



**FARKLI BİYOMATERYALLERDEN ÜRETİLEN ORTODONTİK MİNİ-
VİDALARIN ÜST ÇENEDE NEDEN OLDUĞU GERİLİMİN 3 BOYUTLU
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2022



FARKLI BİYOMATERYALLERDEN ÜRETİLEN ORTODONTİK MİNİ-VİDALARIN ÜST
ÇENEDE NEDEN OLDUĞU GERİLİMİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora tezi)

Amir MAMUSHA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Aralık 2022

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, 4 farklı biyomateryalden (Paslanmaz Çelik, Ti-6Al-4V, Ti-Zr ve Zr) ortodontik mini vidaların (OMV) sebep oldukları stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlı analiz (SEAY) yöntemi ile değerlendirmektir. Bu noktadan hareketle, tedavi mekaniği ve OMV boyutları aynı tutularak 4 farklı (paslanmaz çelik, Ti6Al4V, TiZr ve Zr) 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 1.molar ve 2.molar dişler arasında OMV uygulanan senaryo seçilmiştir. Retraksiyon için kanin braketin hook’undan (çıkıntısından) OMV’ye doğru, 1 N kuvvet uygulayacak şekilde kapalı yay asılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre: kortikal kemikte maksimum asal gerilim değerleri (Pmax), küçükten büyüye doğru sırasıyla senaryo 1 - paslanmaz çelik, senaryo 4 - Zr, senaryo 3 - TiZr ve senaryo 2 - Ti6Al4V’de; spongiyoz kemikte ise en yüksek maksimum asal (Pmax) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla: senaryo 1 - paslanmaz çelik, senaryo 4 - Zr, senaryo 3 - TiZr ve senaryo 2 - Ti6Al4V’de saptanmıştır.

Bilim Kodu : 1045
Anahtar kelimeler : Ortodonti, iskeletsel ankraj, mini vida, sonlu elemanlı analiz
Sayfa adedi : 102
Danışman : Prof. Dr. Sevil AKKAYA

EVALUATION OF STRESS IN UPPER JAW CAUSED BY ORTHODONTIC MINI-SCREWS
PRODUCED FROM DIFFERENT BIOMATERIALS USING 3 DIMENSIONAL FINITE
ELEMENT ANALYSE

(Ph. D. Thesis)

Amir MAMUSHA

GAZI UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

December 2022

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the stress in upper jaw caused by orthodontic mini - screw produced from different biomaterials using 3 dimensional finite element analyse. For this purpose, there were constructed 4 different scenarios (stainless steel, Ti6Al4V, TiZr, Zr orthodontic screw biomaterials) without changing the treatment mechanic and orthodontic screw dimensions. The scenario was constructed on a premolar extraction case, in upper jaw; the canine tooth retraction was performed on a continuous arch (16 x 22 stainless steel) using 0.0018" slot brackets and the orthodontic screw was placed between upper first and the second molar tooth. The canine retraction has been realized by hanging a closed coil from the hook of the brace to orthodontic screw, which applied a force of 1 N. According to the results; maximum principal stress (Pmax) values recorded at the cortical bone, starting from the smaller, respectively scenario 1 - stainless steel, scenario 4 - Zr, scenario 3 - TiZr and scenario 2 - Ti6Al4V; maximum principal stress (Pmax) values recorded at the cancellous bone, from the smaller, respectively is found as following: scenario 1 - stainless steel, scenario 4 - Zr, scenario 3 - TiZr and scenario 2 - Ti6Al4V.

Science Code : 1045
Keywords : orthodontics, skeletal anchorage, mini screw, finite element analyse
Page number : 102
Supervisor : Prof. Dr. Sevil AKKAYA

TEŞEKKÜR

Gerek doktora eğitimim sürecinde gerek bu tezin hazırlanmasında bilgi, tecrübe, hoşgörü ve desteğini eksik etmeyen ve bu süreçte çok büyük katkıları olan, çok kıymetli danışmanım ve hocam sayın Prof. Dr. Sevil AKKAYA'ya;

Eğitimim boyunca katkılarından dolayı tüm bölüm hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma;

Hayatım boyunca bilgi, öneri ve iyi niyeti ile her zaman yanımda olan, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Anabilim dalı öğretim üyesi sayın Prof. Dr. Mustafa Sancar Ataç'a

Eğitim ve öğrenim süresince maddi ve manevi desteğini eksik etmeyen ve bugünlere gelmemde önemli rol oynayan Ankara Kuyumculuk ve Mücevherat Meslek Komitesi Başkanı and Ankara Ticaret Odası Meclis Üyesi, Kosovalı Arnavut İş Adamı ve OBRAŞ BİLEZİK A.Ş. Yönetim Kurulu Başkanı sayın Yusuf OBRAŞ'a

Doktora eğitim süresince yanımda olan dönem arkadaşlarım Dt. Yaman GÜRAY'a, Dt. Hacı Fatih ÜNVER'e, Dt. Derin DEMIRCIOĞLU'na, Dt. Begüm ULAŞAN'a, Dt. Fatma TEKİN'e, Dt. Nazenin DANISHVAR'a, Dt. Yağmur ÇAYLAK KURAL'a ve Dt. Eda ÖZEŞER'e

Eğitimim boyunca tanıdığım Dt. Erdal BOZKAYA'ya, Dt. Gamze METİN GÜRSOY'a, Dt. Türker AKDEMİR'e, Dt. Gökçe ERKAN'a

Tanıma ve tanışma fırsatı bulduğum için çok mutlu olduğum, Gazi Üniversitesi Yabancı Diller Yüksek Okulu Öğretim Görevlisi Mehmet DEĞİRMENCI'ye

Büyükelçi Eks. Ali KAMBERİ, Büyükelçi Eks. Güner Ureya'ya ve dönemin Kosova Cumhuriyeti Ankara Büyükelçiliği'nde görev yapmış tüm büyükelçi ve diplomatlarına;

Hem mesleki hem de sosyal anlamda, her zaman iyi bir insan olmayı öğreten ve benim için bir çok fedakarlık yapmış olan biricik anneme; çok zor dönemlerde bile desteğini eksik etmeyen ve her zaman bir çözüm bulmayı öğreten sevgili babama;

Hayatımda her zaman yanımda olan, desteğini ve sevgisini hissettiğim sevgili eşim Livia'ya En içten ve samimi duygularıyla TEŞEKKÜR EDERİM

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	vii
İÇİNDEKİLER	viii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Direkt ve Indirekt Ankraj.....	5
2.2. Ortodontik OMV Klasifikasyonu	5
2.3. Ortodontik OMV Endikasyon ve Kontrendikasyonları	7
2.4. Ortodontik Mini Vidaların Başarısı	9
2.5. Ortodontik Mini Vidaların Stabiliteleri	10
2.6. Metalik Implant Biyomateryalleri.....	11
2.6.1. Biyomedikal materyal; biyomateryal ve biyolojik materyallerin tanımı.	12
2.6.2. 'Biyouyumlu' ifadesinin tanımlanması	12
2.7. Metalik Biyomateryallerin Tasarımında Dikkat Edilmesi Gereken Unsurlar	13
2.7.1. Mükemmel biyouyumluluk	13
2.7.2. İmplant materyallerinin vücutta korozyona uğraması (paslanması) - biyokorozyon.....	14
2.7.3. Makul mekanik özellikler	15
2.7.4. Yüksek aşınma direnci.....	17
2.7.5. Osseo-entegrasyon.....	17

	Sayfa
2.9. Titanyum (Ti) ve Alaşımları.....	19
2.10. Titanyum-Zirkonyum (TiZr).....	21
2.11. Zirkonyum (Zr)	22
2.12. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	23
2.12.1. Fotoelastik gerilme analizi.....	23
2.12.2. Gerinim ölçer	23
2.12.3. Holografik interferometri analiz yöntemi.....	24
2.12.4. Kırılğan Vernik analiz yöntemi	24
2.12.5. Termografik analiz yöntemi	24
2.12.6. Radyotelemetri analiz yöntemi	24
2.12.7. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEAY)	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Kemiğin Modellenmesi.....	33
3.2. Minividanın Modellenmesi.....	36
3.3. Sınır Şartlar	38
3.4. Senaryoların oluşturulması	39
4. BULGULAR	41
4.1. Senaryo 1'de oluşan gerilimlerin bulguları	41
4.1.1. Senaryo 1'deki OMV'nin von Mises bulguları	45
4.2. Senaryo 2'de oluşan gerilimlerin bulguları	49
4.2.1. Senaryo 2'deki OMV'nin von Mises bulguları	53
4.3. Senaryo 3'de Oluşan Gerilimlerin Bulguları.....	54
4.3.1. Senaryo 3'deki OMV'nin von Mises bulguları	59
4.4. Senaryo 4'de Oluşan Gerilimlerin Bulguları.....	60
4.4.1. Senaryo 4'deki OMV'nin von Mises bulguları	65
4.5. Senaryolar Arasında Ulaşılan Bulguların Değerlendirilmesi	66

Sayfa

4.5.1. Maksimum ve minimum asal gerilimlerin senaryolar arasında değerlendirilmesi	66
5. TARTIŞMA	71
6. 6. SONUÇ	83
KAYNAKLAR	85
7. ÖZGEÇMİŞ	101



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. İmplant materyallerinin mekanik özellikleri	16
Çizelge 2.2. Saf Ti ve alaşımlarının % olarak bileşenleri.....	20
Çizelge 2.3. Ti-6Al-4V'nin metallurjik içeriği.....	20
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan Poisson oran ve Young modülü değerleri.....	37
Çizelge 3.2. Düğüm ve elaman sayıları	38
Çizelge 4.1. Kortikal kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma	67
Çizelge 4.3. OMV'lerin von Mises bulguları	69

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil

Şekil 2.1. Cope'un OMV klasifikasyonu	6
Şekil 2.2. Biyolojik ankraj üniteleri	6
Şekil 2.3. Gerilme-Gerinim eğrisi.....	28
Şekil 4.1. Kortikal kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma	67
Şekil 4.2. Spongiyoz kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma:	68
Şekil 4.3. OMV'lerin von Mises bulguları	69

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışma modelinin vestibülden görüntüsü.....	32
Resim 3.2. Çalışma modelinin frontal açıdan görüntüsü	32
Resim 3.3. Modelleme aşaması.....	33
Resim 3.4. Üst çenenin kortikal kemiği	34
Resim 3.5. Üst çenenin spongiöz kemik görüntüsü	34
Resim 3.6. Modellenmiş dişler	35
Resim 3.7. Dişlerin ve periodontal ligament ile beraber modellenmiş görüntüsü.....	35
Resim 3.8. Diş kök soketlerinin oklüzalden görünümü	36
Resim 3.9. Mini vidanın modellenmiş görüntüsü	37
Resim 3.10. Sınır şartlar.....	39
Resim 4.1. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü	41
Resim 4.2. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü	42
Resim 4.3. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü	42
Resim 4.4. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.....	43
Resim 4.5. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü	43
Resim 4.6. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü	44
Resim 4.7. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü	44
Resim 4.8. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.....	45
Resim 4.9. Paslanmaz çelik esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi	46
Resim 4.10. Senaryo 1'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü	47

Resim	Sayfa
Resim 4.11. Senaryo 1'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü.....	47
Resim 4.12. Dişlerde ortaya çıkan maksimum asal gerilim miktarı	48
Resim 4.13. Dişlerde ortaya çıkan minimum asal gerilim miktarı	48
Resim 4.14. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü	49
Resim 4.15. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.	49
Resim 4.16. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü	50
Resim 4.17. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.	50
Resim 4.18. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibül den görüntüsü.	51
Resim 4.19. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.	51
Resim 4.20. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü.	52
Resim 4.21. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.	52
Resim 4.22. Ti6Al4V esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi.....	53
Resim 4.23. Senaryo 2'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü.	54
Resim 4.24. Senaryo 2'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü.....	54
Resim 4.25. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.	55
Resim 4.26. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.	55
Resim 4.27. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü.	56
Resim 4.28. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.	56

Resim	Sayfa
Resim 4.29. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.	57
Resim 4.30. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.	57
Resim 4.31. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibulden görüntüsü.	58
Resim 4.32. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.	58
Resim 4.33. TiZr esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi.....	59
Resim 4.34. Senaryo 3'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü.	60
Resim 4.35. Senaryo 3'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü.	60
Resim 4.36. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.	61
Resim 4.37. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.	61
Resim 4.38. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü.	62
Resim 4.39. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.	62
Resim 4.40. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.	63
Resim 4.41. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü	63
Resim 4.42. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibulden görüntüsü	64
Resim 4.43. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.....	64
Resim 4.44. Zr esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi	65
Resim 4.45. Senaryo 4'te, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü	66
Resim 4.46. Senaryo 4'te, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü	66

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
3Y-TZP	Tetragonal zirkonyum polikristalleri
Al	Alüminyum
C	Karbon
Cl	Klorür
Co	Kobalt
Cr	Krom
Gr	Gram
In	İnidyum
kvp	Peak Kilo Voltaj
mA	Miliamper
Mg	Mağnezyum
Mo	Molibden
MPa	Mega paskal (gerilim birimi)
N	Newton
N	Nitrojen
Na	Sodyum
Nb	Nobyum
O	Oksijen
Pa	Paladyum
PÇ	Paslanmaz Çelik
P_{max}	Maksimum Asal Gerilim
P_{min}	Minimum Asal Gerilim
Ta	Tantalyum
Ti	Titanyum
Ti6Al4V	Titanyum-6Alüminyum-4Vanadyum
TiZr	Titanyum-zirkonyum
V	Vanadyum

Simgeler **Açıklamalar****Zr** Zirkonyum**Kısaltmalar** **Açıklamalar****GAÜ** Geçici ankraj ünitesi**OMV** Ortodontik mini vida

1. 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 gelinmesi 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].

Ortodonti terminolojisinde ankraj, kuvvet sistemi içerisinde reaktif ünitin (tepki) izin verilen miktardaki hareketi olarak ifade edilmiştir[3]. Ankraj, aynı çenedeki dişlerden destek alarak (intra-ark) sağlandığı gibi diğer çeneden/dişlerden destek alarak da (inter-ark) sağlanabilmektedir. Bir diş veya diş grubu ankraj kaynağı olabilir. Çekimli vakalarda, çekim boşluğunun giderilmesinde eğer anterior ve posterior diş segmentleri eşit miktarda hareket ederse karşılıklı veya resiprokal ankrajdan; eğer çekim boşluğunun çoğu (%75 ve üzerinde) anterior segmentin retraksiyonu ile giderilirse maksimum ankraj; çekim boşluğunun çoğu posterior dişlerin hareketi ile giderildiği durumlarda minimum ankraj olarak ifade edilmiştir[4]. Maksimum ankraj vakalarında, apareyin temasta olduğu dişler ile hareketi kaçınılmazdır. Ekstraoral ankraj cihazlarının bir çok dezavantajı mevcut olmakla beraber hafif ve devamlı ortodontik kuvvete karşılık, aralıklı ağır kuvvetler ile ankraj kontrolünün uygun olmadığı bildirilmiştir [5]. Tüm bu faktörler değerlendirildiğinde maksimum/mutlak ankraj ankilöze dişler[6] veya iskeletsel ankraj[7] ile mümkündür.

Terminolojiye bakıldığında, ortodonti literatüründe ortodontik mini-vidalar ile ilgili farklı isimler mevcut olduğu bilinmektedir: ortodontik vida, ortodontik mini-implant, mikro vida veya geçici ankraj ünitesi (GAÜ) ile anımsanmaktadırlar.

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 şüpheyile 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 ıspatlanmıştır. V, makrofaj ve fibroblastlara etki eder, proteinlere bağlanarak vücudün belli bölgelerinde coğalmalarına ve birikmelerine sebep olmaktadır.

Geleneksel çene ortopedisinde, iskeletsel maloklüzyonları tedavi etmek amacıyla kullanılan iskeletsel ankraj elemanları hem uygulama başında hem uygulama sonunda ciddi cerrahi prosedürler gerektirmektedir. Özellikle çene ortopedisinin pediatrik popülasyona uygulandığı gerçeği göz önünde bulundurulduğunda hem cerrahi işlemler hem etik unsurlar büyük önem arz etmektedir.

