

# Vlerësimi i stresit të shfaqur në nofullën e sipërme nga vidat ortodontike nga çeliku dhe zirkoni

Amir Mamusha, Sevil Akkaya

## Autorë

### Amir Mamusha

Universiteti Gazi, Fakulteti i Stomatologjisë, Departamenti i Ortodoncisë, Ankara, Turqi

### Sevil Akkaya

Universiteti Gazi, Fakulteti i Stomatologjisë, Departamenti i Ortodoncisë, Ankara, Turqi

## Për korrespondencë

### Amir Mamusha

amamusha@gmail.com

## ABSTRACT

This research aims to evaluate the pressure exerted on the upper jaw by steel and zirconium orthodontic screws using finite element analysis. Based on this, two working models were built in which the mechanical processing and dimensions of the orthodontic screws were not changed, and two orthodontic screws were placed from the biomaterial steel and zircon. In this study, a scenario of a case treated with extraction was selected, in which the first premolar was extracted, and the canine retraction was performed on continuous arches (steel 0.0016 x 0.0022) and with brackets of 0.0018" slot size. Orthodontic screws is placed between the second premolar and the first molar. A closed spring is suspended from the canine in the direction of orthodontic screw, which applied a force of 1N. Referring to the achieved results, the value of the maximum principal stress (Pmax), in the cortical bone, was identified in orthodontic screw made of steel, i.e., zirconium. While the value of the maximum principal stress (Pmax), in trabecular bone, has been identified in steel and zirconium. Based on the conclusions of this research, zirconium may also be used for the production of orthodontic screws.

## ABSTRAKTI

Qëllimi i këtij hulumtimi është vlerësimi i stresit të shfaqur në nofullën e sipërme nga vidat ortodontike (VO) të prodhuara nga çeliku dhe zirkoni, përmes analizës së elementeve të fundit. Bazuar në këtë, janë ndërtuar dy modele të punës, në të cilët trajtimi mekanik dhe dimensionet e VO nuk kanë ndryshuar dhe janë vendosur dy VO nga biomaterialet e çelikut dhe të zirkonit. Në këtë hulumtim është zgjedhur skenari i një rasti të trajtuar me ekstraktion, në të cilin është ekstraktuar premolari i parë dhe re-traktimi i kaninit është bërë në harqet e vazhdueshme (0,0016 x 0,0022 çelik) dhe me breketa të madhësisë 0,0018" slot. VO është vendosur në mes të premolarit të dytë dhe molarit të parë. Nga breketa e kaninit në drejtim të VO është varur një sustë e mbyllur e cila ka aplikuar një forcë prej 1N. Duke iu referuar rezultateve të arritura, vlera e stresit maksimal principal (Pmax) te kocka kortikale, është identifikuar te VO nga çeliku, përkatësisht zirkoni. Ndërsa, vlera e stresit maksimal principal (Pmax) te kocka trabekulare është identifikuar te çeliku dhe zirkoni. Bazuar në konkluzionet e këtij hulumtimi, edhe zirkoni mund të përdoret për prodhimin e VO.

