

DE COMPARAREA MODALITĂȚILOR DE TRANSMITERE A FORȚELOR MASTICATORII EXPERIMENTALE PRIN INTERMEDIUL IMPLANTURILOR DENTARE DIN TITAN SAU ZIRCONIE (OXIDUL DE ZIRCONIU) ASUPRA SUBSTRATULUI OSOS. PE BAZA ANALIZEI CU ELEMENTE FINITE EFECTUATE, COMPORTAMENTUL BIOMECHANIC AL IMPLANTULUI DIN ZIRCONIE ESTE MAI BUN DECÂT COMPORTAMENTUL BIOMECHANIC AL IMPLANTULUI DIN TITAN, DEOARECE IMPLANTUL DIN ZIRCONIE, PRIN CARACTERISTICILE SALE, ATENUEAZĂ TRANSFERUL TENSIUNILOR DINTRE EL ȘI OS, MENAJÂND OSTEINTEGRAREA.

□□□□□□

□□□□□□

**ABSTRACT**

In this study we compared the modalities of transmitting experimental masticatory forces through titanium or zirconium dental implants to the bone substrate. According on the finite element analysis, the biomechanical behavior of the zirconium implant is better than the biomechanical behavior of the titanium implant, because the zirconium implant, by its features, attenuates the transfer of stresses between it and the bone, keeping osteointegration.

**Keywords:** dental implant, titanium, zirconium, finite element analysis

**REZUMAT**

În prezentul studiu, am analizat comparativ modalitățile de transmitere a forțelor masticatorii experimentale prin intermediul implanturilor dentare din titan sau zirconie (oxidul de zirconiu) asupra substratului osos. Pe baza analizei cu elemente finite efectuate, comportamentul biomecanic al implantului din zirconie este mai bun decât comportamentul biomecanic al implantului din titan, deoarece implantul din zirconie, prin caracteristicile sale, atenuază transferul tensiunilor dintre el și os, menajând osteointegrarea.

**Cuvinte cheie:** implant dentar, titan, zirconie, analiză cu elemente finite

**INTRODUCERE**

Analiza cu elemente finite (FEA) se poate utiliza pentru a investiga designul implanturilor dentare, structura și materialele din care sunt confecționate restaurările protetice și stabilitatea osului înconjurător (1). În domeniul medical, comportamentul oricărei structuri sau țesut stimulat într-un anumit mod poate fi analizat cu FEA (2). În plus, FEA permite măsurarea distribuției tensiunilor în interiorul osului și a diferitelor modele de implant dentar în timpul efectuării masticației, măsurători imposibil de realizat in vivo (1,3).

Multe articole recente (4-23) au prezentat utilizarea FEA pentru a evalua distribuția tensiunilor de la nivelul implantului în osul înconjurător, concentrându-se pe diferite lungimi și forme ale implanturilor, precum și pe designul protezelor și pe modul de conectare a acestora la implanturi.

Scopul prezentului studiu a fost acela de a analiza comparativ prin metoda elementelor finite modul de transmitere al forțelor masticatorii către substratul osos prin implanturi din titan și zirconie, pentru a depista care dintre cele două implanturi prezintă un comportament biomecanic mai bun în regiunea laterală mandibulară.

□  
Conf. Dr. Raluca Monica Comăneanu  
E-mail: monica\_tarcolea@yahoo.co.uk

## MATERIAL ȘI METODĂ

În studiu am luat două implanturi, din titan și din zirconie, pe care le-am scanat 3D și le-am inserat virtual în mandibula unui pacient cu edentație de 36.

Modelul osului mandibular l-am obținut din examenul CBCT efectuat de pacient, pe care l-am importat și prelucrat în softul Mimics®. Ulterior, am inserat succesiv cele două tipuri de implanturi în zona edentată, simulând osteointegrarea acestora prin blocarea deplasărilor în ansamblul os-implant.

Cele două modele astfel pregătite au fost importate în ANSYS®, program cu ajutorul căruia am efectuat analiza cu elemente finite. Am aplicat asupra celor două implanturi, la temperatura de 36°C, o forță experimentală de 200 N, care s-a descompus vectorial pe 3 direcții, rezultând în final:

- O forță de 34.76N pe axa OX;
- O forță de 139.28 N pe axa OY;
- O forță de -139.26N pe axa OZ.