Ortodontik OMV ve dental implantların çoğu Ti alaşımlarından üretilmiştir. Bunun nedeni Ti hem havada hem de biyolojik sıvılarda mükemmel korozyon direnci göstererek biyoyoumlu malzeme sınıfına girmesine sebep olmuştur. Ağırlığa bağlı yüksek gerilim oranı ve kolay işlenebilme özelliği ile implantolojide yaygın kullanım bulmuştur. Bundan daha da önemlisi, çevre kemikler ile osteointegrasyon açısından başarılı sonuçlar göstermiştir. Ti alaşımları arasında en çok kullanılan ve havacılık ve uzay sektöründe öncü alaşımlardan olan titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V) korozyona direnç özelliğinden dental implantların üretiminde en fazla kullanılan alaşımdır. Ancak hiçbir metal veya alaşım korozyona karşı tümüyle inert olmadığından toksisite özelliği taşıyabilen materyallerin saptanması büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle zirkonyum (Zr), nobyum (Nb), tantalyum (Ta), paladyum (Pa) ve indiyum (In) gibi toksik olmayan elemanların Titanyum ile birleştirilmesi, daha iyi biyoyoumlu malzeme ve daha yüksek mekanik özellikler elde etmek için çalışmalar başlamıştır. Titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) esaslı alaşımların biyoyoumluluk özelliklerinin ticari saf titanyumdan daha üstün olduğunu bildiren çalışmalar vardır [8] .

Bu yan etkileri ortadan kaldırmak amacıyla, implantların üretiminde kullanılan bazı materyaller tekrar gözden geçirilmiş ve Ti-Zr ve zirkonyum esaslı dental implantlar

üretimiştir. Bu implantlar daha yüksek gerilim direncine sahip oldukları, diğer titanyum alaşımlarına göre daha uyumlu mekanik özelliklerden taviz vermeden küçük çaplarda bile başarılı oldukları bilinmektedir.

Yapılan literatür taramasında, titanyum-zirkonyum ve zirkonyum esaslı ortodontik mini implant çalışmasına rastlanmamıştır. Bu çalışmanın amacı, 4 farklı biyomateryalden (Paslanmaz Çelik, Ti-6Al-4V, Ti-Zr ve Zr) mini vidaların (OMV) sebep oldukları stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlı analiz (SEAY) yöntemi ile değerlendirmektir. Bu bilgiler ışığında, ortodonti mini vida üretiminde yeni alternatifler oluşturabilecek bulgulara ulaşılabilir bir araştırma planlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Direkt ve İndirekt Ankraj

Gerekli olan ankraj ihtiyacı; OMV uygulanımı için alanın büyüklüğü, kemik kalitesi, uygulanacak olan kuvvet miktarı ve mukoza kalınlığı gibi faktörlere bağlıdır. Direkt ankraj: OMV'ların direkt dental ünitelere bağlı olmasına bağlı ve elastik, zincir (lastik), ortodontik tel alaşımlarından bükülmüş kuvvet kollarından ve tel ligatür yöntemlerle kuvvetin direkt olarak aktarılmasıdır. Direkt ankrajın avantajları arasında basit aktivasyona sahip olmaları ve yararlı mekanikler oldukları sayılabilir.

İndirekt ankraj; dental ünitenin stabilize ettiği ve dental segmentlerle beraber ankraj ünitesi olarak görev yapmasıdır. Bu durum, OMV'nın quadhelix/transpalatal ark mekaniklerinin direkt dental segmente bağlanmasıyla elde edilebilir. İndirekt ankrajın en büyük avantajı olarak kuvvetlerin/yüklerin dental segment ve mini-vida arasında dağılması sayılabilmektedir. Buna rağmen, indirekt ankrajın komplike ve karmaşık olmaları, meydana gelebilecek kopmalar veya istenmeyen hareketler ankraj kaybına neden olabilmektedir[5].

2.2. Ortodontik OMV Klasifikasyonu

Günümüz ortodonti literatüründe OMV ile ilgili farklı sınıflandırmalar mevcuttur:

- Cope'un klasifikasyonu

2005 yılında Cope [9] OMV'ların yapısına göre biyouyumlu ve biyolojik olarak ikiye ayırmıştır. Cope'un görüşüne göre, çenelerde ankiloze ve dilasere olarak bulunan dişler biyolojik mini vida olarak görev yapabilir ve ihtiyaç bittiğinde çekilebilir. Dental implantlar ve onların modifikasyonları, fiksasyon vidaları ve teller biyouyumlu ankraj üniteleri olarak sayılabilir.



Şekil 2.1. Cope'un OMV klasifikasyonu (Cope, J.B. *Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift*. in *Seminars in Orthodontics*. 2005. Elsevier' den alınmıştır)



Şekil 2.2. Biyolojik ankraj üniteleri (Cope, J.B. *Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift*. in *Seminars in Orthodontics*. 2005. Elsevier' den alınmıştır)

- Labanauskaite klasifikasyonu

Diğer bir çok alanda olduğu gibi, ortodontik amaçlı yerleştirilen OMV'lar da bir çok gelişim aşamasından geçmiştir. Hayvan araştırmaları yapıldıktan sonra klinik çalışmalara geçilmiştir. OMV'lar ile ilgili çalışma ve değerlendirmeler en yoğun 1992-2000 yılları arasında yapılmıştır.

İmplantları, uygulama alanlarını ve tiplerini daha kolay anlamak için, Laubanauskite[10] ve ark. 3 farklı sınıfa dayanan bir klasifikasyon geliştirmiştir. Buna göre:

- a. Şekil ve büyüklüğe göre: konik, prostodontik implantlar, mini plaklar, disk implantları,
 - b. İmplant kemik temasına göre: osseo-entegre olan ve osseo-entegre olmayan implantlar ve
 - c. Uygulama amacına göre: ortodontik amaçlı ve prostodontik amaçlı.
- Uygulanma yöntemlerine göre ise, self tapping ve self drilling OMV'lar olarak ikiye ayrıldığı görülmektedir. Self drilling OMV'lar rehber oluğa ihtiyaç duyulmadan direkt olarak ilgili anatomik bölgeye kendiliğinden uygulanabilir iken [11] self tapping FOMV'ların uygulanabilmesi için kortikal kemikte rehber oluk açılmasına ihtiyaç duyulmaktadır[12].

2.3. Ortodontik OMV Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Ortodontik tedavi esnasında OMV endikasyonu, bireysel tedavi planı sonunda, gerekli bilgileri topladıktan sonra ve hastanın genel şikayeti göz önünde bulundurularak konulmalıdır. OMV endikasyonu her üç düzlemde incelenebilir:

Sagittal düzlemde: mesializasyon veya distalizasyonun gerekli olduğu durumlar;

Vertikal düzlemde: anterior veya posterior dişlerin intrüzyonu veya ekstrüzyonunun gerekli olduğu durumlar;

Transversal düzlemde: tek taraflı veya çift taraflı ekspansiyon veya kontraksiyon ihtiyacı olduğu durumlar.

Ancak, üstte bahsi geçen konular ile OMV endikasyonu sınırlandırılmamalı; bazen komplike ortognatik vakaların bile OMV yardımı ile tedavi edilebileceği unutulmamalıdır[13].

OMV'ların kontrendikasyonu olarak ise; sistemik rahatsızlığı olan, kemik metabolik hastalığı olan, immün supresif tedavisi gören hastalar, bifosfonat veya benzer ilaç alan hastalar, zayıf kemik kalitesine sahip olan hastalar, hipersensitivite ve baş boyun bölgesinde radyoterapi alan hastalar sayılmaktadır[14].

Son yıllarda OMV'ların ortodontik maloklüzyon tedavilerinde kullanımı yaygınlaşmıştır. Yapılan bir çalışmada, ortodontistlerin %80 vakalarında en az bir OMV uyguladıkları bildirilmiştir[15]. Aslında ortodontik OMV'ların bu kadar yoğun ilgi görmesinin nedeni kemik içi implantlara göre mevcut olan avantajlarından (ortodontik OMV'lerin boyutsal olarak küçük olmaları, yerleşim kolaylığı, çıkarılması için ikincil bir cerrahi müdahaleye ihtiyaç duyulmaması, daha az travmatik olması, daha az risk taşımakla beraber ucuz olması ve hemen yükleme yapılabilmesi) kaynaklanmaktadır. Küçük boyutlara sahip olması yerleşim alanlarının sayıca fazla olmasına ve endikasyon açısından daha iyi sonuçların elde edilmesine olanak sağlamıştır[16]. Şüphesiz ki ortodontik OMV'ların en büyük avantajı hasta kooperasyonu gerektirmeksizin, vakanın tedavi planlamasına uygun bir şekilde, elastik chain, yay veya farklı loop bükümleri ile devamlı kuvvet uygulanabilme özelliğidir[17].

1945 yılında Gainsfoth ve Higley [17] tarafından ilk defa maksimum ankraj amaçlı kemik vidalarını kullanma fikri ortaya atılmış ve yaptıkları ilk çalışmada, 6 köpeğin kanin dişlerini retrakte etmek amacıyla Vitallium vidalarını kullanmışlardır.

1983 yılında ise Creekmore ve Eklund [18] tarafından ilk defa klinik olarak kullanılarak araştırılmış; keser dişlerin intrüzyonu ve derin kapanışı düzeltmek amacıyla anterior nazal spina bölgesine Vitallium vidaları yerleştirilmiştir.

Kanomi [19] 1997 yılında kök rezorpsiyonuna neden olmadan alt kesici keserlerin başarılı bir şekilde 6 mm intrüzyonunu bildirirken, Costa ve diğerleri ise [20] braket başlı OMV'ları tanıtmışlardır.

OMV sistemlerinin gelişimi total osseo-entegre olabilen dental implantlardan ortaya çıkmış; 1965 yılında Branemark [21] tarafından bu implantların tanıtımı yapılmıştır. Literatüre bakıldığında, son 30 yılda biyouyumluluk, stabilite ve dental implantlarda elde edilen gelişmeler üzerinde pek çok çalışma yapılmıştır. Bunun sonucu olarak da implantların ortodontik alanda da gelişmesi sağlanmıştır. Daha önce yapılan çalışmada[22] ortodontik diş hareketlerinde kullanılan dental implantlar değerlendirilmiştir. Cerrahi işlem esnasında meydana gelen komplikasyonlar; uzun iyileşme dönemine ihtiyaç duyulması, boyutsal olarak daha uzun ve daha geniş olmaları ve ortodontik tedavi sonunda çıkarılma işleminin zor olması gibi nedenlerden ötürü dental implantlar ortodonti alanında rağbet görmemiştir.

2.4. Ortodontik Mini Vidaların Başarısı

Mekanik kilitlenme felsefesine dayanan OMV'ların yayınlarına bakıldığında; 1980 ile 2017 yılları arasında 5000'den fazla çalışma yayınlandığı bildirilmiştir [23]. OMV'ların boyutsal olarak küçük olmaları, onların kemik içerisinde kökler arasındaki bölgede uygulanmasına izin verdiği için klinik önemi ve yaygınlığını arttırmıştır [24].

İdeal olarak; OMV'ların yararlı olabilmeleri için ortodontik kuvvetler esnasında sabit kalmaları gerekmektedir. OMV'ların başarısını etkileyen bir çok faktör mevcuttur. Bunlar mini vidanın tasarımı, yerleştirme şekli ve açısı, hasta ile ilgili ve hekime bağlı faktörler olarak sınıflandırılabilirler. Yaş, hastaya bağlı bir faktör olmakla beraber en fazla başarısızlığın yetişkin bireylere göre gençlerde ortaya çıktığı saptanmıştır [25]. OMV'ların başarı oranını düşüren hastaya bağlı diğer faktörler; zayıf oral hijyen ve sigara içme alışkanlığı olarak bildirilmiştir [26]. Yapılan çalışmalarda, OMV'nın uygulandığı alan ve mukoza tipinin (keratinize veya keratinize olmayan) hastaya bağlı diğer faktörler olduğu kaydedilmiştir [27].

OMV tasarımı ile ilgili faktörler göz önünde bulundurulduğunda; en yüksek başarı oranı, çapı 1,1-1,6 mm arasında olan OMV'larda bulunmuştur [28]. Yine benzer şekilde, kısa OMV'lara göre uzun OMV'ların (5-8 mm) daha yüksek başarı sergiledikleri ifade edilmiştir [27].

Klinisyenin tecrübesi, sterilizasyon ve asepsis, yükleme protokolü[29], yerleştirme torku [30], yerleştirme açısı [31] gibi faktörlerin ortodontik OMV'ların başarısını önemli derecede etkilediği bildirilmiştir.

Alharbi, Almuzian ve Bearn [23] ortodontik OMV'ların başarısızlık oranını araştırdıkları meta analizlerinde 3250 OMV'yı değerlendirmişler ve bu çalışmalarında %13,5 (11,5-15,9) oranında başarısızlık oranı bulmuşlardır.

Cunha ve diğerleri [32] ortodontik OMV'ların geometrik parametrelerinin klinik performansları üzerine olan etkisini inceledikleri sistematik derlemelerinde 1769 hasta üzerinde uygulanan 3934 adet OMV'yı 11,5 ay boyunca takip etmiş ve değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, küçük ve kısa (1,4 mm çapında, 5 mm uzunluğunda) OMV'larında başarı %71; orta boy (1,9 mm çapında, 8 mm uzunluğunda) uzunlukta ve kısa mini vidaların başarıları ise %87, total başarı oranı ise %82 olarak bildirilmiştir. Uygulama alanına göre, alt çeneye uygulanan konik şekilli OMV %81 oranında; üst çeneye uygulanan konik şekilli OMV ise %88 oranında başarılı bulunmuştur. Self - drilling OMV %87, pre-drilling OMV ise %90 oranında başarılı bulunmuştur.

Park, Jeong ve Kwon [28] ortalama yaşı 15,5 yıl olan 87 hasta üzerinde uygulanan 227 adet OMV'yı 15 ay boyunca takip etmişlerdir. Bu çalışmada, total başarı oranı %91,6 (208/227) bulunmuştur. Başarısız 19 adet OMV'nın 11'i yeniden uygulanmış ve tedavi sonuna kadar başarılı bir şekilde ankrajı sağladığı bildirilmiştir. Bazı mini vidaların uygulanma veya çıkarılma esnasında (toplam 8 adet OMV; 3'ü uygulanma esnasında; 5'i ise çıkarılma esnasında) kırıldığı ifade edilmiştir.

2.5. Ortodontik Mini Vidaların Stabiliteleri

Primer (birincil) stabilite, temel olarak OMV ile kemik arasında meydana gelen mekanik retansiyon (tutunma) ile oluşmaktadır. OMV uygulandıktan hemen sonra maksimum retansiyon; kemik remodelasyonu ile paralel olarak azalmaktadır[33]. Bu durum, kemik ile mini vida arasında meydana gelen gerginlik - kompresyon olayı ile açıklanmıştır[34]. Sekonder (ikincil) stabilite ise OMV'nın çevre kemik ile biyolojik olarak birleşmesi sonucunda oluşur ve zamanla oluşan remodeling ile beraber artmaktadır. Primer ve

sekonder stabilitenin toplamı klinik veya genel stabiliteye eşittir. OMV uygulandıktan 2 hafta sonra klinik başarı minimum iken primer stabilite 6.haftada en yüksektir[33].

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler arasında kortikal kemik yoğunluğu ve kemik kalitesi gibi faktörler bildirilmiştir. Üst çeneye uygulanan OMV'lar alt çeneye uygulanan OMV'lara göre daha başarılı bulunmuştur. Yumuşak doku faktörleri düşünüldüğünde yapışık dişeti mukogingival hattan daha avantajlıdır. OMV'nın yiv aralığı, OMV'nın uzunluğu, çapı, şekli ve uzunlamasına tipi gibi özellikler OMV'nın geometrik özellikleridir [35]. OMV'nın yiv aralığı konusunda yapılan çalışmalarda daha sık yani daha fazla yivli ortodontik OMV'ların kortikal kemik ile daha fazla temas sağladıkları için primer stabiliteyi daha yüksek bulunmuştur. OMV'ların uzunluğu 6-10 mm aralığında ve çapı da 1.3-2.0 mm aralığında değişmektedir. OMV'lar meduller kemikten ziyade kortikal kemik ile temasta olduğu için 1.2 mm'den küçük çapa sahip ve 8 mm'den uzun OMV'ların primer stabilitelerinin düşük olduğu bulunmuştur [36].

