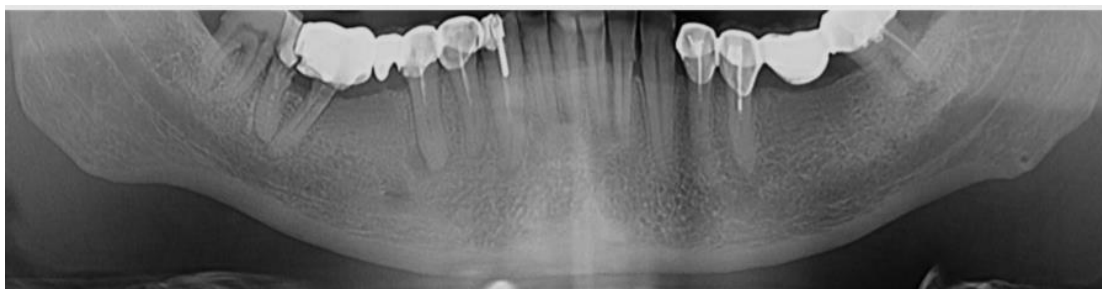


Figura 4.1.a. Aspect clinic preoperator

Figura 4.1.b. Aspect radiografic preoperator

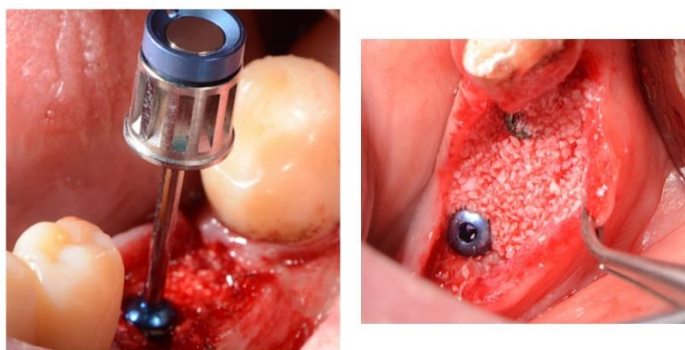
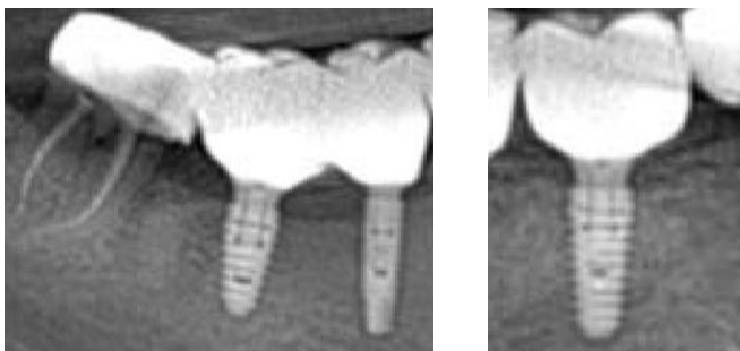


Figura 4.1.c. Aspecte clinice intraoperator



Figuri 4.1.d-e. Aspecte radiografice postimplantar



Figura 4.1.f. Aspecte clinice postimplantar



Figura 4.1.g-h. Parametri dimensionali alveolari postimplantar (software OnDemand)

FIGURI 4.a-h. Pacient A.P., 48 ani, terapie implanto-protetică cu implante Megagen Any Ridge



Figura 4.2.a-b. Aspecte clinic preoperator

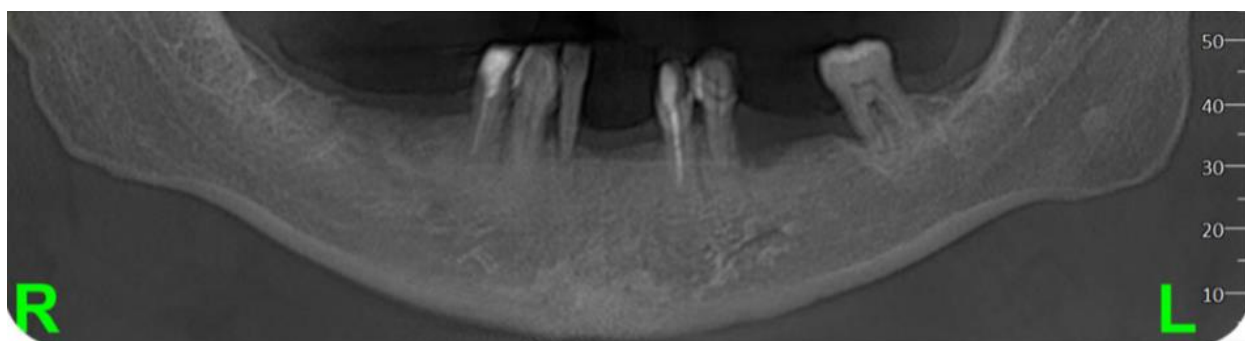


Figura 4.2.c. Aspect radiografic preoperator

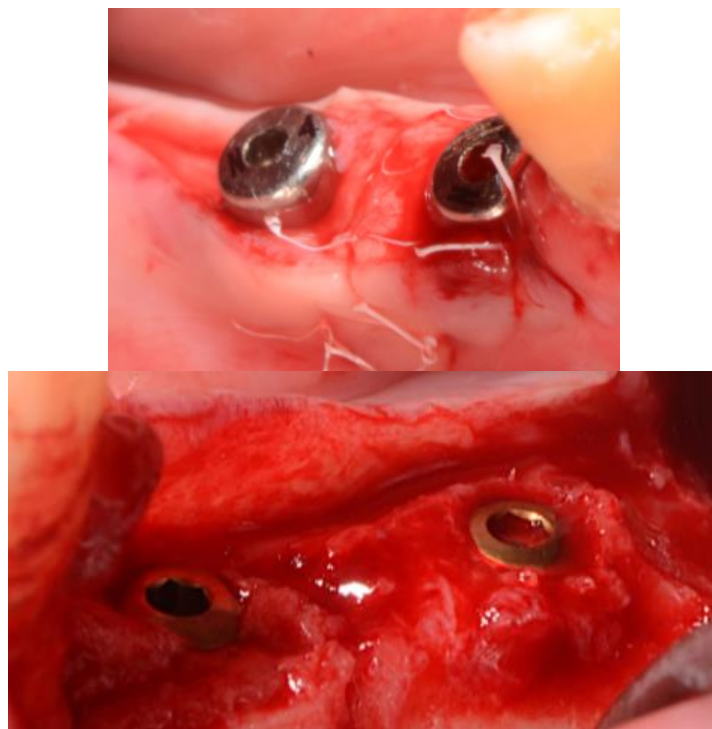


Figura 4.2.d-e. Aspecte clinice intraoperator

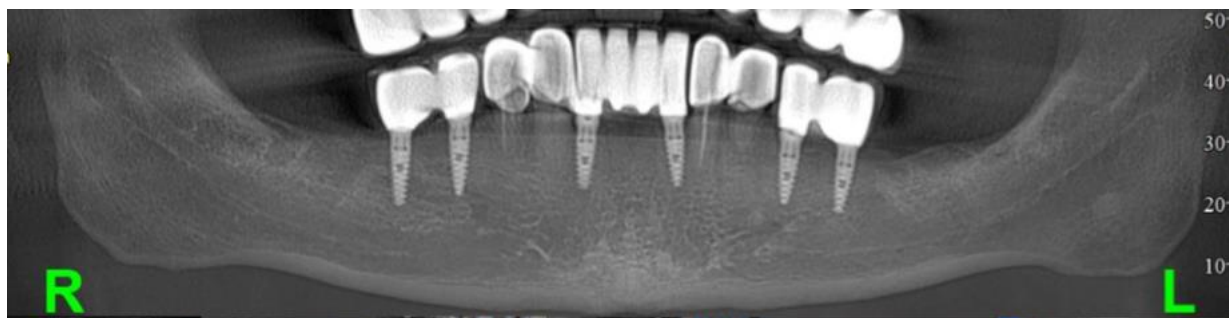


Figura 4.2.f. Aspecte radiografice postimplantar



Figura 4.2.g. Aspecte clinice postimplantar

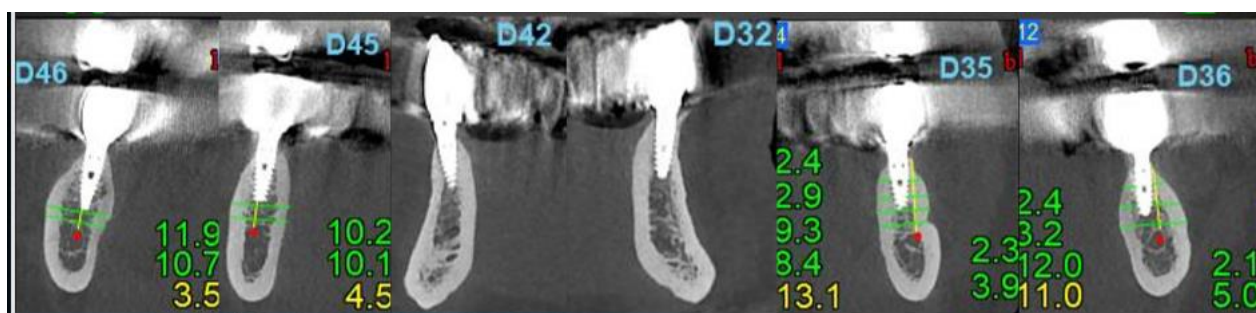


Figura 4.2.h. Parametri dimensionali alveolari postimplantar (examen CBCT)

FIGURI 4.2.a-h. Pacient H.L., 45 ani, terapie implanto-protetică cu implante MIS Seven

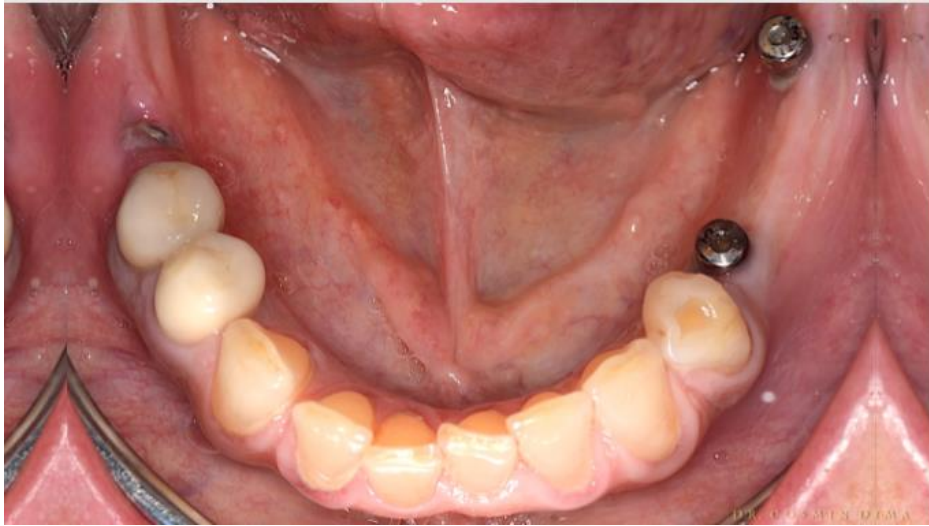


Figura 4.3.a. Aspect clinic preoperator

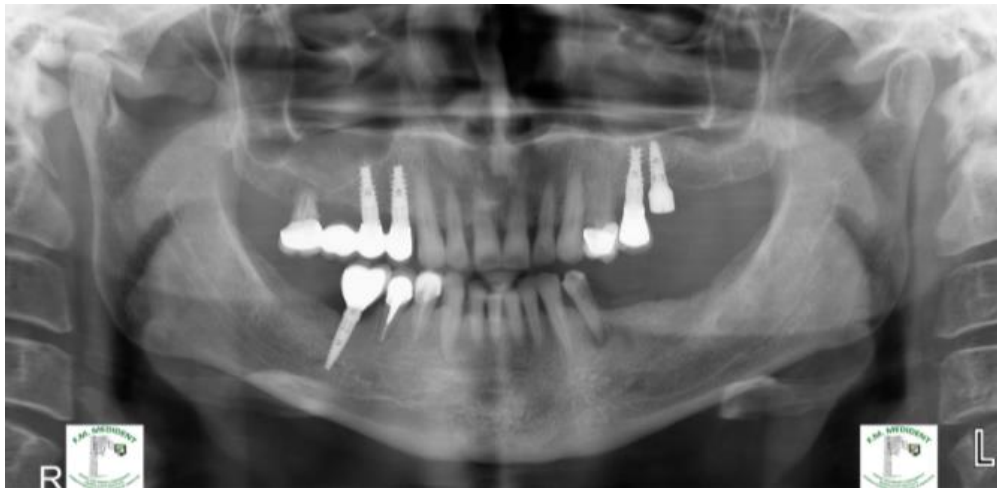
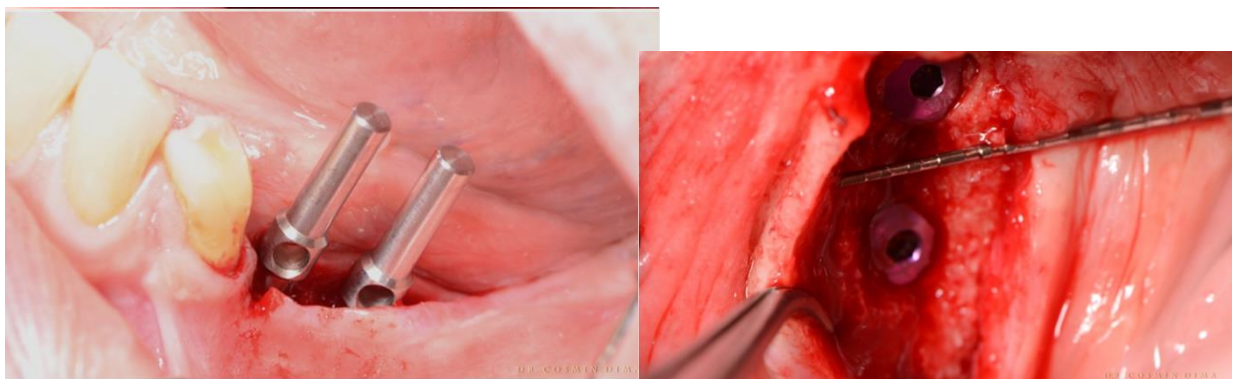


Figura 4.3.b. Aspect radiografic preoperator



Figuri 4.3.c-d. Aspecte clinice intraoperator

- Sistem implantar MIS C1 (MIS): 0.30 mm pentru implanturi localizate la nivel molar, respectiv 0.32 mm pentru implanturi localizate la nivel premolar;
- Sistem implantar MIS Seven (MIS): 0.33mm pentru implanturi localizate la nivel molar, respectiv 0.35mm pentru implanturi localizate la nivel premolar.

