

APLICAȚII ALE CALCULULUI PRIN METODA ELEMENTELOR FINITE ÎN ANALIZA DEFORMAȚIEI LA INTERFAȚA STRUCTURII OSOASE CU MINIIMPLANTURILE ORTODONTICE

Finite element analysis of strain effects at bone – orthodontic mini-implant interface

Drd. Mihai A. Niculescu¹, Șef Lucr. Dr. Ing. Cătălin Popescu², Prof. Dr. Ing. Dan Păunescu²

¹Disciplina Ortodonție și Ortopedie Dento-Facială, Facultatea de Medicină Dentară, Universitatea de Medicină și Farmacie „Carol Davila”, București

²Facultatea de Hidrotehnică, Universitatea Tehnică de Construcții București

REZUMAT

Obiectiv. Studiul analizează deformațiile structurii osoase periimplantare rezultate în timpul ancorajului fix pentru intruzie molară.

Material și metodă. A fost creat un model de lucru prin scanare tridimensională și computer tomograf volumetric, cât și un miniimplant în elemente finite care au fost folosite pentru simularea intruziei molarului cu ancoraj pe miniimplanturi. S-au adoptat două moduri de aplicare a forței: forța de 224 g a fost aplicată pe molarul unu și cea de 122 g pe fiecare miniimplant. Programul software ANSYS v11 a fost utilizat pentru prognozarea stării de efort-deformație din structura osoasă prin metoda elementelor finite.

Rezultate și discuții. Solicitățile menționate au generat valori maxime ale efortului osos periimplantar de 9,8 MPa corespunzător unor deformații cu valori de 890 microstrain și respectiv al efortului periradicular al molarului unu de 2,5 MPa corespunzător deformațiilor de 36 microstrain.

Concluzii. Metoda elementelor finite reprezintă un calcul matematic complex care permite obținerea și interpretarea datelor din modelul de lucru, date ce pot fi extrapolate în realitatea clinică. Datele obținute în studiu au arătat, conform estimării efectelor biomecanice de remodelare a structurii osoase supuse solicitărilor mecanice, faptul că, periimplantar și periradicular, forțele menționate exercitate pe miniimplanturi au determinat valori ale deformației osoase situate între intervalul de solicitare insuficientă și cel de adaptare a remodelării osoase. Pentru a crește relevanța rezultatelor sunt necesare atât o investigație paraclinică mai performantă a pacientului și mai orientată către transferul datelor de intrare spre model, cât și o calibrare sporită a modelului în funcție de răspunsul particular al fiecărui pacient.

Cuvinte cheie: modelarea în elemente finite, ancoraj ortodontic, miniimplant, mecanostatul lui Frost

ABSTRACT

Objective. The study analyses the peri-implant bone strain resulted during implant anchorage for molar intrusion. **Material and method.** A model and a mini-implant in finite element were created using tridimensional scanning and volumetric computer tomograf, and used to simulate molar intrusion using mini-implant anchorage. The force of 224 g was applied on the first molar and 122 g on each mini-implant. ANSYSv11 program was used to measure the stress-strain relation in the bone model using finite element analysis.

Results and discussion. The peri-implant bone maximum stress value of 9.8 MPa correspond to 890 microstrain and molar peri-radicular stress value of 2.5 MPa correspond to 36 microstrain.

Conclusions. Finite element analysis is a complex mathematical calculation allowing to receive and process data in the model, data that can be transferred in clinical practice. The data resulted in this study, correlated with the estimated effects of bone remodeling effects when subjected to mechanical factors, shows that the mini-implant mechanical induced values of peri-implant and periradicular bone strain are located in-between disuse interval and adapted interval. In order to increase the relevance of the results, an improved computer tomographic investigation and calibrated model related to the patient characteristics, are needed.

Keywords: finite element model, orthodontic anchorage, mini-implant, Frost mechanostat

Adresă de corespondență:

Drd. Mihai A. Niculescu, Bd. G-ral Gheorghe Magheru nr. 32-36, sc. A, ap. 36, sector 1, București

E-mail: mihainiculescu@hotmail.com

INTRODUCERE

Ancorajul osos cu dispozitivele temporare de ancoraj (DTA) face parte din tratamentul multidisciplinar ortodontic-implantologic al anomaliilor dento-maxilare (AnDM) (1-4). Suplimentarea ancorajului dentar clasic cu DTA permite tratamentul anumitor AnDM dentare și scheletale, forme mai severe, spre exemplu ancorajul osos al dispozitivelor pentru distalizări (pendulum) sau disjunctie maxilară (disjuncor) (5-10). Astfel, tratamentele pot fi realizate într-un interval de timp mai scurt, cu evitarea dispozitivelor extraorale pentru ancoraj și a efectelor secundare (cum sunt egresiunile și înclinările). Intruzia molarilor face parte din acest tip de deplasări dificile, în care soluția ancorajului osos prin miniimplanturi este parte din mecanica ortodontică utilizată recent și tot mai frecvent pentru suplimentarea ancorajului dentar (11-13).

În timpul tratamentelor clinice a fost observată o rată de succes mai redusă în comparație cu rezultatele obținute cu implanturile dentare sau alte DTA (14). Numeroase studii publicate urmăresc identificarea diferiților factori și parametri care pot fi implicați în pierderea stabilității miniimplanturilor și mobilizarea acestora înaintea obținerii deplasărilor dentare dorite, între care sunt menționate: structura și densitatea osoasă, designul implantului, interfața os-implant, tehnica chirurgicală, mecanica ortodontică utilizată și factori care țin de pacient (15-20).

Tehnica de simulare prin calculul matematic, utilizată inițial în domeniul ingineriei, respectiv

metoda elementelor finite (MEF), simulează prin ecuații matematice comportarea structurilor complexe care se supun cu rigurozitate mecanicii mediilor continue deformabile (21,22). În prezent, MEF a început să fie utilizată mai frecvent și în studiile de medicină internațională (23-31), dar și din țară (32-35), deoarece permite procesarea și interpretarea datelor în cazul structurilor complexe ale aparatului dento-maxilar (ADM) care se supune, de asemenea, legilor mecanicii mediilor continue. Această analogie între domenii diferite a fost creată din cauza complexității problemelor analizate și a necesității unui instrument de calcul performant pentru rezolvarea anumitor probleme, cum este cazul evaluării stării de efort-deformație în structuri având configurații complexe și atipice.

