

TİTANYUM-ZİRKONYUM İLE ÜRETİLEN MİNİ VİDALARIN ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ: 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

COMPARATIVE INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF MINI SCREWS PRODUCED WITH TITANIUM-ZIRCONIUM: 3 DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSE

ÖZ

Amaç: Bu retrospektif çalışmanın amacı, 2 farklı biyomateryalden üretilen (Ti-6Al-4V ve Ti-Zr) ortodontik mini vidaların (OMV) sebep oldukları stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlı analiz yöntemi (SEAY) ile değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntemler: Bu noktadan hareketle, tedavi mekaniği ve OMV boyutları aynı tutularak 2 farklı (Ti6Al4V ve TiZr) model üzerinde çalışılmıştır. Ortodontik tedavi amacıyla 1. premolar dişin çekildiği, kanin dişin retraksiyonunun, 0,0018'' slot braketler kullanılarak, devamlı ark üzerinde (16 x 22 paslanmaz çelik) yapıldığı ve bu amaç için de üst 2. küçükazı ve 1. molar dişler arasında OMV uygulanan senaryo seçilmiştir. Retraksiyon için kanin braketin hook'undan OMV'ye doğru, 1 N kuvvet uygulayacak şekilde kapalı yay asılmıştır.

Bulgular: Elde edilen sonuçlara göre hem kortikal kemikte hem de spongiyöz kemikte en yüksek maksimum asal (Pmax) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla; TiZr ve Ti6Al4V'de saptanmıştır.

Sonuç: Ti6Al4V alaşımının negatif biyoyumluluk ve TiZr alaşımının üstün biyolojik ve mekanik özellikleri gözönünde bulundurulduğunda, TiZr alaşımın OMV üretiminde alternatif olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyomateryal, Titanium-Zirkonyum, Mini Vida.

ABSTARCT

Objective: The purpose of this retrospective study is to evaluate the stresses caused by orthodontic mini screws (OMS) produced from 2 different biomaterials (Ti-6Al-4V and Ti-Zr) using 3D finite element analysis (FEA) method.

Materials and Method: From this point of view, 2 different (Ti6Al4V and TiZr) models were studied, keeping the treatment mechanics and OMS dimensions the same. For orthodontic treatment, the first premolar tooth was extracted, the canine tooth retraction was performed on a continuous arch (16 x 22 stainless steel) using 0.0018" slot brackets, and for this purpose OV was applied between the upper second premolar and first molar teeth.. For retraction, a closed spring was hanged from the hook (protrusion) of the canine bracket towards the OMS, applying a force of 1 N.

Results: According to the results obtained, the maximum principal stress values (Pmax) in both the cortical bone and cancellous bone were in TiZr and Ti6Al4V, respectively, from smallest to largest; detected in TiZr and Ti6Al4V.

Conclusion: Considering both the negative biocompatibility properties of Ti6Al4V alloy and TiZr biological and mechanical superior properties, TiZr alloy might be considered as an alternative for OMS production.

Key Words: Biomaterial, Titanium-Zirconium, Mini Screw.

Amir MAMUSHA¹

ORCID: 0000- 0002- 6941- 6261

Sevil AKKAYA¹

ORCID: 0000- 0001- 7515- 4942

¹Gazi Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi,
Ortodonti AD,
Ankara, Türkiye



Geliş tarihi / Received: 05.11.2022

Kabul tarihi / Accepted: 01,12,2022

İletişim Adresi/Corresponding Adress:

Amir MAMUSHA

Gazi Üniversitesi,

Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti AD,

Ankara, Türkiye

E-posta/e-mail: amamusha@gmail.com

GİRİŞ

Kabul edilebilir ortodontik sonuçlar elde etmek için ortodontist bir çok farklı faktörü dengelemek zorundadır. Bu faktörlerin bazıları klinisyene, bazıları ise hastaya bağlıdır. Klinisyene bağlı en önemli faktörlerden birisi ankrajdır. Doğru teşhisin konulması, uygun tedavi planının hazırlanması, uygun cihazların yerleştirilmesi ve mantıklı tedavi mekaniğini kurmak klinisyene bağlı iken; yeterli oral hijyenin sağlanması, gerekli cihazların gösterildiği gibi takılması, diyet sınırlamalarına uyulması, randevulara düzenli gelmesi gibi faktörler stabil, fonksiyonel ve estetik sonuçların elde edilmesinde hastaya bağlı olan faktörlerdir (1). Hasta uyumu/kooperasyonu ortodontinin en zor yönü olduğu için klinisyenler daha az kooperasyon gerektirecek tedavi mekaniklerini geliştirmeye önem vermişlerdir (2).