## REZULTATE OBȚINUTE

Analiza cu elemente finite a fost efectuată într-o primă etapă asupra implantului dentar din aliaj de titan. Primul model experimental alcătuit din osul mandibular al pacientului și implantul osteointegrat din aliaj de titan au cuprins după discretizare 98.568 elemente finite și 166.405 noduri.

Caracteristicile materialelor ce compun modelul 1, introduse în programul de analiză prin metoda elementelor finite, sunt prezentate în Tabelele 1-3.

**TABELUL 1.** Proprietăți izotrope de elasticitate ale aliajului din titan din care este confecționat implantul

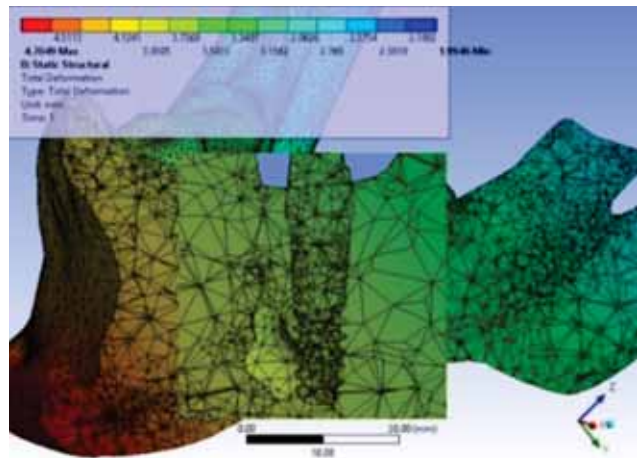
Modul Young (MPa)	Coefficientul Poisson	Modul Bulk (MPa)	Modul de forfecare (MPa)
1,138e+005	0,342	1,2004e+005	42399

**TABELUL 2.** Proprietăți izotrope de elasticitate ale osului cortical

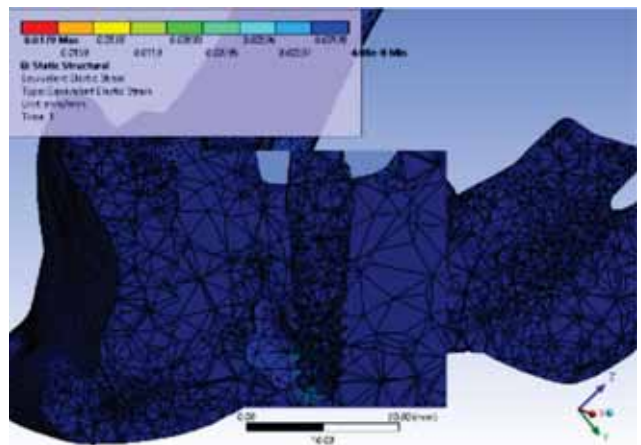
Modulul Young (MPa)	Coefficientul Poisson	Modulul Bulk (MPa)	Modul de forfecare (MPa)
10000	0.3	8333.3	3846.2

**TABELUL 3.** Rezistența la compresiune elastică a osului cortical

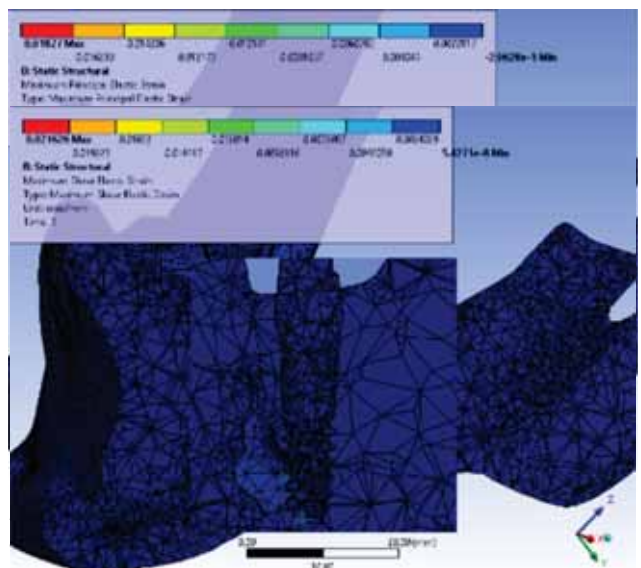
Rezistența la compresiune elastică (MPa)
975



**FIGURA 1.** Deformația absolută totală a modelului 1



**FIGURA 2.** Deformația relativă elastică echivalentă a modelului 1



**FIGURA 4.** Deformația relativă elastică tangențială maximă a modelului 1

Deformația absolută totală a modelului 1 a variat între un minim de 1,9946 mm și un maxim de 4,7049 mm, iar valorile deformației totale la nive-

lul elementelor implantului sunt medii spre mari comparativ cu cele de la nivelul mandibulei.