Pentru toate cele trei sisteme implantare investigate au fost înregistrate diferențe semnificative statistic între valorile înălțimii situsurilor implantare imediat postîncărcare și cele înregistrate la 12 luni postîncărcare. Nu au fost înregistrate diferențe semnificative statistic între valorile resorbției postîncărcare (interval 12 luni) între cele trei sisteme de implantare investigate. Valorile creșterii densității osoase periimplantare la 12 luni postîncărcare au fost următoarele (fig. 4.7.b):

- Sistem implantar AnyRidge (Megagen): 604 HU pentru implanturi localizate la nivel molar, respectiv 669 HU pentru implanturi localizate la nivel premolar;
- Sistem implantar MIS C1 (MIS): 616 HU pentru implanturi localizate la nivel molar, respectiv 690 HU pentru implanturi localizate la nivel premolar;
- Sistem implantar MIS Seven (MIS): 586 HU pentru implanturi localizate la nivel molar, respectiv 663 HU pentru implanturi localizate la nivel premolar.

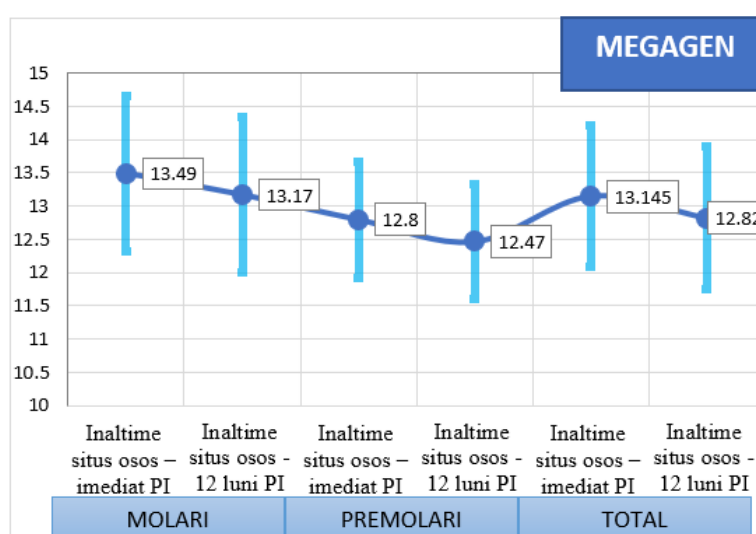


Fig.4.4.a. Înălțimea situsurilor implantare imediat postîncărcare- implantare Megagen

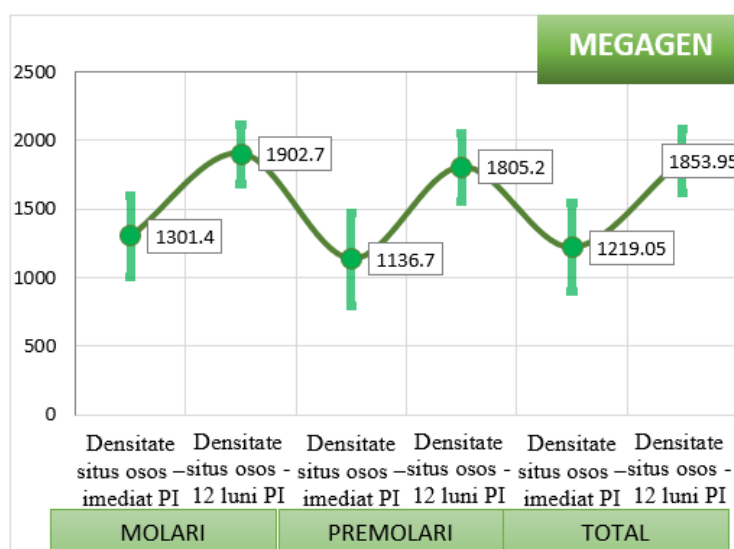


Fig.4.4.b. Densitatea situsurilor implantare imediat postîncărcare- implantare Megagen

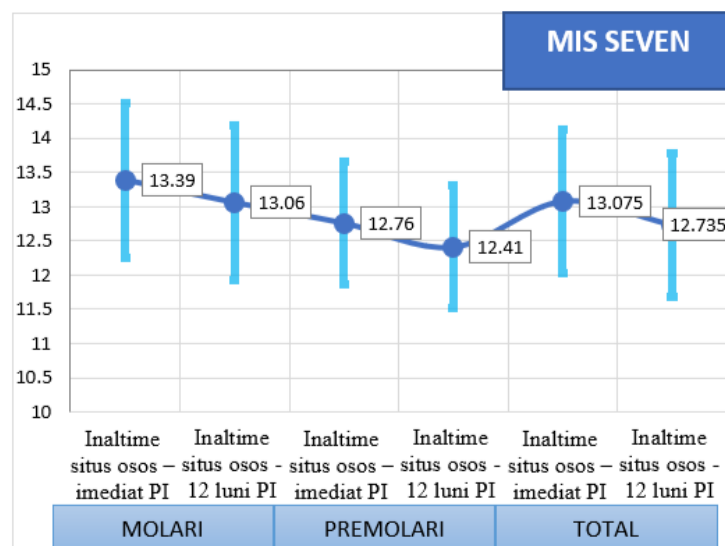


Fig.4.5.a. Înălțimea situsurilor implantare imediat postîncărcare- implante MIS Seven

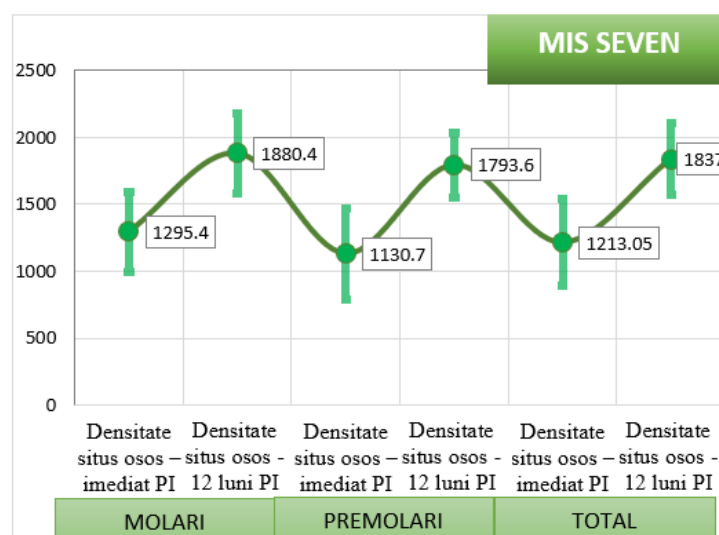


Fig.4.5.b. Densitatea situsurilor implantare imediat postîncărcare- implante MIS Seven

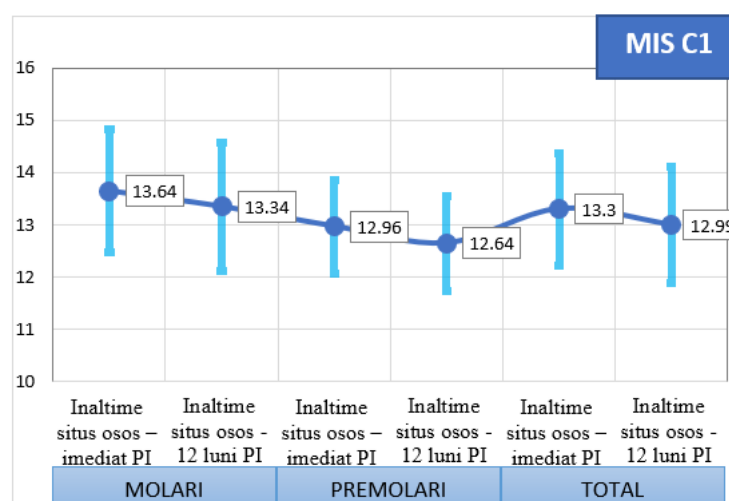


Fig.4.6.a. Înălțimea situsurilor implantare imediat postîncărcare- implante MIS C1

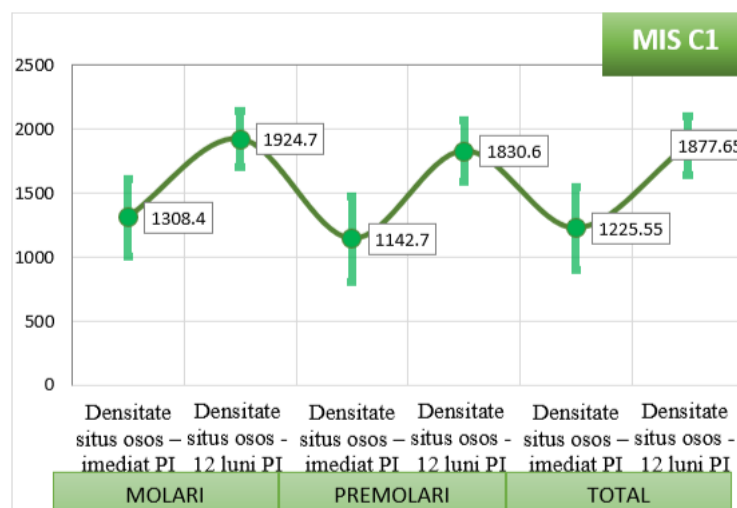


Fig.4.6.b. Densitatea situsurilor implantare imediat postîncărcare- implante MIS Seven

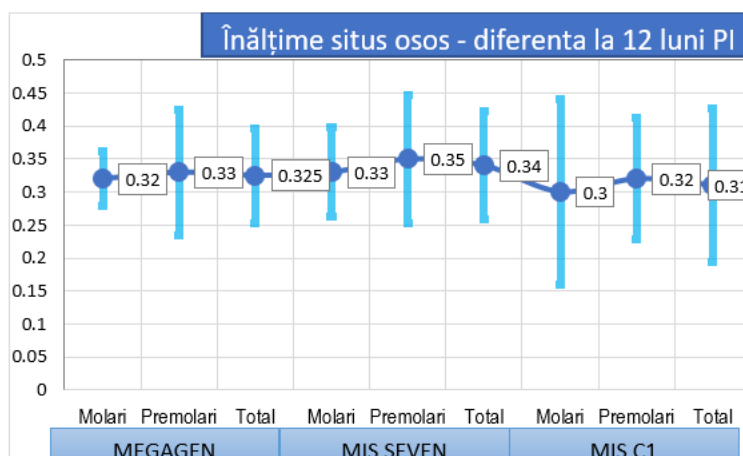


Fig.4.7.a. Grad resorbție postîncărcare (12 luni)

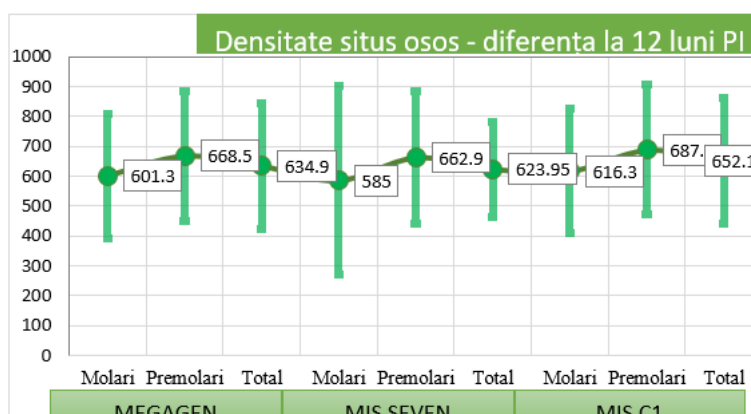


Fig.4.7.b. Nivel de creștere al densității osoase periimplantare (12 luni)

Pentru toate cele trei sisteme implantare investigate au fost înregistrate diferențe semnificative statistic între valorile densității osoase periimplantare imediat postîncărcare și cele înregistrate la 12 luni postîncărcare.

Nu au fost înregistrate diferențe semnificative statistic între valorile creșterii densității resorbției postîncărcare (interval 12 luni) între cele trei sisteme de implante investigate.

4.4. DISCUȚII

În condițiile în care există puține studii clinice care să confirme datele obținute in vitro, studiul nostru demonstrează avantajele implantelor cu suprafețe bioactive prin rata de succes 100% la interval de 6 luni (cu obținerea stabilității secundare la toți pacienții investigați), nivelul redus de resorbție postimplantară (sub 1mm pentru toate cele trei mărci de sisteme implantare cu suprafețe bioactive) și valorile crescute ale densității periimplantare.

Rata maximă de succes în cazul implantării amânate în situsuri extracționale vindecate, evidențiată în studiul nostru pentru toate sistemele implantare investigate, susține datele raportate de cercetări similare (Antetomaso & col., 2018; Coelho & col., 2015; Wenneberg & col., 2015).

Rezultatele privind resorbția periimplantară vertical și rata de supraviețuire sunt similare cu cele raportate de diverse grupuri de cercetare (Wenneberg & col., 2011; Esposito & col., 2013; Streckbein & col., 2014), sau chiar superioare comparative cu studii axate pe alet tipuri de sisteme implantare bioactive (Mendonca & col., 2008; Ostman & col., 2013).

În acest context, utilizarea implantelor dentare bioactive este recomandată atât în cazul unor situații clinice fără riscuri deosebite, cât și mai ales la pacienții cu risc crescut de eșec implantar, datorat unor afecțiuni sistemice, absenței complianței la recomandările privind igiena orală, fumători, afectați de boală parodontală (Gomez-de Diego & col., 2014).