Farklı tasarım, boyut ve şekile sahip günümüz ortodontik mini vidaları (OMV) genel olarak Titanyum (Ti) alaşımından üretilmektedir. Bu alaşımın Alüminyum (Al) ve Vanadyum (V) içermesi ve vücuda zararlı iyonlar serbestleştirerek lokal doku reaksiyonu ve immünolojik reaksiyonlara yol açması biyo-uyumluluk özelliklerine şüpheyle bakılmasına neden olmuştur. Biyo-uyumluluk özellikleri detaylı bir şekilde araştırılmasına rağmen Al ve V'un etkileri ile ilgili fazla çalışma bulunmamaktadır. Al iyonları osteoblastların proliferasyonunu, diferansiyasyonunu ve metabolik aktivitelerini etkilemektedir. V gerekli bir eleman olmasına rağmen gerekli doz ve toksik doz arasında çok ince bir sınır olduğu için toksik eleman olarak düşünülmektedir. V'un sitotoksik etkileri bilimsel olarak ispatlanmıştır. V, makrofaj ve fibroblastlara etki eder, proteinlere bağlanarak vücudun belli bölgelerinde çoğalmalarına ve birikmelerine sebep olmaktadır (3).

Bu yan etkileri ortadan kaldırmak amacıyla, implantların üretiminde kullanılan bazı materyaller tekrar gözden geçirilmiş ve Ti-Zr ve zirkonyum esaslı dental implantlar üretilmiştir. Bu implantların daha yüksek gerilim direncine sahip oldukları, diğer titanyum alaşımlarına göre daha uyumlu mekanik özelliklerden taviz vermeden küçük çaplarda bile başarılı oldukları bilinmektedir (4). Bu çalışmanın amacı, 2 farklı biyomateryalden (Ti-6Al-4V, ve Ti-Zr) ortodontik mini vidaların (OMV) sebep oldukları stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlı analiz yöntemi (SEAY) ile değerlendirmektir.

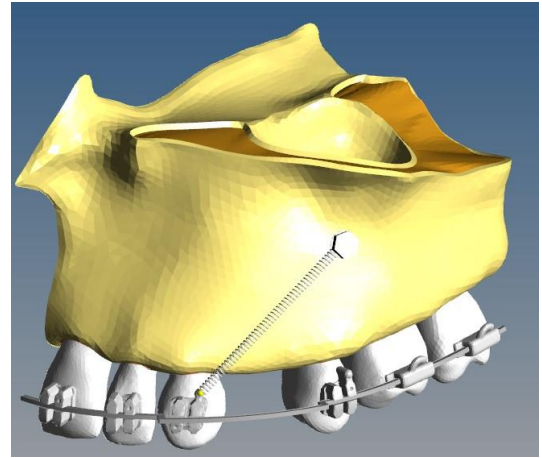
GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada 2 farklı biyomateryal esaslı: Ti6Al4V ve TiZr esaslı OMV'lerin sol maksilla modeli üzerinde

neden olduğu streslerin 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir. Bu noktadan hareketle, tedavi mekaniği ve OMV boyutları aynı tutularak 2 farklı model üzerinde çalışılmıştır.

Ortodontik tedavi amacıyla 1. premolar dişin çekildiği, kanin dişin retraksiyonunun, 0,0018" slot braketler kullanılarak, devamlı ark üzerinde (16 x 22 palanmaz çelik) yapıldığı ve bu amaç için de üst 2. premolar ve 1.molar dişler arasında OMV uygulanan senaryo seçilmiştir. Retraksiyon için kanin braketin hook'undan OMV'ye doğru, 1 N kuvvet uygulayacak şekilde kapalı yay asılmıştır (Şekil 1).