Comparativ cu alte metode de studiu specifice domeniului medical, abordarea problemelor pe baza MEF prezintă avantajul creerii prealabile a unui model matematic care, dacă este calibrat corespunzător, simulează comportarea reală a proceselor dento-alveolare încă din faza de model, anterioară decii intervenției asupra pacientului. Este posibilă astfel o predicție a rezultatelor încă de pe computer în faza de planificare a tratamentului, devenind posibilă corectarea și preîntâmpinarea unor erori de tehnică neprevăzute. Astfel, această metodă matematică utilizată în inginerie, spre deosebire de metoda statistică de analiză, utilizată astăzi cel mai frecvent, are potențialul de a contribui la creșterea ratei de succes a tratamentului concomitent cu reducerea numărului eșecurilor (36).

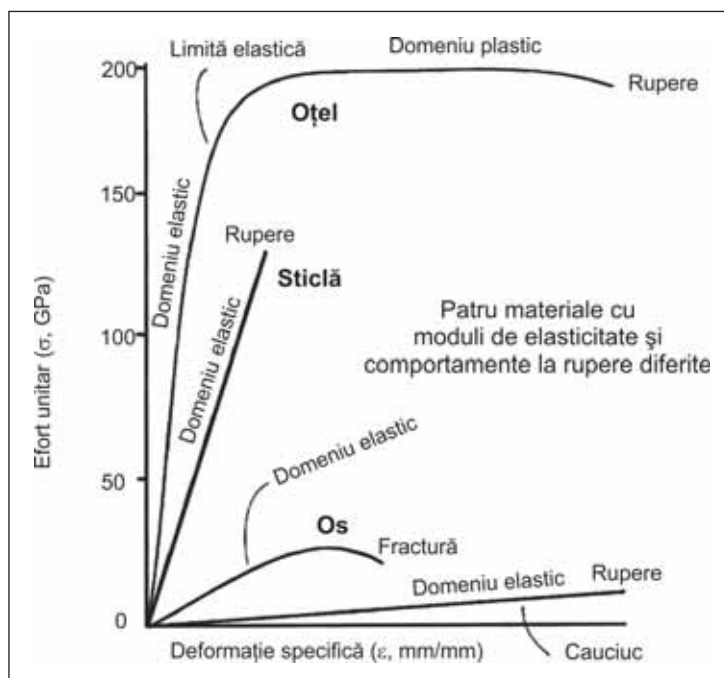


FIGURA 1. Caracterizarea gradului de elasticitate al structurii osoase în condiții de efort-deformație, comparativ cu oțelul (steel), sticla (glass) și cauciucul (rubber) după An Y.H., Barfield W.R. și Draughn R.A. (16).

TABELUL 1. Termeni asimilați din mecanica mediilor continue

Mărime fizică	Notăție și unități de măsură
Modulul de elasticitate Young	E (kPa)
Coefficientul de contracție transversală al lui Poisson	ν
Efort unitar aplicat	σ (kPa)
Deformația specifică	ε

Prezenta abordare are la bază o analogie între comportamentul diferitelor materiale folosite în domeniul ingineriei și al structurilor biologice. Legea universală de comportament este relația efort-deformație ce evidențiază creșterea deformațiilor unui material pe măsura creșterii nivelului de efort la care acesta este supus, lege cunoscută în studiul materialelor ca *legea lui Hooke*. Această lege exprimă proporționalitatea între *efortul unitar* aplicat σ (forță pe unitatea de arie, kPa) și *deformația specifică* rezultată ε (adimensională), Stematiu D. (21).

$$\sigma = E\varepsilon$$

Liniaritatea acestei relații exprimă *comportamentul liniar-elastic* al materialului caracterizat de *modulul de elasticitate Young* E (kPa) (Tabelul 1). Atunci când nivelul de solicitare crește, încep să apară premisele ruperii care se manifestă prin microfisuri, microrupturi ce conduc la abateri de la comportamentul liniar-elastic, adică la apariția *deformațiilor plastice*. Delimitarea între cele două comportamente se face prin *limita de elasticitate* ce separă *domeniul de elasticitate* de cel *plastic*. Deformațiile elastice sunt reversibile, în timp ce cele plastice conduc la *deformații remanente*. Dacă nivelul de solicitare crește mult peste intrarea în zona plastică, microrupturile se aglomerează și apare *ruperea*. Ruperea poate fi *ductilă* atunci când e precedată de deformații plastice importante (oțel, lemn, cauciuc), sau *fragilă* (casantă), atunci când intervine imediat după palierul de elasticitate (sticlă, ceramică etc.). În Fig. 1 sunt exemplificate comportamentele diferitelor materiale supuse unor solicitări mecanice, panta graficelor în domeniul elastic semnificând exact modulul de elasticitate Young E . Se observă că materialele considerate mai rezistente au moduli de elasticitate mai ridicați și eforturi unitare de rupere mai mari (37). În grafic este reprezentată și curba efort-deformație pentru structura osoasă ce prezintă rupere ductilă, cu deosebirea că, în cazul materialelor biologice vii, organismele pot regenera prin fenomenul remineralizării trabeculele, în măsura în care suprasolicitarea încetează înainte de a se fi produs microfractura acestora (38).

O altă proprietate mecanică a materialelor este *contracția transversală*, exprimată prin *coeficientul de contracție transversală al lui Poisson* ν , ce reprezintă raportul între deformația pe direcția transversală solicitării și deformația pe direcția solicitării (21).

$$\nu = \frac{\varepsilon_{\text{transversal}}}{\varepsilon_{\text{longitudinal}}}$$

Semnul minus semnifică faptul că cele două deformații sunt contrare, adică alungirea pe o direcție induce contracție pe celelalte și invers, compresiunea pe o direcție induce întinderi pe celelalte.

Abordările ce iau în considerare caracteristicile de deformabilitate a structurii osoase devin tot mai frecvente în medicină (Fig. 1) (16,39,40). Modulul de elasticitate Young E (kPa) și coeficientul de contracție transversală Poisson ν sunt caracteristici mecanice ale tuturor materialelor existente în univers, indiferent că sunt organice sau anorganice. Ca atare, fiecare tip de structură osoasă supusă solicitărilor mecanice se supune acelorași legități ale mecanicii mediilor continue și au deci același tip de parametri. Mai mult, același tip de structură osoasă poate avea valori limită ale parametrilor mecanici, diferite de la un pacient la altul, dar se mențin în limitele unei plaje relativ înguste. În Tabelul 3 sunt exemplificate câteva valori ale acestor parametri biomecanici utilizați frecvent în ultimii ani în studii prin MEF efectuate în scopul simulării stării de efort-deformație în structura osoasă periimplantară (41,42).