**Fjalët kyçe:** vida ortodontike, çeliku, zirkoni, breketa.

## Hyrje

Ortodonti duhet të balancojë faktorë të ndryshëm për të arritur rezultate të pranueshme. Disa nga këta faktorë varen nga ortodonti dhe disa nga pacienti. Një nga faktorët më të rëndësishëm, që varet nga ortodonti, është ankorimi. Diagnostikimi i saktë, përgatitja e planit të duhur të trajtimit, vendosja e pajisjeve të duhura dhe vendosja e mekanikës së logjikshme të trajtimit, i takojnë ortodontit. Ndërsa, faktorët si, sigurimi i higjenes adekuate orale, mbajtja e pajisjeve të nevojshme sipas udhëzimeve, respektimi i kufizimeve dietale dhe ndjekja e rregullt e vizitave, janë faktorë që varen nga pacienti për marrjen e rezultateve të qëndrueshme, funksionale dhe estetike [1]. Meqenëse mosbashkëpunimi i pacientit është aspekti më i vështirë i ortodontisë, specialistët e fushës së ortodontisë i kanë dhënë rëndësi zhvillimit të trajtimit mekanik që do të kërkojë më pak bashkëpunim [2]. Vidat e sotme ortodontike me dizajne, madhësi dhe forma të ndryshme prodhohen përgjithësisht nga biomateriali i titanit (Ti). Fakti që ky biomaterial përmban alumini (Al) dhe vanadium (V), dhe shkakton reaksione lokale të indeve dhe reaksione imunologjike duke liruar jone të dëmshme në trup, ka ngritur dyshime për vetitë e tij biokompatible. Megjithatë, biokompatibiliteti i tyre është hulumtuar në detaje, nuk ka shumë të dhëna mbi efektet e Al dhe V. Jonet e aluminit ndikojnë në përhapjen, diferencimin dhe aktivitetet metabolike të osteoblasteve. Edhe pse V është një element i domosdoshëm, ai konsiderohet si element toksik, sepse ekziston një kufi shumë i ngushtë ndërmjet dozës së kërkuar dhe dozës toksike. Efektet citotoksike të V janë vërtetuar shkencërisht. Vanadiumi vepron në makrofagët dhe fibroblastet, lidhet me proteinat, duke bërë që ato qeliza të shumohen dhe grumbullohen në pjesë të caktuara të trupit [3]. Për të eliminuar efektet anësore të lartëpërmendura, janë rishikuar disa materiale të përdorura në prodhimin e implanteve gjatë viteve të fundit nga biomateriali i zirkonit. Dihet se këto implante kanë rezistencë më të lartë në tërheqje dhe janë të suksesshme edhe në diametra të vegjël, pa cenuar vetitë mekanike, krahasuar me biomaterialet e tjera të titanit [4].

Qëllimi i këtij studimi është vlerësimi i stresit të shkaktuar nga VO me bazë çeliku dhe me bazë zirkoni, me metodën e analizës tredimensionale të elementeve fundore.

## Materiali dhe metoda

Ky studim është realizuar në Departamentin e Ortodontisë të Fakultetit të Stomatologjisë, në Universitetin Gazi dhe në Parsim Engineering LLC. Në këtë studim retrospektiv, janë hulumtuar streset e shkaktuara nga dy VO nga biomaterialet e ndryshme: nga VO

çeliku (316L) dhe VO zirkoni, të aplikuar në anën e majtë të maksillës, me metodën e analizës tredimensionale të elementeve fundore. Nga ky këndvështrim janë studiuar dy modele të ndryshme, duke aplikuar veprim të njëjtë në mekanikën e trajtimit dhe të dimensioneve të VO. Për këtë hulumtim është zgjedhur skenari i një rasti ortodontik, i trajtuar me ekstraksion, në të cilën, reaktimi i kaninit është bërë me hark të vazhdueshëm ortodontik (0,0016 x 0,0022 çelik), duke përdorur breketa me madhësi 0.0018" slot dhe VO është aplikuar në mes të premolarit të dytë dhe molarit të parë. Me qëllim të reaktimit të kaninit, është aplikuar susta e mbyllur nga breketa e kaninit në drejtim të VO, me forcë 1 N (Figura 1).

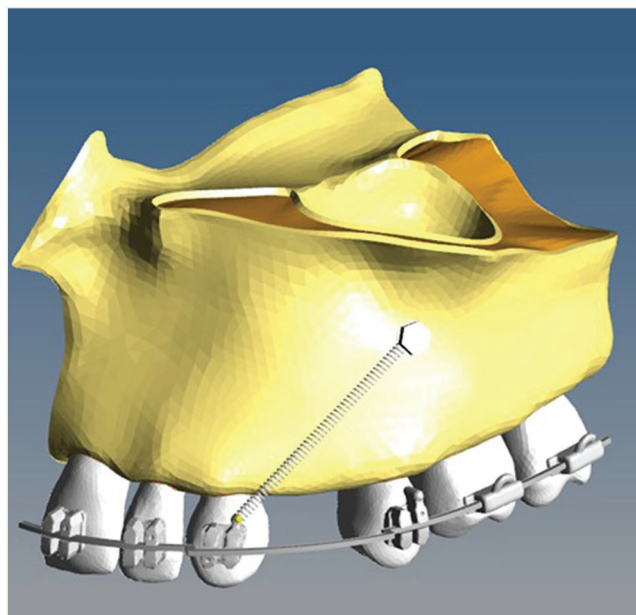


Figura 1 Pamja nga ana vestibulare e modelit të studimit.