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Parsim Mühendislik Limited Şirketi laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

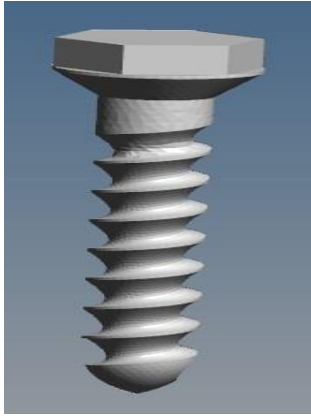


Şekil 1. Çalışma modelinin vestibülden görüntüsü.

Belirlenen amaç doğrultusunda üç boyutlu mesh'in düzenlenmesi ve çalışma modelinin daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar analiz yöntemi için, işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 2TB Hard disk, 48 GB RAM donanımlı ve Windows 7 işletim sistemi olan bilgisayardan, NextEngine (NextEngine Inc, California, USA) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan üç boyutlu taramadan, CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA), üç boyutlu modelleme yazılımından ve ADINA (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Çalışma sisteminin modellenmesi için, sistemik rahatsızlığı ve/veya kraniofasiyal anomalisi bulunmayan yetişkin bireyin konik ışınli bilgisayar destekli tomografisinden faydalanılarak üst çene modellenmesi yapıldı. Bilgisayar destekli CT görüntüleri ILUMA (3M Imtec, Oklahoma, ABD) 3 boyutlu tarama cihazı ile 120 kvp, 3,8 mA ve 40 saniye süren tarama ile elde edildi. Bundan sonra, hacimsel veri 0,2 mm kalınlık ile rekonstrükte edilip DICOM 3,0 formatına aktarıldı. Aktarılan kayıtlar MIMICS (Able Software Corp, Massachusetts, ABD)

yazılımına aktarıldı. Son aşamada ise MIMICS bilgisayar programı üzerinde 'İnteraktif segmentasyon' çalışma felsefesine ve Hounsfield değerleri dikkate alınarak üst çene kemiği modellendi. Çalışmada kullanılan dişler anatomik diş şekil ve boyutları dikkate alınarak CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA) üç boyutlu modelleme yazılımında; elde edilen diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan bölümlerinde 0.2 mm ofset verilerek periodontal ligamentler elde edildi. Çalışmada kullanılan 1.6 mm çapında 8 mm uzunluğunda ve yiv mesafesi 0,8 mm olan minivida CATIA yazılımında modellendi (Şekil 2).



Şekil 2. Mini vidanın modellenmiş görüntüsü.

Bu çalışmada kullanılan tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik kabul edildi; kullanılan Young modülü ve Poisson oranı Tablo 1'de, modellerin düğüm ve eleman sayıları ise Tablo 2'de verilmiştir.

	Young Modül	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13600	0,3
Süngerimsi kemik	1360	0,3
Dişler	18600	0,31
PDL	0,69	0,45
Ti6Al4V	110000	0,34
TiZr	125000	0,3

Tablo 1. Çalışmada kullanılan Poisson oran ve Young modülü değerleri.

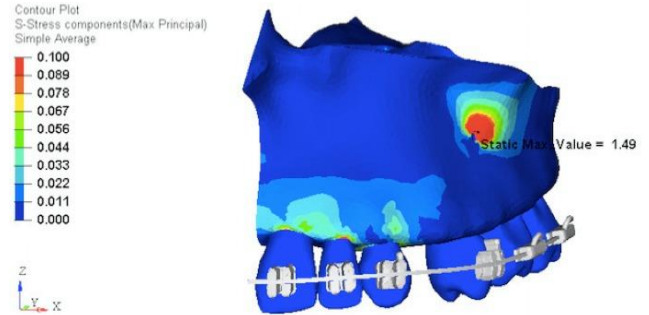
	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Üst Çene modeli	117 940	609 464
Mini Vida	10 893	47 444

Tablo 2. Düğüm ve eleman sayıları.

Senaryoların Belirlenmesi: Senaryo 1'de modellenen tedavi mekaniğinde Ti6Al4V; senaryo 2'de TiZr esaslı OMV seçilmiştir. Her iki senaryoda kanin dişini retrakte etmek amacıyla 1 N kuvvet uygulanmış, OMV alaşımı haricindeki tüm faktörler sabit tutulmuştur.