Daha önce varolan yumuşak doku enflamasyonu veya yetersiz oral hijyen alışkanlıkları stabiliteyi negatif yönde etkileyebilmektedir[37]. Kök ile OMV mesafesi her ne kadar uzun dönemde stabilite için çok önemli bir faktör olmamasına rağmen kök temasından kaçınılmalıdır [30]. Klinisyenin OMV'yı uygulama şekli ve uygulama esnasında meydana gelebilecek mikro hareketler de mini vidaların başarısızlığını etkileyebilmektedir [38].

Ortodontik olarak yüklenen OMV'ların başarısızlık oranı %11-30 arasında değişmektedir[39]. Ortalama başarısızlık oranı %13,5 olup; başarısızlık, erken [40] dönem ve geç [41] dönem olarak ikiye ayrılabilir [42]. Ortodontik mini vidalardaki başarısızlığın en fazla erken dönemde meydana geldiği ve bunun da primer stabilite ile ilgili olduğu bildirilmiştir. OMV'ların başarısı aslında kemik kalitesi, OMV çevresindeki (peri - implant) yumuşak doku, OMV'nın tasarımı, uygulama tekniği (prosedür) ve uygulanan kuvvet miktarı gibi faktörlere de bağlıdır [27].

2.6. Metalik Implant Biyomateryalleri

Medikal amaçlı kullanılmakta olan metalik materyallerin tarihi 19.YY'a dayanmaktadır. Bu tarih aslında Sanayi Devriminde metallerin kullanımının yaygınlaştığı dönemi işaret etmektedir. Metalik implantların gelişimi uzun kemiklerin internal fiksasyonu ve genel

olarak kemik iyileşmesini arttırmak talebiyle gelişmiştir. Buna rağmen, Lister'in 1860 yılında geliştirmiş olduğu aseptik cerrahi ilkelerini ortaya atana kadar metalik cihazlar/implantlar başarılı bir şekilde uygulanamamıştır [43]. O tarihten bu yana, daimi implantlar ve geçici implantlar dahil olmak üzere metalik biyomateryaller ortopedik cerrahide büyük önem arz etmektedirler [44]. Buna paralel olarak, dental dolgu ve kanal dolgularda dahil olmak üzere metalik biyomaterller dişhekimliği ve ortodonti alanında da kullanılmaya başlamıştır [45].

Her ne kadar sanayi anlamında bir çok metal ve alaşımları üretilmiş olsa da sadece bir kaç biyoyumlu materyal ve uzun dönem implant materyali olarak kullanılmaktadır. Bu da ticari anlamda ortopedik cihaz ve implant materyallerinin felsefesini oluşturmaktadır [46].

2.6.1. Biyomedikal materyal; biyomateryal ve biyolojik materyallerin tanımı

Biyomateryallerin en büyük ortak özellikleri, vücut dokularıyla direkt temas halinde olmaları veya kullanılmalarıdır. Materyal biliminde biyomateryal: 'tek başına veya kompleks bir sistemin parçası olarak, diyagnostik veya terapötik amaçla yaşayan sistemin komponentlerinin yerini almak üzere tasarlanmış malzeme' olarak ifade edilmiştir. Başka bir deyişle: vücutla direkt teması olan; her hangi bir organ veya dokunun yerini alan veya organ ve dokulara yardımcı olan, doğal veya sentetik olan materyal, biyomateryal olarak ifade edilebilmektedir [47]. 'Biyomateryal' kelimesinde 'biyo' ekinin 'biyolojik' veya 'biyomedikal' anlamından çok 'biyoyumlu' anlamı taşıdığını vurgulamak gerekmektedir.

Ancak, biyomateryal kelimesi, bilimsel ve legal platformlarda farklı tanımlar içerisinde kullanılmaktadır. Legal anlamda, biyomateryaller tıbbi cihazların komponenti olarak tanımlanmışlardır. Bu tanıma göre, kontakt - lensler ve total kalça protezleri biyomateriyal iken, düzeltici göz protezleri ve bacak protezleri genelde biyomateryal olarak tanımlanmamışlardır [47].

2.6.2. 'Biyoyumlu' ifadesinin tanımlanması

Biyomateriyaller direkt vucüt dokularıyla temasta olmak üzere tasarlandıkları için herhangi bir yan etki veya zararlı etkiye neden olmamaları son derece büyük önem arz etmektedir. Williams [48] yaptığı tanımda, biyoyumluluk için , doku ve hücre reaksiyonları dahil

olmak üzere tıbbi cihazın bütün özelliklerini kapsadığını ifade etmiştir. Spesifik medikal uygulamalarına bağlı olarak, biyouyumluluk gereksinimleri karmaşık ve olmazsa olmaz özellikler gerektirmektedir. Toksik metalik iyonların salınımı sonucunda meydana gelebilecek başarısızlık aslında tıbbi cihazı tümüyle başarısızlığa uğratabilmektedir. Bu nedenle, metalik implant materyallerinin, insan vücudunda allerjik veya enflamatuvar reaksiyonlara sebep vermeyen non-toksik (toksik olmayan) materyallerden yapılması beklenmekte ve istenmektedir. Ortopedik cerrahi alanında kullanılan bir materyal, özelliklerinden dolayı kardiyovasküler cerrahide kullanılamayabilir. Yapılan bir çalışmada[49], biyomateryallerin biyouyumluluk özellikleri ile ilgili bir sınıflama yapılmış; buna göre, sitotoksik olması (materyallerin hücre uyarma veya hücrelerin ölmesine sebebiyet vermesi); kansere neden olması (karsinojenite); mutajenik olabilmesi (genetik hasar meydana getirmesi); immün reaksiyonlara sebep olması (allerjik) ve kan pıhtılaşmasına (trombojenite) sebep olabileceği bildirilmiştir.

Bundan dolayı, tıbbi cihazların biyouyumluluğu hem malzemenin biyouyumluluk özelliklerini hem de tasarım özelliklerini (şekil, mekanik ve elektronik kontrol) kapsamaktadır [50].

2.7. Metalik Biyomateryallerin Tasarımında Dikkat Edilmesi Gereken Unsurlar

Biyomateryalin seçimi ve tasarımı spesifik medikal uygulamaya bağlıdır. Tıbbi cihazın uzun dönemde başarılı bir şekilde hizmet edebilmesi için, aşağıdaki özellikleri taşımalıdır [51] :

1. Mükemmel biyouyumluluk (toksik olmayacak)
2. Yüksek korozyon direnci
3. Makul mekanik özellikler
4. Yüksek aşınma direnci
5. Osseo-entegrasyon (osseo-entegre olabilmelidir)

2.7.1. Mükemmel biyouyumluluk

Geçici bir dönem için hiçbir malzeme vücutta inert olamayacağından, materyal seçiminde belki de en yakın seçim, hali hazırda vücutta bulunan doğal materyaller olabilir. İnsan

vücudunun çoğu bilindiği gibi su içermekte ve hücreleri %65-90 su ihtiva etmektedir. Dolayısıyla, insan vücudunun çoğunun oksijen ve karbondan yapıldığını söylemek yanlış bir terim olmayacaktır.

İdeal olarak, biyomedikal alaşım toksik olmayan eleman/malzemelerden seçilmelidir. Metalik implantların tasarımı inert (reaksiyon vermeyen) materyallerden yapılmalı; reaktif malzeme gerekmediği durumda ise korozyona yüksek dirençli malzemeler seçilmelidir [51].

2.7.2. İmplant materyallerinin vücutta korozyona uğraması (paslanması) - biyokorozyon

İnsan vücudunun ortamı çevre faktörlerden çok farklıdır. Bunun sonucu olarak, normalde inert veya pasif olan bir alaşım, vücuda girdiğinde paslanma özelliği gösterebilmektedir. Bu konu büyük önem arz ettiği için, paslanmaya en dirençli olan paslanmaz çeliğin allerjik veya toksik reaksiyonlara neden olabileceği bildirilmiştir [52]. Paslanma veya korozyon direnci uzun vadede metalik implantın başarısını etkilerken vücudun değişik bölgeleri farklı pH değerine ve oksijen konsantrasyonlarına sahiptir. Asidik erozyon ve oksidasyon sonucunda, vücudun bir bölgesinde implant alaşımı başarıyla başk bir bölgede başarısız olabilir[51].

Çevre şartlarında olduğu gibi vücutta da korozyon olayını su iyonları hızlandırabilmektedir. Normal şartlar altında, Na^+ , Cl^- , amino asit, çözülebilen protein ve diğer iyonların parçası olan %0,9 Saline içermektedir. Bunun yanı sıra, implantın çevresinde fokal adhezyon (yapışma) yapan hücresel materyal ve artık mevcuttur. Bu sıvıların bir çoğu yaklaşık nötral pH değerine sahiptir. Ancak, yaralanma veya cerrahi işlem esnasında meydana gelen hücre sekresyonu sonucunda pH değeri 3-4'e düşebilmektedir. Yüksek kan basıncıyla beraber iyonların hareketlenmesiyle / dalgalanmasıyla insan vücudu implant için çok agresif bir ortam geliştirebilir. Bunun haricinde, oksijenin internal parsiyel basıncı oksijenin atmosferik basıncının 1/4'ü kadardır. İmplant bir sefer kırıldığında veya çıkarıldığında, oksidasyon miktarı ne kadar az olursa o kadar düşük oksijen miktarı metalik implantların korozyonunu hızlandırarak metal yüzeyinde koruyucu pasif tabakasının oluşumuna neden olmaktadır. İdeal olarak, uzun dönemde (30 yıldan daha fazla) korozyon direnci, metalik implantlardan salınan iyonların

minimum seviyede olması beklenirken, vücudun en agresif şartlarında ve normal fizyolojik şartlar altında makul seviyede olması gerekmektedir [53].

Vücuda implante edilen metalik biyomateriyaller kaçınılmaz şekilde korozyona uğrayarak biyouyumlu olan veya olmayan metalik iyonların salınımına sebep olurlar. Titanyum alaşımları vanadyum ve alüminyum iyonlarının salınımını yapmaktadır[54]. Salınan iyonlar dokularda birikme ve kan dolaşımı aracılığı ile taşınmaya meyillidirler [55].

Fizyolojik (vücut) şartlarda farklı korozyon mekanizmaları mevcuttur:

- a) Fiziko-kimyasal korozyon: implant yüzeyinin doku sıvıları ile reaksiyona girerek elektrokimyasal redoks tepkimesi [56]
- b) Hücresel mekanizma: Osteoklast oluştucu hücreler (prekürsörler) paslanmaz çelik, titanyum ve alüminyum yüzeylerin yakın bölgelerinde büyüyüp diferansiye olarak implantlarda korozyona sebep olmaktadır [57].

Yine benzer şekilde, ortopedide kullanılan Ti-6Al-4V alaşımının in vitro olarak biyokorozyona uğradığı bildirilmiştir [54]. 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 [58] korozyon sonucu salınan titanyum iyonlarının peri-implantitisi tetikleyerek mini vidanın başarısını etkilediğini bildirmişlerdir.

2.7.3. Makul mekanik özellikler

Yeterince sert ve dayanıklı olan kemiğin yerini alabilmek için biyomateriyallerin kemiğin mekanik özelliklerine benzer özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Biyomateriyallerin genel mekanik özellikleri Young Modulus, gerilme kuvveti ve dayanıklılık özellikleri ile ifade edilmektedir. Çizelge 4'de en fazla kullanılmakta olan biyomateriyallerin mekanik özellikleri gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. İmplant materyallerinin mekanik özellikleri (Long, M. ve Rack, H. J. (1998). Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. Biomaterials, 19(18), 1621-1639' den alınmıştır)

Malzeme	Young Modulus /GPa	Çekme Dayanımı/MPa	Kırılma Direnci(MPa $\sqrt{m}$)
CoCrMo alaşımı	240	900-1540	≈ 100
Paslanmaz Çelik (316L)	200	540-1000	≈ 100
Ti alaşımı	105-125	900	≈ 80
Mg alaşımı	40-45	100-250	15-40
NiTi alaşımı	30-50	1355	30-60
Kortikal kemik	10-30	130-150	2-12

Paslanmaz çelik, kobalt esaslı alaşımlar ve titanyum esaslı alaşımların Young modulus değerinin kemiğinkinden (10-30 GPa) daha yüksek (100 GPa'dan daha yüksek) olduğu bildirilmiştir [59]. İmplant alaşımının daha yüksek elastik modulus değerine sahip olması yüklenen tüm yükü / kuvveti kaldırmasına sebep olacak; ilgili yüklerin veya kuvvetlerin kemik tarafından kaldırılamaması / karşılanamaması durumunda ise özellikle implant çevresinde atrofi gibi biyolojik cevaplar oluşacaktır; ki bu da düzeltici cerrahi işlemler (revision surgery) gerektirebilmektedir. Bu fenomen 'Gerilimden Korunma Etkisi' olarak tanımlanmıştır. Bu nedenle implantların, kemik değerine yakın Young Modulus'a sahip olmaları büyük önem arz etmektedir[51].

İnsan vücudu içerisinde mekanik çalışma şartları karmaşıktır. İnsan gün içerisinde 1 Hz oranında binlerce adım yürümektedir. Bu durumda, iskeletsel kemik implantlarında sıklık yükleme sonucunda yorgunluk meydana gelmektedir. Yapay kalça protezi olan bireylerde meydana gelen stres/gerilim seviyesi vücut ağırlığından bir kaç kat daha yüksektir[53].

Yorulma direnci, yorulma hatasına sebep olmadan bir biyomateriyal üzerinde uygulanabilen maksimum sıklık gerilim olarak tanımlanmıştır. Yorulma direnci çok hassas bir şekilde, materyalin mikro-yapısından; yüzey yapısından ve yükleme (hizmet

etme) durumundan / şekillerinden değişmektedir. Yorulma fraktürleri (kırıkları) daha önce her hangi bir bulgu vermeden meydana gelebildikleri için tehlikelidirler. Bu nedenle, milyonlarca siklik deformasyona maruz kalacak tıbbi cihazların üretiminin, yorulma direnci yüksek materyallerden yapılması beklenmektedir; çünkü yorulma fraktürleri biyomedikal implantlarda erken başarısızlığa neden olan en büyük faktördür [51].

Kırılma noktası genelde gerilimin odaklandığı noktada meydana gelmektedir. Gerçekte hiç bir malzeme mükemmel değildir. Materyaldeki kusurlar/eksiklikler, mikro düzeydeki homojen olmayan yapıdan; metalik komponentlerin üretiminden veya yüzey muamele esnasında meydana gelen hatalardan kaynaklabilmektedir [60]. Gerilimler genelde, daimi defektlere neden olacak yüklerin odaklandığı bölgelerde meydana gelmektedir. Bunun sonucu olarak siklik yüklemeler esnasında gerilim bu alanlarda ya sayıca büyür, ya da nümerik olarak artar.

2.7.4. Yüksek aşınma direnci

Hangi alaşım kullanılırsa kullanılsın aşınma kaçınılmaz bir fenomendir. Ancak protez ve implantoloji alanında elde edilen bilimsel gelişmeler sayesinde aşınmaya yüksek direnç gösteren biyomateryaller elde edilmiştir. Aşınma sonucunda revizyon cerrahisi gerektirebilecek bir takım ters reaksiyonların meydana gelebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle, uzun dönemde insan vücudunda implant materyallerinin başarısını etkileyen faktörler arasında: yüksek yorulma direnci, mükemmel korozyon ve aşınma direnci sayılabilmektedir [51].

2.7.5. Osseo-entegrasyon

Osseo-entegrasyon, metalik biyomateryallerin olmazsa olmaz özelliklerinden olup kemik iyileşmesi ve yeni kemik oluşumunu ifade etmektedir. İmplantın veya implant yüzeyinin kemiğe bağlanamaması implantın çevresinde fibröz doku oluşumuna neden olacak, ki bu da başarısızlığa sebep olacaktır [61].