Mecanostatul lui Frost și efectul remodelării osoase produsă de solicitările mecanice (43) (Fig. 2) reprezintă estimări utilizate în studii referitoare la efectul solicitărilor asupra proprietăților și rezistenței structurii osoase (29,44). Fenomenul remodelării structurii osoase poate varia de la reducere în condițiile scăderii solicitărilor mecanice (notat cu minus), la menținere când nivelul este fiziologic și până la apariția și acumularea microdefectelor osoase în cazul suprasolicitărilor (notat cu plus). În studiul lui Frost HM (43) au fost înregistrate patru praguri stabilite genetic ale remodelării osoase, ca efect biologic la solicitările mecanice prin intermediul deformațiilor notate cu DRG (**D**eformații **R**emodelate **G**enetic), după cum urmează: DRGi semnifică reducerea nivelului remodelării osoase din cauza gradului insuficient al deformațiilor; DRGm semnifică nivelul fiziologic al deformațiilor pentru menținerea structurii osoase; DRGp semnifică nivelul deformațiilor patologice la care apar și se acumulează microdefectele osoase; Fr semnifică limita rezistenței maxime a osului în momentul producerii fracturii. Aceste praguri sunt reprezentate

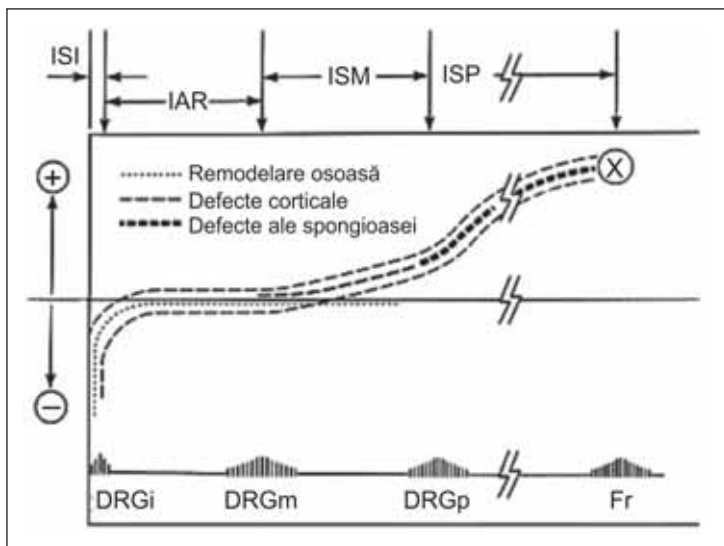


FIGURA 2. Graficul ilustrează prin cele trei linii punctate suprapuse relația biomecanică existentă într-un os sănătos, estimând efectele remodelării osoase sub acțiunea solicitărilor mecanice. Pragurile deformațiilor osoase DRGi, DRGm, DRGp, Fr și intervalele de remanier ISI, IAR, ISM, ISP sunt explicate în text (43).

pe linia orizontală inferioară din aceeași figură. În cazul DRGm, solicitările mecanice considerate fiziologice determină menținerea remodelării osoase, corespunzând solicitărilor de aproximativ 2 kg/mm² adică 20 MPa cu deformații de cca 1000-1500 με (microstrain sau microdeformații). În continuare, termenul ISI (Interval de Solicitare Insuficientă) indică intervalul solicitării osoase insuficiente, IAR reprezintă intervalul de adaptare al remodelării osoase la valoarea fiziologică a solicitării mecanice, ISM este intervalul de suprasolicitare moderată și ISP intervalul suprasolicitării patologice.

În Tabelul 2 sunt ilustrate valorile deformațiilor prag între intervalele sus menționate pentru corticala osoasă, cât și eforturile la care acestea apar (43). De precizat că deformațiile limită ale corticalei sunt foarte mici în comparație cu ale altor materiale, adică de ordinul ε ~ 10⁻⁶, motiv pentru care a fost necesară introducerea noțiunii de microstrain ce semnifică o deformație egală cu 10⁻⁶. Deci, în cele ce urmează, ca și în literatură, se va utiliza ca unitate de măsură pentru deformații:

$$1 \text{ microstrain } (\mu\epsilon) = 10^{-6}$$

TABELUL 2. Valorile prag pentru rezistența osoasă și limita maximă la fracturare după Frost (14)

Denumirea pragului biomecanic	Pragul de deformație	Efortul la care se produce
DRGi	50-100 με	~1-2 MPa, ~0,1 kgf/mm ²
DRGm	1.000-1.500 με	~20 MPa, ~2 kgf/mm ²
DRGp	~3.000 με	~60 MPa, ~6 kgf/mm ²
Fr	~25.000 με	~120 MPa, ~12 kgf/mm ²

$$1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ N/m}^2 = 0,1 \text{ kgf/mm}^2.$$

În consecință, valoarea de 1.000 με este considerată echivalentă cu 0,1% deformație de întindere sau compresiune osoasă, iar deformația din fractura

osoasă de 25.000 με este echivalentă unei întinderi sau compresiuni de 2,5% (43). Valoarea prag („set point“) este o noțiune utilizată în cibernetică și domeniile tehnice, respectiv teoria controlului („control theory“), dar și în medicină pentru descrierea pragurilor homeostaziei sistemelor biologice, homeostazia fiind considerată proprietatea unui sistem în care variabilele sunt autoreglate printr-un mecanism „feedback“, astfel încât condițiile interne să rămână stabile și relativ constante (45). Solicitățile mecanice cu intensități extreme asupra oaselor pot determina răspunsuri, care variază de la atrofie până la fractură. Clinic, cunoașterea exactă a acestor valori, pentru corelația relației efort-deformație cu efectele biomecanice osoase, are rol în crearea unor condiții favorabile pentru obținerea și păstrarea stabilității DTA în timpul tratamentului.



FIGURA 3. Refacerea trabeculară prin remineralizare poate avea loc în situația revenirii solicitării mecanice la valorile fiziologice, aspect observat prin microscopie electronică (38).

Solicitările mecanice de intensitate mărită asupra structurii osoase pot determina zone demineralizate localizate în os sau microfracturi (Fig. 3) în cazurile în care suprasolicitarea mecanică depășește capacitatea osoasă de refacere prin apoziție și remineralizare (38). Conformația ADM existentă în diferite AnDM poate influența gradul de stabilitate al miniimplanturilor (46), astfel încât tipul de creștere al ADM și factorii care îl influențează (47-50) reprezintă aspecte semnificative pentru alegerea locațiilor implanturilor.

OBIECTIV

Studiul analizează *in silico* (51) deformația structurii osoase periimplantare rezultată în timpul ancorajului fix pentru intruzie dentară.