BULGULAR

Senaryo 1 (Ti6Al4V)'de kortikal kemikte, OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tersinde, gerilim açısından elde edilen maksimum asal gerilim değeri (Pmax) 1.49 MPa olduğu hesaplandı (Şekil 3a, Tablo 3).



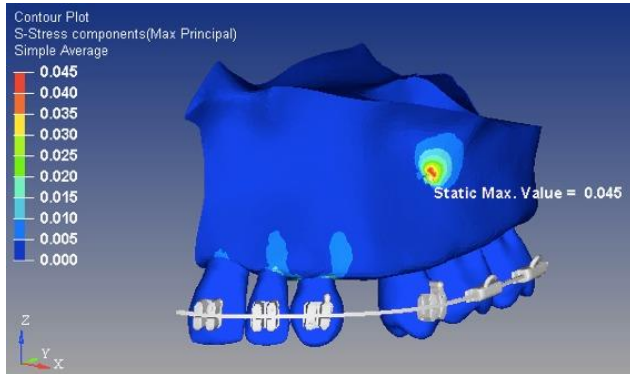
Şekil 3a. Senaryo 1 (Ti6Al4V), kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilim.

Senaryo 1'de kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilmelerin (Pmin.) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tarafında meydana geldiği ve -1,339 MPa olarak hesaplandı (Tablo 3).

Kortikal Kemikte Görülen Asal Gerilimler	Senaryo 2 (TiZr)	Senaryo 1 (Ti6Al4V)
Maksimum (Pmax.)	1,45 MPa	1,49 MPa
Minimum (Pmin.)	-1,299 MPa	-1,339 MPa

Tablo 3. Çalışmada kullanılan Poisson oran ve Young modülü değerleri.

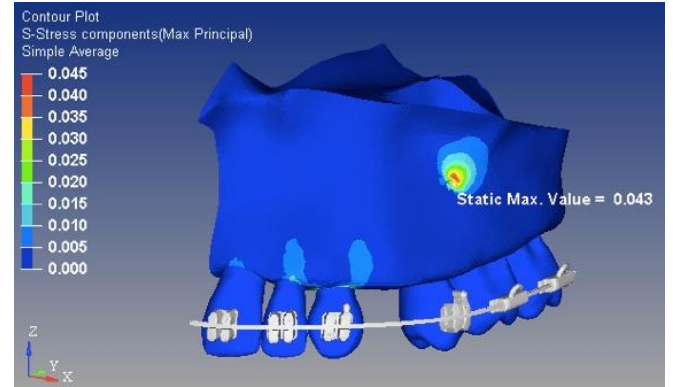
Senaryo 1'deki spongiyoz kemik değerlerine bakıldığında, maksimum asal gerilimin (Pmax.) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün ters yönünde ve değeri 0,045 MPa olarak hesaplandı (Şekil 3b, Tablo 3).



Şekil 3b. Senaryo 1 (Ti6Al4V), spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilim.

Senaryo 1'deki spongiyoz kemik değerlendirildiğinde, minimum asal gerilim (Pmin) -0.054 MPa olarak bulundu (Tablo 4).

Senaryo 2'de kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilmelerin (Pmin.) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tarafında meydana geldiği ve -1,299 MPa olarak hesaplandı (Tablo 3). Senaryo 2'deki spongiyoz kemik değerlerine bakıldığında, maksimum asal gerilimin (Pmax.) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün ters yönünde ve değeri 0.043 MPa olarak hesaplandı (Şekil 4b, Tablo 4).



Şekil 4b: Senaryo 2 (TiZr)'de, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilim.

Senaryo 2'deki spongiyoz kemik değerlendirildiğinde, minimum asal gerilim (Pmin) --0.052 MPa olarak bulundu (Tablo 4).