Metalik mini vidalar torna makinası üzerinde silindir yapıların rotasyonu ile elde edilmektedir. Klasik makine işlemi sonrasında pürüzsüz, cilalı bir yüzey üzerinde üretim makinalarından gelen tozlu (artıklı) bir yüzey elde edilmektedir. Titanyum OMV'ların hem

pürüzsüz yüzey hem de diğer artıklara sahip olmaları osseo-entegrasyonu engellemektedir [62]. Titanyum OMV'ların asitle muamele edilmesi artıkları uzaklaştıracak ve pürüzlü yüzeyin ortaya çıkmasına neden olacaktır. Asitle muamele edilmiş mini vidalar rutin olarak osseo-entegre olurlar [63].

Ortodontik OMV'ların üretiminde en fazla kullanılan alaşımlar: paslanmaz çelik (Pç), titanyum (Ti) ve titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) alaşımlarıdır.

2.8. Paslanmaz Çelik (PÇ)

İlk metalürjinin gelişim dönemi olan M.Ö. 1200 yılları civarında, gıdaların hazırlanması ve muhafaza edilmesi için yapılan ilk gereçler demirden yapılmışlardır. Tarih boyunca demir alaşımının biyoyumlu yönü ortaya çıkmasıyla beraber metal iyonlarının toksisitesi son zamanlarda daha fazla araştırılmış ve yapılan bir çalışmaya göre [64] metalik iyonların toksisitesi: kobalt > vanadyum > nikel > krom > titanyum > demir olarak sıralanmıştır.

PÇ tanımı aslında yüksek oranda krom (%11-30) ve değişik oranlarda nikel içeren demir bazlı alaşımlar için kullanılan genel bir terimdir [65].

PÇ grubu alaşımlar kimyasal yapılarına göre iki gruba ayrılabilir: krom ve krom-nikel tipleri. Alaşımın mikro yapısına göre ise 4 ayrı gruba ayrılmaktadır: martensitik, feritik, östenitik veya her ikisi (feritik ile beraber östenitik) [65]. Martensitik paslanmaz çelik alaşımının sertliği bu alaşımın dental ve cerrahi için ideal alaşım olmasını sağlamaktadır. Aynı şekilde feritik paslanmaz çelik alaşımları da tıbbi cihazların üretiminde kullanılmaktadır. Östenitik paslanmaz çelik alaşımları ise yüksek korozyon direncine ve orta düzeyde sertliğe ihtiyaç duyulan ve implante olmayan (non-implantable) tıbbi cihazların üretiminde kullanılmaktadır. Bu tip uygulamalarda, basitçe tasarlanabilen (işlenebilen) karmaşık üretimde kullanılabilen alaşımlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle, implantların üretiminde sadece östenik bazlı olan 316L Paslanmaz Çelik (316L PÇ) alaşımları kullanılmaktadır [66].

316L PÇ alaşımları, sitotoksik testlerin standardizasyonu yapılmadan önce, 1930'lu yıllarda kullanılmaya başlanmıştır [67]. Dolayısıyla bu dönemde 316L PÇ'nin biyoyumluluğu ile ilgili yapılmış in-vivo veya in-vitro çalışma bulunmamaktadır. Makul

derecede biyouyumlu olduğu ve klinik olarak başarılı olduğu için 1960 ve 1970'li yıllarda kalça protezlerinde kullanımı önerilmiştir [68]. Genel olarak, yüksek korozyon oranına sahip olan 316L PÇ biyouyumluluk özellikleri CrCoMo ve titanyum alaşımlarından daha zayıftır[66].

316L PÇ alaşımının mekanik özellikleri hem alaşım tipinden hem de işlenme (mikro yapı) şeklinden değişmektedir. İstisnai durum; Elastik (Young) modulus daha çok alaşım tipinden belirlenmektedir. Bu alaşım kemikten daha sert olmasına rağmen, klinik sonuçlarına göre, uzun dönemlerde ve sürekli yük olacağı durumlarda kullanımı önerilmemektedir [69].

Paslanmaz çelik alaşımının medikal uygulamaları Sir John Charnley[70]'in total kalça protezleri ile ilgili yaptığı başarılı çalışmalar sonucunda başlamıştır. İlk dönemlerde elde edilen başarılı klinik çalışmalar sonucu araştırmacıları daha genç yaştaki hastalara bile paslanmaz çelik bazlı kalça protezleri uygulamaya itmiştir. Zaman içerisinde yapılan araştırmalar; paslanmaz çelik alaşımının yeterince korozyon direncine sahip olmadığını göstermiştir [71].

2.9. Titanyum (Ti) ve Alaşımları

Günümüz sanayisinde en fazla tercih edilen alaşım olduğu ve Branemark'ın [72] çalışmalarıyla implant üretiminde en fazla kullanılan alaşım olma özelliğini taşımaktadır. 1790 yılında İngiltere'de Gregor tarafından keşfedilmiş; Klaproth tarafından 1795 yılında dünyanın ilk mitolojik çocuğu olan Titan adı verilmiştir [73]. Ti alaşımının iki farklı alotropik formu bulunmaktadır: α formu kapalı heksagonal kristal yapıya sahip iken β formu merkez odaklı kübik yapıya sahiptir [74]. Mekanik özelliklerini modifiye etmek için Ti alaşımı bir çok element ile reaksiyona girebilmektedir [75].

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (American Society for Testing Materials-ASTM), içerdiği oksijen miktarına göre yaptığı sınıflamaya göre saf Ti'un 4 farklı sınıfının (grade) mevcut olduğunu ve her bir sınıfın farklı fiziksel veya mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmiştir (Tablo 1). Çoğu zaman Ti alaşımının tek başına (saf Ti) veya Vanadyum (V) ve Alüminyum (Al) ile beraber kullanılması güçlü mekanik özelliklere sahip hafif bir biyomateryal olmasına yol açmıştır [76] (Tablo 2). Ti ve alaşımları mükemmel

biyoyoumluluk, korozyona direnç, yüksek dayanıklılık ve düşük elastik modulus özelliklerine sahip oldukları için oral implantolojide büyük avanyalar sağlamıştır [75].

Çizelge 2.2. Saf Ti ve alaşımlarının % olarak bileşenleri (*Donley ve Gillete [77], Niinomi [77], Duymuş ve Güngör [78]' den derlenmiştir)

Element	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
Nitrojen (N)	0,013/0,3*	0,03	0,05	0,05
Karbon (C)	0,10	0,10	0,10	0,10
Hidrojen (H)	0,01/0,015*	0,01/0,015*	0,01/0,015*	0,01/0,015*
Demir (Fe)	0,20	0,30	0,30	0,50
Oksijen (O)	0,18	0,25	0,35	0,40
Titanyum (Ti)	99,48	99,31	99,19	98,94

Çizelge 2.3. Ti-6Al-4V'nin metallurjik içeriği (Donley ve Gillete [77]'den alınmıştır).

Ti-6Al-4V (Grade 5)	N	C	H	Fe	O	Al	V
	0,05	0,08	0,012	0,25	0,13	5,5-6,5	3,5-4,5

Biyomedikal amaçlı implant materyallerinde, Ti alaşımlarının dayanıklılık ve Young modulus özellikleri uzun dönem başarılarını etkilemektedir. Özellikle yükleme şartları altında dinamik dayanıklılık son derece önemlidir. Biyokimyasal özellikler göz önünde bulundurulduğunda; yükleme dayanıklılık özelliklerinin artırılması ve buna bağlı olarak da Young modulus'un azaltılması neredeyse imkansızdır [79]. Ti alaşımlarına farklı şekilde muamele edilerek (termo-mekanik, soğuk ve sıcak ile) yükleme dayanıklılığı artırılmıştır. Buna ilaveten, eser mikatardaki seramik partiküllerin matrikse eklenmesi ile Young modulus değeri değiştirilmeden Ti alaşımının yükleme dayanıklılığının artırılabilceği ifade edilmiştir [80].

Metalik implantların korozyonunun; implantın çevre doku ile olan entegrasyonunu ve mekanik stabilitesini riske atabileceği bildirilmiştir [81]. Aseptik kayıp veya osteolizis sonucu implant kaybı, debris veya elektrokimyasal ürünler şeklindeki metal iyonlarının salınımı sonucunda meydana gelebilmektedir [82]. Ti^{4+} , Co^{2+} ve Al^{3+} gibi metalik iyonların, hücrelerde DNA sentezini, mitokondriyal dehidrojenaz aktivitesini, mineralizasyonu ve mRNA ekspresyonunu azalttığı bildirilmiştir[83]. Yine benzer şekilde

fareler üzerinde yapılan bir çalışmada, Ti partiküllerinin fagositozu ile sitotoksosite meydana getirdiği bulunmuştur [84].

Dişhekimliği literatüründe her ne kadar implant kaybına çok fazla rastlanmasa da, kan, karaciğer, akciğer ve lenf nodlarında metalik implantların iyonlarına rastlanmıştır[85]. Bahsı geçen metalik iyonların ve debrislerin makrofaj aktivasyonuna, kemik rezorpsiyonuna sebebiyet vererek enflamatuvar komplikasyonları başlatabileceği ifade edilmiştir [86]. 2006 yılında Uluslararası Kanseri Araştırmaları Merkezi'nde [87] titanyum dioksit insanlarda olası karsinojenik bileşim olarak sınıflandırılmıştır. Yapılan hayvan çalışmaları titanyum dioksidin karsinojenik etkisi ile ilgili yeterince kanıt sağlarken epidemiyolojik insan çalışmalarının sonuçları belirsizdir [87].

2007 yılında Morais ve ark [88] Ti-6Al-4V implantlarının vanadyum salınımı spektrometri ile araştırdıkları çalışmalarında; 4.haftada böbrek; karaciğer ve akciğerlerde vanadyum iyonu seviyesinin en yüksek seviyede olduğunu bulmuşlardır.

2.10. Titanyum-Zirkonyum (TiZr)

Son yıllarda, mekanik özelliklerden taviz vermeden, biyo-uyumluluk özellikleri daha üstün olan alternatif alaşım arayışına gidilmiştir. Bu anlamda, biyoyumluluk ve osseo-entegrasyon açısından Ti alaşımından üstün ve daha küçük boyutlarda bile üstün mekanik özellikler sergileyen TiZr alaşımı ortaya çıkmıştır [89].

1995 yılında, Kobayashi ve diğerleri [90] TiZr alaşımını geleceğin biyomateryali olarak nitelendirmiştir. İlgili çalışmalarında yazarlar, TiZr alaşımının gerilme direncinin saf Ti ve saf zirkona göre 2,5-3 kat daha fazla olduğunu bulmuşlardır [90].

Zhang ve diğerleri [91] yaptıkları serum çalışmalarında TiZr alaşımının üstün korozyon direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

1997 yılında Steineman [92] TiZr alaşımından cerrahi implant üretimi fikrini ortaya atmıştır. Bu çalışmadan yola çıkarak 2009 yılında Bernhard ve diğerleri [89] TiZr ile ilgili ilk çalışmalarını yayınlamışlardır.

İkarashi ve diğerleri [93] ratlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında; TiZr alaşımını saf Ti ve Krom (Cr) alaşımı ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda TiZr alaşımının diğer alaşımlara göre üstün başarı sağladığını bildirmişlerdir.

Thoma ve diğerleri [94] ticari olarak mevcut olan 3.3 mm çapında TiZr (%13-17) implantları saf Ti implantları ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, kemik implant yüzey oranının TiZr implantlarda %80 oranında daha fazla olduğunu bulmuşlardır.

Gottlow ve diğerleri [95], 4 hafta sonra TiZr implantların çevresinde daha fazla osseointegrasyon ve daha yüksek çıkartma tork değerlerine sahip olduklarını söylemişlerdir.

Yapılan klinik çalışmalar [96, 97] göz önünde bulundurulduğunda; TiZr esaslı implantlarda yüksek başarı oranı bulunmuştur (%95,2-100).

2.11. Zirkonyum (Zr)

Eski çağlardan beri, zirkonyum çok değerli bir alaşım olarak bilinmektedir [98]. Zr'nın esasen Zr'un kristalin dioksitinden oluşmaktadır. Medikal amaçlı ise ilk defa 1968 yılında ortopedi alanında kullanıldığı bildirilmiştir [99]. Estetik biyomateryaller ile ilgili arayışların artması ve allerjik ve toksik olmayan çözümlerin gündeme gelmesi, hem hasta hem de dişhekimlerini metal olmayan diş rengine yakın alaşımlara itmiştir. Bu nedenden ötürü 20 YY'da güçlü dental seramik olan zirkonyum alaşımı kullanılmaya başlanmıştır [100].

Yapısal açıdan Zr'nın 3 farklı modeli mevcuttur: monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C). Oda sıcaklığında saf Zr monokliniik yapıda ve 1170"ye kadar stabil olduğu ifade edilmiştir. Bu sıcaklık derecesinden sonra tetragonal yapıya, 2370C'den sonra ise kübik yapıya dönüştüğü bilinmektedir [98].

Normal şartlar altında, insan vücudunda bulunan Zr miktarı ortalama 1 mg olarak bulunmuş ve insanlarda önemli biyolojik bir role sahip olmadığı söylenmiştir. Zr'un günlük alınıp dozu ise 50 µg olarak hesaplanmıştır[101].

Zr içeren farklı seramikler olmasına rağmen, diş hekimliği alanında en fazla kullanım alanı bulan 3 farklı Zr alaşımından bahsedilmektedir: itrium (ile stabilize edilmiş) tetragonal Zr polikristalleri (3Y - TZP) ve zirkonyum ile sertleştirilmiş alümina'dır [102].

2.12. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Kuvvet Analiz Yöntemleri

Oral bölgede meydana gelen kuvvetlerin cisim içerisinde ortaya çıkardıkları gerilimleri belirleyen ve etkilerini analiz etmeye yarayan yöntemlerdir.

Dişhekimliği alanında ise tedavi amacıyla canlı dokularda ortaya çıkan gerilim ve gerinimlerin, odaklandıkları bölgelerin, ağız ve çene yapısında oluşabilecek deformasyonların tespit edilip değerlendirilmesi amacıyla farklı kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Fotoelastik gerilme analizi
2. Gerinim ölçer kullanımı (strain gauge)
3. Holografik interferometri analiz yöntemi
4. Kırılğan Vernik analiz yöntemi
5. Termografik analiz yöntemi
6. Radyoteleometri analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi [103].

2.12.1. Fotoelastik gerilme analizi

Geometrik şekilde olmayan kompleks yapılarda ortaya çıkan mekanik internal baskı ve gerilimleri gözlemlemek ve optik taslaklar haline getirme felsefesine dayanan bir kuvvet analiz yöntemidir. Bu amaç için hazırlanan modelde gerilme alanları perioskop adlı cihaz ile gösterilmektedir. Bu yöntemin uygulanabilmesi için özel cihazlar ile donatılmış bir laboratuvarla beraber özel modellere ve ilgili ölçümlerin yapılabilmesi için özel esntrümanlara ihtiyaç duyulmaktadır [103].

2.12.2. Gerinim ölçer

Gerinim ölçer, yükleme yapılmış yapılar üzerinde ortaya çıkan doğrusal şekil değişikliklerini göstermek amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin çalışma

prensibi, mekanik deformasyon esnasında iletkenin elektrik rezistansının değişmesine dayanmaktadır [104]. Bu yöntemin avantajlarına bakıldığında: in-vivo deneylerde uygulanabilmesi, nicel analiz yapma fırsatı vermesi ve elde edilen veriler üzerinde matematiksel işlem yapılabilmesi sayılabilir. Dezavantaj ise küçük cisimlerde üzerinde limitli uygulanımı ve farklı yöndeki kuvvetlerin benzer sonuçlara sebebiyet vermesi olarak ifade edilmiştir [105].

2.12.3. Holografik interferometri analiz yöntemi

Lazer ışığından yararlanılarak cisimlerin holografik görüntülerinin oluşumunu sağlayan optik bir yöntemdir. Çalışma prensibi olarak ise ışığın girişim ve kırınım olaylarına dayanmaktadır. Bu yöntem ile ölçüm yapılabilmesi için interferometri denilen bir ayardan faydalanılmaktadır [106].

2.12.4. Kırılğan Vernik analiz yöntemi

Bu teknik ile değerdendirilecek olan modele özel vernik uygulandıktan sonra model fırınlanma işlemine tabi tutulur. Uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiğı çatlaklar analiz edilmektedir [107].