4.5. CONCLUZII

- Utilizarea sistemelor implantare bioactivate Any Ridge (Megagen), MIS Seven și MIS C1 este asociată cu nivele reduse de resorbție verticală, creșterea densității osoase periimplantare și rată de supraviețuire implantară 100% la interval de 12 luni postîncărcare;
- Nivelul resorbției postimplantar la 12 luni postimplantar, variază între 0,32-0,33mm pentru sistemul implantar AnyRidge (Megagen), 0,30-0,32 mm pentru sistemul implantar MIS C1 (MIS) și 0,33-0,35mm pentru sistemul implantar MIS Seven (MIS) ;
- Pentru toate cele trei sisteme implantare investigate au fost înregistrate diferențe semnificative statistic între valorile înălțimii situsurilor implantare imediat postîncărcare și cele înregistrate la 12 luni postîncărcare.
- Nu există diferențe semnificative statistic între sistemele implantare investigate privind resorbția osoasă periimplantară la 12 luni postîncărcare;
- Nivelul creșterii densității osoase periimplantare la 12 luni postimplantar, variază între 604-669 HU pentru sistemul implantar AnyRidge (Megagen), 586-663 HU pentru sistemul implantar MIS C1 (MIS) și 616-650 HU pentru sistemul implantar MIS Seven (MIS), cu absența unor diferențe semnificative statistic între sistemele implantare investigate;
- Pentru toate cele trei sisteme implantare investigate au fost înregistrate diferențe semnificative statistic între valorile densității osoase periimplantare imediat postîncărcare și cele înregistrate la 12 luni postîncărcare.
- Nu există diferențe semnificative statistic între sistemele implantare investigate privind valorile creșterii densității osoase periimplantare la 12 luni postîncărcare.

CAPITOL 5. STUDIU IN VITRO PRIVIND GRADUL DE ALTERARE A SUPRAFEȚELOR IMPLANTARE ÎN CURSUL UNOR MANOPERE STOMATOLOGICE

5.1. MOTIVAȚIA ȘI OBIECTIVELE STUDIULUI

Suprafețele implantare alterate în cursul unor proceduri stomatologice de tip air-flow, debridare cu ultrasunete sau decontaminare laser, conduc la atașamentul bacteriilor și la formarea biofilmului bacterian ca urmare a creșterii rugozității și a energiei libere de suprafață (DiSalle & col., 2018). Gradul de contaminare cu placă bacteriană este dependent atât de gradul de alterare al suprafețelor cât și de topografia suprafeței, microdesign, gradul de bioactivitate și macrodesignul implantului dentar (Subramani & col., 2009). În aceste condiții, scopul oricărei proceduri de decontaminare implantară trebuie să fie eficiența decontaminării cu alterare minimă a suprafețelor implantare (Wei & col., 2017). Studiul a investigat gradul de alterare al suprafețelor implantare în cursul simulării unor proceduri utilizate frecvent în manopere de cleaning și tratament al periimplantitelor (air-flow, ultrasunete, decontaminare asistată laser).

5.2. MATERIAL ȘI METODĂ

Studiul a fost realizat pe un număr total de 32 discuri din titan pur (Grad 4) cu suprafețe netede ($R_a=0.014\text{ }\mu\text{m}$) și rugoase ($R_a=0.92\text{ }\mu\text{m}$), cu grosime 2mm, diametru 15mm, și 8 implanturi dentare fabricate din materiale diferite (4 implanturi MIS V3 din aliaj Ti-6Al-4V, 4 implanturi NobelActive din aliaj Ti-15Zr, 8 implante Sky din zirconiu). Probele au fost împărțite în trei loturi în raport cu tipul procedurii stomatologice utilizate pentru evaluarea gradului de alterare al suprafețelor:

-Lot 1- Tehnica Air-flow (1.A- timp de acțiune 30 secunde/T1; 1.B- timp de acțiune 60 secunde/T2); pulbere carbonat de calciu Pearl Flash (Nakanishi, Japonia), presiune 5 bari, distanță 5 mm, unghi de 90° în raport cu suprafața discului sau implantului dentar, sub flux de apă 20mL/min; după finalizarea procedurii probele au fost curățate prin continuarea procedurii air-flow la o presiune de 1 bar.

-Lot 2 – Debridare ultrasonică (2.A- timp acțiune 30 secunde/T1; 2.B- timp acțiune 60 secunde/T2): dispozitiv Woodpecker, ansă metalică (suprafața laterală în contact cu suprafața discului sau a implantului dentar în mod similar manoperelor clinice), putere 70% echivalentă puterii utilizate în debridarea subgingivală, sub răcire cu apă în flux de 50mL/min (1.A- 30 secunde; 1.B- 60 secunde); după finalizarea procedurii probele au fost curățate ultrasonic prin imersie în apă pură timp de 5 minute.

-Lot 3- Decontaminare cu laser diodă: (3.A- timp de acțiune 10 secunde/T1; 3.B- timp de acțiune 20 secunde/T2): laser 810nm (Claros Nano, Elexxion), 2.5W, mod continuu, diametrul vârfului fibrei optice 600 μm , aplicat în unghi de 90° la suprafața discului sau implantului dentar.

-Lot 4- Decontaminare cu laser erbium (4.A- timp de acțiune 10 secunde/T1; 4.B- timp de acțiune 20 secunde/T2): laser 2780nm (WaterLase, BioLase), 4W, mod pulsatil (10Hz), diametrul vârfului fibrei optice 600 μm , aplicat în unghi de 90° la suprafața discului sau implantului dentar, sub irigare cu apă.

Pentru evaluarea efectului *tehnicii air-flow* (Loturi 1.A- 30 secunde, 1.B- 60 secunde) asupra suprafețelor implantare au fost utilizate 8 discuri din titan pur și 2 implanturi dentare Sky (Bredent) fabricate din zirconiu. Lotul 1.A (30 secunde) a inclus 4 discuri din titan pur și 1 implant Sky (Bredent). Lotul 1.B (60 secunde) a inclus 4 discuri din titan pur și 1 implant Sky (Bredent). La nivelul fiecărui disc, atât pe suprafața netedă cât și pe suprafața rugoasă, au fost realizate câte 3 arii circulare (2mm^2) care au fost supuse acțiunii jetului de pulbere abrazivă (30 secunde- Lot 1.A; 60 secunde- Lot 1.B) la presiunea 25psi. Datele privind gradul rugozității la nivelul suprafețelor discurilor din titan

pur au fost colectate de la nivelul a 10 arii circulare. La nivelul suprafeței cervicale a implantelor Sky (Bredent) din zirconiu, au fost realizate câte 10 arii circulare (1 mm^2) care au fost supuse acțiunii jetului de pulbere abrazivă la presiunea 25psi (30 secunde-Lot 1.A ; 60 secunde- Lot 1.B).

Pentru evaluarea efectului simulării *debridării cu ultrasunete* (Loturi 2.A- 30 secunde, 2.B- 60 secunde) au fost utilizate 8 discuri din titan pur și 2 implanturi dentare Sky (Bredent) fabricate din zirconiu. Lotul 2.A (30 secunde) a inclus 4 discuri din titan pur și 1 implant Sky (Bredent). Lotul 2.B (60 secunde) a inclus 4 discuri din titan pur și 1 implant Sky (Bredent). La nivelul fiecărui disc, atât pe suprafața netedă cât și pe suprafața rugoasă, au fost realizate câte 3 arii circulare (2mm^2) care au fost supuse acțiunii ultrasunetelor (30 secunde- Lot 2.A; 60 secunde- Lot 2.B). Rugozitatea la nivelul suprafețelor discurilor din titan pur a fost măsurată la nivelul a 10 arii circulare. La nivelul suprafeței cervicale a implantelor Sky (Bredent) din zirconiu, au fost realizate câte 10 arii circulare (1 mm^2) care au fost supuse acțiunii dispozitivului ultrasonic (30 secunde-Lot 2.A ; 60 secunde- Lot 2.B).

Pentru evaluarea efectului *laserului diodă (810nm)* la puterea 2.5W (10Hz), mod continuu (Loturi 3.A-10 secunde, 3.B- 20 secunde) au fost utilizate 8 discuri din titan pur și câte 2 implanturi dentare din fiecare din următoarele categorii:

- Implant dentar Sky (Bredent) – fabricat din zirconiu;
- Implant dentar MIS V3 (MIS)- fabricat din aliaj Ti-6Al-4V ;
- Implant dentar NobleActive (Noble Biocare)- fabricat din Ti-15Zr.

La nivelul fiecărui disc, atât pe suprafața netedă cât și pe suprafața rugoasă, au fost realizate câte 3 arii circulare (2mm^2) care au fost supuse acțiunii energiei laser (10 secunde- Lot 3.A; 20 secunde- Lot 2.B). Rugozitatea la nivelul suprafețelor discurilor a fost măsurată de la nivelul a 10 arii circulare. La nivelul suprafețelor netede ale implanturilor Sky din zirconiu și al ariilor excavate (concave) ale implantelor MIS V3 (MIS) și NobleActive (Noble Biocare), au fost realizate câte 10 arii circulare (1 mm^2) care au fost supuse acțiunii energiei laser (10 secunde-Lot 3.A ; 20 secunde- Lot 3.B).

Pentru evaluarea efectului *laserului Er,Cr :YSGG (2780nm)* la puterea 4W, mod pulsatil, frecvența 10Hz (Loturi 4.A- 10 secunde, 4.B- 20 secunde) au fost utilizate 8 discuri din titan pur și câte 2 implanturi dentare din fiecare din următoarele categorii:

- Implant dentar Sky (Bredent) – fabricat din zirconiu;
- Implant dentar MIS V3 (MIS)- fabricat din aliaj Ti-6Al-4V ;
- Implant dentar NobleActive (Noble Biocare)- fabricat din Ti-15Zr.

La nivelul fiecărui disc, atât pe suprafața netedă cât și pe suprafața rugoasă, au fost realizate câte 3 arii circulare (2mm^2) care au fost supuse acțiunii energiei laser (10 secunde- Lot 4.A; 20 secunde- Lot 4.B). Rugozitatea la nivelul suprafețelor discurilor din titan pur a fost măsurată la nivelul a 10 arii circulare. La nivelul suprafețelor netede ale implanturilor Sky din zirconiu și al ariilor excavate (concave) ale implantelor MIS V3 (MIS) și NobleActive (Noble Biocare), au fost realizate câte 10 arii circulare (1 mm^2) care au fost supuse acțiunii energiei laser (10 secunde-Lot 4.A ; 20 secunde- Lot 4.B).

Am utilizat microscopia optică (microscop Zeiss Axio Imager A1m, Germania; magnificare x 50, în câmp luminos și câmp întunecat) și microscopia SEM (microscop VEGA LSH, Cehia), la magnificare x 2000, pentru evidențierea modificărilor suprafețelor netede și rugoase ale discurilor din titan. SEM model VEGA II LSH, produs de firma TESCAN Cehia. Microscopul, controlat integral prin computer, dispune de un tun de electroni cu filament din tungsten, ce poate obține o rezoluție de 3nm la 30KV, având putere de mărire între 30 și 1.000.000 X în modul rezoluție, tensiunea de accelerare între 200 V la 30 kV, viteza de scanare între 200 ns și 10 ms pe pixel. Presiunea de lucru este mai mică de 1×10^{-2} Pa. A fost utilizat câte un disc din fiecare lot de studiu.

Investigațiile de microscopie optică și SEM au fost efectuate în cadrul *Laboratorului de Investigare Științifică și Conservarea Patrimoniului Cultural, Platforma de Interdisciplinară ARHEOINVEST, Universitatea « Al.I.Cuza », Iași.*

Evaluarea rugozității suprafețelor mostrelor supuse procedurilor stomatologice a fost realizată cu ajutorul profilometrului Surface Roughness Measuring Tester SJ-210, Mitutoyo (Japan) în cadrul *Laboratorului de Toleranță și Măsurători al Facultății de Construcții de Mașini și Management Industrial (Universitatea Tehnică “Gh.Asachi”, Iași).* În ceea ce privește standardele de rugozitate, evaluarea a avut la bază standardele aplicabile ISO1997. Pentru fiecare arie evaluată au fost înregistrate câte 10 urme în diferite zone supuse agenților fizici utilizați cu o încărcătură de 0.75 mN, utilizând un vârf cu diametrul 2 μm , viteză de scanare de 0.5 mm/s și pragul lungimii (λ_c) 0.25 μm . Parametrii de rugozitate au fost calculați, fiind utilizat pentru fiecare profil de rugozitate parametrul R_a . Datele colectate prin profilometrie au fost analizate prin intermediul testelor statistice t și Wilcoxon. În prima etapă s-a realizat o statistică descriptivă pentru datele recoltate pentru fiecare tip de procedură stomatologică investigată (debridare air-flow, debridare ultrasonică, terapie laser diodă, terapie laser erbiu) (tabele 5.I.a-d). În a doua etapă am urmărit să comparăm parametrul R_a la momentul inițial și la timpii T1 și T2, pentru fiecare din procedurile investigate. Am verificat, cu ajutorul testului Kolmogorov-Smirnov, dacă valorile coeficienților respectă sau nu legea de repartiție normală, pentru a stabili dacă pentru comparațiile ulterioare vom utiliza teste pentru eșantioane perechi, parametrice (testul t) sau neparametrice (testul Wilcoxon). Rezultatele testelor de comparare a eșantioanelor perechi pentru fiecare lot sunt prezentate în tabelele 5.II.a-d. În a treia etapă am urmărit să determinăm dacă există diferențe semnificative statistic între gradul de modificare al rugozității suprafețelor investigate între momentele C și T1, C și T2, T1 și T2, pentru fiecare dintre procedurile stomatologice investigate (tabele 5.III.a-d). În graficele prezentate în figurile 5.3.(air-flow), 5.4.(ultrasunete), 5.5.(laser diodă), 5.6. (laser Er,Cr:YSGG) sunt prezentate aceste valori pentru fiecare dintre tipurile de probe investigate.