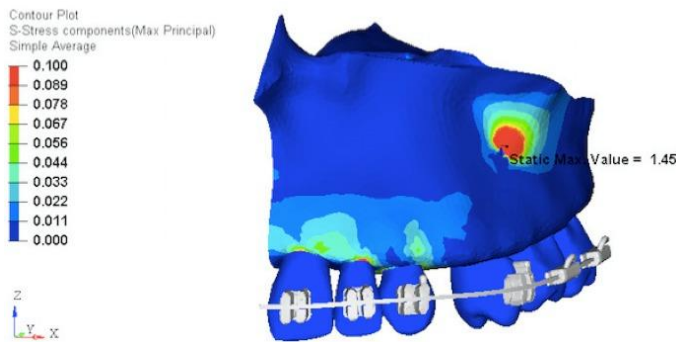
Kortikal ve spongiyoz kemikte elde edilen bulgular Tablo 3 ve Tablo 4'te verilmiştir.

Çalışmaya dahil edilen farklı biyomateryallerden elde edilmiş OMV'lerin von Mises bulguları Tablo 5 ve Grafik 1'de verilmiştir.

Spongiyoz Kemikte Görülen Asal Gerilimler	Senaryo 2 (TiZr)	Senaryo 1 (Ti6Al4V)
Maksimum (Pmax.)	0,043 MPa	0,045 MPa
Minimum (Pmin.)	-0,052 MPa	-0,054 MPa

Tablo 4. Spongiyoz kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma.

Senaryo 2 (TiZr)'de kortikal kemikte, OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tersinde, gerilim açısından elde edilen maksimum asal gerilim değeri (Pmax.) 1.45 MPa olduğu hesaplandı (Şekil 4a, Tablo 4).

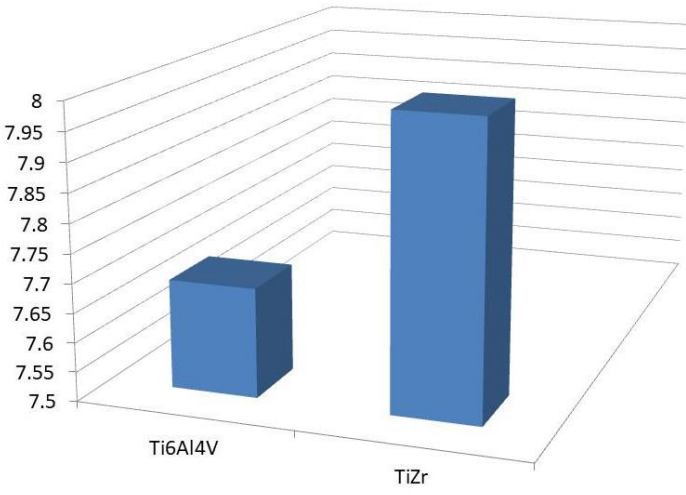


Şekil 4a: Senaryo 2 (TiZr)'de, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilim.

	Von Mises
Ti6Al4V	7,687 MPa
TiZr	7,998 MPa

Tablo 5. OMV'lerin von Mises bulguları.

Bu çalışmanın bulgularında yapılan pearson korelasyon analizine göre young modulus ile gerilim miktarları (kortikal ve spongiyoz kemikte) arasında kuvvetli ve negatif yönde bir ilişki saptanmıştır (sırasıyla $r=-0.996$, $r=-0.998$ $p<0,01$). Başka bir deyişle; young modulus değeri artarken kemikte ortaya çıkan gerilim, sebeplerden bağımsız olarak, matematiksel / istatistiksel açıdan azaldığı bulunmuştur.



Şekil 1. OMV'lerin von Mises bulguları.

TARTIŞMA

Bu çalışmada, seçilen senaryo ve modelleri değerlendirmek ve birbirleriyle karşılaştırmak, ilgili modellerde meydana gelen gerilimlerin en hassas biçimde ve matematiksel olarak ölçmek için 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır.

Farklı ortodontik ankraj yöntemlerinin hasta kooperasyonu gerektiği için ortodontik ve çene ortopedisi tedavilerinde, geleneksel yöntemlerle, uygun ankrajın sağlanması tedavi planının en zor kısmını oluşturduğu söylenmiştir (6).

Ankrajın kontrol edilmesi ve/veya sağlanması, istenmeyen diş hareketlerinin ortaya çıkmasını engellediği bilinmektedir. Ancak, ankraj kontrolünde meydana gelebilecek en ufak değişiklik istenmeyen etkiler doğurabileceği ve bundan dolayı maksimum ankrajın sağlanması gerektiği savunulmuştur (7).