2.12.5. Termografik analiz yöntemi

Bu metot ile, "homojen ve/veya izotropik bir cismin, belli zaman aralığında yükleme yapılması sonucunda meydana gelen değışikliklerin o cismin belirli noktalarındaki asal streslerin toplamı ile orantılıdır [107].

2.12.6. Radyoteleometri analiz yöntemi

Yazılımsal ve donanımsal bir takım yöntemlerden faydalanılarak elde edilen veriler, her hangi bir materyale ilgisi olup olmadığını araştıran bir yöntemdir [107].

2.12.7. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEAY)

Sonlu elemanlar analiz yöntemi 20 YY ortalarında, başta uzay ve havacılık sanayilerinde ortaya çıkan yapısal sorunları çözmek üzere geliştirilmiştir. Elde edilen teknolojik

gelişmeler SEAY'nda gelişmesine katkı sağlayarak günümüzde pek çok alanda kullanılmaktadır [108].

Bu yöntem ile değerlendirilecek nesne, bilgisayar ortamında elemanlara ayrılarak düzgün alt bölümlere ayrılır. Kompleks cisimler, geometrik üçgenlerden oluşan bir yapıya [109] dönüşüp elemanlar oluşmaktadır. Elde edilen elemanlar ise düğüm noktaları ve sınır koşullar tarafından oluşturulduğu bilinmektedir. Matematiksel model ise nesnenin geometrik şekil ve boyutuna bölünmüş halidir. Düğüm noktaları, elemanların birbirleriyle temas ettiği noktalarda ortaya çıkmaktadır. Gerilim analizinin doğru ve hassas bir şekilde yapılabilmesi için hem eleman sayısı fazla olması hem de bilgisayar yazılımına Young modülü ve Poisson oranı gibi değerlerin de yüklenmesi gerekmektedir. Bu sayede, nesnenin tümündeki gerilim, gerilme ve yer değiştirmeler gözlenmiş olur.[109]

Ledley ve Huang'ın [110] 1968 yılında yayınladıkları çalışma ile SEAY ilk defa diş hekimliğinde kullanılmıştır. Yazarlar, bu çalışmalarında modelleme yapıp dişlere farklı yönlerde kuvvet uygulamış ve kemikte oluşan gerilme alanları değerlendirilmiştir.

Ortodonti alanında ise SEAY ile yapılan ilk çalışma 1971 yılında, Davidian' [111]'ın tarafından yapılmış olup üst kesici dişin direnç ve rotasyon merkezleri incelenmiştir. SEAY dişhekimliğinde periodontal dokular, alveol kemiği, implantoloji de dahil olmak üzere pek çok farklı alanda uygulanmaya başlanmıştır [103].

SEAY avantajları ve dezavantajları

SEAY avantajları

1. Kompleks cisimler modellenebilir.
2. Geliştirilen yazılımlarla en gerçekçi modeller elde edilebilir.
3. Farklı ve fazla bağlantı noktası (delikli veya köklü) olan nesneler modellenebilir.
4. Yapısı itibarıyla farklı malzeme ve şekil özellikleri taşıyan nesnelerin analizleri yapılabilir.
5. Gerilim ve deplasman alanları en hassas şekilde değerlendirilebilir.
6. Kuvvet, malzeme ve geometri özellikleri rahatlıkla değiştirilebilmesi ve analizin tekrarlanabilir olması.

7. Sonuçların hızlı bir şekilde elde edilmesi [107].

SEAY'in dezavantajları

1. Değerlendirmelere olanak sağlayan donanım ve yazılımların yüksek maliyetli olması ve aynı zamanda SEAY kapasitesinin sınırlı olması [112].
2. Nesnenin tam temsiliyi yansıtamamakla beraber elastik, izotropi ve homojenite gibi özelliklere dayandırılması [113].
3. Elde edilen modeller oral ortamda dinamik yükler altında olmasına rağmen SEAY ile bunu yansıtmak çok zor olduğu bilinmektedir [114].
4. Yazılımı kullanacak olan klinisyenin / mühendisin bilgi birikimi ve yeterli teknolojik donanımsal imkanlara sahip olması gerekmektedir,
5. En gerçekçi sonuçların elde edilebilmesi malzemenin ve/veya nesnesi yazılıma tanıtılan yapının fiziksel özelliklerine bağlıdır [113].

SEAY ile ilgili terminoloji

Kuvvet

Kuvvet, bir nesneyi hareketlendiren veya durduran ve o nesnenin yön, şekil ve doğrultularını değiştiren etkidir [115] Kuvvet vektörel bir büyüklük olup birimi Newton (N) olmakla beraber ortodontide ise çoğu zaman "gram" (gr) olarak ifade edildiği bilinmektedir. $1 \text{ N} = 101,97 \text{ gr'a eşittir.}$

Dış kuvvet, bir nesnenin diğer nesnelere yaptığı kuvvet; iç kuvvet ise kendi içindeki parçalarının etkisi ve tepkisi olarak tanımlanmıştır. Dişhekimliği alanındaki biyomekanik uygulamalarında, dişin üzerine gelen bir kuvvet, önce ligamente sonra da kemiğe iletilmekte olup iç kuvvetler ortaya çıkmaktadır [115].

Gerilim (stres)

Gerilim, bir nesneye dışarıdan kuvvet uygulandığında o nesneye içinde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Dışarıdan uygulanan kuvvet ile nesnede ya hareket ya da deformasyon meydana gelir. Gerilim birim alana uygulanan kuvvettir ve N/m^2 , kN/m^2 , $\text{MN/m}^2 = \text{MPa}$ ile ölçülür [116].

Nesnenin üzerine bir dış kuvvet uygulandığında, nesnenin içerisinde çekme (tensile), sıkışma (compressive) ve makaslama (shear) şeklinde farklı gerilmeler ortaya çıkmaktadır [99]

Asal Gerilimler (Principal Stress)

Tüm düzlemlerde makaslama gerilmelerinin (shear stress) sıfır ile eşit olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden ortaya çıkan gerilmeler olarak tanımlanmıştır.

Maksimum, ara ve minimum olmak üzere 3 ayrılır [101].

Maksimum asal gerilme (Maximum Principle): en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder ve pozitif bir değerdir.

Minimum asal gerilme (Minimum Principle): en yüksek basma gerilmelerini ifade eder ve negatif bir değerdir.

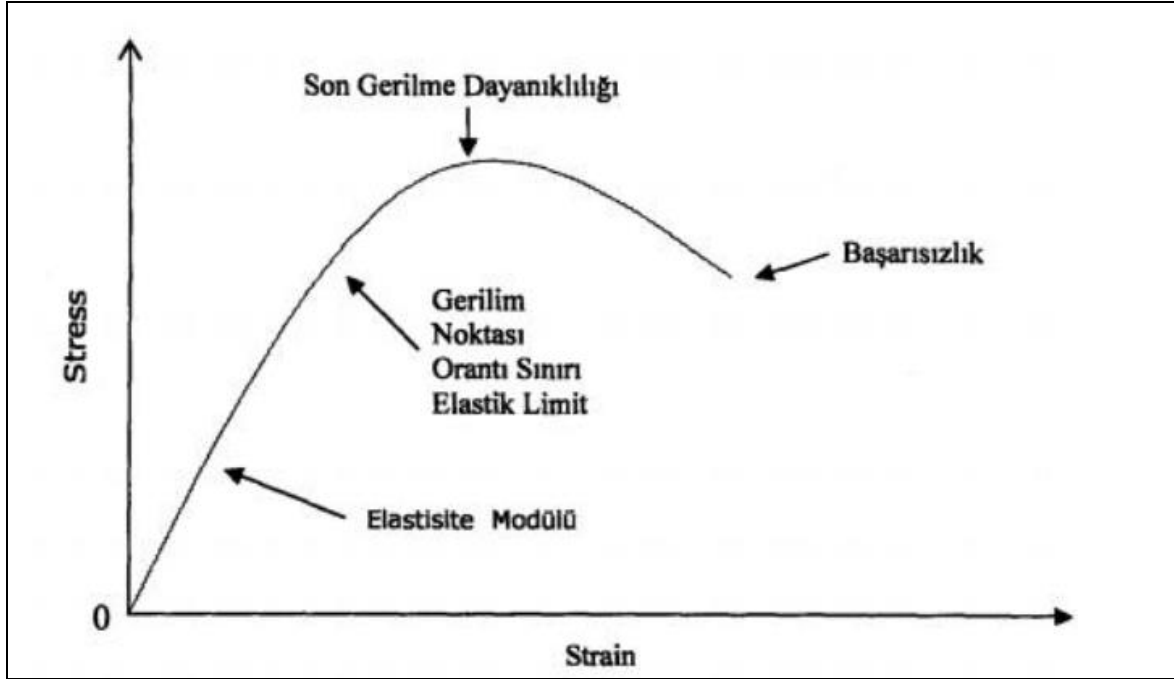
Yapılan analiz sonucunda ortaya çıkan pozitif değerler çekme gerilmelerini ifade ederken negatif değerler ise basma (sıkışma) gerilmelerini ifade etmektedir [99].

Gerinim (Strain)

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik karakterde olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa ve kalıcı değişiklik meydana geliyorsa oluşan deformasyon plastiktir [116].

Gerilme-Gerinim Eğrisi

Materyal özellikleri olan germe dayanıklılığı, son gerilme dayanıklılığı, elastisite modülü, kırılma dayanıklılığı gibi değerleri ifade etmektedir [98].



Şekil 2.3. Gerilme-Gerinim eğrisi [117]

Elastisite (Young) modülü

Gerilimin gerinime olan oranı olarak tanımlanmış olup birimi olmadığından gerilme birimi olan MPa (MegaPaskal) ile ifade edilmektedir [99].

Materyalin sertliği bu modül tarafından belirlenmektedir. Elastisite modülü yüksek olan bir nesne, uygulanan kuvvetler altında, elastisite modülü düşük olan bir nesneye göre daha az deformasyona uğradığı bildirilmiştir [99].

Elastiklik-viskoelastiklik

Bir cismin elastik özelliği, o cisme uygulanan kuvvet ortadan kaldırıldığında, cismin ilk baştaki haline dönme özelliğidir.

Hem elastik hem de yapışkan özellik gösteren malzemeler viskoelastik malzemelerdir. Bu malzemeler, zamanla artan bir gerinim göstermekte ve gecikmeli olsa da yeniden ilk hallerine dönerler [102].

Elastiklik sınırı

Bir kuvvet uygulanan nesnenin, plastik şekil değişikliğine uğramadan dayanabildiği maksimum gerilme olarak bildirilmiştir [98].

Poisson oranı

Farklı kuvvetler altında (basma veya çekme), elastik sınırlar içerisinde olmak şartıyla, enindeki boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine olan orandır. Bu oran, tüm malzemeler için 0 ile 0,5 arasında farklılık göstermekle beraber ayırıcı bir özelliktir [100].

İzotropi ve Anizotropi

Bir cismin farklı doğrultularda aynı ve/veya benzer elastik özellikleri göstermesi izotrop cisimler olarak tanımlanırken, anizotrop cisimler ise farklı elastik modülüne sahip cisimlerdir [106].

Lineer cisim

Gerilme ve gerinim eğrisinin orantı sınırına kadar doğru orantılı, sonrasında ise lineer olmayan özellik gösteren cisimlerdir [107].

Homojen cisim

Bir nesnenin elastik özelliğinin her noktada aynı olduğu nesneler olarak tanımlanmıştır [108].

Eleman

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilecek olan model, 'eleman' olarak tabir edilen basit geometrik şekillere ayrılır. Bahsı geçen elemanlar geometrik (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısına göre sınıflandırılmaktadırlar [108].

Sınır şartlarını içerisinde bulunduracak şekilde, elemanların birleşmesi sonucu lineer veya lineer olmayan matematiksel denklem seti elde edilmekte ve bu denklemin çözümü sonucunda sistemin/modelin en yakın davranışı ortaya çıkmaktadır [109].

Rijit eleman

Kuvveti iletebilen, gerilme yüklenmeyen ve deformasyona uğramayan eleman tipidir. Bağlandıkları düğümlerin arasındaki mesafeyi sabit tutarlar [108].

Düğüm [118]

Sonlu elemanlar yöntemi ile incelenecek olan modellerin bölünmesi sonucunda sonlu sayıda eleman oluşmasına sebep olmaktadır. Bu elemanlar belli noktalarda birbirleriyle temas etmekte ve düğümler [118] ortaya çıkmaktadır. Her bir elemanlardaki yer değiştirmeler direk düğüm noktalarındaki yer değişimlerine de sebebiyet vermektedir. SEAY, düğümlerdeki yer değişimlerini çözmeyi ve hesaplamayı hedefler [109].

Ağ yapısı [109] oluşturma

Ağ yapısı oluşturma işlemi düğüm noktaları ve eleman koordinatları ile yapılabilmektedir. Ağ yapısı farklı bilgisayar yazılımlar aracılığı ile otomatik olarak yapılmakla beraber manüel olarak da ağ üretme imkanı bulunmaktadır. Ağ üretimini yapacak kullanıcının, üretimin yapılacağı bölgede, her bir bölgenin yoğunluğuna karar vermesi gerekmektedir [110].

Sınır şartlar (boundary conditions)

Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini tanımlar. Araştırılacak nesnenin nereden sabitlendiğini ve uygulanan kuvvetin nereden uygulandığını ifade eder. Nesnenin durumuna göre belirlenir [108].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

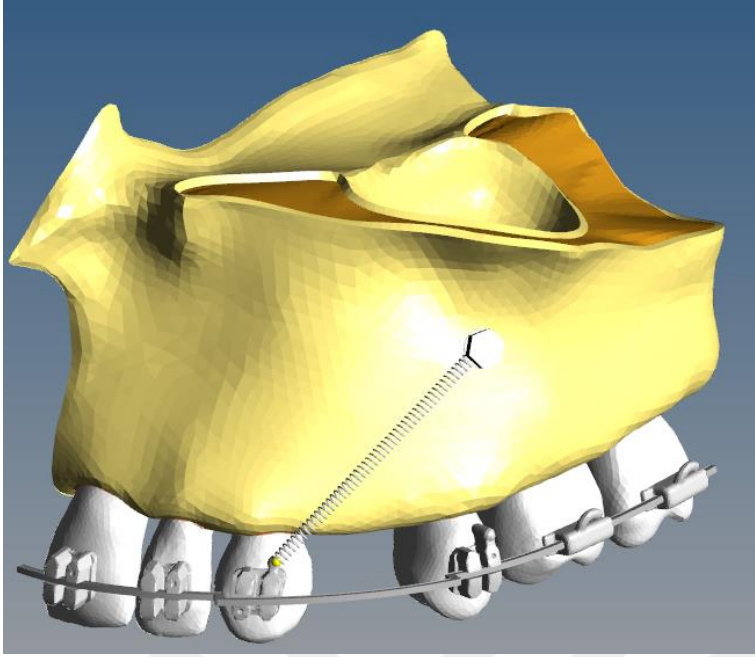
Bu çalışmada 4 farklı biyomateryal esaslı:

- a. Paslanmaz Çelik (316L),
- b. Ti6Al4V,
- c. TiZr ve
- d. Zr ortodontik mini vidaların sol maksilla modeli üzerinde neden olduğu gerilimlerin ve ilgili dişlerde ortaya çıkan streslerin 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir. Bu noktadan hareketle, tedavi mekaniği ve OMV boyutları aynı tutularak 4 farklı model üzerinde çalışılmıştır.