În timpul tratamentului pacientului S.B., caz clinic utilizat în acest studiu, a fost observată mobilizarea miniimplantului mezio-vestibular folosit pentru ancoraj în timpul ingresiunii molarului unu superior 16, motiv pentru care a fost considerat utilă crearea unui model de lucru corespunzător situației clinice prin care să fie analizată starea de efort-deformație a structurii osoase periimplantare și, astfel, suplimentarea datelor necesare la identificarea cauzelor care pot afecta stabilitatea DTA.

MATERIAL ȘI METODĂ

În vederea realizării studiului a fost elaborat un model în elemente finite obținut prin scanare tridimensională (3D) și folosit pentru simularea intruziei molarului, ancorajul necesar fiind asigurat prin două miniimplanturi (36). Programul de simulare ANSYS v11, Ansys Inc., a fost utilizat pentru analiza relației efort-deformație periimplantară din model, prin MEF.

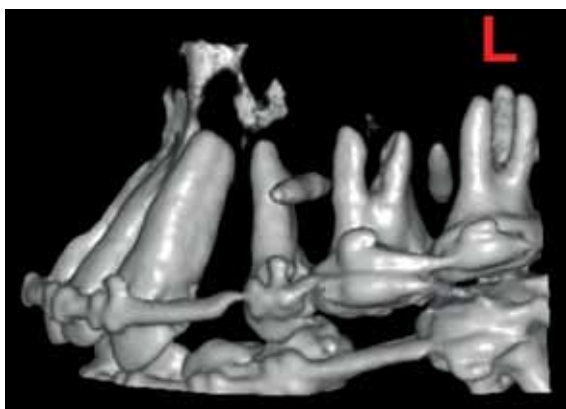


FIGURA 4. Imaginea 3D obținută la CT volumetric a cadranelor doi, în care se observă, din incidența vestibulară, miniimplanturile inserate mezial (vestibular) și distal (palatinal) de 26 pentru asigurarea ancorajului și efectuarea intruziei molarului unu.

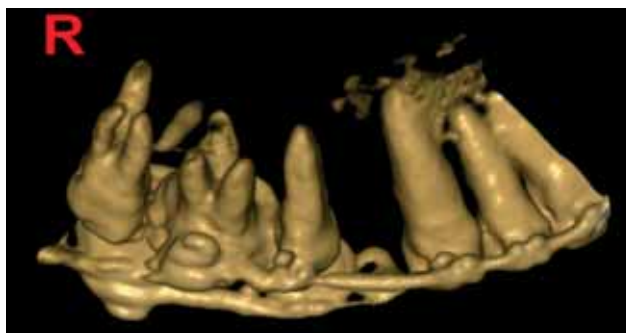


FIGURA 5. Imaginea 3D obținută la CT volumetric a cadranelor unu, în care se observă din incidența superior-vestibulară miniimplantul inserat distal (palatinal) de 16, cel situat mezial (vestibular) nu este prezent deoarece a fost mobilizat în timpul solicitării mecanice.

Crearea modelului în elemente finite a fost realizată conform cazului clinic și examinărilor paraclinice efectuate prin computer tomograf (CT) volumetric. Pacientul S.B., în vârstă de 28 de ani, a fost tratat ortodontic pentru corectarea AnDM prin redistribuirea ortodontică preprotetică a spațiilor edentate corespunzătoare 14 și 24, aliniere dentară și nivelarea planului de ocluzie, folosind bimaxilar aparate fixe poliagregate pe bracket-uri Roth .022". Pentru obținerea intruziei molarilor unu superiori ancorajul dentar a fost insuficient, motiv pentru care a fost suplimentat printr-un ancoraj osos folosind miniimplanturi. Au fost inserate patru miniimplanturi, două pentru fiecare molar (Fig. 4, 5). Tipul miniimplantului folosit este 3M Unitek, cu dimensiuni de 8 mm lungime și diametru de 1,8 mm. Inserarea în raport cu axul dentar a fost de 90° înclinare pentru miniimplantul mezial (vestibular) și respectiv 80° pentru cel distal (palatinal). Aplicarea forței de ingresiune pe cei doi molari a fost realizată prin intermediul unui segment de catenă elastică, ancorat pe fiecare molar unu și respectiv pe cele două miniimplanturi învecinate, pentru asigurarea unor intruzii dentare simetrice. Aceste date au fost utilizate pentru realizarea simulării solicitării mecanice a miniimplanturilor și evaluarea stării de efort-deformație a structurii osoase.

În situația incapacității CT de a furniza datele de intrare pentru modelul digital al ADM al pacientului, s-a recurs cu o aproximație ce se încadrează în marja de eroare, la adoptarea unui model de lucru (având un comportament liniar elastic izotrop și omogen) obținut prin scanarea 3D cu scannerul ATOS 3D a modelului acrilic Spofa Dental (Fig. 6) și folosit pentru simularea intruziei molarului unu cu ancoraj pe două miniimplanturi corelate însă cu axele de inserare furnizate de CT.

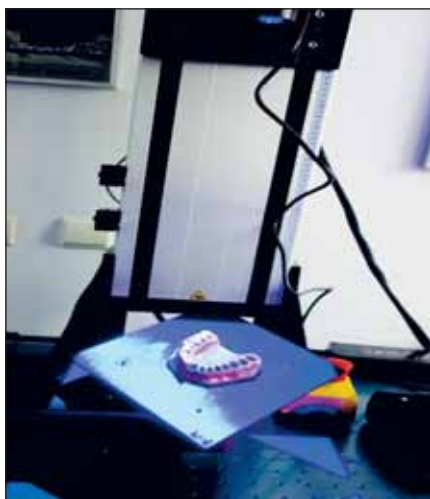


FIGURA 6. Reprezentarea din material plastic a dinților și procesului alveolar maxilar au fost scanate separat. Scanner-ul ATOS 3D a fost utilizat pentru obținerea modelului dento-alveolar digital utilizat în studiu (36).

Reprezentarea digitală a miniimplanturilor a fost realizată prin modelarea 3D pe calculator respectând dimensiunile celor utilizate în tratamentul clinic al pacientului S.B.: lungime de 8 mm și diametru de 1,8 mm. Poziționarea miniimplanturilor în model, raportat la axul dentar a corespuns situației clinice, respectiv de 90° înclinare pentru cel situat mezio-vestibular și 80° pentru cel disto-palatal. Pe suprafața ocluzală a molarului unu a fost aplicată forța de intruzie de 224 g (2,2 N), astfel încât solicitarea pe fiecare miniimplant a fost în valoare de 122 g forță (1,2 N), rezultate prin descompunerea mecanică a forțelor. Aceste forțe au fost aplicate pe capetele miniimplanturilor. Interfața dintre os și miniimplanturi a fost de contact direct și continuu, echivalentul osteointegrării. Clinic încărcarea implantului a fost imediată, fapt ce a condus în realitate la generarea unor tensiuni mai mari periimplantare, deoarece de Aguiar R.C. et al. (37) menționează o diferență de până la 60% în plus pentru situațiile încărcării imediate comparativ cu miniimplanturile considerate osteointegrate în modelul lor de lucru.