Son yıllarda tanıtılmış olan OMV destekli iskeletsel ankraj üniteleri, ortodonti literatüründe gerçekleşen önemli gelişmelerden biri olarak nitelendirilmiştir. OMV'ler, ortodontik olarak hem dişlerin hareket etme sınırlarını genişletmiş hem de hasta kooperasyonuna ihtiyaç duyulmaması gibi özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir (8).

OMV, iskeletsel ankrajın sağlanmasında yaygın bir şekilde kullanımı artmış olduğu gözlenmiştir (9). OMV'lerin yaygınlaşmasının nedenlerine bakıldığında, uygulanması genel olarak basit olması, düşük maliyet ve çıkarma işleminin kolay olması olduğu ifade edilmiştir (10).

Günümüz ortodonti uygulamalarında, OMV'lerin uygulanacak bölgeye bağlı olarak, farklı boyutlarda (çap ve uzunluk) mevcut oldukları, çap açısından 1,2 mm'den başlayarak 2,0 mm'e kadar, uzunluk açısından ise 6,0 mm ile 12 mm arasında değiştiği bildirilmektedir (11).

Ortodonti literatüründe, farklı OMV alaşımlarını

SEAY ile değerlendiren Singh ve arkadaşları 2012 yılında yayınladıkları araştırmalarında paslanmaz çelik ve Ti6Al4V esaslı OMV'lere horizontal ve torsiyonel yükleme yaparak bu OMV'lerin etrafında ortaya çıkan gerilimleri değerlendirmişlerdir (4). Bu amaç doğrultusunda, 10,62 mm uzunluğunda ve 2,48 mm çapında olan OMV'lerin seçildiği bildirilmiş; horizontal yönde 350 g, torsiyonel olarak ise 400 g kuvvet uygulanmıştır. Bu çalışmanın bulgularından farklı olarak, ilgili yazarlar paslanmaz çelik OMV'nin çevresinde (19,56 MPa), Ti6Al4 OMV'ye (11,35 MPa) göre daha yüksek gerilim tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Bu farkın seçilen senaryo, uygulanan OMV'lere uygulanan kuvvet vektör ve miktarı, modelin eleman ve düğüm sayısından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. OMV'lerde ortaya çıkan gerilimlerin ise, bizim çalışmamızla benzer şekilde, boyun kısmında ortaya çıktığı belirlenmiştir.

Kuroda ve ark. yaptıkları çalışmada ortodontik tedavi esnasında mini vida ve alveoler kemikte meydana gelen gerilimleri sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirmişlerdir (12). Bu çalışmanın hipotezi, alveoler kemik dışında kalan OMV'nin boyutu azalursa, ortodontik yüklere karşı daha başarılı olacağı şeklinde belirlendiği izlenmiştir. Bu amaç doğrultusunda, 4 farklı boyutlardaki OMV'lerin (12 mm, 10 mm, 8 mm ve 6 mm) elde edilen geometrik şekillere dikey olarak uygulandıkları görülmüştür. Bu çalışma ile benzer şekilde, gerilimlerin kortikal kemikte ve OMV'nin boyun kısmında tespit ettikleri bildirilmiştir.

Alrbata ve ark. arkadaşlarının yaptıkları sonlu elemanlı çalışmalarında, ortodontik mikro implantlara gelen yüklerin optimal sınırlarını belirlemişlerdir (13). Bu amaç için mikro implantlara 0,5, 1,0, 1,5, 2,0, 2,5, 3,0, 3,5 ve 4,0 N kuvvet horizontal yönde olacak şekilde uyguladıklarını ifade etmişlerdir. Yazarlar, mikro implantlara zarar vermeden uygulanabilecek kuvvet miktarının en fazla 3,75 ile 4,5 N arasında olması gerektiğini ispatlamışlardır. Bu çalışmada seçilen 1 N'luk kuvvet hem seçilen klinik kanin dişin retraksiyon mekaniğini canlandırmış hem de optimal sınırlar içerisinde standard bir kuvvet olarak seçilmiştir.