Për modifikimin e rrjetës tredimensionale dhe bërjen e modelit sa më homogjen të punës, duke përdorur metodën e analizës së elementeve fundore, në përputhje me qëllimin e hulumtimit, është përdorur kompjuter me procesor Intel Pentium® D CPU 3.00 GHz, 2TB Hard disk, 48 GB RAM, skanimi 3D me rezolucion makro me skaner lazer NextEngine (NextEngine Inc, Kaliforni, SHBA), CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, SHBA), softuer modeli 3D dhe ADINA (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, SHBA). Për të modeluar sistemin e punës, nofulla e sipërme u modelua duke përdorur tomografinë kompjuterike me rreze konike të një të rrituri pa sëmundje sistemike dhe/ose anomali kraniofaciale. Imazhet CT u morën me pajisjen 3D të skanimit ILUMA (3M Imtec, Oklahoma, SHBA) me skanim 120 kvp, 3,8 mA dhe 40 sekonda.

Pas kësaj, të dhënat volumetrike u rikonstruktuan me trashësi 0.2 mm dhe u eksportuan në formatin DICOM 3.0. Regjistrimet u importuan në MIMICS (Able Software Corp, Massachusetts, SHBA). Në fazën përfundimtare, kocka e nofullës së sipërme u modelua në programin kompjuterik MIMICS, duke marrë parasysh filozofinë e punës së 'segmentimit interaktiv' dhe vlerat Hounsfield. Ligamentet periodontale u modeluan duke dhënë një zhvendosje prej 0.2 mm në pjesët e modeleve të dhëmbëve brenda kockës kortikale dhe duke u bazuar në formën anatomike të dhëmbëve, në softuerin e modelimit tredimensional CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA). Vida ortodontike e aplikuar është me diametër 1.6 mm dhe gjatësi 8 mm, e modeluar në softuerin CATIA (Figura 2).

Në skenarin 1 është aplikuar vida ortodontike me bazë nga çeliku, ndërsa në skenarin 2 është aplikuar vida ortodontike me bazë nga zirkoni.

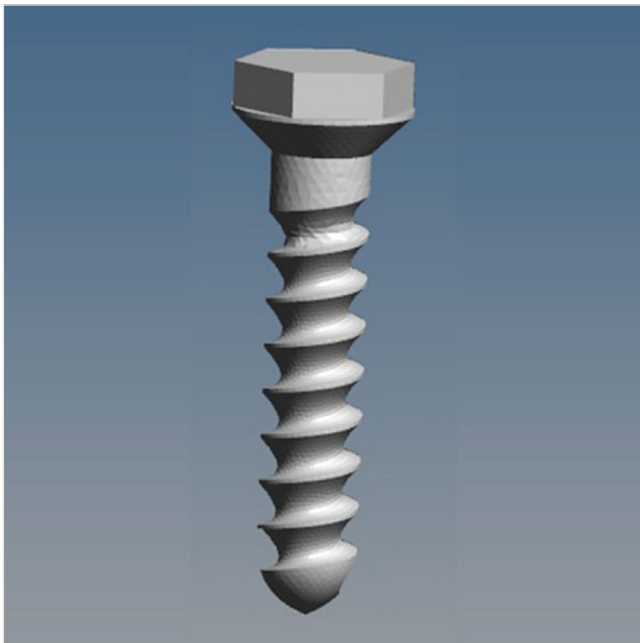


Figura 2 Pamja e vidës ortodontike.

Të gjitha modelet e përdorura në këtë studim u konsideruan elastike lineare, homogjene dhe izotropike. Moduli i Young-ut dhe raporti Poisson, i përdorur paraqiten në Tabelën 1. Ndërsa, numri i nyjeve dhe elementeve të modeleve paraqiten në Tabelën 2.

► **Tabela 1** Moduli Young dhe raporti Poisson i shfytëzuar në këtë studim [5].