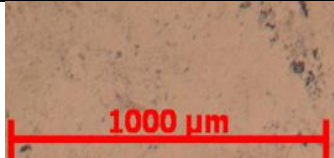
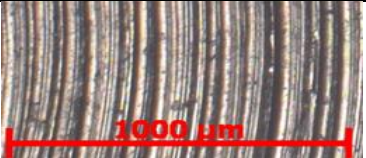
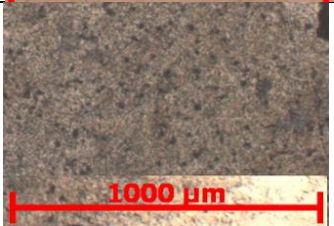
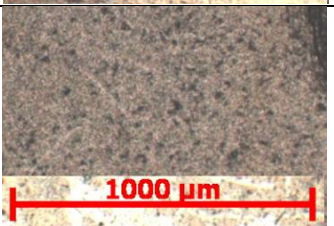
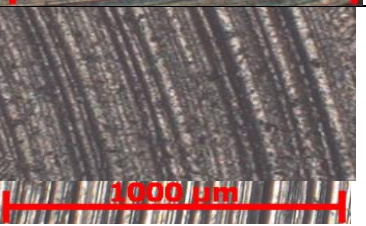
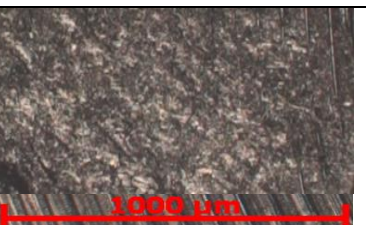
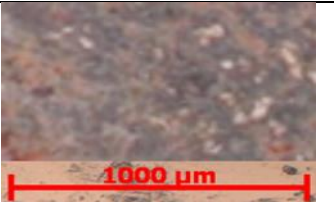
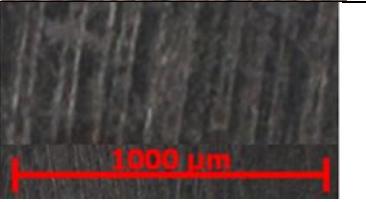
5.3. REZULTATE

Examenul de microscopie optică (x 50) evidențiază existența modificărilor suprafețelor discurilor din titan pur, atât la nivelul suprafețelor netede cât și la nivelul suprafețelor rugoase, pentru toate procedurile stomatologice investigate (figuri 5.1.a-h).

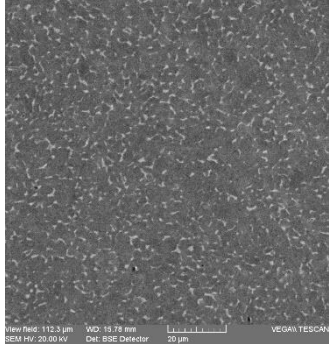
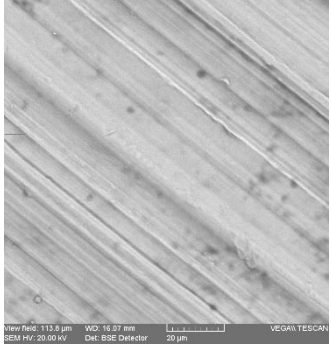
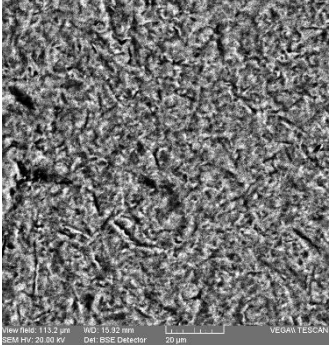
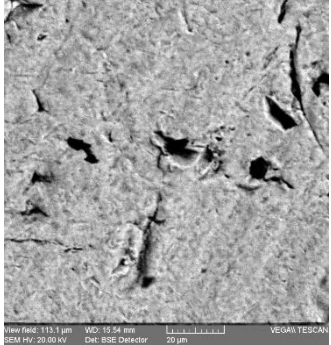
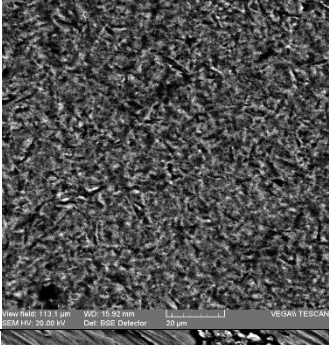
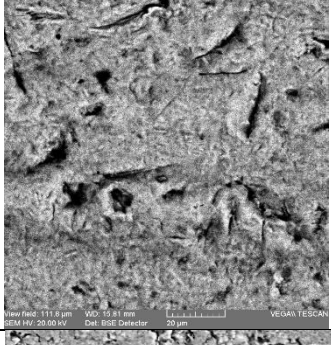
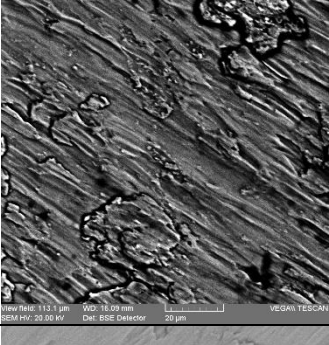
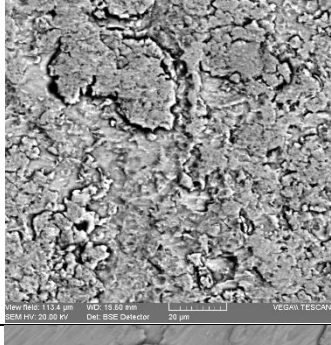
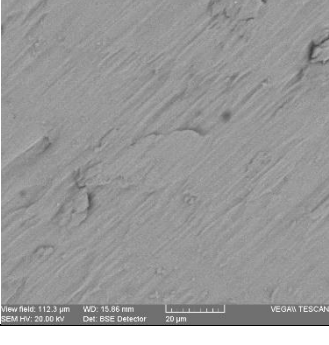
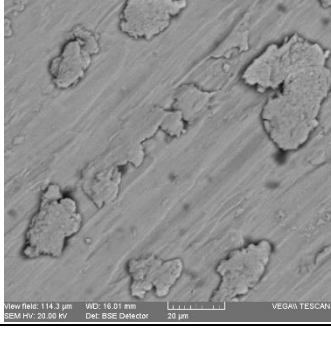
În cazul suprafețelor netede tratate prin tehnica air-flow sau prin acțiune ultrasonică, a fost evidențiat aspectul rugos. Pentru suprafețele rugoase tratate prin tehnica air-flow sau prin acțiune ultrasonică, a fost evidențiată reducerea gradului de rugozitate. În cazul suprafețelor netede supuse acțiunii laserului diodă 810nm (2.5W) sau laserului erbiu 2780nm (4W), alterarea s-a evidențiat sub formă de șanțuri.

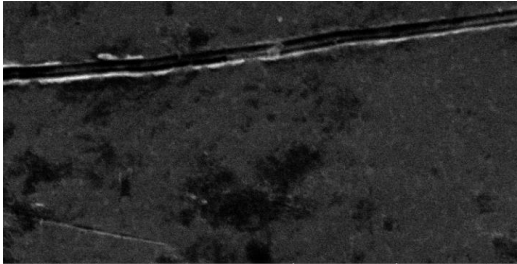
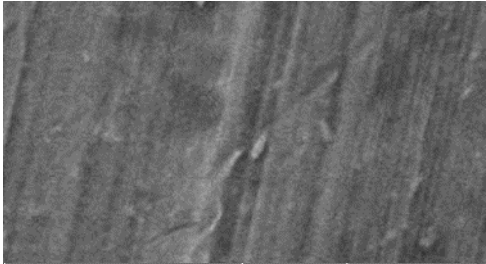
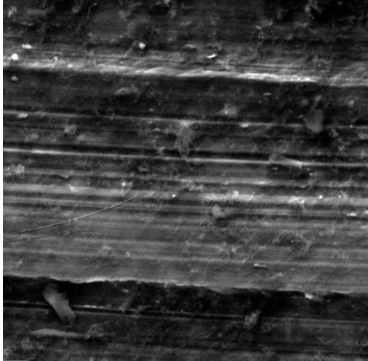
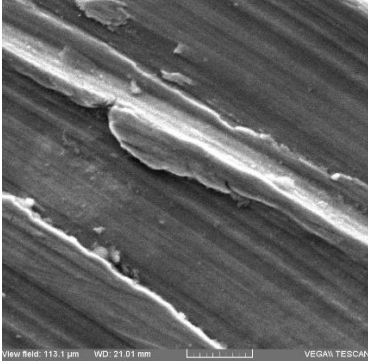
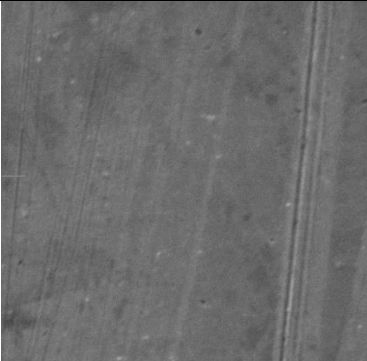
La suprafețele rugoase alterarea a fost mai puțin vizibilă. Imaginile de microscopie SEM (x 2000) (fig. 5.2.a-h), pentru suprafețele netede tratate prin tehnica air-flow sau prin acțiune ultrasonică, au evidențiat creșterea rugozității sub formă de creste și cratere (tehnica air-flow), sau microfose (US).

Pentru suprafețele rugoase, s-a evidențiat reducerea rugozității, suprafețele prezentând un aspect mai neted. În cazul suprafețelor netede supuse acțiunii laserului diodă 810nm (2.5W) sau Er,Cr:YSGG 2780nm (4W), au fost evidențiate șanțuri cu lățimi cuprinse între 1-5 μm .

	Discuri Ti pur- Suprafete netede	Discuri Ti pur- Suprafete rugoase
CONTROL		
AIR-FLOW (30 sec)		
AIR-FLOW (60 sec)		
US (30 sec)		
US (60 sec)		
LASER DIODA 810nm 2.5W (10 sec)		
LASER DIODA 810nm 2.5W (20 sec)		
LASER Er,Cr:YSGG 2780nm 4W (10 sec)		
LASER Er,Cr:YSGG 2780nm 4W (20 sec)		

Figuri 5.1.a-h. Aspecte microscopie optică (x 50)- suprafete discuri Ti pur

	Discuri Ti pur- Suprafețe netede	Discuri Ti pur- Suprafețe rugoase
CONTROL		
AIR-FLOW (30 sec)		
AIR-FLOW (60 sec)		
US (30 sec)		
US (60 sec)		

LASER DIODA 810nm 2.5W (10 sec)		
LASER DIODA 810nm 2.5W (20 sec)		
LASER Er,Cr:YSGG 2780nm 4W (10 sec)		
LASER Er,Cr:YSGG 2780nm 4W (20 sec)		

Figuri 5.2.a-h. Aspecte microscopie SEM (x 2000)- suprafețe discuri Ti pur

În tabelele 5.I.a-d. este prezentată statistica descriptivă a valorilor parametrului *Ra* pentru suprafețele probelor investigate. Au fost constatate diferențe semnificative statistic pentru majoritatea valorilor înregistrate la cele trei momente de timp investigate, pentru toate procedurile stomatologice utilizate și pentru toate tipurile de probe, cu excepția :

- Nu există diferențe semnificative statistic între valorile *Ra* ale suprafețelor netede și rugoase ale discurilor din Ti pur după 10 secunde și 20 secunde de acțiune a tehnicii air-flow ;
- Nu există diferențe semnificative statistic între valorile *Ra* ale suprafeței netede a discurilor din Ti pur după 10 secunde și 20 secunde de acțiune a tehnicii ultrasonice ;
- Nu există diferențe semnificative statistic între valorile *Ra* ale suprafețelor netede și rugoase ale discurilor din Ti pur după 10 secunde și 20 secunde de acțiune a laserului diodă ;
- Nu există diferențe semnificative statistic între valorile *Ra* după 10 secunde și 20 secunde de acțiune a laserului diodă la nivelul suprafeței implantului din Ti-6Al-4V ;
- Nu există diferențe semnificative statistic între valorile *Ra* după 10 secunde și 20 secunde de acțiune a laserului diodă la nivelul suprafeței implantului din zirconiu ;
- Nu există diferențe semnificative statistic între valorile *Ra* după 10 secunde și 20 secunde de acțiune a laserului erbium la nivelul suprafeței implantului din zirconiu.

În graficele prezentate în figurile 5.3.(air-flow), 5.4.(ultrasunete), 5.5.(laser diodă), 5.6. (laser Er,Cr:YSGG) sunt prezentate aceste valori pentru fiecare dintre tipurile de probe investigate.

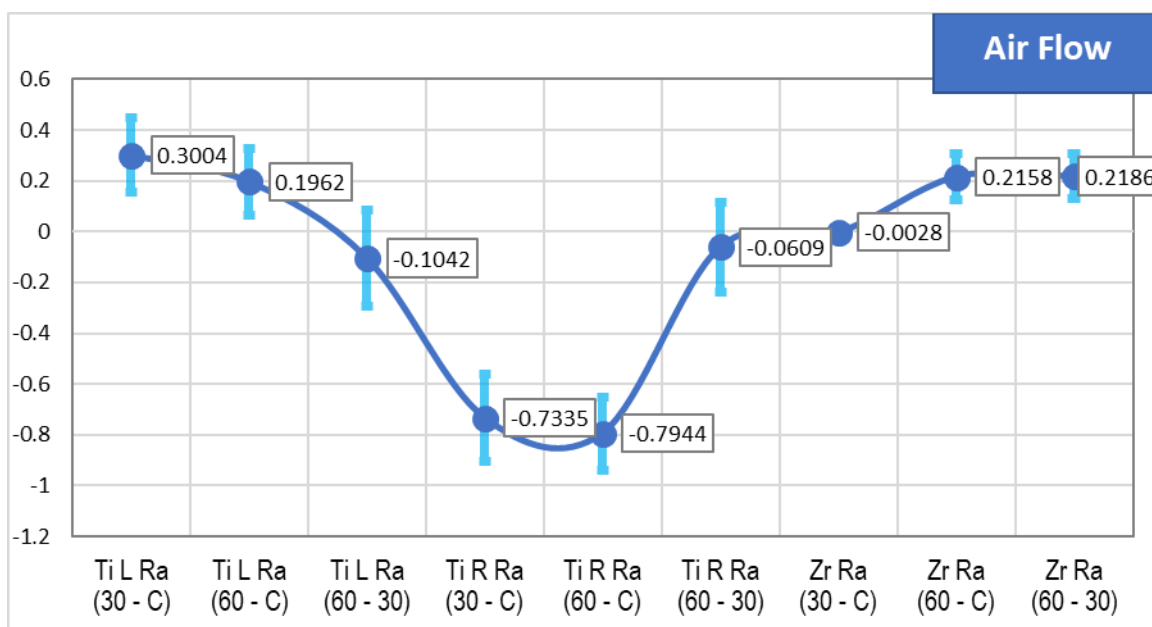


Fig.5.3. Diferențe înregistrate între valorile *Ra* pentru suprafețele probelor supuse tehnicii Air-Flow