Popa ve arkadaşlarının yaptıkları in vitro ve in vivo çalışmalarında, ortodontik mini implantların primer stabilitesini değerlendirdikleri görülmüştür (14). Bunun için kortikal kemik kalınlığı ve ortodontik mini implantın uygulama açısını incelemişlerdir. Uygulama açısı 30°, 60°, 90° ve 120° olan mini implantlar kortikal kemik genişliği 1, 1,5 ve 2 mm olan kemik modellerine uygulanmış ve hangi açının en az gerilime sebebiyet verdiği araştırılmıştır. Uygun kortikal kemik miktarının (2 mm) olduğu durumlarda ortodontik mini implantın nekroz, kortikal kemikte mikro çatlak ve

mini implantın başarısızlığa uğramaması için 90° uygulama açısı tavsiye edilmiştir. Bu çalışmada da tüm OMV'ler 90° ile uygulanmıştır.

Farklı zamanlarda Kobayashi ve arkadaşları ve Grandin ve arkadaşları TiZr alaşımlarını araştırmışlar ve saf titanyuma göre, mekanik açıdan daha üstün performans sağladıklarını bildirmişlerdir (15,16).

2009 yılında Bernhard ve arkadaşları tarafından yapılan araştırmada TiZr implantları titanyum implantları ile karşılaştırmışlar ve yorgunluk dayanımı ve gerilme stresleri açısından TiZr alaşımlarının %40 oranında daha fazla dayanım gösterdiklerini bulmuşlardır (17).

İkarashi ve arkadaşları TiZr alaşımının biyouyumluluğunu araştırdıkları çalışmalarında titanyuma göre üstünlük bulduklarını söylemişlerdir (18). Farklı alanlarda kullanılan Ti-6Al-4V alaşımının in vitro olarak biyokorozyona uğradığı bildirilmiştir (19). Her ne kadar ortodontik mini vidalar eklem protezlerine göre zamanlama açısından daha kısa süre kullanılıyor olsa da, mini vidaların üretiminde kullanılan Ti-6Al-4V alaşımı da korozyona hassas bir alaşımdır. Mouhyi ve arkadaşları korozyon sonucu salınan titanyum iyonlarının peri-implantitisi tetikleyerek mini vidanın başarısını etkilediğini bildirmişlerdir (20).

Bu çalışmanın bulgularında yapılan pearson korelasyon analizine göre young modulus ile gerilim miktarları (kortikal ve spongiyoz kemikte) arasında kuvvetli ve negatif yönde bir ilişki saptanmıştır (sırasıyla $r=-0.996$, $r=-0.998$ $p<0.01$). Başka bir deyişle; young modulus değeri artarken kemikte ortaya çıkan gerilim, sebeplerden bağımsız olarak, matematiksel / istatistiksel açıdan azaldığı bulunmuştur. Ho ve ark (21) 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında, diş hekimliği alanında uygulanan TiZr alaşımının yapısını, mekanik özelliklerini ve bu alaşımın işlenebilirliğini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, TiZr alaşımının ticari saf titanyum alaşımına göre 5,5 kat daha fazla işlenebilir olduğunu bulmuşlardır. Brizuela-Velasco ve ark (22), Ti6Al4V'a göre, TiZr alaşımının mekanik özelliklerini ve biyomekanik davranışlarını inceledikleri çalışmalarında, implant çevresinde meydana gelen stres ve deformasyon açısından iki alaşım arasında fark bulmamakla beraber stres değerinin, bizim çalışmamıza paralel olarak, TiZr daha az olduğunu ifade etmişlerdir.

Altuna ve ark (23) ise 2016 yılında yayınladıkları meta analiz çalışmalarında TiZr dental implantların klinik kanıtlarını konu edinmiş ve TiZr esaslı dar implantların, diğer dar implantlara göre %95 oranında başarılı olduklarını söylemişlerdir. Ortodonti literatüründe, kanin dişin distalizasyonunun gerçekleşmesi için gerekli olan kuvvetlerle ilgili farklı görüşler mevcut olup Lee ve arkadaşları (24) 150 ile

260 gr kuvvet önerirken Retain (25) ve arkadaşları 250 gr kuvvet önermişlerdir. Iwasaki ve arkadaşları (26) ise 2000 yılında yayınladıkları çalışmalarında, üst köpek dişinin distalizasyonunda 18 ile 60 gr aralığındaki kuvvetlerin, herhangi bir yan etkiye sebebiyet vermeden yeterli olacağını ifade etmişlerdir.