	Moduli Young	Raporti Poisson
Kocka kortikale	13600	0.3
Kocka trabekulare	1360	0.3
Dhëmbët	18600	0.31
Lig. periodontal	0.69	0.45
Zirkoni	205000	0.23
Çeliku	210000	0.3

► **Tabela 2** Numri i nodeve dhe elementeve.

	Numri i elementeve	Numri i nodeve
Nofulla e sipërme	117940	609464
Vida ortodontike	10893	47444

## Rezultatet

Në skenarin 1, vlera e stresit maksimal principal (Pmax) në kockën kortikale është 1.27 MPa, në anën e kundërt me vektorin e forcës së aplikuar në VO. Kurse, stresi minimal principal (Pmin) në kockën kortikale është -1.135 MPa, në anën e vektorit të forcës së aplikuar në VO. Te kocka trabekulare, stresi maksimal principal (Pmax) është 0.037 MPa, në drejtim të kundërt të vektorit të forcës së aplikuar në VO. Stresi minimal principal (Pmin) i përcaktuar në kockën trabekulare është -0.044 MPa, dhe në drejtim të forcës së aplikuar në VO.

Në skenarin 2, vlera e stresit maksimal principal (Pmax) në kockën kortikale është 1.28 MPa, në anën e kundërt me vektorin e forcës së aplikuar në VO. Kurse, stresi minimal principal (Pmin) në kockën kortikale është -1.145 MPa, në anën e vektorit të forcës së aplikuar në VO. Te kocka trabekulare, stresi maksimal principal (Pmax) është 0.037 MPa, në drejtim të kundërt të vektorit të forcës së aplikuar në VO. Stresi minimal principal (Pmin) në kockën trabekulare është -0.044 MPa.

Streset *von Mises* të vidave ortodontike te vida nga çeliku është 8.002 MPa, ndërsa te vida nga zirkoni është 8.390 MPa.

## Diskutimi

Në këtë studim është përdorur metoda e analizës 3D e elementëve fundore, me qëllim të vlerësimit dhe krahasimit të skenareve dhe modeleve të përzgjedhura ndërmjet vete, si dhe për të matur forcat në modelet përkatëse në mënyrë më të saktë. Meqë metodat e ndryshme të ancorimit ortodontik kërkojnë bashkëpunimin e paci-

entit, pjesa më e vështërë e planifikimit mendohet të jetë sigurimi i ankorimit të përshtatshëm me metodat tradicionale në trajtimet ortodontike [6]. Kontrolli dhe sigurimi i ankorimit është i rëndësishëm për parandalimin e lëvizjes së padëshiruar të dhëmbëve. Megjithatë, është argumentuar se ndryshimi më i vogël që mund të vërehet nën kontrollin e ankorimit mund të shkaktojë efekte të padëshirueshme. Për këtë arsye, duhet të sigurohet ankorim absolut dhe maksimal [7]. Njësitë ankoruese skeletore me VO të viteve të fundit janë konsideruar si një nga arritjet më të mëdha në hulumtimet ortodontike. Është raportuar se, VO përveçse japin një hapësirë më të gjerë për lëvizjen e dhëmbëve, nuk kanë nevojë për bashkëpunimin e pacientit gjatë trajtimit [8]. Gjithashtu, është vërejtur se VO përdoren gjerësisht në sigurimin e ankorimit skeletor [9]. Përsa i përket përdorimit të gjerë të VO, mund të përmendim vendosjen e thjeshtë, koston e ulët dhe largimin e lehtë [10]. Kuroda dhe bp. [11] vlerësuan streset që ndodhin në mini-vidën dhe kockën alveolare gjatë trajtimit ortodontik me metodën e elementëve të përcaktuara. Hipoteza e këtij studimi ishte, se nëse madhësia e VO jashtë kockës alveolare zvogëlohet, ajo do të jetë më e suksesshme në ngarkesat ortodontike. Ngjashëm me këtë studim, edhe rezultatet tona treguan për streset në kockën kortikale dhe qafën e VO. Alrbata dhe bp. [12] përcaktuan kufijtë optimalë të ngarkesave në mikro-implantet ortodontike. Ata aplikuan forca 0.5–4.0 N në mikro-implantet në drejtimin horizontal. Autorët vërtetuan se sasia e forcës së aplikuar pa dëmtim të mikro-implanteve, duhet të ishte midis vlerave 3.73–4.5 N. Në studimin tonë, forca 1 N u zgjodh si forcë standarde për të reaktuar mekanikisht kaninin, si forcë në limitet optimale. Popa me bp. vlerësuan stabilitetin primar të mini-implanteve ortodontike në studimin e tyre *in vitro* dhe *in vivo*, duke ekzaminuar trashësinë e kockës kortikale dhe këndin e aplikimit të mini-implantit ortodontik [13]. Në modelet me trashësi kockore 1.0, 1.5 dhe 2.0 mm u aplikuan mini-implante me kënde aplikimi 30°, 60°, 90° dhe 120°, dhe u analizua se cili kënd shkakton stresin më të ulët. Në rastet me sasi të mjaftueshme kockore (2 mm), rekomandohet këndi i aplikimit 90° për të parandaluar nekrozën e mini-implantit ortodontik, mikro-plasaritjet në kockën kortikale, si dhe dështimin e mini-implantit. Në studimin tonë, të gjitha VO u aplikuan në këndin 90°.