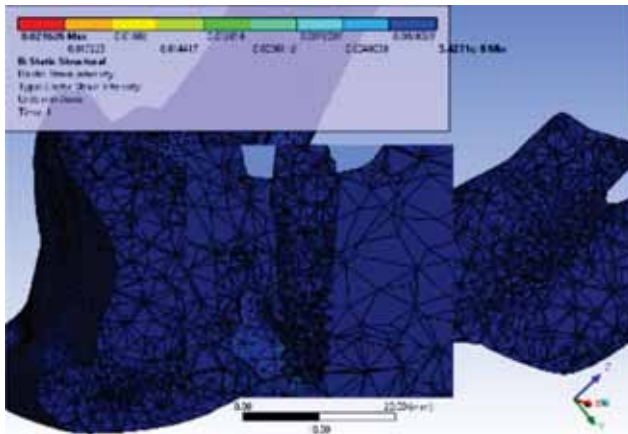


FIGURA 5. Intensitatea deformației relative elastice a modelului 1

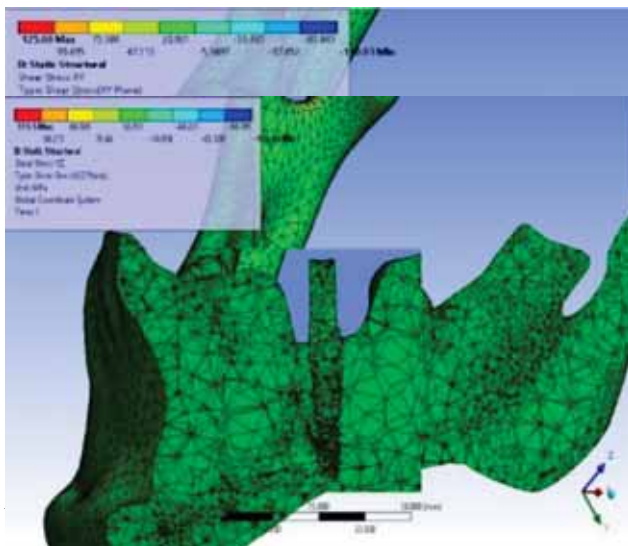


FIGURA 7. Tensiunea de forfecare a modelului 1 în planul YZ

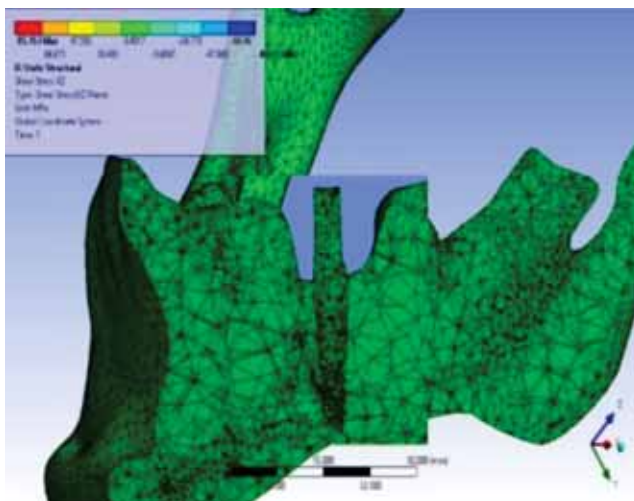


FIGURA 8. Tensiunea de forfecare a modelului 1 în planul XZ

Deformația elastică relativă echivalentă a variat între  $4,0842e-008$  mm/mm și  $1,7878e-002$  mm/mm. Se pot observa deformații relative cu valori reduse la nivelul apexului implantului și la nivelul primelor spire ale acestuia.