TABELUL 3

Componente model	Modulul de elasticitate Young E (MPa)	Coefficientul de contracție transversală Poisson ν
Dentină	18600	0,31
Spongioasă	1500	0,3
Titan	110000	0,3

Modelul discretizat în elemente finite utilizat în studiu este compus din 11 componente (reprezentarea celor 8 dinți, două miniimplanturi și maxilarul

superior) alcătuite din 181.056 noduri și 103.181 elemente. În Tabelul 3 sunt evidențiate valorile parametrilor de deformabilitate pentru titan și următoarele structuri biologice conform lui Cattaneo P.M. și Gedrange T., citați de Pollei J.K. (18), folosite la stabilirea proprietăților elementelor componente ale modelului de lucru.

Programul software ANSYS v11 a fost utilizat pentru evidențierea stării de efort-deformație din model prin metoda elementelor finite, utilizând un sistem hardware compus dintr-un computer desktop cu procesor Intel Core i5, frecvență de 3,2 GHz, memorie de 4 GB DDR3 și accelerator de grafică.

REZULTATE ȘI DISCUȚII

În acest model de lucru, a fost aplicată pe molar forța de intruzie de 224 g ce corespunde solicitărilor de 122 g, aplicate transversal fiecărui miniimplant.

Solicitările aplicate menționate mai sus au generat valori maxime ale eforturilor osoase periimplantare de 9,8 MPa corespunzător unor deformații de 890 $\mu\epsilon$. Prin urmare, simularea pe model a aplicării forței de 122 g pe miniimplant nu a condus la obținerea unor valori corespunzătoare ISP, activitatea biologică și remanierea internă a osului periimplantar fiind corelată cu o valoare a deformațiilor situată sub, dar în apropierea pragului DRGm. Similar rezultatelor obținute de Pollei J.K. (18) în cazul aplicării unei forțe de 3 N pe miniimplant, tensiunea periimplantară sub acțiunea forței de 2 N, din acest studiu, nu poate produce resorbție osoasă.

Din examinarea imaginilor rezultate se constată că valorile ridicate ale deformațiilor la interfața os-implant s-au concentrat în zona cervicală a implanturilor, amplitudinea deformațiilor scăzând către apexurile implanturilor. Valoarea maximă a deformației elastice echivalente a fost localizată în zona osoasă cervicală situată sub miniimplanturi (Fig. 7, 8). Valoarea efortului principal minim periimplantar de 12,17 MPa obținută în acest studiu, este apropiată de cea care a fost găsită și de Pollei J.K. (18), respectiv 16,23 MPa în condițiile solicitării unui miniimplant inserat în maxilar cu forța de 150 g și angulația de 60° .

Din punct de vedere biomecanic, implicațiile clinice ale distribuției periimplantare neuniforme a deformațiilor în structura osoasă poate însemna apariția unor zone de menținere și, respectiv, de atrofie osoasă, cu localizări diferite, aspect care poate influența stabilitatea și menținerea miniimplanturilor. Designul implantului și mecanica ortodontică adoptată (direcția și amplitudinea forței aplicate pe implant), fac parte dintre factorii care se

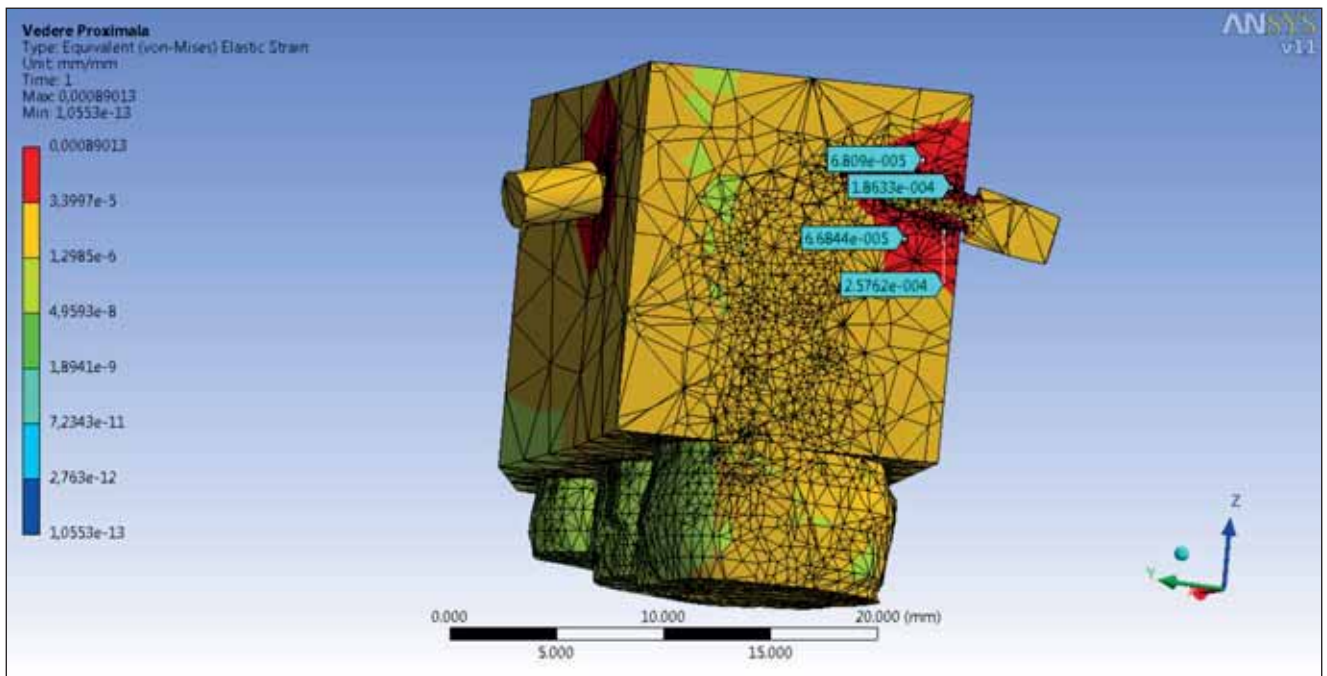


FIGURA 7. Deformația elastică echivalentă (von-Mises) de 890 microstrain corespunde unei tracțiuni de 1,2 N forță exercitată pe miniimplantul mezial (90°) (36).

adaugă la variația deformațiilor de la interfața os-implant (52-57). Proprietățile structurii osoase periimplantare pot fi influențate, atât de suprasolicități mecanice, cât și de solicitările insuficiente, după cum este menționat în studii (58-63), motiv pentru care câmpul deformațiilor la nivel periimplantar este considerat de interes.