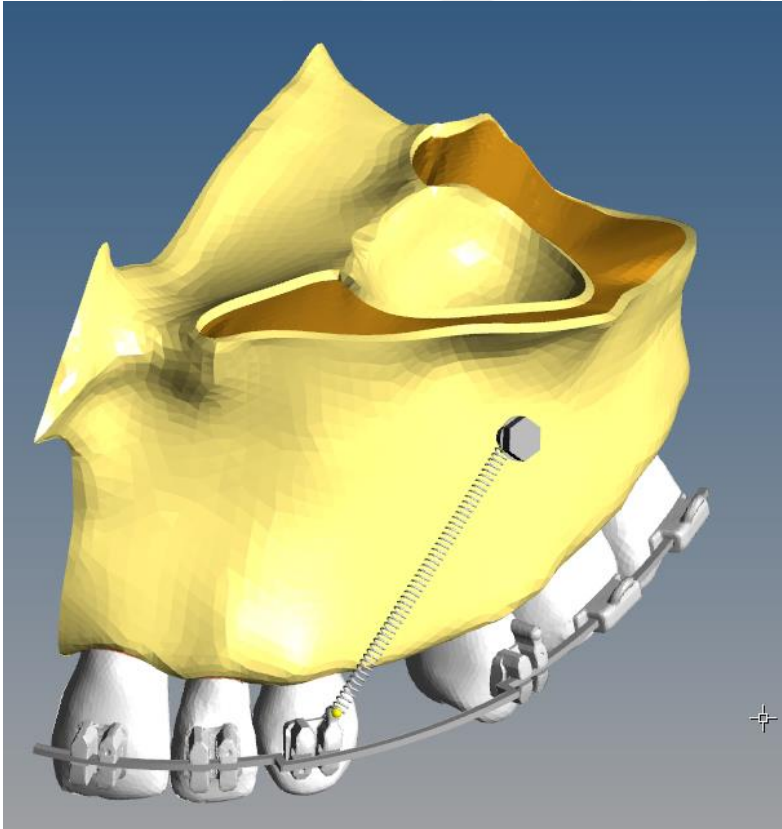
Ortodontik tedavi amacıyla 1.premolar dişin çekildiği, kanin dişin retraksiyonunun, 0,0018’’ slot braketler kullanılarak, devamlı ark üzerinde (16 x 22 palanmaz çelik) yapıldığı ve bu amaç için de üst 1.molar ve 2.molar dişler arasında OMV uygulanan senaryo seçilmiştir.

Retraksiyon için kanin braketin hook’undan (çıkıntısından) OMV’ye doğru, 1 N kuvvet uygulayacak şekilde kapalı yay asılmıştır (Şekil 1 ve Şekil 2).

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



Resim 3.1. Çalışma modelinin vestibülden görüntüsü



Resim 3.2. Çalışma modelinin frontal açıdan görüntüsü

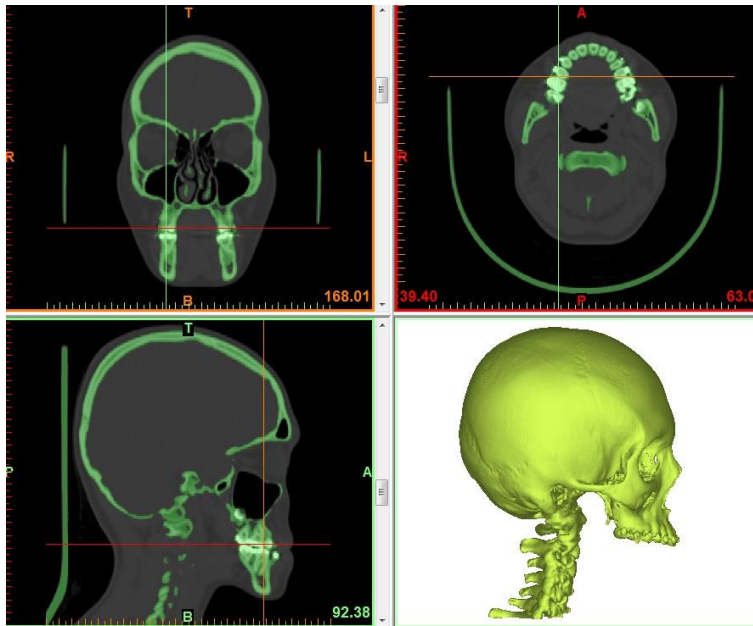
Belirlenen amaç doğrultusunda üç boyutlu mesh'in düzenlenmesi ve çalışma modelinin daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar

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.

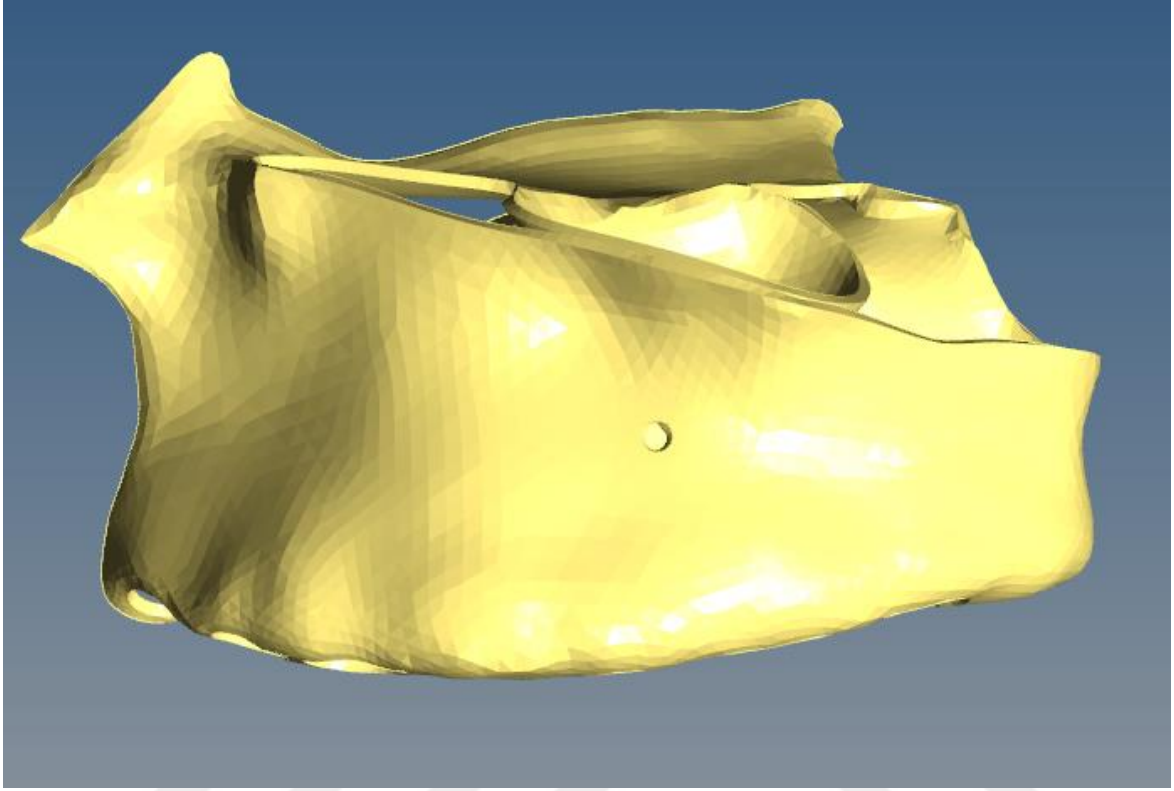
3.1. Kemiğin Modellenmesi

Çalışma sisteminin modellenebilmesi için, sistemik rahatsızlığı ve/veya kraniyofasiyal 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 formtına aktarıldı. Aktarılan kayıtlar MIMICS (Able Software Corp, Massachusetts, ABD) yazılımına aktarıldı. Son aşamada ise MIMICS bilgisayar programı üzerinde ‘İnteraktif segmentasyon’ çalışma felsefesine ve Hounsfield değeri dikkate alınarak üst çene kemiği modellendi (Şekil 3).

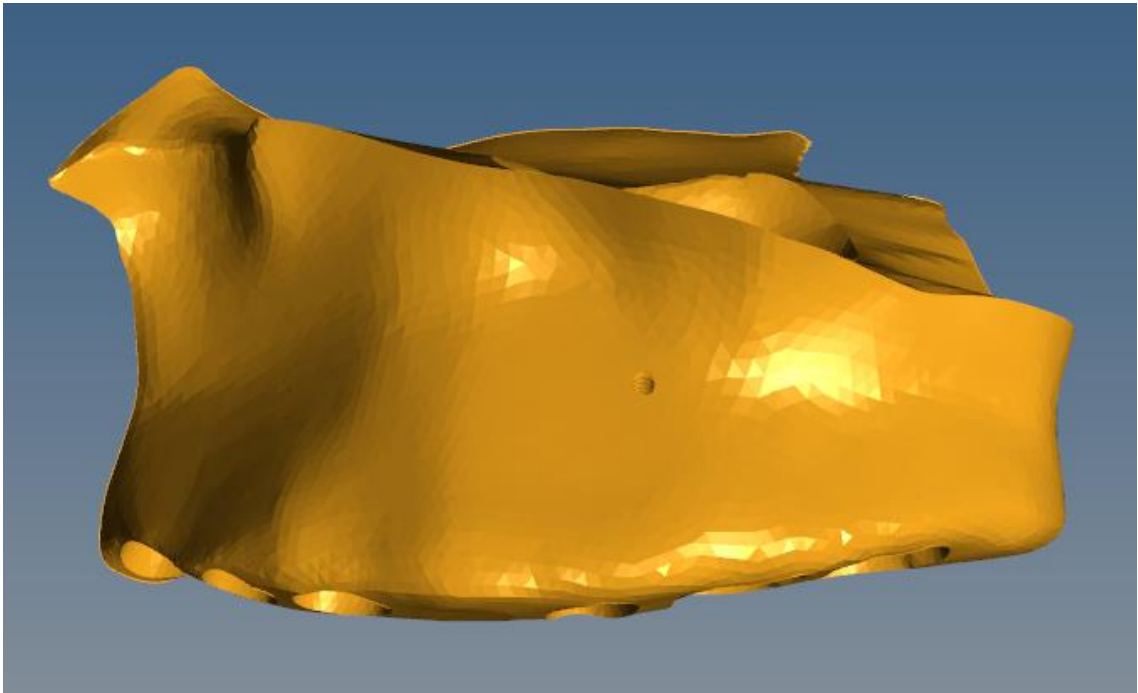


Resim 3.3. Modelleme aşaması

Offset yönteminden faydalanılarak spongiöz kemik elde edildi ve kuvvet aktarımı için uygun hale getirilmiş oldu (Şekil 4 ve 5)



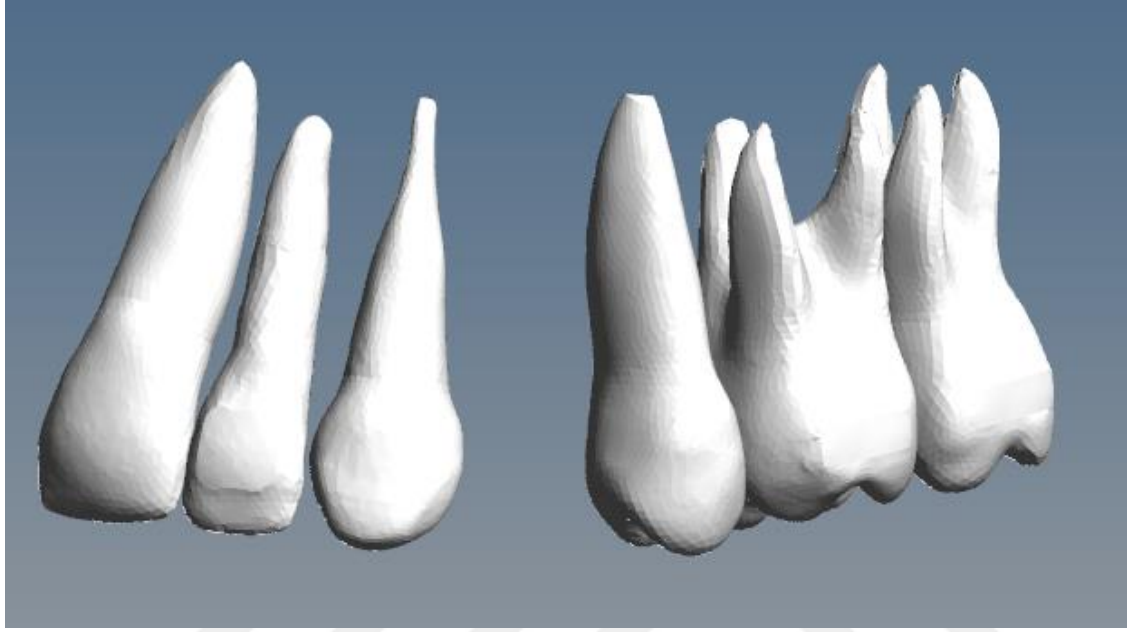
Resim 3.4. Üst çenenin kortikal kemiği



Resim 3.5. Üst çenenin spongiöz kemik görüntüsü

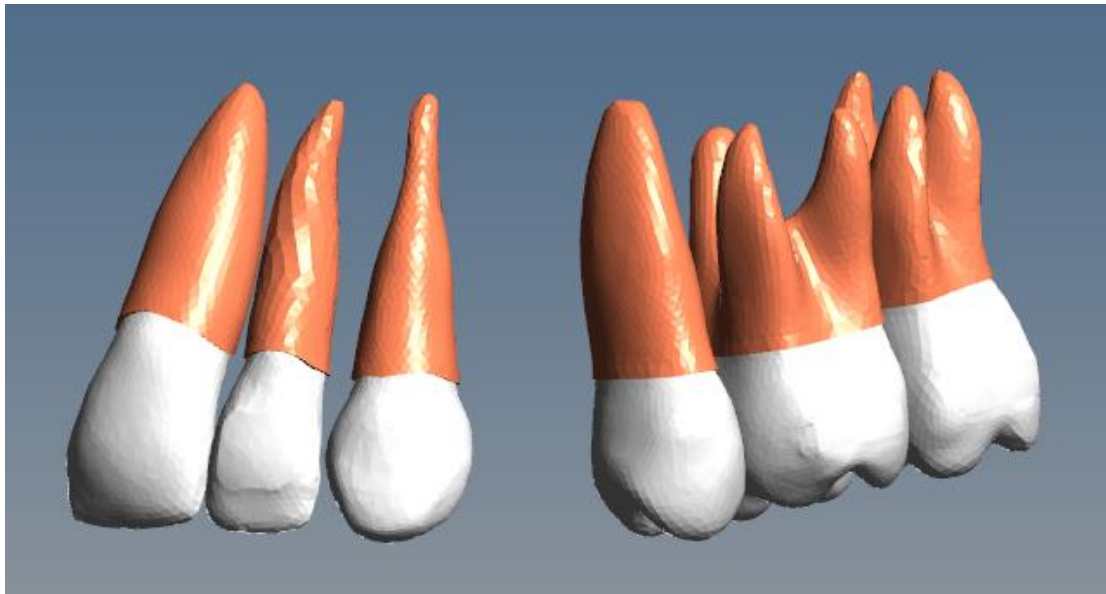
Dişler ve periodontal ligamentin modellenmesi

Çalışmada kullanılan dişler anatomik diş şekil ve boyutları dikkate alınarak CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA) üç boyutlu modelleme yazılımında modellendi (Şekil 6).



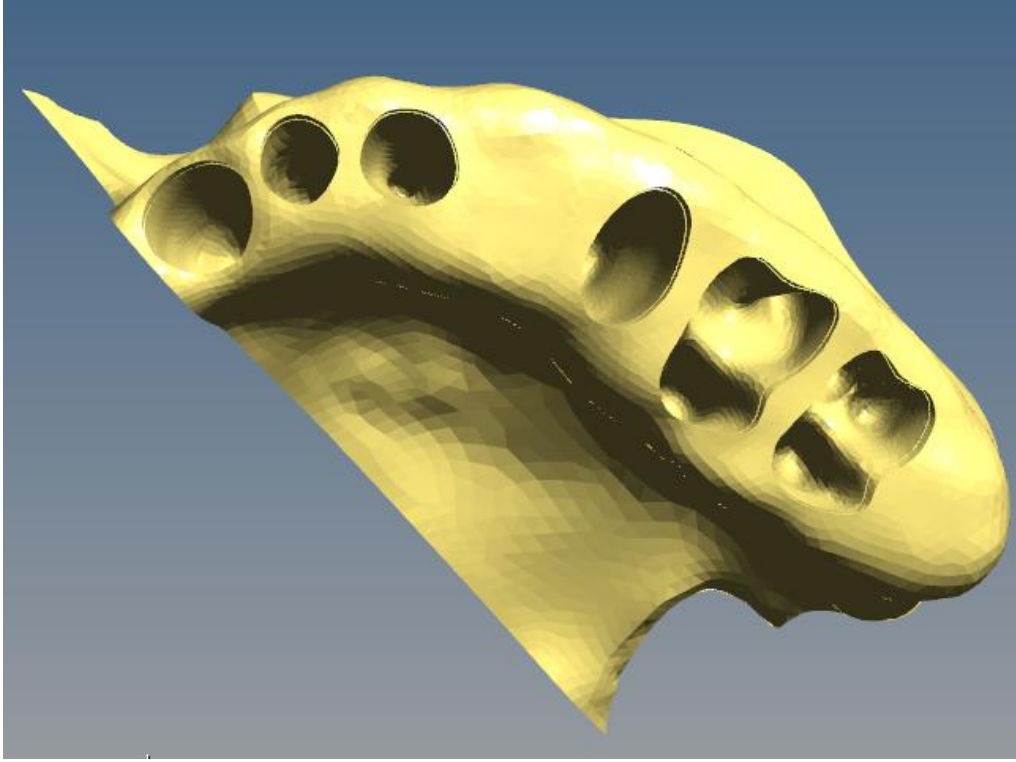
Resim 3.6. Modellenmiş dişler

Elde edilen diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan bölümlerinde 0.2 mm ofset verilerek periodontal ligamentler elde edildi (şekil 7).