SONUÇ

Farklı biyomateryal esaslı ortodontik mini vidaların üst çenede neden oldukları gerilimi belirlemek amacıyla yapılan sonlu elemanlı çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibidir:

Kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilim değerleri (Pmax), küçükten büyüye doğru sırasıyla 1,45 MPa (senaryo 2 - TiZr) ve 1,49 MPa (senaryo 1 - Ti6Al4V) olarak belirlenmiştir.

Kortikal kemikte belirlenen minimum asal gerilim değerleri (Pmin) küçükten büyüye doğru sırasıyla -1,299 (senaryo 2 - TiZr) ve -1,339 MPa (senaryo 1 - Ti6Al4V) olarak tespit edilmiştir.

Spongiyoz kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal (Pmax) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla 0,043 MPa (senaryo 2 - TiZr) ve 0,045 MPa (senaryo 1 - Ti6Al4V) olarak saptanmıştır.

Spongiyoz kemikte elde edilen en yüksek minimum asal (Pmin) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla -0,052 MPa (senaryo 2 - TiZr) ve -0,054 MPa (senaryo 1 - Ti6Al4V) olarak izlenmiştir.

Çalışmaya dahil edilen farklı biyomateryallerden elde edilmiş OMV'lerin von Mises bulguları açısından ise, en büyükten en küçüğe doru sırasıyla: Senaryo 2'de (TiZr) 7,998 MPa; Senaryo 1'de (Ti6Al4V) 7.687 MPa olarak hesaplanmıştır. Hem Ti6Al4V alaşımının olumsuz yöndeki biyouyumluluk özellikleri hem de TiZr biyolojik ve mekanik üstün özellikleri göz önünde bulundurulduğunda, TiZr alaşımının OMV üretiminde uygun bir alternatif olduğu düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

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.
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.

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.
5. Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int J Implant Dent.* 2020;6(1): 1-10.
6. Vande Vannet B, Sabzevar MM, Wehrbein H, Asscherickx K. Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *Eur J Orthod.* 2007;29(5): 437-442.
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.
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.
9. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical Suitability of Titanium Microscrews for Orthodontic Anchorage Preliminary Experiences. *J Orofac Orthop.* 2004;(5): 410-8.
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. Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod.* 2005;39(9): 539.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res.* 1995;29(8): 943-950.
16. Michelle Grandin H, Berner S, Dard M. A Review of Titanium Zirconium (TiZr) Alloys for Use in Endosseous Dental Implants. *Materials (Basel).* 2012;5(8): 1348.
17. Bernhard N. The binary TiZr alloy. A newly developed Ti alloy for use in dental implants. In *Forum Implantol.* 2009;5: 95-100.
18. Ikarashi Y, Toyoda K, Kobayashi E, et al. Improved Biocompatibility of Titanium–Zirconium (Ti–Zr) Alloy: Tissue Reaction and Sensitization to Ti–Zr Alloy Compared with Pure Ti and Zr in Rat Implantation Study. *Mater Trans.* 2005;46(10): 2260-2267.
19. Witt JD, Swann M. Black staining around titanium alloy prostheses--an orthopaedic enigma. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(4): 534-536.
20. Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The Peri-Implantitis: Implant Surfaces, Microstructure, and Physicochemical Aspects. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(2): 170-183.
21. Ho WF, Chen WK, Wu SC & Hsu HC. Structure, mechanical properties, and grindability of dental Ti–Zr alloys. *Journal of materials science: Materials in medicine,* 2008;19(10): 3179-3186.
22. Brizuela-Velasco A, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Gil-Mur FJ, Manero M, Punset-Fuste M, Monticelli F. Mechanical characterisation and biomechanical and biological behaviours of Ti-Zr binary-alloy dental implants. *Biomed Res Int.* 2017;2017: 2785863.
23. Altuna P, Lucas-Taulé E, Gargallo-Albiol J, Figueras-Álvarez O, Hernández-Alfaro F, Nart J. Clinical evidence on titanium-zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45(7): 842-50.
24. Lee BW. Relationship between Tooth-Movement. *J Dent Res.* 2016;44(5): 1053.
25. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod.* 1957;43(1): 32-45.
26. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;117(2): 175-183.