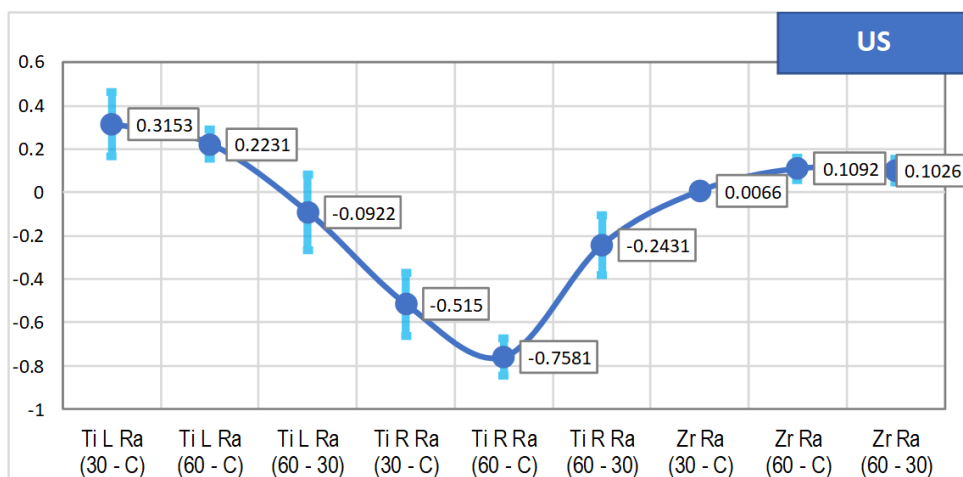


Fig.5.4. Diferențe înregistrate între valorile R_a pentru suprafețele supuse US

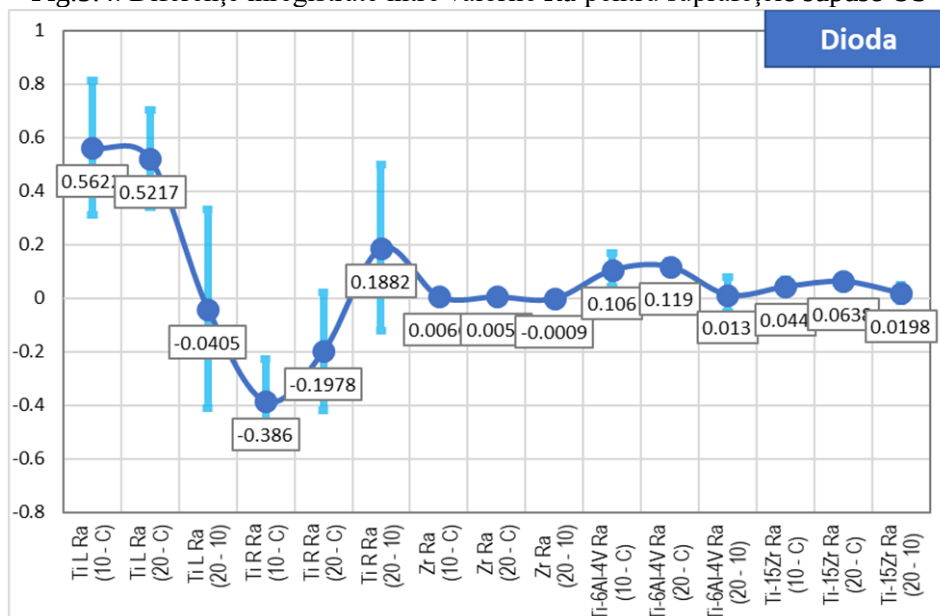


Fig.5.5. Diferențe înregistrate între valorile R_a pentru suprafețele probelor supuse acțiunii laserului diodă (810nm)

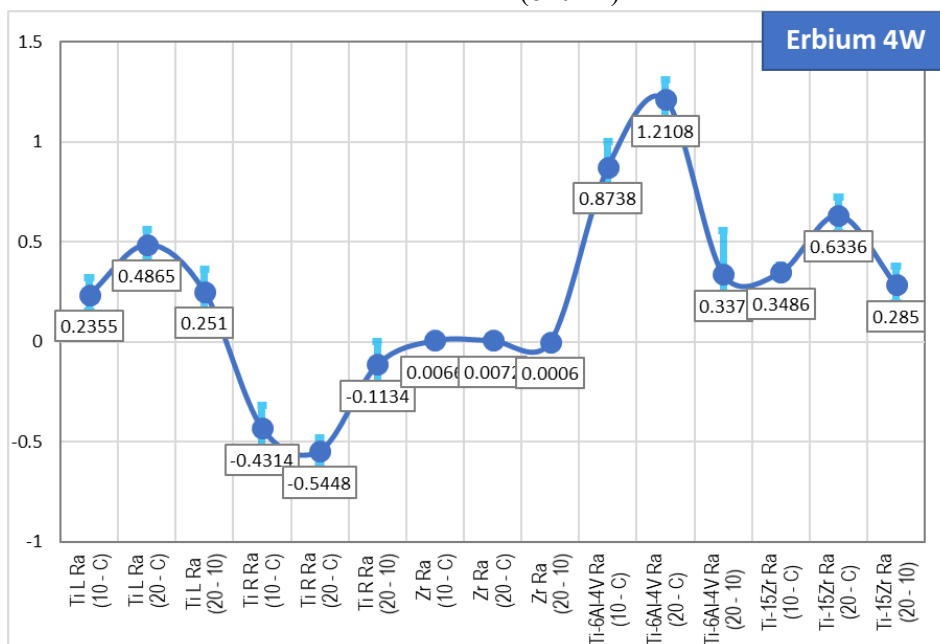


Fig.5.6. Diferențe înregistrate între valorile R_a pentru suprafețele probelor supuse acțiunii laserului Er,Cr :YSGG (2780nm)

5.4. DISCUȚII

Rezultatele obținute arată faptul că rugozitatea suprafețelor netede ale probelor investigate (echivalente suprafețelor implantelor cu suprafețe nemodificate) a crescut în toate loturile investigate după acțiunea agenților fizici caracteristici procedurilor stomatologice utilizate. Creșterea parametrilor rugozității a fost dependentă de timpul de acțiune pentru toate procedurile stomatologice utilizate (air-flow, detartraj ultrasonic, terapie laser diodă, terapie laser erbiu), însă nu au existat diferențe semnificative statistic între valorile Ra înregistrate la 30 secunde și 60 secunde pentru tehnicile air-flow și US, respectiv între valorile Ra înregistrate la 10 secunde, respectiv 20 secunde de acțiune a fasciculului laser diodă sau erbiu.

Rezultatele obținute confirmă datele raportate în literatură privind posibilitățile de alterare a suprafețelor implantare în profilaxia stomatologică, în terapia parodontală sau în cursul terapiei periimplantitelor, prin tehnica air-flow (Di Salle & col., 2018; Wei & col., 2017; Louropoulou & col. 2015, Bennani & col., 2015; Cochis & col., 2013, Tastepe & col., 2012), tehnica US (Nakazawa & col., 2018; Louropoulou & col. 2015, Park & col., 2012; Seol & col., 2012; Vigolo & col., 2010), proceduri cu laser diodă (Rios & col., 2016; Kushima & col., 2016; Gianelli & col., 2015; Geminiani & col., 2012), proceduri cu laser erbiu (Alagl & col., 2019; Saffarpour & col., 2018; AL-Hashedi & col., 2017; Eick & col., 2017; Strever & col., 2017).

În interpretarea rezultatelor trebuie să luăm în considerare faptul că acestea au fost obținute in vitro, în condiții în care nu au existat interferențe din partea unor factori care se regăsesc în condițiile existente în cavitatea orală (pH, temperatură etc).

5.5. CONCLUZII

- Tehnica air-flow conduce la alterarea semnificativă a suprafețelor implantare, la un timp de acțiune de 30 secunde ; creșterea valorilor parametrului Ra de la 30 secunde la 60 secunde nu este semnificativă statistic pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur sau pentru implantul din zirconiu;
- Tehnica ultrasonică conduce la alterarea semnificativă a suprafețelor implantare, la un timp de acțiune de 30 secunde ; creșterea valorilor parametrului Ra de la 30 secunde la 60 secunde nu este semnificativă statistic pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur sau pentru implantul din zirconiu;
- Utilizarea laserului diodă (810nm) la o putere de 2.5W (specifică procedurilor de decontaminare periimplantară) conduce la alterarea suprafețelor implantare, demonstrată de creșterea semnificativă a rugozității suprafețelor netede, atât pentru timpul de acțiune de 20 secunde, cât și pentru un timp de acțiune de 10 secunde ; creșterea timpului de acțiune de la 10 secunde la 20 secunde nu conduce la diferențe semnificative statistic între valorile Ra atât pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur, cât și pentru suprafețele implanturilor dentare fabricate din aliaje din titan (Ti-6Al-4V, Ti-15Zr) ;
- Utilizarea laserului erbiu (2790nm) la o putere de 4W (specifică procedurilor de decontaminare periimplantară) conduce la alterarea suprafețelor implantare, demonstrată de creșterea semnificativă a rugozității suprafețelor netede, atât pentru timpul de acțiune de 20 secunde, cât și pentru un timp de acțiune de 10 secunde ; creșterea timpului de acțiune de la 10 secunde la 20 secunde nu conduce la diferențe semnificative statistic între valorile Ra atât pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur, cât și pentru suprafețele implanturilor dentare fabricate din aliaje din titan (Ti-6Al-4V, Ti-15Zr).

CAPITOL 6. CONSIDERAȚII BIOMECHANICE CU PRIVIRE LA TIPURILE DE MATERIALE ȘI DESIGN ALE IMPLANTELOR DENTARE

6.1. SCOPUL STUDIULUI

În vederea evaluării influenței materialului implantului dentar asupra tensiunii determinate în țesutul periimplantar se iau în discuție trei tipuri de materiale utilizate în cazul a patru modele comerciale de implanturi, pentru situația în care este prezentă o edentație unilaterală la nivelul premolarului 34:

- a. Cp-Ti Grade 4;
- b. Ti-6Al-4V (TAV);
- c. Ti-15Zr;

Modelele de implantate utilizate în studiu sunt similare tipurilor comerciale AlphaBio Neo, Nobel Biocare NobelActive Internal RP, Megagen AnyRidge XPEED respectiv MIS V3.

Se urmărește evaluarea distribuției de tensiuni de la nivelul țesutului periimplantar, cât și a valorilor maxime de tensiune de la nivelul țesutului osos cortical și trabecular, considerând caracteristicile de material ale complexului implant dentar și ale țesutului osos cât și încărcarea fiziologică determinată de biomecanica mandibulară la nivelul premolarului doi, prin intermediul analizei cu element finit (FEA).

Obiectivele care se urmăresc în cadrul acestui capitol sunt:

1. Modelarea structurii de studiu și impunerea parametrilor pentru analiza cu element finit;
2. Evaluarea stării de tensiuni de la nivelul țesutului periimplantar în cazul variației tipului de material;
3. Evaluarea stării de tensiuni de la nivelul țesutului periimplantar în cazul variației design-ului implantului;

6.2. MATERIAL ȘI METODĂ

Pentru evaluarea stării de tensiuni la nivel periimplantar, s-a utilizat metoda analizei cu element finit (FEA). Această metodă permite simularea comportamentului complexului implantar în țesutul osos mandibular prin intermediul unor modele 3D virtuale și a unui software în care se impun condițiile simulării, condiții care aproximează situația clinică reală. Metoda este deosebit de avantajoasă deoarece permite explorarea unor parametri prin analize ușor repetabile și modificabile, fără a implica etice, care în condiții clinice ar fi dificil sau chiar imposibil de realizat (Huempfer-Hierl & col., 2014).

Pentru efectuarea acestor analize cu element finit, s-au realizat modelele 3D ale elementelor de studiu cu ajutorul programului Autodesk Inventor Professional versiunea 2017 (Autodesk, Inc., San Rafael, CA, USA).

Au fost modelate patru ansambluri implantare 3D, constând din implant, bont protetic, șurubul bontului protetic, strat de ciment și coroana ceramică. Implanturile au fost modelate cu diferite design-uri ale macrostructurii. Toate cele patru implantate au fost de tip conic cu diferite geometrii la nivelul spirelor filetului: formă triunghiulară, dreptunghiulară, respectiv spire triunghiulare de tip platou și cu unghiuri diferite ale filetelor așa cum se poate vedea în Figurile 6.1, 6.2, 6.3 și 6.4.

Modelele de implantate utilizate în studiu sunt similare tipurilor comerciale AlphaBio Neo, Nobel Biocare NobelActive Internal RP, Megagen AnyRidge XPEED respectiv MIS V3. S-au utilizat aceste design-uri comerciale ca modele, deoarece s-a considerat importantă utilizarea unor modele de implantate care să caracterizeze cât mai bine opțiunea implantară clinică. Astfel, analizele realizate pot aproxima cu adevărat situația clinică

simulată. Corespondența dintre design-ul celor patru modele comerciale și tipul de material este următoarea:

- Cp-Ti Grade 4 (utilizat la fabricarea implantului Megagen AnyRidge XPEED;
- Ti-6Al-4V (utilizat la fabricarea implantelor AlphaBio Neo și MIS V3);
- Ti-15Zr (utilizat la fabricarea implantului Nobel Biocare NobelActive Internal RP).

Această corespondență s-a păstrat și într-o serie de simulări realizate a modelelor 3D în studiul nostru pentru a menține acuratețea analizelor.

Cu privire la design-ul modelelor implantare, microspire au fost modelate la nivelul coletului implanturilor, în două modele diferite (Figura 6.2). Deasemenea, au fost modelate microspire și la nivelul corpului implantului, lângă filetul principal, în două dintre ansambluri. Detalii de macro-design la nivelul coletului pentru fiecare implant modelat sunt redată în Figura 6.2. Deoarece implanturile modelate au fost similare celor utilizate în condiții clinice, sunt prezente mici variații de diametru și lungime care sunt redată detaliat în descrierea ce urmează a fiecărui ansamblu în parte.

Simulările au fost realizate în Simulation Mechanical versiunea 2017 (Autodesk, Inc., San Rafael, CA, USA). O analiză statică cu proprietăți de material liniare, elastice, isotropice, a fost selectată pentru toate cazurile simulate.

Au fost utilizate două caracteristici de material, și anume modulul Young (modulul de elasticitate) și coeficientul lui Poisson pentru materialele utilizate în studiu (Tabel 6.I). Proprietățile mecanice ale materialelor sunt prezentate pentru fiecare element de analiză în Tabel 76I. Au fost aplicate rezeme pe suprafețele de capăt a secțiunii mandibulare. În Figura 6.3. sunt ilustrate rezemele selectate pentru simularea tuturor modelelor. În Autodesk Simulation Mechanical 2017, acest tip de rezeme sunt figurate cu triunghiuri (Figura 6.6).