Deformația relativă elastică principală maximă a variat între  $-2,0628e-005$  mm/mm și  $1,827e-002$  mm/mm. Deformația relativă elastică tangențială maximă a variat între un minim de  $5,4271e-008$  mm/mm și un maxim de  $2,1626e-002$  mm/mm. Se pot observa deformații relative cu valori reduse la nivelul apexului implantului și primelor spire.

Intensitatea deformației relative elastice a variat între  $5,4271e-008$  mm/mm și  $2,1626e-002$  mm/mm. De asemenea, se pot observa deformații relative cu valori reduse la nivelul vârfului implantului și primelor spire.

În ceea ce privește tensiunile de forfecare la nivelul modelului 1, acestea au variat:

- în planul XY între  $-110,03$  MPa și  $125,69$  MPa;
- în planul YZ între  $-116,08$  MPa și  $111,5$  MPa;
- în planul XZ între  $-86,05$  MPa și  $85,763$  MPa.

La aplicarea forței experimentale de  $200$  N, am constatat că la nivelul porțiunii inferioare a implantului au apărut presiuni de comprimare asupra osului mandibular. La nivelul apexului implantului, am constatat că apare o tendință foarte ușoară de alunecare în raport cu substratul osos, distanța de alunecare variind între  $0$  și  $8,9001e-004$  mm. Tot la acest nivel apare o tendință ușoară de penetrare în osul mandibulei, de până la  $2,5994e-003$  mm. Corespunzător celor semnalate anterior, la nivelul vârfului implantului, pe primele spire, apare o tasare ușoară a osului mandibulei (pierderea contactului), ce variază între  $-0,11092$  și  $0$  mm.

Modelul 2 a fost alcătuit din implantul osteointegrat din zirconie inserat în osul mandibular și a cuprins  $161.033$  noduri și  $95.361$  elemente finite.

Proprietățile izotrope de elasticitate ale zirconiei luate în calcul în cadrul analizei prin metoda elementelor finite sunt prezentate în Tabelul 4.

TABELUL 4. Proprietăți izotrope de elasticitate ale zirconiei din care este confecționat implantul

Modul Young (MPa)	Coefficientul Poisson	Modul Bulk (MPa)	Modul de forfecare (MPa)
$2,05e+005$	0,31	$1,7982e+005$	78.244

Deformația absolută totală a modelului 2 a variat între un minim de  $1,995$  mm și un maxim de

4,5876 mm, iar valorile deformației totale la nivelul elementelor implantului sunt, de asemenea, ca și în cazul implantului din aliaj de titan analizat anterior, medii spre mari comparativ cu cele de la nivelul mandibulei.