Volumul, densitatea osoasă și grosimea corticalei sunt considerate factori importanți în alegerea lo-

cului de inserție al implanturilor, fapt confirmat de simulările în MEF, menționat și în studiile din literatura referitoare la cazurile apariției mobilității implanturilor (64-66).

Din punctul de vedere strict mecanic al transmiterii forțelor de la miniimplanturi la molarul unu, este de menționat faptul că aplicarea efectivă a aceleiași forțe de intruzie se poate face prin ancoraj la cele două miniimplanturi în două moduri: a) printr-un

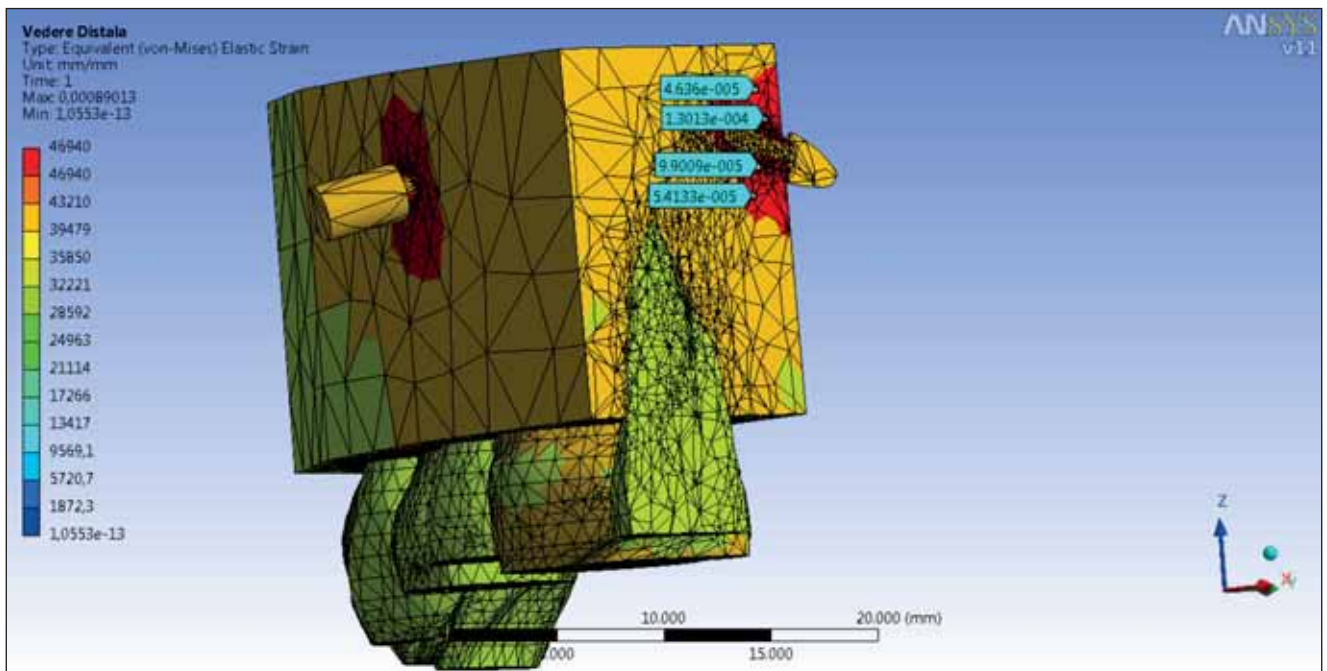


FIGURA 8. Deformația elastică echivalentă (von-Mises) de 890 microstrain corespunde unei tracțiuni de 1,2 N forță exercitată pe miniimplantul distal (80°) (36).

singur segment de catenă (de la un un miniimplant la altul, trecând peste suprafața molarului) sau b) prin două segmente de catenă (ancorate de fiecare miniimplant și de câte un buton sudat pe inelul molarului). Aceste alternative de aplicare nu implică o modificare a forței de intruzie.

Pentru solicitarea molarului cu 224 g forță, valoarea efortului la interfața dinte-os ajunge la 2,5 Mpa, ceea ce corespunde unei deformații de 36 μe localizată periapical. Implicația clinică a deformațiilor este localizarea apicală prin resorbție a rădăcinii molarului unu. Valorile obținute ale stării de efort-deformație la interfața dinte-os se află în intervalul de solicitare insuficientă ISI, dar la care se adaugă, în realitate, forța de masticatie prin solicitarea dento-parodontală. Rezultă astfel creșterea solicitării structurii osoase peridentare și, prin urmare, valoarea deformațiilor se va găsi într-un raport mai apropiat de intervalul adaptării osoase la un nivel fiziologic IAR, în cazul unui ADM sănătos. Pe imagini (Fig. 7, 8) poate fi observat modul de distribuție și mărimea valorilor deformațiilor rezultate după aplicarea forțelor pe cele două miniimplanturi (culorile din legendă indică amplitudinea valorilor deformațiilor).

Valoarea deformației elastice echivalente obținută în studiu, aflată între IAR și ISI, poate fi raportată la observația lui Pilliar R.M. (67) referitoare la efectul de ecranare („shielding“) al implanturilor. În funcție de tipul designului implanturilor, acestea perturbă transmiterea eforturilor și deformațiilor în structura osoasă, fapt ce conduce la apariția demineralizării osoase la interfața cu implantul.

Limitele modelului de lucru au provenit din volumul mare de noduri și elemente raportat la capacitatea de procesare a computerului. Prin urmare, a fost impusă reducerea complexității modelului de lucru prin simplificarea volumului și formei în zonele neinteresante, aspect rezolvat fără afectarea

elementelor principale, a suportului osos maxilar, molarul unu, cele două miniimplanturi. Astfel, volumul modelului scanat a fost redus la jumătate prin păstrarea cadranelor 2 (hemimaxilarul stâng) și a fost eliminat reliefului ocluzal dentar. Într-o primă etapă, forța de intruzie a fost aplicată pe molar și în a doua etapă forțele au fost aplicate pe cele două miniimplanturi.