Tipul de contact între os și implant a fost definit ca fiind perfect etanș. Din perspectivă clinică, acest tip de contact s-ar transla în osteointegritate perfectă. Studiile au arătat că introducerea unui coeficient de frecțiune între implant și osul periimplantar conduce la reducerea artificială a tensiunilor la nivelul țesutului osos periimplantar (Lee&col.2008).

O serie de forțe de solicitare s-au aplicat pe suprafețele coroanei ceramice. Încărcările aplicate simulează forțele masticatorii și s-au bazat pe studii anterioare efectuate de Himmlova și colaboratorii săi (Himmlova&col.2004): 114.6 N în direcție axială, 17.1 N în direcție linguală și 23.4 N în direcție distomezială. Ulterior, s-a realizat etapa de mesh-are. Aceasta constă în discretizarea modelului FEA, adică divizarea acestuia într-un număr foarte mare de elemente și noduri. Exemplu de rezultat al mesh-ării pentru ansamblu 3D complex implant – secțiune mandibulă este ilustrat în Figura 6.6.

Tabel 6.I. Proprietăți de material corespondente modelelor 3D

Material componentă	Modul de elasticitate (MPa)	Coeficient Poisson
Coroană ceramică (Vaillancourt&col.1995)	140 000	0.28
Ti-6Al-4V (Grandin&col.2012)	110 000	0.35
Ti-15Zr (Brizuela-Velasco&col.2017)	103 700	0.334
Cp-Ti Grade 4 (Gurgel-Juarez&col.2012, Saetra CP-TitaniumGrade4 data sheet)	103 421.35	0.35
Os cortical (Bozkaya&col.2004, Van Oosterwyck&col.1998, Chun&col.2005)	13700	0.3
Os trabecular (Chun&col.2005, Tolidis&col.2012)	1370	0.3
Ciment (Prendergast&col.1996)	10760	0.35

6.3. REZULTATE

În simulările realizate în cadrul analizei cu element finit, au fost înregistrate o serie de diferențe cu privire la valorile maxime de tensiune atât la nivelul țesutului osos cortical

cât și la nivelul țesutului osos spongios în cazul materialului Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4 pentru toate ansamblelor simulate.

S-a analizat mai întâi influența materialului de fabricație original și corespondent fiecărui ansamblu modelat, similar modelelor comerciale. Rezultatele au evidențiat diferențe notabile între cele 4 sisteme implantare privind valoare tensiunii în țesutul osos cortical și spongios, așa cum se poate vedea în Figura 6.7.

Astfel, maxima la nivelul țesutului osos cortical s-a înregistrat în cazul ansamblului A realizat din Ti-6Al-4V iar minima în cazul ansamblului B realizat din Cp-Ti4. La nivelul țesutului osos spongios valoarea maximă a fost obținută în cazul ansamblului D realizat din Ti-6Al-4V iar valoarea minimă în momentul simulării ansamblului B. Ansamblul C, realizat din Ti-15Zr se situează în media valorilor de tensiune obținute, cu o tensiune de 54.9 MPa la nivelul țesutului osos cortical și 18.09 MPa la nivelul țesutului osos spongios.

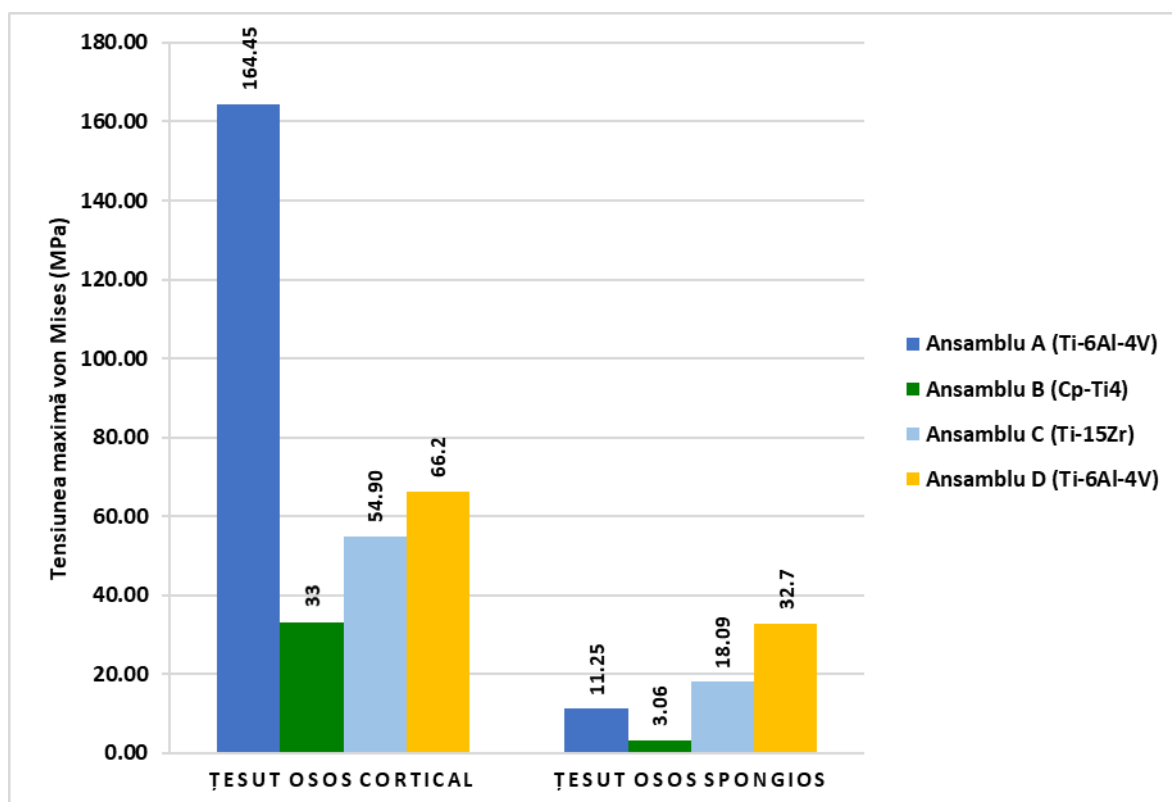


Figura 6.7. Tensiunea maximă von Mises înregistrată la nivelul țesutului osos cortical și spongios, în cazul utilizării celor patru ansamblu, realizat din materialele originale a modelelor comerciale.

S-a analizat apoi influența fiecărui material în parte, atribuind toate cele trei materiale fiecărui ansamblu implantar realizate.

Valorile de tensiune obținute, pentru același ansamblu în cazul celor trei materiale, au fost similare, diferențele fiind foarte mici între materialele studiate.

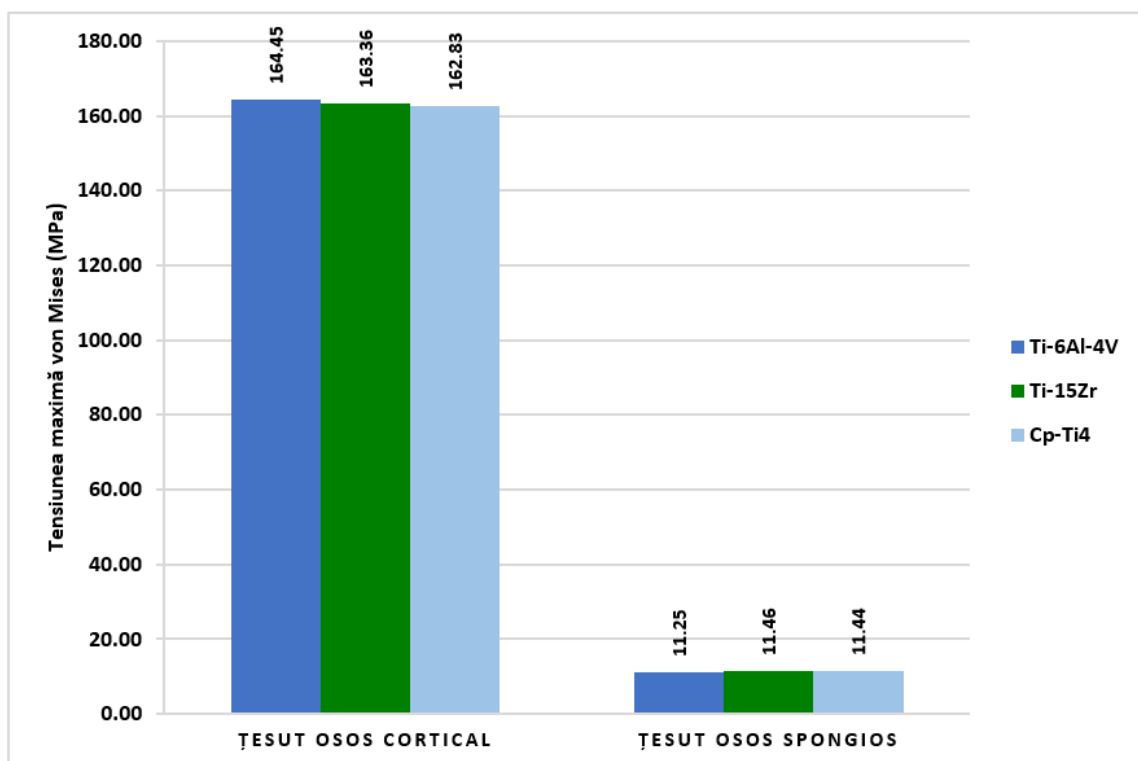


Figura 7.8. Tensiunea maximă von Mises înregistrată la nivelul țesutului osos cortical și spongios, în cazul utilizării ansamblului A, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

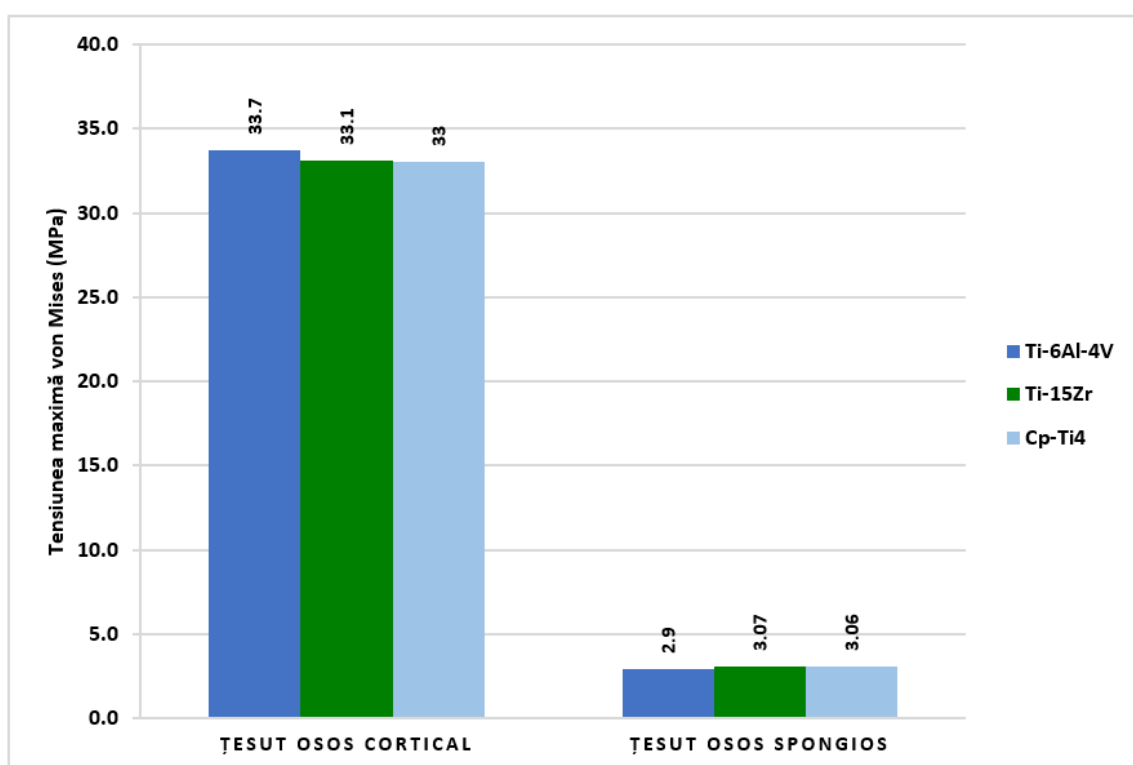


Figura 7.9. Tensiunea maximă von Mises înregistrată la nivelul țesutului osos cortical și spongios, în cazul utilizării ansamblului B, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

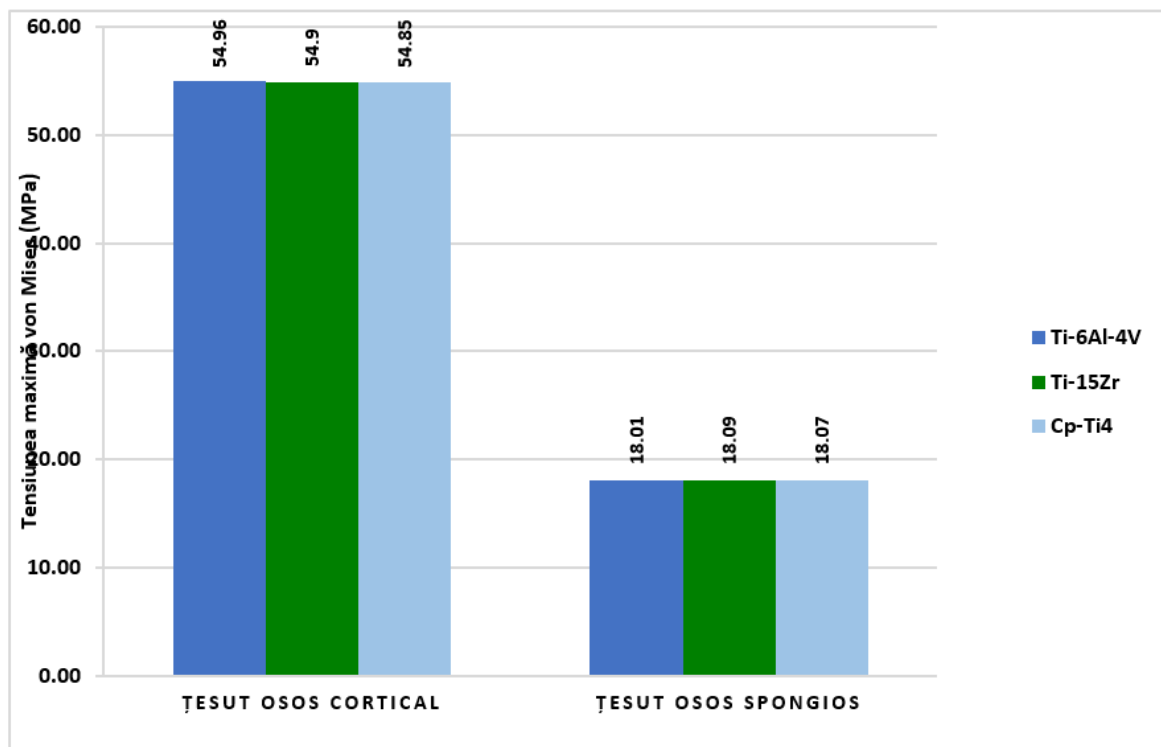


Figura 7.10. Tensiunea maximă von Mises înregistrată la nivelul țesutului osos cortical și spongios, în cazul utilizării ansamblului C, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