Resim 3.7. Dişlerin ve periodontal ligament ile beraber modellenmiş görüntüsü

Periodontal ligamentin ‘boolean’ tekniği yardımıyla kortikal kemikten çıkarılmasıyla kök soketleri elde edildi (Şekil 8). Spongioz kemiğın modellenmesi ise ‘offset’ yöntemi ile kalınlık verilerek elde edildi.



Resim 3.8. Diş kök soketlerinin oklüzalden görünümü

3.2. Minividanın Modellenmesi

Çalışmada kullanılan 1.6 mm çapında 8 mm uzunluğunda ve yiv mesafesi 0,8 mm olan minivida CATIA yazılımında modellendi (Şekil 9).



Resim 3.9. Mini vidanın modellenmiş görüntüsü

3.3. Materyal özellikleri

Bu çalışmada kullanılan tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik kabul edildi; kullanılan Young modülü ve Poisson oranı çizelge 5’de, modellerin düğüm ve eleman sayıları ise Çizelge 6’da verilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan Poisson oran ve Young modülü değerleri

	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik [118]	13600	0.3
Süngerimsi kemik [118]	1360	0.3
Dişler [119]	18600	0.31
PDL [120]	0.69	0.45
Ti6Al4V [121]	110000	0.34
TiZr [122]	125000	0.3
Zr [123]	205000	0.23
Çelik (SS) [124]	210000	0.3

Çizelge 3.2. Düğüm ve eleman sayıları

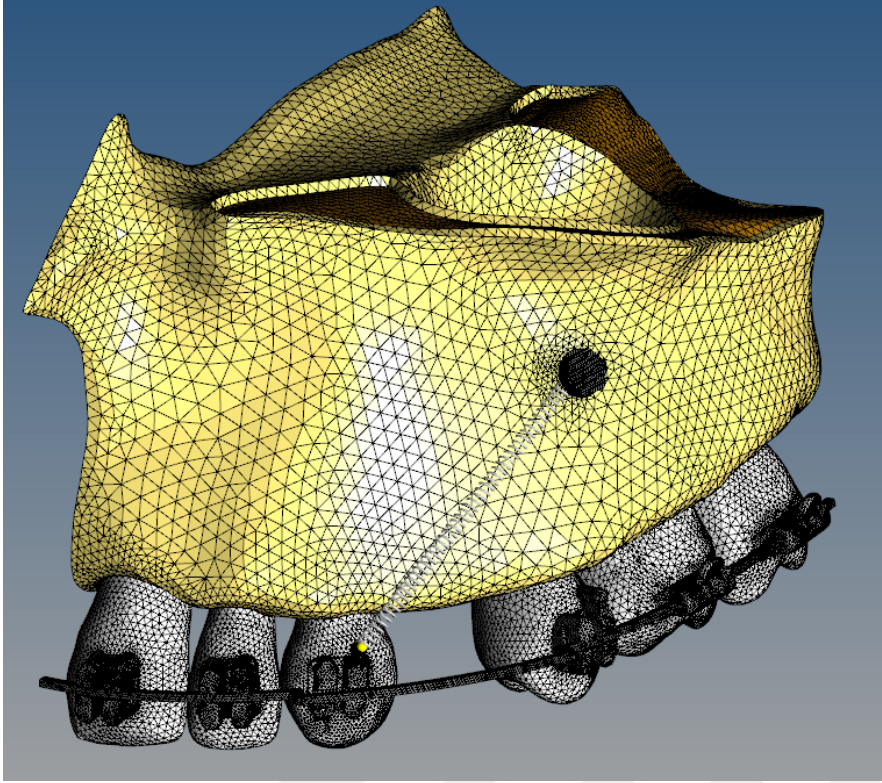
	Düğüm sayısı	Eleman sayısı
Üst Çene modeli	117 940	609 464
Mini Vida	10 893	47 444

3.3. Sınır Şartlar

Sonlu eleman analizlerinde oluşturulan modellere uygulanan dış kuvvetlerin etkilerinin belirlenebilmesi için modellerin belli noktalardan sabitlenmesi gerekmektedir. Sabitleme noktalarının lokasyonları sonuçlara etki edebileceği için bu noktaların gerçeği temsil eden noktalar olmasına özen gösterilmelidir.

Bu çalışmanın amacı farklı malzemelerden yapılmış olan mini vidaların yarattığı gerilim alanlarını gözlemlemek olduğundan tüm modeller aynı sınır koşullarına tabi tutulmuştur.

- Yarım çene modeli kullanılmış ve yarı yüzeyine simetri sınır şartı verilmiştir
- Kemik üst bölgesi tamamiyle sabitlenmiştir.
- Braket ve tel arasındaki sürtünme katsayısı 0.2 olarak tanımlanmıştır.
- Yükleme yay doğrultusunda 1 N olarak yapılmıştır (Şekil 11).



Resim 3.10. Sınır şartlar

3.4. Senaryoların oluşturulması

Senaryo 1'de modellenen tedavi mekaniğinde paslanmaz çelik alaşım esaslı OMV seçilmiştir. Senaryo 2'de Ti6Al4V alaşımı esaslı OMV, senaryo 3'de TiZr esaslı OMV ve senaryo 4 ise Zr esaslı OMV uygulanmıştır. Bütün senaryolarda, kanin dişini retrakte etmek amacıyla 1 N kuvvet uygulanmış, OMV alaşımı haricindeki tüm faktörler sabit tutulmuştur.



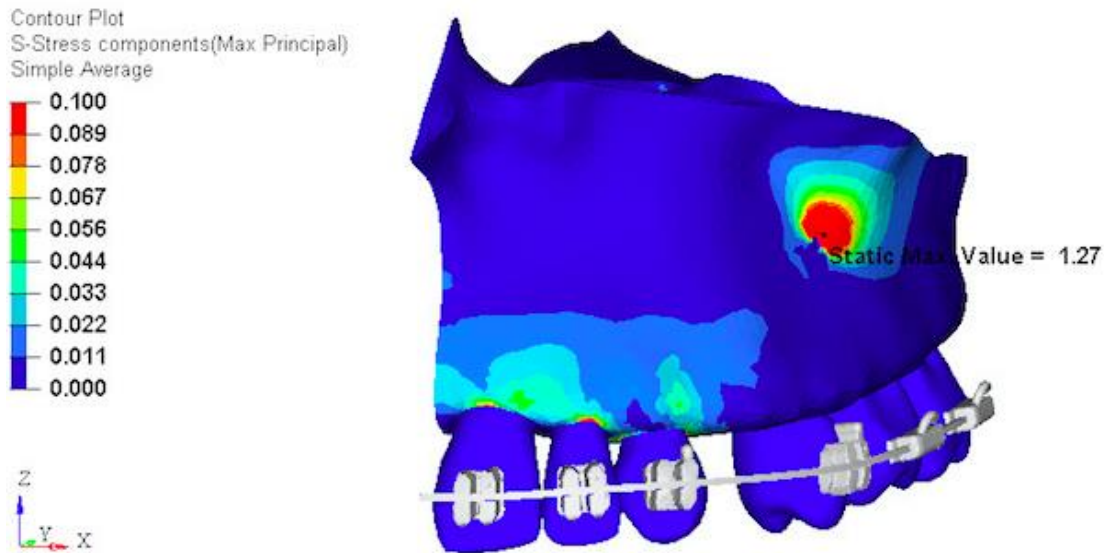
4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında Paslanmaz Çelik (316L), Ti6Al4V, TiZr ve Zr olmak üzere 4 farklı biyomateryal esaslı OMV'lara 1 N kuvvet uygulanarak, üst çenede sebep oldukları gerilimler 3 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi ile değerlendirildi.

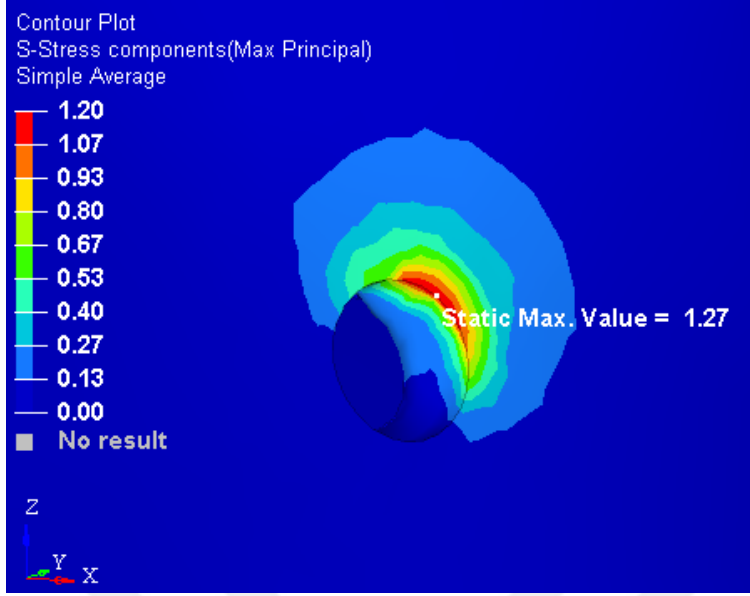
Belirlenen yükleme şartları esnasında kortikal ve spongiöz kemikte ortaya çıkan maksimum (Pmax) ve minimum (Pmin) asal gerilme değerleri ile beraber OMV'lerdeki Von Mises gerilme de değerlendirildi.

4.1. Senaryo 1'de oluşan gerilimlerin bulguları

Senaryo 1'de seçilen tedavi mekaniğinde paslanmaz çelik (316L) alaşım esaslı OMV seçilmiştir. Bu senaryoda, üst çenede, hem kortikal hem de spongiyöz kemikte meydana gelen maksimum (Pmax) ve minimum asal gerilimler (Pmin) hesaplandı. Kortikal kemikte, OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tersinde, gerilim açısından elde edilen maksimum asal gerilim değeri (Pmax) 1.27 MPa olduğu görüldü (Şekil 1.1 ve 1.2).

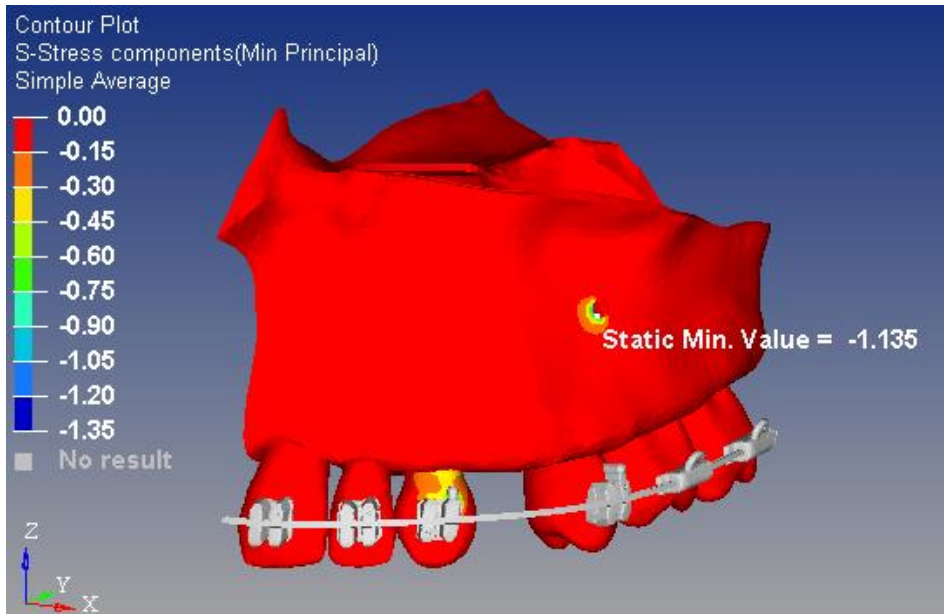


Resim 4.1. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü

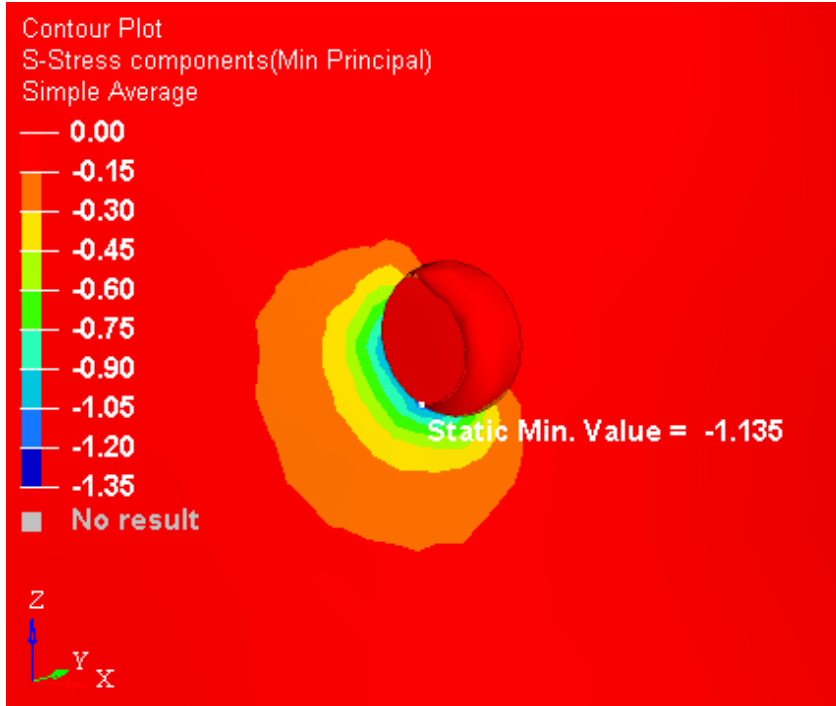


Resim 4.2. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü

Senaryo 1'de kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilmelerin (Pmin) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tarafında meydana geldiği belirlendi ve -1,135 MPa olarak hesaplandı (Şekil 1.3 ve 1.4).