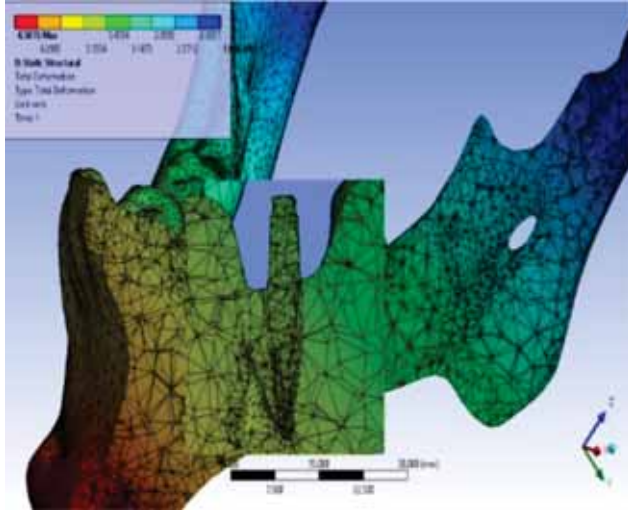


FIGURA 9. Deformația absolută totală a modelului 2

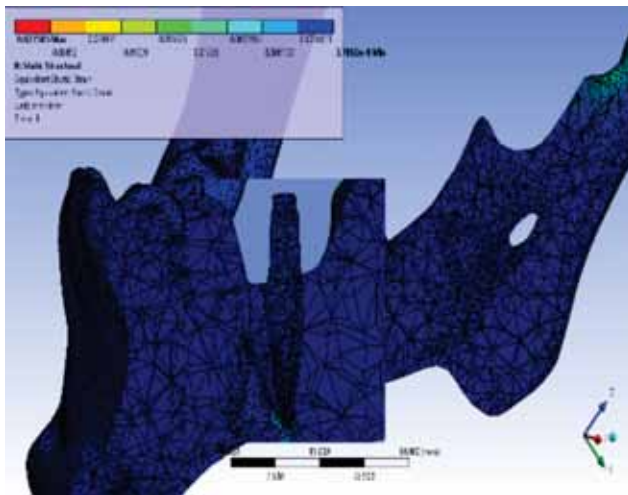


FIGURA 10. Deformația relativă elastică echivalentă a modelului 2

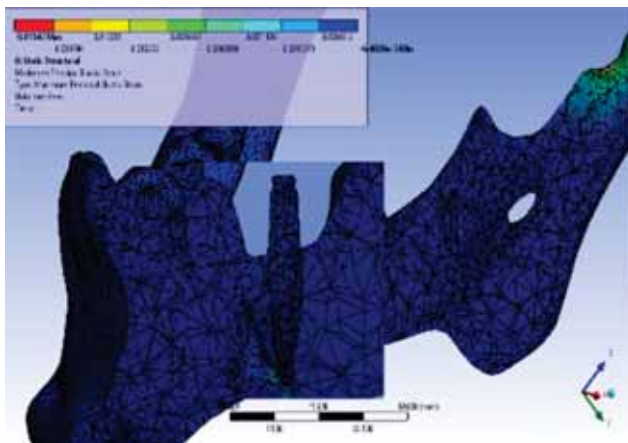


FIGURA 11. Deformația relativă elastică principală maximă a modelului 2

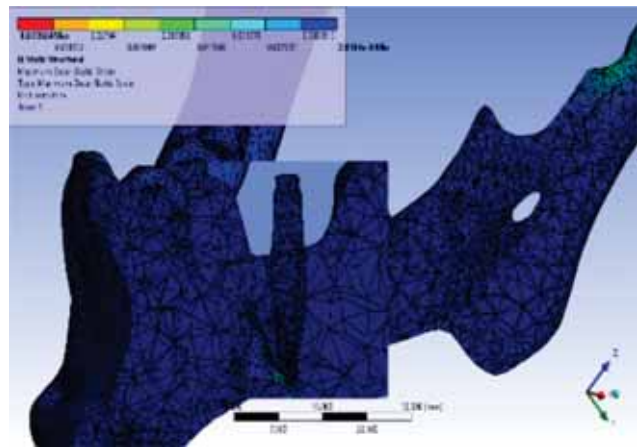


FIGURA 12. Deformația relativă elastică tangențială maximă a modelului 2

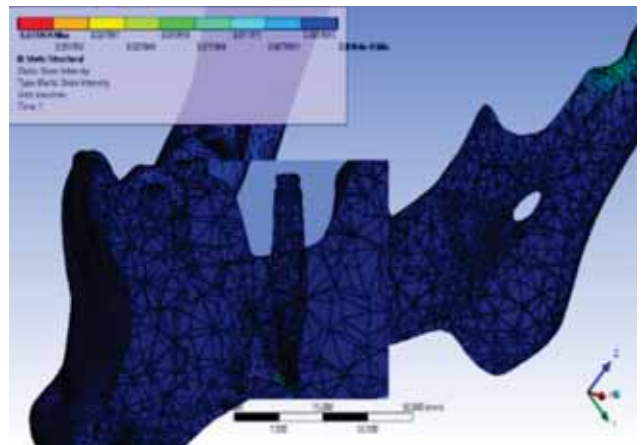


FIGURA 13. Intensitatea deformației relative elastice a modelului 2

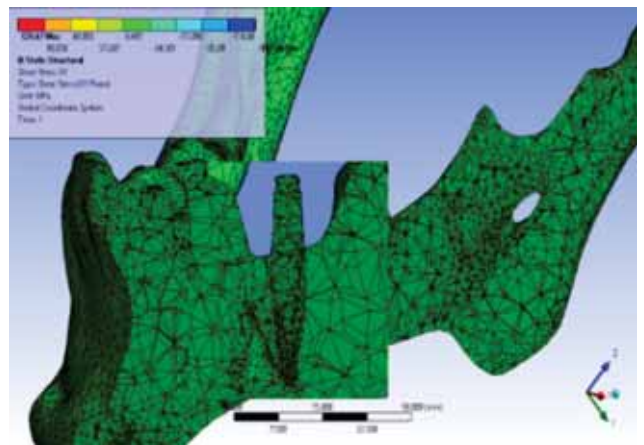
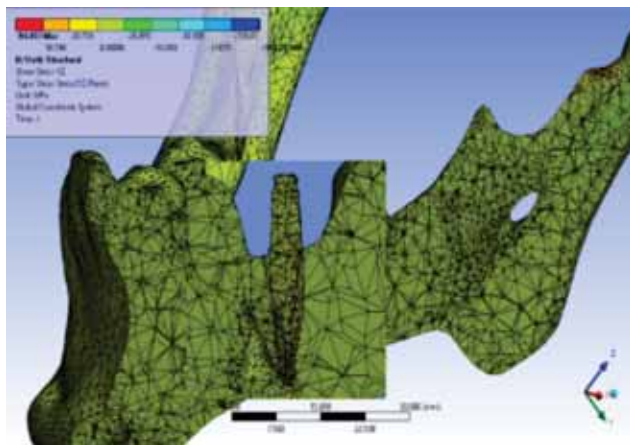


FIGURA 14. Tensiunea de forfecare a modelului 2 în planul XY

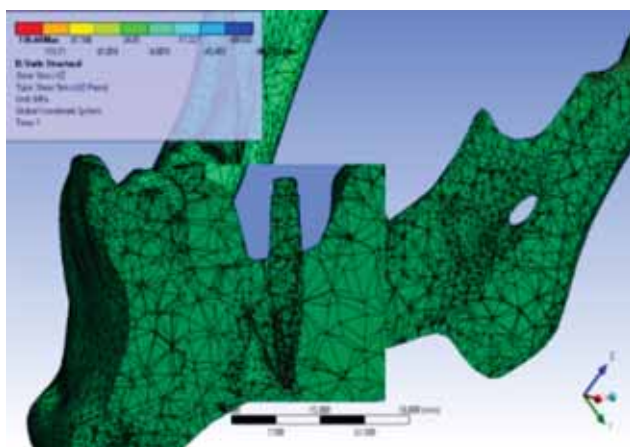
Deformația elastică relativă echivalentă a modelului 2 a variat între  $3,7925e-008$  mm/mm și  $2,7603e-002$  mm/mm.

Deformația relativă elastică principală maximă a variat între  $-6,4929e-005$  mm/mm și  $1,548e-002$  mm/mm. Deformația relativă elastică tangențială

maximă a variat între un minim de  $2,8117e-008$  mm/mm și un maxim de  $3,5944e-002$  mm/mm. Ca și în cazul implantului din aliaj de titan, se pot observa deformății relative cu valori reduse la nivelul apexului implantului și la nivelul primelor spire ale acestuia.