## Përfundimi

Në bazë të rezultateve të fituara, mund të konkludohet se përveç çelikut si material, edhe zirkoni mund të jetë alternativë e përshtatshme për prodhimin vidave ortodontike.

## Literatura

- [1] Egolf RJ, BeGole EA, Upshaw HS. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;97(4):336-348. doi:10.1016/0889-5406(90)70106-M
- [2] Salzmann J. Factors in successful orthodontic therapy before and after using appliances. *Am J Orthod.* 1963;49(8):581-587.
- [3] Naganawa T, Ishihara Y, Iwata T, et al. In Vitro Biocompatibility of a New Titanium-29Niobium-13Tantalum-4.6Zirconium Alloy With Osteoblast-Like MG63 Cells. *J Periodontol.* 2004;75(12):1701-1707. doi:10.1902/JOP.2004.75.12.1701
- [4] Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141(3):327-336. doi:10.1016/j.ajodo.2011.07.022
- [5] Adams J, Aggarwal MM, Ahammed Z, et al. Multistrange baryon elliptic flow in Au+Au collisions at sNN=200GeV. *Phys Rev Lett.* 2005;95(12). doi:10.1103/PHYSREVLett.95.122301
- [6] Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod.* 2007;29(5):437-442. doi:10.1093/EJO/CJM078
- [7] Weinstein S, Haack D, Morris L, Snyder B, Attaway H. On An Equilibrium Theory Of Tooth Position. *Angle Orthod.* 1963;33(1):1-26. <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article/33/1/1/55517/On-An-Equilibrium-Theory-Of-Tooth-Position>. Accessed September 15, 2022.
- [8] Chen YJ, Chang HH, Lin HY, Lai EHH, Hung HC, Yao CCJ. Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(11):1188-1196. doi:10.1111/j.1600-0501.2008.01571.x
- [9] Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical Suitability of Titanium Microscrews for Orthodontic Anchorage—Preliminary Experiences. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie* 2004 655. 2004;65(5):410-418. doi:10.1007/S00056-004-0408-X
- [10] Yu J-H, Lin Y-S, Chang W-J, Chang Y-Z, Lin C-L. Mechanical Effects of Micro-thread Orthodontic Mini-screw Design on Artificial Cortical Bone. *J Med Biol Eng.* 2014;34(1):49-55.
- [11] Kuroda S, Nishii Y, Okano S, Sueishi K. Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment: a finite element study analysis. *J Orthod.* 2014;41(4):275-284. doi:10.1179/1465313314Y.0000000098
- [12] Alrbata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. *Angle Orthod.* 2016;86(2):221. doi:10.2319/031115-153.1
- [13] Popa A, Dehelean C, Calniceanu H, et al. A Custom-Made Orthodontic Mini-Implant—Effect of Insertion Angle and Cortical Bone Thickness on Stress Distribution with a Complex In Vitro and In Vivo Biosafety Profile. *Materials (Basel).* 2020;13(21):1-16. doi:10.3390/MA13214789