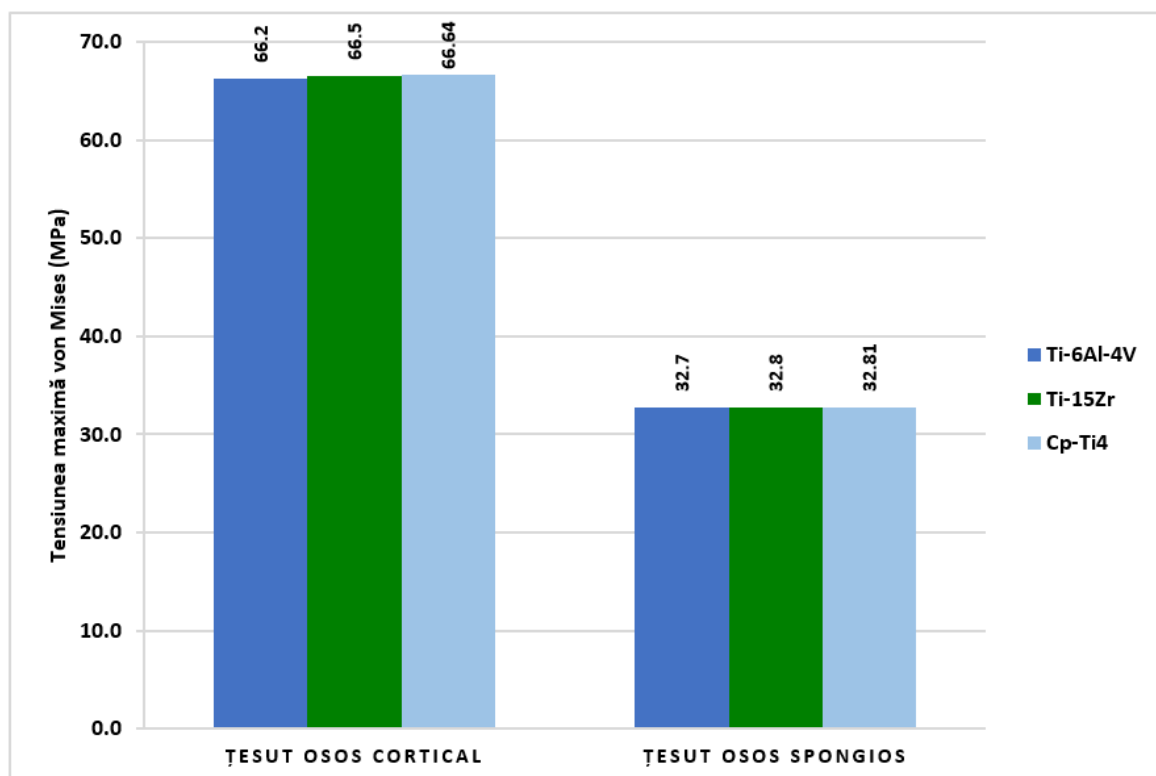


Figura 7.11. Tensiunea maximă von Mises înregistrată la nivelul țesutului osos cortical și spongios, în cazul utilizării ansamblului D, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

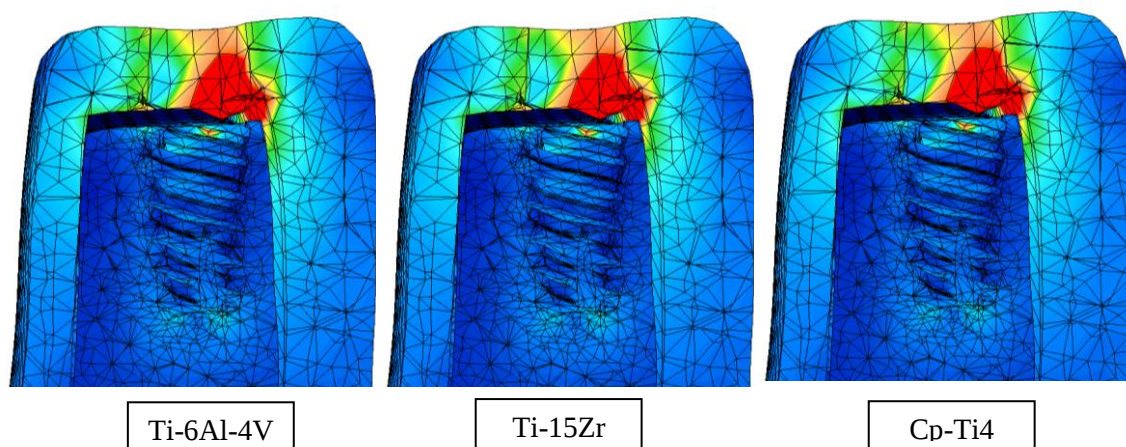


Figura 18. Vedere detaliu distribuție de tensiune înregistrată la nivel periimplantar, în cazul utilizării ansamblului A, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

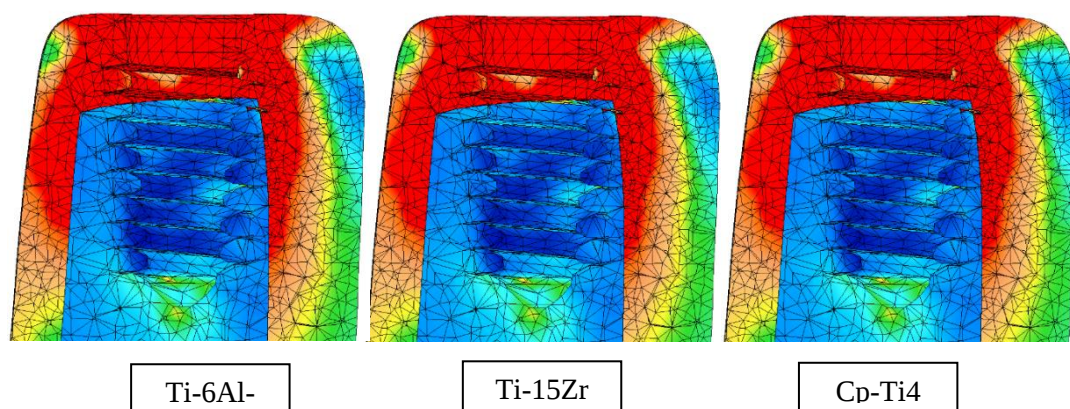


Figura 19. Vedere detaliu distribuție de tensiune înregistrată la nivel periimplantar, în cazul utilizării ansamblului B, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

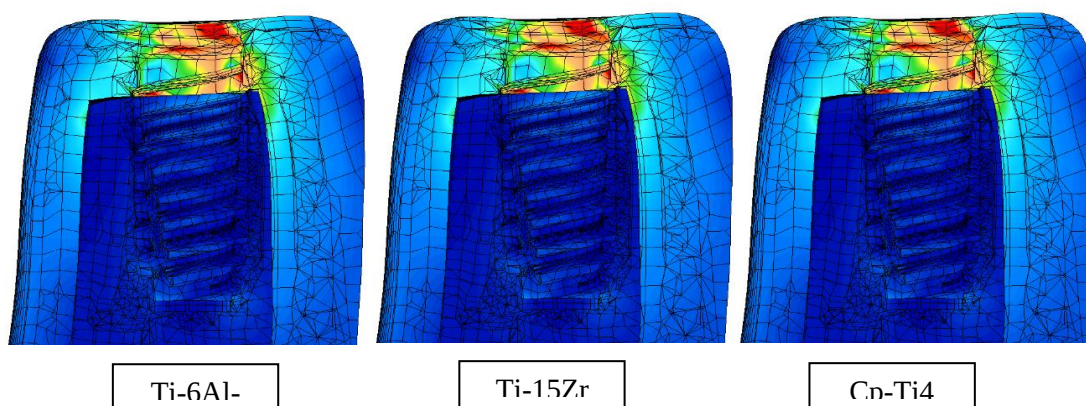


Figura 20. Vedere detaliu distribuție de tensiune înregistrată la nivel periimplantar, în cazul utilizării ansamblului C, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

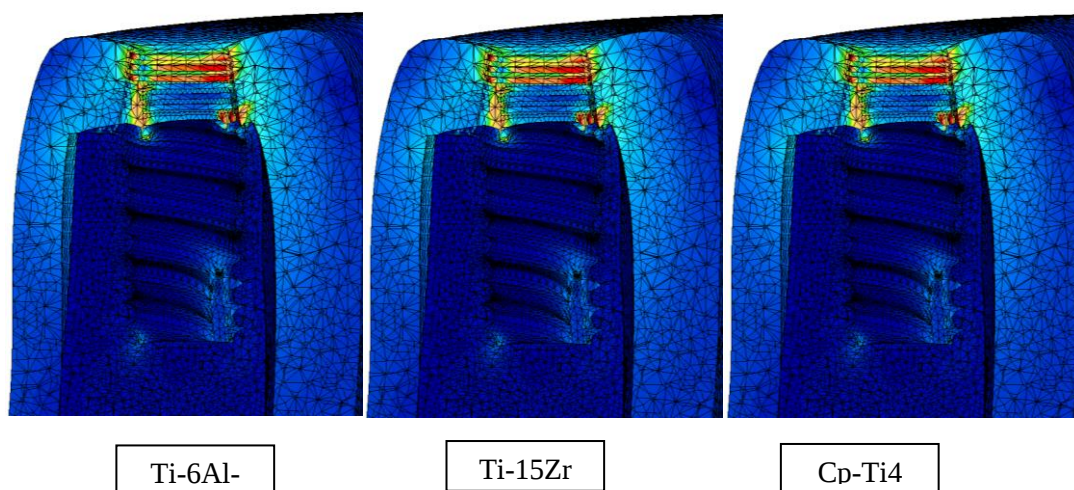


Figura 21. Vedere detaliu distribuție de tensiune înregistrată la nivel periimplantar, în cazul utilizării ansamblului D, realizat din Ti-6Al-4V, Ti-15Zr și Cp-Ti4.

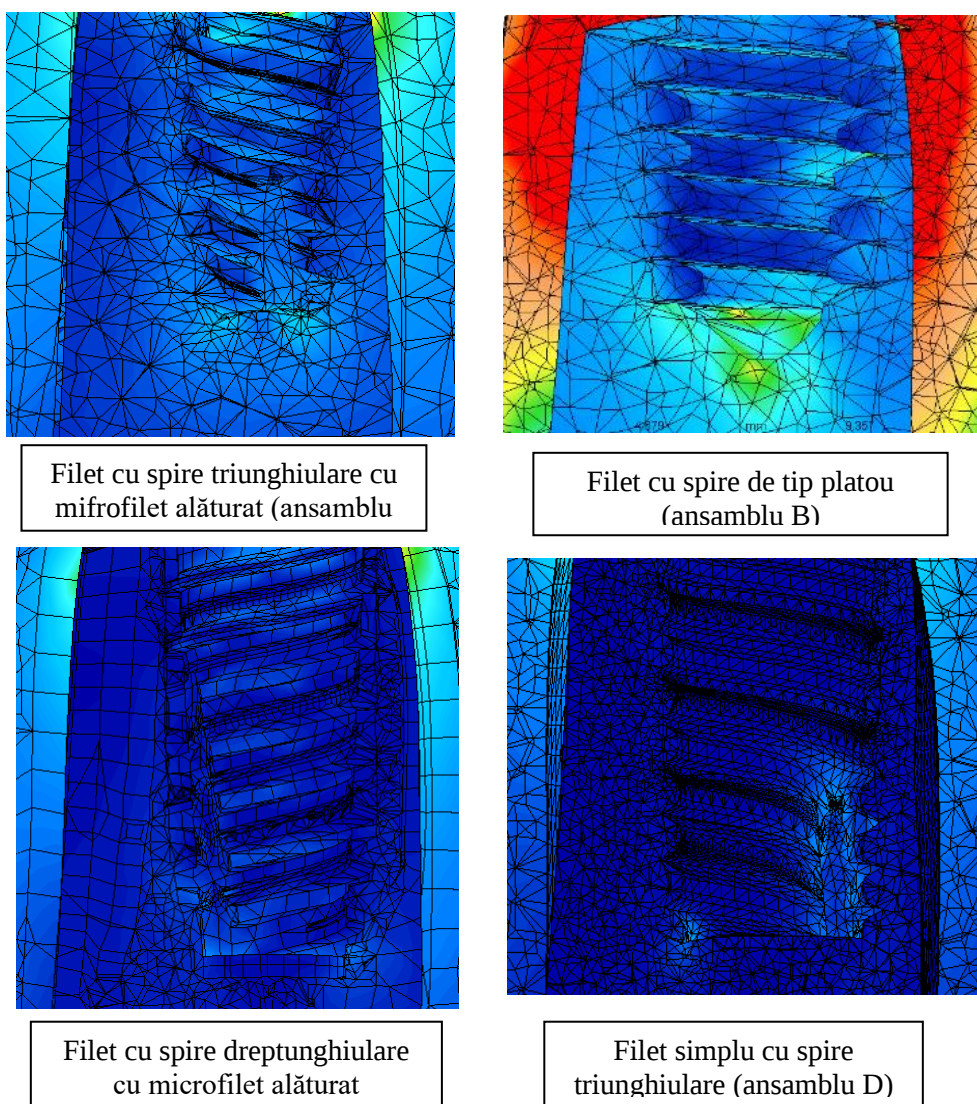


Figura 22. Vedere detaliu distribuție de tensiune înregistrată la nivelul țesutului osos spongios în cazul celor patru design-uri de filete, atunci când s-a atribuit materialul Ti-6Al-4V.