Cercetările viitoare pot lua în considerare, pentru creșterea acurateții de modelare, adăugarea unor elemente și variabile suplimentare, între care: corticală, lamina dura, ligamente dento-parodontale și interdente. Utilizarea tehnicilor noi de interpretare a investigațiilor imagistice sunt considerate utile pentru obținerea detaliilor suplimentare din aceste investigații paraclinice (68), aspect care poate contribui la realizarea modelelor de lucru mai precise. Corelarea datelor obținute prin studiile prin MEF cu experiența clinică poate îmbunătăți acuratețea observațiilor (12, 24).

CONCLUZII

Metoda elementelor finite reprezintă un calcul matematic complex care permite simularea pe model a comportării structurilor din realitate. Datele obținute în studiu au arătat, conform estimării efectelor biomecanice de remodelare a structurii osoase supuse solicitărilor mecanice, faptul că, periimplantar și periradicular, forțele menționate exercitate pe miniimplanturi au determinat valori ale deformației osoase situate între zonele de atrofie și respectiv menținere ale structurii osoase. Pentru a crește relevanța rezultatelor este necesară atât o investigație paraclinică mai performantă a pacientului și mai orientată către transferul datelor de intrare spre model, cât și o calibrare sporită a modelului în funcție de răspunsul particular al fiecărui pacient.

BIBLIOGRAFIE

1. Wilmes B., Nienkemper M., Ludwig B., Kau C.H., et al. Esthetic Class II Treatment with the Beneslider and Aligners. *JCO, Inc.* 2012; 46(7):390-7
2. Dorobăț Valentina, Stanciu D. Ortodonție și ortopedie dento-facială, Ed. Medicală, București. 2003; 278-80
3. Widu F.O., Grivu O.N., Wilmes B., Curtuzan V., et al. Microimplantele în ortodonție. Ed. Waldpress. 2011; 39-55
4. Zetu Irina, Păcurar Mariana. Ortodonție. Tehnica Arcului Drept (Straight-wire) - Volumul II, Ed. Lyra, Tg. Mureș. 2003; 112-5
5. Buschang P.H., Carrillo R., Rossouw P.E. Orthopedic Correction of Growing Hyperdivergent, Retrognathic, Patients with Miniscrew Implants, *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69(3):754-62
6. Nishimura M., Sannohe M., Nagasaka H., Igarashi K., et al. Nonextraction treatment with temporary skeletal anchorage devices to correct a Class II Division 2 malocclusion with excessive gingival display. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145(1):85-94
7. Park H.S., Kim J.Y., Kwon T.G. Occlusal plane change after intrusion of maxillary posterior teeth by microimplants to avoid maxillary surgery with skeletal Class III orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138(5):631-40
8. Wilmes B., Ngan P., Liou E.J.W., Franchi L., et al. Early Class III Facemask Treatment with the Hybrid Hyrax and Alt-RAMEC Protocol, *JCO, Inc.* 2014; 84-93.