**FIGURA 15.** Tensiunea de forfecare a modelului 2 în planul YZ



**FIGURA 16.** Tensiunea de forfecare a modelului 2 în planul XZ

Intensitatea deformației relative elastice a variat între  $2,8117e-008$  mm/mm și  $3,5944e-002$  mm/mm, având valori reduse la nivelul vârfului implantului.

În ceea ce privește tensiunile de forfecare la nivelul modelului 2, acestea au variat:

- în planul XY între -149,58 MPa și 130,67 MPa;
- în planul YZ între -168,57 MPa și 85,309 MPa;
- în planul XZ între -96,625 MPa și 140,9 MPa.

La nivelul apexului implantului din zirconie, am constatat, similar implantului din aliaj de titan, că apare o tendință foarte ușoară de alunecare în raport cu substratul osos. În acest caz, distanța de alunecare a variat între 0 și  $1,2863e-003$  mm. Tot la acest

nivel, apare o tendință ușoară de penetrare în osul mandibulei, de până la  $7,2866e-004$  mm. Corespunzător celor semnalate anterior, la nivelul vârfului implantului pe prima spirală apare o tasare ușoară a osului mandibulei, ce variază între -0,13491 și 0 mm.

Tensiunea de frecare crescută, dar cu valori minimale în general, apare pe prima spirală a implantului, cu o valoare maximă de 1.344,6 MPa. Valorile forței de reacțiune dezvoltate au fost aceleași ca și în cazul implantului din aliaj de titan.