6.4.DISCUȚII

Studiul prezent s-a axat pe influența materialelor în contextul unei geometrii complexe a implantelor dentare. Rezultatele studiului nostru au arătat o serie de diferențe între implanturile dentare realizate din Ti-6Al-4V (TAV), Ti-Zr și Cp-Ti4. Cercetările privind nivelele de stress și distribuția tensiunilor periimplantare demonstrează avantajele implanturilor realizate din Cp-Ti4 comparativ cu implanturile fabricate din aliaje de tip TAV sau Ti-15Zr. Design-ul implantului, cu referire la macrodesign și microdesign, este unul dintre principalii factori care influențează stabilitatea primară a implantului, valorile și distribuția tensiunii periimplantare (Abuhussein & col., 2010). Tratamentele de suprafață influențează micro-designul și au un impact direct asupra extinderii proceselor de osteointegrare. Macro-designul este determinat de geometria implantului, incluzând forma implantului, forma spirelor, pasul spirei, unghiul helicoidal, și având o influență crucială în obținerea stabilității primare optime (Afeseh Ngwa & col., 2009; Ho & col., 2008).

Rezultatele studiului realizat sugerează că nu există diferențe majore între TAV, Ti-15Zr și Cp-Ti4 în ceea ce privește capacitatea materialului de a scădea tensiunea în țesutul osos periimplantar. Prin urmare, beneficiul unui material față de celălalt ar trebui să vizeze biocompatibilitatea și osseointegrarea. După cum s-a raportat în studiile clinice, Ti-15Zr reprezintă o opțiune mai favorabilă, deoarece a relevat un procent semnificativ mai mare de contact cu implantul osos în comparație cu TAV, după 6 săptămâni de osseointegrare (Brizuela-Velasco & col., 2017).

6.5. CONCLUZII

- Proiectarea și simularea ansamblurilor de implante și elemente protetice prin metoda FEA reprezintă etape deosebit de utile în analiza comportamentului biomecanic al țesuturilor aflate în contact.
- Rezultatele studiului realizat sugerează că nu există diferențe majore între TAV, Ti-15Zr și Cp-Ti4 în ceea ce privește capacitatea materialului de a scădea tensiunea în țesutul osos periimplantar.
- Pe baza rezultatelor studiului, beneficiul unui material față de celălalt ar trebui să vizeze biocompatibilitatea și osseointegrarea.
- În cadrul aceluiași material s-au înregistrat diferențe între valorile tensiunilor atunci când au existat mici modificări ale geometriei implantelor dentare.
- Variațiile fine în design-ul implantului au condus la o diferență în valorile de tensiune și distribuția acesteia atât în țesutul osos cortical cât și în cel spongios.
- Microspirele prezente în regiunea coletului și a corpului implantului au condus la scăderea tensiunii în osul perimplantar. Cu toate acestea, modificarea geometriei regiunii coletului implantului a condus la o creștere a tensiunii la nivel crestal, chiar dacă s-au folosit microspire.
- Design-ul de filet cu spire de tip platou s-a dovedit a fi cel mai favorabil dintre geometriile analizate, privind valorile de tensiune de la nivelul țesutului osos spongios.
- Design-ul filetului cu spire dreptunghiulare și microfilet a condus la tensiuni mai mici la nivelul țesutului osos spongios față de filetul simplu cu spire triunghiulare.
- În prezența microspirelor, filetul cu spire triunghiulare a condus la tensiuni inferioare celor obținute în cazul filetului cu spire triunghiular simplu.

CONCLUZII GENERALE

- Utilizarea sistemelor implantare bioactivate Any Ridge (Megagen), MIS Seven și MIS C1 este asociată cu nivele reduse de resorbție verticală, creșterea densității osoase periimplantare și rată de supraviețuire implantară 100% la interval de 12 luni postîncărcare;
- Tehnica air-flow conduce la alterarea semnificativă a suprafețelor implantare, la un timp de acțiune de 30 secunde ; creșterea valorilor parametrului Ra de la 30 secunde la 60 secunde nu este semnificativă statistic pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur sau pentru implantul din zirconiu;
- Tehnica ultrasonică conduce la alterarea semnificativă a suprafețelor implantare, la un timp de acțiune de 30 secunde ; creșterea valorilor parametrului Ra de la 30 secunde la 60 secunde nu este semnificativă statistic pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur sau pentru implantul din zirconiu;
- Utilizarea laserului diodă (810nm) la o putere de 2.5W (specifică procedurilor de decontaminare periimplantară) conduce la alterarea suprafețelor implantare, demonstrată de creșterea semnificativă a rugozității suprafețelor netede, atât pentru timpul de acțiune de 20 secunde, cât și pentru un timp de acțiune de 10 secunde ; creșterea timpului de acțiune de la 10 secunde la 20 secunde nu conduce la diferențe semnificative statistic între valorile Ra atât pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur, cât și pentru suprafețele implanturilor dentare fabricate din aliaje din titan (Ti-6Al-4V, Ti-15Zr) ;
- Utilizarea laserului erbium (2790nm) la o putere de 4W (specifică procedurilor de decontaminare periimplantară) conduce la alterarea suprafețelor implantare, demonstrată de creșterea semnificativă a rugozității suprafețelor netede, atât pentru timpul de acțiune de 20 secunde, cât și pentru un timp de acțiune de 10 secunde ; creșterea timpului de acțiune de la 10 secunde la 20 secunde nu conduce la diferențe semnificative statistic între valorile Ra atât pentru suprafețele netede și rugoase ale discurilor din titan pur, cât și pentru suprafețele implanturilor dentare fabricate din aliaje din titan (Ti-6Al-4V, Ti-15Zr) ;
- Rezultatele studiului realizat sugerează că nu există diferențe majore între TAV, Ti-15Zr și Cp-Ti4 în ceea ce privește capacitatea materialului de a produce scăderea tensiunii în țesutul osos periimplantar ;
- În cadrul aceluiasi material s-au înregistrat diferențe între valorile tensiunilor atunci când au existat mici modificări ale geometriei implantelor dentare ;
- Microspirele prezente în regiunea coletului și a corpului implantului au condus la scăderea tensiunea în osul perimplantar. Cu toate acestea, modificarea geometriei regiunii coletului implantului a condus la o creștere a tensiunii la nivel crestal, chiar dacă s-au folosit microspire;
- Design-ul de filet cu spire de tip platou s-a dovedit a fi cel mai favorabil dintre geometriile analizate, privind valorile de tensiune de la nivelul țesutului osos spongios;
- Design-ul filetului cu spire dreptunghiulare și microfilet a condus la tensiuni mai mici la nivelul țesutului osos spongios față de filetul simplu cu spire triunghiulare;
- În prezența microspirelor, filetul cu spire triunghiulare a condus la tensiuni inferioare celor obținute în cazul filetului cu spire triunghiular simplu.

BIBLIOGRAFIE SELECTIVA

1. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:129-36.
2. Afeseh Ngwa H, Kanthasamy A, Anantharam V et al. Vanadium induces dopaminergic neurotoxicity via protein kinase C delta dependent oxidative signaling mechanisms: relevance to etiopathogenesis of Parkinson's disease. *Toxicol Appl Pharmacol* 2009;240(2):273-85.
3. Alaghl AS, Madi M, Bedi S, Al Onaizan F, Al-Aql ZS. The Effect of Er,Cr:YSGG and Diode Laser Applications on Dental Implant Surfaces Contaminated with *Acinetobacter Baumannii* and *Pseudomonas Aeruginosa*. *Materials (Basel)*. 2019 Jun 27;12(13). pii: E2073. doi: 10.3390/ma12132073.
4. Al-Hashedi AA, Laurenti M, Benhamou V, Tamimi F. Decontamination of titanium implants using physical methods. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Aug;28(8):1013-1021.
5. Antetomaso J, Kumar S. Survival rate of delayed implants placed in healed extraction sockets is significantly higher than that of immediate implants placed in fresh extraction sockets. *J Evid Base Dent Pract* 2018; 18(1):76-78.
6. Bennani V, Hwang L, Tawse-Smith A, Dias GJ, Cannon RD. Effect of Air-Polishing on Titanium Surfaces, Biofilm Removal, and Biocompatibility: A Pilot Study. *Biomed Res Int.* 2015; 2015: 491047.
7. Brizuela-Velasco A, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A et al. Mechanical Characterisation and Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. *BioMed Research International* 2017; Article ID 2785863.
8. Chrcanovic BR, T. Albrektsson, A. Wennerberg. Reasons for failures of oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 2014, vol. 41, no. 6: 443–476.
9. Cochis A., Fini M., Carrassi A., Migliario M., Visai L., & Rimondini L. Effect of air polishing with glycine powder on titanium abutment surfaces. *Clinical Oral Implants Research* 2013; 24, 904–909.
10. Coelho PG, Suzuki M, Marin C, Granato R, Gil LF, Tovar N, et al. Osseointegration of plateau root form implants: unique healing pathway leading to haversian-like long-term morphology. *Adv Exp Med Biol.* 2015;881:111-28.
11. Coelho PG, Jimbo R, Tovar N, Bonfante EA. Osseointegration: hierarchical design in gencompassing the micrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dental Materials* 2015, vol.31, no.1:37–52.
12. Eick S, Meier I, Spoerlé F, Bender P, Aoki A, Izumi Y, Salvi GE, Sculean A. In Vitro-Activity of Er:YAG Laser in Comparison with other Treatment Modalities on Biofilm Ablation from Implant and Tooth Surfaces. *PLoS One.* 2017; 12(1):e0171086
13. Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P et al. A 5 year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: a systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:557-68.
14. Esposito M, Grusovin MG, Rees J, Karasoulos D, Felice P, Alissa R, Worthington H, Coulthard P. Effectiveness of sinus lift procedures for dental implant rehabilitation: a Cochrane systematic review. *European Journal of Oral Implantology.* 2010;3(1):7-26.
15. Forna N. Aspects of the bioactive implants involved in periointegration concept. *Proc. Rom. Acad., Series B*, 2009, 2–3: 121–127.
16. Geminiani A, Caton JG, Romanos GE. Temperature change during non-contact diode laser irradiation of implant surfaces. *Lasers Med Sci.* 2012 Mar; 27(2):339-42.

17. Giannelli M, Lasagni M, Bani D. Thermal effects of $\lambda = 808$ nm GaAlAs diode laser irradiation on different titanium surfaces. *Lasers Med Sci*. 2015 Dec;30(9):2341-52.
18. Gomez-de Diego, Mang-de la Rosa MD, Romero Perez MJ, Cutando-Soriano A, Lopez-Valverde-Centeno A. Indications and contraindications of dental implants in medically compromised patients:update. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal* 2014, vol.19,no.5: 483– 489.
19. Kushima SS, Nagasawa M, Shibli JA, Brugnera A Jr, Rodrigues JA, Cassoni A. Evaluation of Temperature and Roughness Alteration of Diode Laser Irradiation of Zirconia and Titanium for Peri-Implantitis Treatment. *Photomed Laser Surg*. 2016 May; 34(5):194-9.
20. Louropoulou A, Slot DE, Van der Weijden F. Influence of mechanical instruments on the biocompatibility of titanium dental implants surfaces: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Jul;26(7):841-50.
21. Mendonca G, D. B. S. Mendonca, F. J. L. Aragao, L. F. Cooper. Advancing dental implant surface technology—from micron- to nanotopography. *Biomaterials* 2008, vol. 29, no. 28:3822–3835.
22. Nakazawa K, Nakamura K, Harada A, Shirato M, Inagaki R, Örtengren U, Kanno T, Niwano Y, Egusa H. Surface properties of dental zirconia ceramics affected by ultrasonic scaling and low-temperature degradation. *PLoS One*. 2018; 13(9):e0203849
23. Osman R B, Swain M V. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials* 2015;8(3):932-958.
24. Park YJ, Song YH, An JH et al. Cytocompatibility of pure metals and experimental binary titanium alloys for implant materials. *J Dent* 2013;41:1251–8.
25. Park JM, Koak JY, Jang JH, Han CH, Kim SK, Heo SJ. Osseointegration of anodized titanium implants coated with fibroblast growth factor-fibronectin (FGF-FN) fusion protein. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:859–866.
26. Park J. B., Kim N., Ko Y. Effects of ultrasonic scaler tips and toothbrush on titanium disc surfaces evaluated with confocal microscopy. *The Journal of Craniofacial Surgery* 2012; 23, 1552–1558.
27. Park JH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Han CH, Lee JH. Effects of laser irradiation on machined and anodized titanium disks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Mar-Apr; 27(2):265-72.
28. Rios FG, Viana ER, Ribeiro GM, González JC, Abelenda A, Peruzzo DC. Temperature evaluation of dental implant surface irradiated with high-power diode laser. *Lasers Med Sci*. 2016 Sep; 31(7):1309-16.
29. Seol HW, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Baek SH, Lee SY. Surface alterations of several dental materials by a novel ultrasonic scaler tip. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27:801–10.
30. Smeets R, Bernd Stadlinger, Frank Schwarz, Benedicta Beck-Broichsitter, OleJung, Clarissa Precht, Frank Kloss, Alexander Gröbe, Max Heiland, Tobias Ebker. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International*; Volume 2016, Article ID 6285620.
31. Streckbein P, W. Kleis, R. S. R. Buch, T. Hansen, G. Weibrich. Bone healing with or without platelet-rich plasma around four different dental implant surfaces in beagle dogs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2014, vol. 16, no. 4:479–486.
32. Strever JM, Lee J, Ealick W, Peacock M, Shelby D, Susin C, Mettenberg D, El-Awady A, Rueggeberg F, Cutler CW. *J Periodontol*. 2017 May; 88(5):484-492.
33. Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CH. Biofilm on dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jul-Aug; 24(4):616-26.
34. Tastepe C. S., van Waas R., Liu Y., Wismeijer D. Air powder abrasive treatment as an implant surface cleaning method: A literature review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2011; 27: 1461–1473.

35. Vigolo P, Motterle M. An in vitro evaluation of zirconia surface roughness caused by different scaling methods. *J Prosthet Dent*. 2010 May;103(5):283-7.
36. Wei CT, Tran C, Meredith N, Walsh L. Effectiveness of implant surface debridement using particle beams at differing air pressures. *Clin Exp Dent Res*. 2017 Aug; 3(4): 148–153.
37. Wennerberg A, S. Galli, T. Albrektsson. Current knowledge about the hydrophilic and nanostructured SLActive surface. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 2011, vol.3:59–67.
38. www.mis-implants.com
39. www.idsimplants.com/implant-systems/anyridge/