9. **Wilmes B., Katyal V., Drescher D.** Mini-implant-borne Pendulum B appliance for maxillary molar distalisation: design and clinical procedure. *Aust Orthod J.* 2014; 30(2): 230-9
10. **Nienkemper M., Wilmes B., Lübberink G., Ludwig B., et al.** Extrusion of impacted teeth using mini-implant mechanics. *J Clin Orthod.* 2012; 46(3):150-5
11. **Carrillo R., Rossouw P.E., Franco P.F., Opperman L.A., et al.** Intrusion of multiradicular teeth and related root resorption with mini-screw implant anchorage: A radiographic evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2007; 132(5): 647-55
12. **Cifter M., Sarac M.** Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140: e233-41
13. **Wilmes B., Nienkemper M., Ludwig B., Nanda R., et al.** Upper-Molar Intrusion Using Anterior Palatal Anchorage and the Mousetrapp Appliance. *JCO, Inc.* 2013; 47(5): 315-9
14. **Sugawara J.** Temporary skeletal anchorage devices: The case for miniplates. *AJODO.* 2014; 145(5):559-65
15. **Farnsworth D., Rossouw P.E., Ceen R.F., Buschang P.H.** Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2011; 139(4):495-503
16. **An Y.H., Barfield W.R., Draughn R.A.** Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface. *CRC Press LLC.* 2000; 33-35,567-78
17. **Boccaccio A., Pappalettere C.** Theoretical Biomechanics, Chapter 2 – Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. Ed. Klika V. 2011; 20-30
18. **Pollei J.K.** Finite element analysis of miniscrew placement in maxillary alveolar bone with varied angulation and material type. Thesis submitted to the Faculty of the University of North Carolina, Chapel Hill. 2009; 21-7
19. **Nienkemper M., Wilmes B., Pauls A., Drescher D.** Mini-implant stability at the initial healing period: a clinical pilot study. *Angle Orthod.* 2014; 84(1):127-33
20. **Nienkemper M., Wilmes B., Pauls A., Drescher D.** Impact of mini-implant length on stability at the initial healing period: a controlled clinical study. *Head & Face Medicine.* 2013; 9(30):1-7
21. **Stematiu D.** Calculul structurilor hidrotehnice prin metoda elementelor finite. *Editura Tehnică, București.* 1988
22. **Moratal D.** Finite Element Analysis – From Biomedical Applications to Industrial Developments, Ed. InTech, 2012; 11-27
23. **Lynch P.** Biomathematics: the great frontier of the 21st century? *The Irish Times, Science.* 2014; 5-7
24. **Chatzigianni A., Keilig L., Duschner H., Götz H., et al.** Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants. *Eur J Orthod.* 2011; 33(5): 468-75
25. **Hsu M-L., Chang C-L.** Finite Element Analysis, Ed. Moratal D. 2010, Cap. 2: 43-55
26. **Piccioni M.A.R.V., Campos E.A., Saad J.R.C., de Andrade M.F., et al.** Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO.* 2013; 10(4):369-77
27. **Konda P., Tarannum S.A.** Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *JPBMS.* 2012; 16 (11):1-4
28. **Steiner J.A., Ferguson S.J., van Lenthe G.H.** Computational analysis of primary implant stability in trabecular bone. *J Biomech.* 2014
29. **Steiner J.** Computational models of implant-bone interaction, Research in Bone Pathologies and Treatment. http://www.ethz.ch/index_EN
30. **Christen P., Ito K., Andrade dos Santos A., Muller R., et al.** Validation of a bone loading estimation algorithm for patient-specific bone remodelling simulations. *Journal of Biomechanics.* 2013; 46:941-8
31. **Chen J., Li W., Swain M.V., Ali Darendeliler M., et al.** A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement. *J Biomech.* 2014; 47(7):1689-95
32. **Gănuță N., Bucur A., Gănuță A.** Tratat de implantologie orală. *Ed. Național.* 1997; 157-60
33. **Muntianu Ligia.** Supraprotezarea cu proteza mobilă pe implantate; Conducător științific: Prof. Dr. Nicolae Gănuță. Teză de doctorat. 2004; 122-76
34. **Boitor C., Frățilă A., Sabău M., Nicolae V.** Distribuția tensiunilor și deformațiilor specifice în diferite tipuri de dinți solicitați cu forțe ortodontice. *Dento Medica.* 2010; 13(1):21-5
35. **Romanul I.M.** Tratatamentul ortodontic preimplantar; Conducător științific: Prof. Univ. Dr. Mihai Augustin, Teză de doctorat. 2007; 215.
36. **Păunescu D., Niculescu M.A., Popescu C.** Analiza relației efort-deformație din jurul implanturilor utilizate pentru ancoraj ortodontic, într-un model din elemente finite, (*Studiu nepublicat.*) 2012
37. **de Aguiar R.C., Corso L.L., Larentis N.L., Marczak R.J., et al.** Stress to the Bone around Orthodontic Implants in the Mandibular Molar Region: A Finite Element Evaluation. *Stomatol.* 2012; 18(34):40-51
38. **Frost H.M.** Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994; 64(3):175-88
39. **Nienkemper M., Wilmes B., Pauls A., Drescher D.** Maxillary protraction using a hybrid hyrax-facemask combination. *Prog Orthod.* 2013; 14:5
40. **Heymann G.C., Cevidanes L., Cornelis M., De Clerck H.J., et al.** Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137(2):274-84
41. **Wilmes B., Ludwig B., Katyal V., Nienkemper M., et al.** The Hybrid Hyrax Distalizer, a new all-in-one appliance for rapid palatal expansion, early class III treatment and upper molar distalization. *J Orthod.* 2014; 41(Suppl 1):S47-53
42. **Park H.S., Kim J.Y., Kwon T.G.** Treatment of a Class II deep bite with microimplant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(3):397-406
43. **Frost H.M.** A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. *Angle Orthod.* 2004; 74:3-15
44. **Mitani Y., Banabilh S.M., Singh G.D.** Craniofacial changes in patients with Class III malocclusion treated with the RAMP system. *Int J Orthod Milwaukee.* 2010; 21(2): 19-25.
45. **Panait Gh., Stoica C., Panait A., Lăpădat C.** Mineralizarea biologică a osului. *Ed. Tehnică,* 1997;156-70
46. **Tachibana R., Motoyoshi M., Shinohara A., Shigeeda T., et al.** Safe placement techniques for self-drilling orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 41(11):1439-44
47. **Milicescu Viorica, Milicescu Duda Ioana.** Creșterea și dezvoltarea generală și cranio-facială la copiii. *Ed. Viața Medicală Românească,* 2001;208-9
48. **Ionescu Ecaterina.** Anomaliile dentare de număr. *Ed. Cerna.* 2000; 33-91
49. **Mew J.R.C.** The postural basis of malocclusion: A philosophical overview. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:729-38
50. **Mew M.** A black swan? *British Dental Journal.* 2009;206(8):393
51. **Mino T., Maekawa K., Ueda A., Higuchi S., et al.** In silico comparison of the reproducibility of full-arch implant provisional restorations to final restoration between a 3D Scan/CAD/CAM technique and the conventional method. *J Prosthodont Res.* 2015; S1883-1958(14)00138-8
52. **Sarul M., Minch L., Park H.S., Antoszevska-Smith J.** Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: A prospective study. *Angle Orthod.* 2015; 85(1):33-8
53. **Yadav S., Upadhyay M., Roberts W.E.** Biomechanical and histomorphometric properties of four different mini-implant surfaces. *Eur J Orthod.* 2015
54. **Badillo-Perona V., Cano-Sánchez J., Campo-Trapero J., Bascones-Martinez A.** Peri-implant bone mechanobiology. Review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011; 16(5):e677-81
55. **Nienkemper M., Wilmes B., Renger S., Mazaud-Schmelter M., et al.** Improvement of mini-implant stability in orthodontics. *Orthod Fr.* 2012; 83(3):201-7
56. **Shin Y.S., Ahn H.W., Park Y.G., Kim S.H., et al.** Effects of predrilling on the osseointegration potential of mini-implants. *Angle Orthod.* 2012; 82(6):1008-13
57. **Adachi T., Kameo Y., Hojo M.** Trabecular bone remodelling simulation considering osteocytic response to fluid-induced shear stress. *Phil. Trans. R. Soc. A.* 2010; 368: 2669-82
58. **Cha J.Y., Pereira M.D., Smith A.A., Houschyar K.S., et al.** Multiscale Analyses of the Bone-implant Interface. *J Dent Res.* 2015; 0022034514566029.

59. Nienkemper M., Wilmes B., Panayotidis A., Pauls A., et al. Measurement of mini-implant stability using resonance frequency analysis. *Angle Orthod.* 2013 Mar; 83(2):230-8
60. Cho I.S., Choo H.R., Kim S.K., Shin Y.S., et al. The effects of different pilot-drilling methods on the mechanical stability of a mini-implant system at placement and removal: a preliminary study. *Korean J Orthod.* 2011; 41(5):354-60
61. Wazen R.M., Currey J.A., Guo H., Brunski J.B., et al. Micromotion-induced strain fields influence early stages of repair at bone-implant interfaces. *Acta Biomater.* 2013; 9(5):6663-74
62. Yano S., Motoyoshi M., Inaba M., Yano S., et al. A healing period increases mini-implant stability in growing rats. *Journal of Oral Science.* 2014; 56(2):113-18
63. Yu W., Park H.S., Kyung H.M., Kwon O.W. Dynamic simulation of the self-tapping insertion process of orthodontic microimplants into cortical bone with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 142(6): 834-41
64. Yadav S., Upadhyay M., Liu S., Roberts E., et al – Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: A randomized controlled trial, *AJO-DO.* 2012; 141(5): 538–546.
65. Murakami K, Yamamoto K, Tsuyuki M, Sugiura T, et al. Theoretical Efficacy of Preventive Measures for Pathologic Fracture After Surgical Removal of Mandibular Lesions Based on a Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2014;72: 833.e1-18.
66. Zhang X., Duyck J., Vandamme K., Naert I., et al – Ultrastructural characterization of the Implant Interface response to loading. *J Dent Res.* 2014; 93(3):313-8.
67. Pilliar RM. Bone Ingrowth and Stress Shielding with a Porous Surface Coated Fracture Fixation Plate. *Journal of Biomedical Materials Research.* 1979;13:799-810
68. Peng H, Bateman A, Valencia A, Wren JD. Bioimage informatics: a new category in Bioinformatics. *Bioinformatics.* 2012;28(8):1057