## DISCUȚII

Distribuția forțelor masticatorii în jurul dinților, implicațiile acestora asupra țesuturilor parodontale și materialelor dentare din care sunt confecționate restaurările protetice reprezintă subiecte destul de dezbătute în literatura recentă (6, 24-27). În cazul supraîncărcării ocluzale (28), pot apărea fie pierderea osoasă, fie pierderea totală a osteointegrării implanturilor (29). Cu toate acestea, în ambele situații, țesutul osos periimplantar prezintă o rată ridicată de remodelare (30). În cazul transferului eficient de forță între implant și suportul osos, încărcarea ocluzală poate stimula neo-osteogeneza și poate favoriza osteointegrarea (31).

Unii autori (32) au sugerat că, în cazul creșterii diametrului implantului inserat, problemele de biomecanică sunt rezolvate prin mărirea interfeței os-implant.

Analiza cu elemente finite reprezintă o abordare eficientă privind studiul comportării mecanice a sistemelor cu geometrie complexă și a materialelor cu proprietăți mecanice diferite supuse diferitelor moduri de încărcare (33).

Comportarea la simulări mecanice a celor două tipuri de implanturi din studiul nostru a fost diferită, atât datorită proprietăților de material diferite, cât și a formei geometrice diferite.

Zirconia are un coeficient Poisson mai apropiat de al osului cortical (0,31 față de 0,3) comparativ cu situația aliajului de titan (0,342 față de 0,3).

Acest lucru are o importanță deosebită în condițiile solicitării de masticatie, deoarece implantul de zirconie atenuează până la anulare efectul de blocare a transferului de tensiuni între implant și os (efectul „stress shielding“) și, ca urmare, tranziția efortului către mandibulă este lină, fără a conduce la concentrarea eforturilor la interfața implant-os.

## CONCLUZIE

Pe baza analizei cu elemente finite efectuate, comportamentul biomecanic al implantului din zirconie este mai bun decât comportamentul biomeca-

nic al implantului din titan, deoarece implantul din zirconie, prin caracteristicile sale, atenuează transferul tensiunilor dintre el și os, menajând osteointegrarea.

## BIBLIOGRAFIE

- Maminskas J., Puisys A., Kuoppala R., Raustia A., Juodzbaly G.** The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain: A systematic literature review of finite element studies. *J Oral Maxillofac Res.* 2016; 7:e4.
- Chang Y., Tambe A.A., Maeda Y., Wada M., Gonda T.** Finite element analysis of dental implants with validation: To what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *International Journal of Implant Dentistry* (2018) 4:7 DOI 10.1186/s40729-018-0119-5.
- Gass S.I.** Decision-adding models: Validation, assessment and related issues for policy analysis. *Oper Res.* 1983; 31:603–31.
- Sotto-Maior B.S., Mercuri E.G., Senna P.M., Assis N.M., Francischone C.E., Del Bel Cury A.A.** Evaluation of bone remodeling around single dental implants of different lengths: A mechanobiological numerical simulation and validation using clinical data. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016; 19:699–706.
- Wang C., Li Q., McClean C., Fan Y.** Numerical simulation of dental bone remodeling induced by implant-supported fixed partial denture with or without cantilever extension. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2013; 29:1134–47.
- Cicciù M., Cervino G., Bramanti E., Lauritano F., Lo Gudice G., Scappaticci L. et al.** FEM analysis of mandibular prosthetic overdenture supported by dental implants: Evaluation of different retention methods. *Comput Math Methods Med.* 2015;16. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/943839>.
- Topkaya T., Solmaz M.Y.** The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A threedimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2015;48:2102–9.
- Costa C., Peixinho N., Silva J.P., Carvalho S.** Study and characterization of the crest module design: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015; 113:541–7.
- Arat Bilhan S., Baykasoglu C., Bilhan H., Kutay O., Mugan A.** Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: A computed tomography-based 3D finite element analysis. *J Biomech.* 2015; 48:130–7.
- Abou-Emara M., Spintig T., Lackmann J., Müller W.D.** Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* 2015; 48:1–7.
- Capek L., Simunek A., Henys P., Dzan L.** The role of implant's surface treatment to its preload. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014; 17(Suppl 1):8–9.
- Brunski J.B.** Biomechanical aspects of the optimal number of implants to carry a cross-arch full restoration. *Eur J Oral Implantol.* 2014; 7(Suppl 2):S111–31.
- Harirforoush R., Arzanpour S., Chehroudi B.** The effects of implant angulation on the resonance frequency of a dental implant. *Med Eng Phys.* 2014; 36:1024–32.
- Xiao W., Li Z., Shen S., Chen S., Wang Y., Wang J.** Theoretical role of adjunctive implant positional support in stress distribution of distal-extension mandibular removable partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2014; 27:579–81.
- Kim S., Kim S., Choi H., Woo D., Park Y.B., Shim J.S. et al.** A three-dimensional finite element analysis of short dental implants in the posterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29:e155–64.
- van Staden R.C., Li X., Guan H., Johnson N.W., Reher P., Loo Y.C.** A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29:e147–54.
- Piotrowski B., Baptista A.A., Patoor E., Bravetti P., Eberhardt A., Laheurte P.** Interaction of bone-dental implant with new ultra low modulus alloy using a numerical approach. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014; 38:151–60.
- dos Santos M.B., Bacchi A., Correr-Sobrinho L., Consani R.L.** The influence of clip material and cross sections of the bar framework associated with vertical misfit on stress distribution in implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2014; 27:26–32.
- Santiago Junior J.F., Pellizzer E.P., Verri F.R., de Carvalho P.S.** Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013; 33:4700–14.
- Ding X., Liao S.H., Zhu X.H., Wang H.M.** Influence of orthotropy on biomechanics of peri-implant bone in complete mandible model with full dentition. *Biomed Res Int.* 2014; 2014:709398.
- Gačnik F., Ren Z., Hren N.I.** Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone. *Med Eng Phys.* 2014; 36:1684–92.
- Kang N., Wu Y.Y., Gong P., Yue L., Ou G.M.** A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2014; 118:519–23.
- Comăneanu R.M., Barbu H.M., Vlăsceanu D., Târcolea M.** Numerical analyses of stresses and strains in bone – implant assembly. *Key Engineering Materials*, vol 583 (2014), pag. 169-174, online available since 2013/Sep/10 at [www.scientific.net/KEM.583.169](http://www.scientific.net/KEM.583.169), ISSN 1662-9795.
- Alhasanyah A., Vaidyanathan T.K., Flinton R.J.** Effect of core thickness differences on post-fatigue indentation fracture resistance of veneered zirconia crowns. *Journal of Prosthodontics*, vol. 22, no. 5, pp. 383–390, 2013.
- Cicciù M., Bramanti E., Maticena G., Guglielmino E., Risitano G.** FEM evaluation of cemented-retained versus screwretained dental implant single-tooth crown prosthesis. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, vol. 7, no. 4, pp. 817–825, 2014.
- Chun K.J., Lee J.Y.** Comparative study of mechanical properties of dental restorativematerials and dental hard

- tissues in compressive loads. *Journal of Dental Biomechanics*, vol. 5, 2014.
27. **Liao Z., Yoda N., Chen J. et al.** Simulation of multi-stage nonlinear bone remodeling induced by fixed partial dentures of different configurations: A comparative clinical and numerical study. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. 16, no. 2, pp. 411–423, 2017.
28. **Trivedi S.** Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014 Sep-Dec; 4(3):200-3. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jobcr.2014.11.008>. PMID:25737944.
29. **Mannarino F.S., Francischone C.A., de Carvalho R.S., Sotto-Maior B.S., Francischone C.E.** Analysis of the distribution of stress and deformation in single implant-supported prosthetic units in implants of different diameters. *Rev Odontol UNESP.* 2016 Sept-Oct; 45(5): 247-252.
30. **Chang M., Chronopoulos V., Mattheos N.** Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: A literature review. *J Investig Clin Dent.* 2013 Aug; 4(3):142-50. <http://dx.doi.org/10.1111/jicd.12036>. PMID:23918506.
31. **Duyck J., Vandamme K.** The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2014 Oct; 41(10):783-94. <http://dx.doi.org/10.1111/joor.12195>. PMID:24889500.
32. **Klein M.O., Schiegnitz E., Al-Nawas B.** Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29(Suppl):43-54. <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g1.3>. PMID:24660189.
33. **Kant R., Shrikrishna Joshi N., Uday Dixit S.** An integrated FEM-ANN model for laser bending process with inverse estimation of absorptivity. *Mechanics of Advanced Materials and Modern Processes*, Vol. 1, 2015, pp. 08-15.