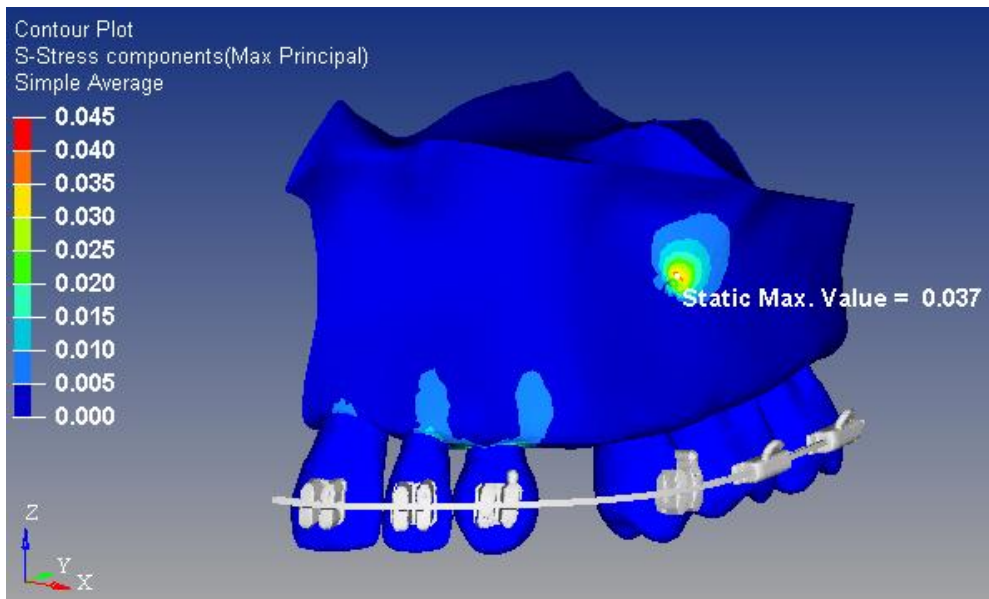


Resim 4.3. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü

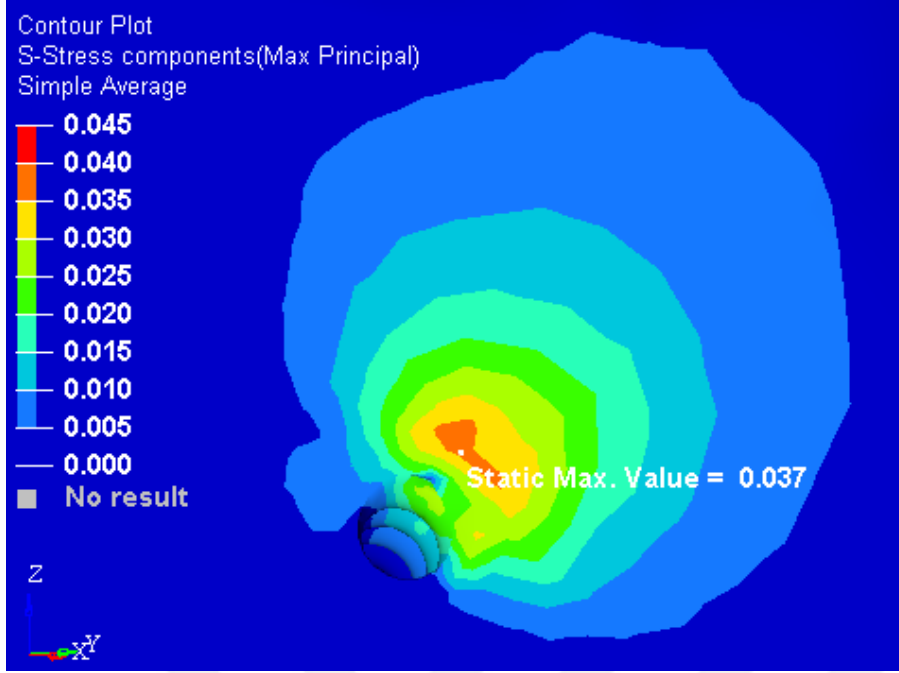


Resim 4.4. Senaryo 1, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü

Senaryo 1'deki spongiyoz kemik değerlendirildiğinde, maksimum asal gerilim (Pmax) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün ters yönünde ve değeri 0.037 MPa olarak bulundu (Şekil 1.5 ve 1.6).

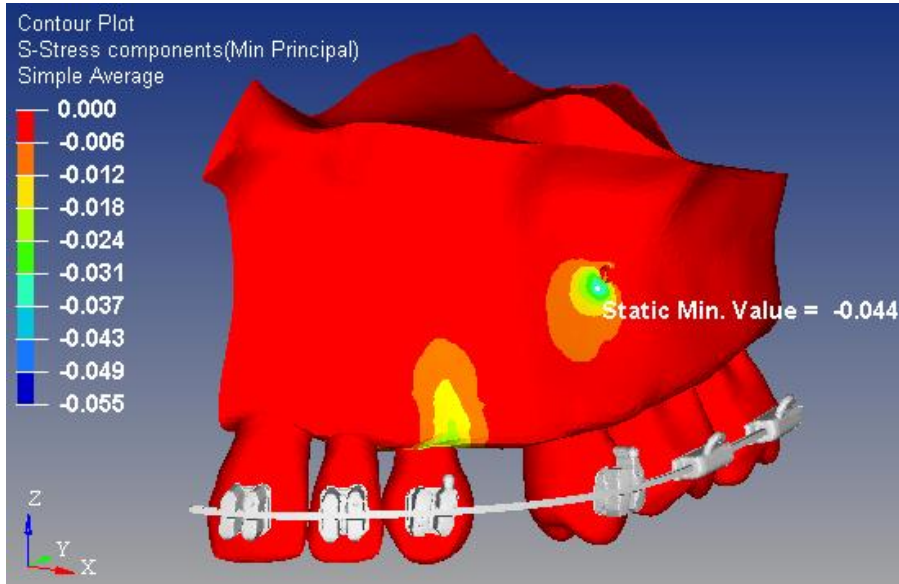


Resim 4.5. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü

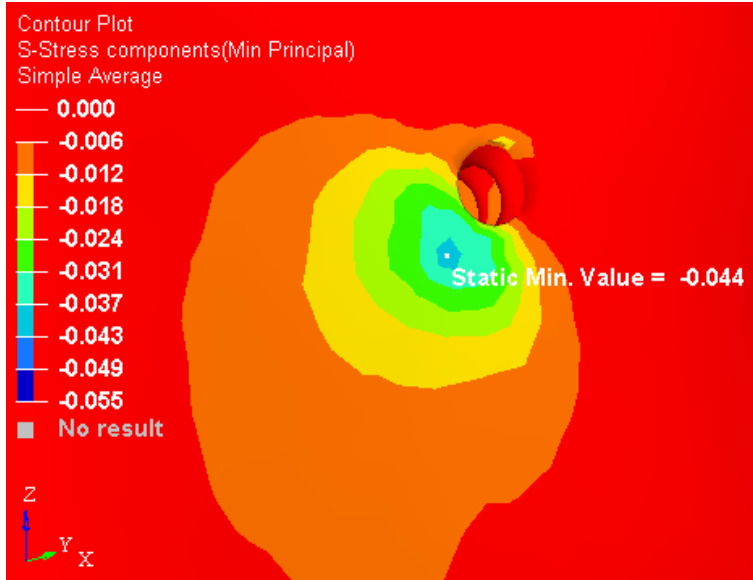


Resim 4.6. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü

Senaryo 1, spongiyoz kemikte belirlenen minimum asal gerilim (Pmin), OMV'ye uygulanan kuvvet yönünde, -0.044 MPa olarak bulundu (Şekil 1.7 ve 1.8).



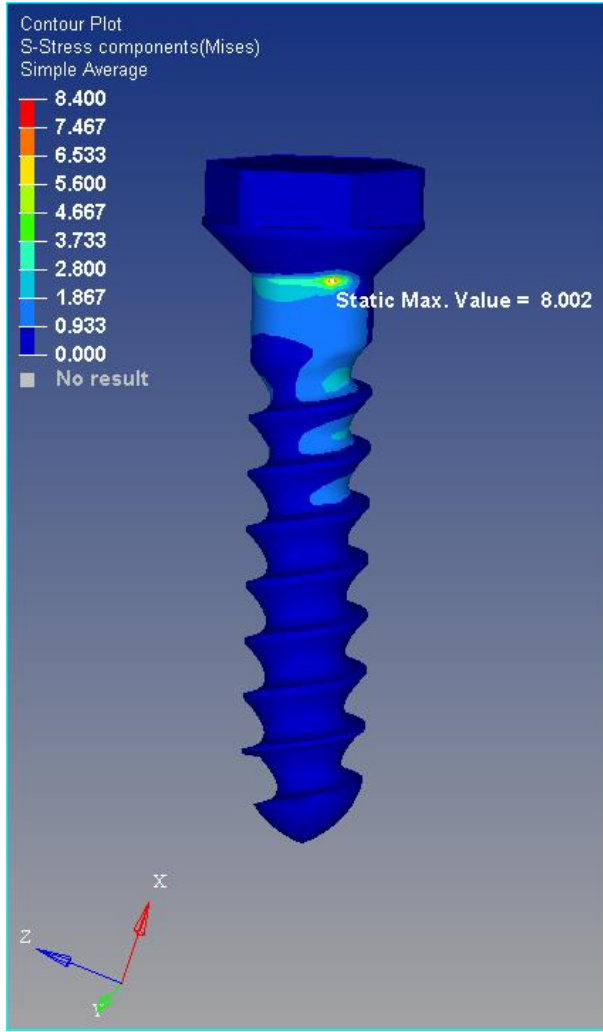
Resim 4.7. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü



Resim 4.8. Senaryo 1'de spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü

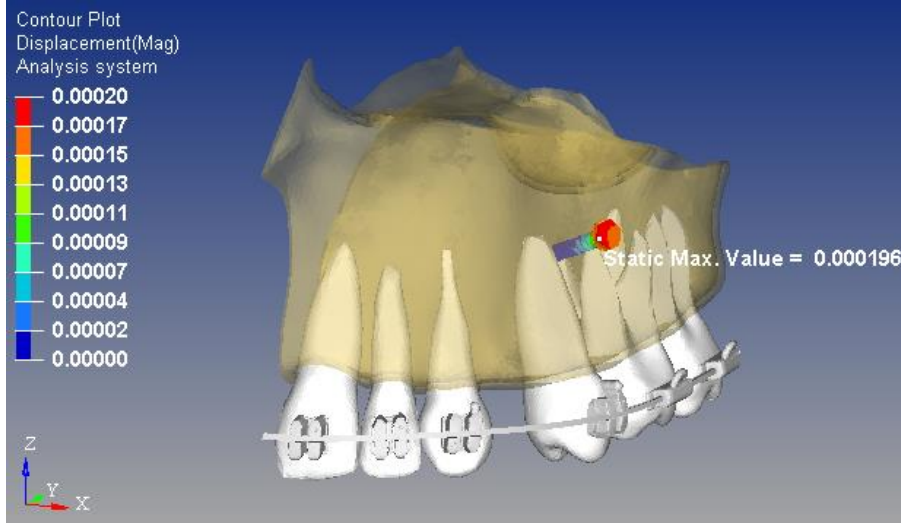
4.1.1. Senaryo 1'deki OMV'nin von Mises bulguları

Standardizasyonun sağlanması açısından, OMV'lerin von Mises bulguları her modelde aynı bölgeden tespit edilmiştir. Paslanmaz çelik (316L) esaslı ve 1 N yükleme altında, OMV'de maksimum von Mises gerilme değeri 8,002 MPa olarak hesaplandı. Bu gerilmeler OMV'nin boyun kısmında tespit edildi (Şekil 1.9).

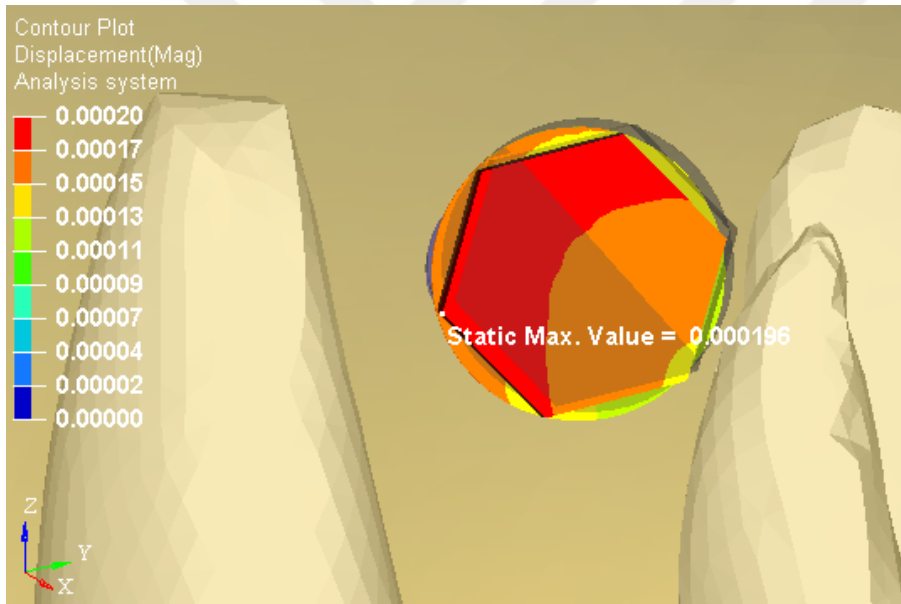


Resim 4.9. Paslanmaz çelik esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi

Senaryo 1'de ortodontik kuvvet yükleme anındaki OMV'nin yer değiştirme/deplasman miktarı 0,000196 mm olarak hesaplandı (şekil 1.10 ve 1.11).

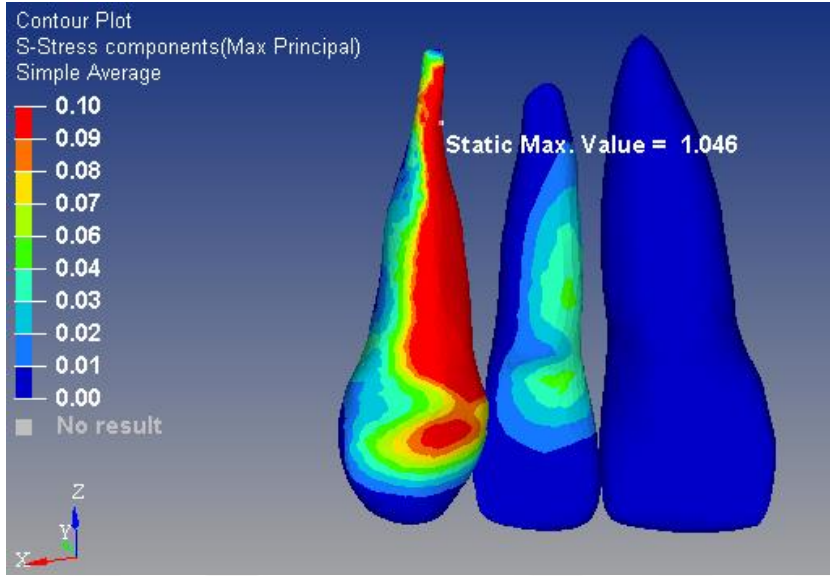


Resim 4.10. Senaryo 1'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü



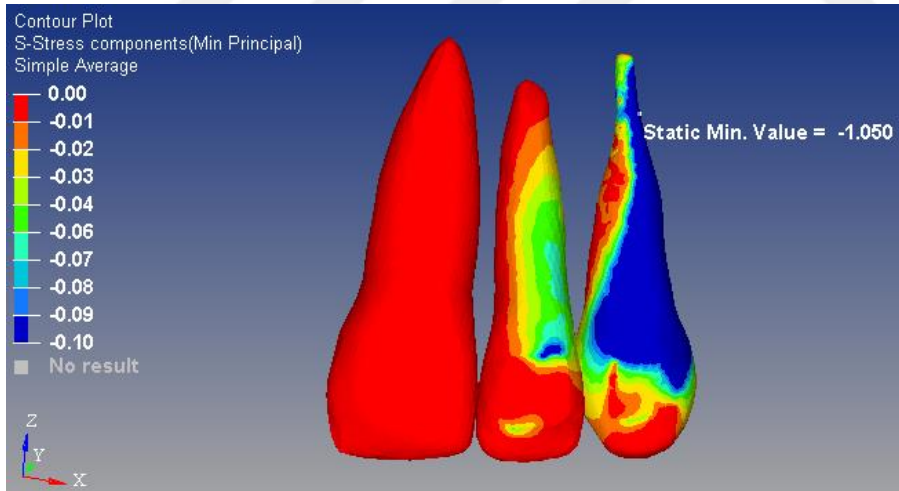
Resim 4.11. Senaryo 1'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü

Dişlerde ortaya çıkan maksimum asal gerilim (P_{max}) miktarı tüm senaryolarda aynı miktarda; en fazla gerilim kanin dişinde ortaya çıkmış ve 1,046 MPa olarak belirlenmiştir (Şekil 1.12).



Resim 4.12. Dişlerde ortaya çıkan maksimum asal gerilim miktarı

Dişlerde ortaya çıkan minimum asal gerilim (P_{min}) miktarı yine aynı şekilde tüm senaryolarda aynı miktarda; en fazla gerilim kanin dişinde ortaya çıkmış ve -1,050 MPa olarak belirlenmiştir (Şekil 1.13).



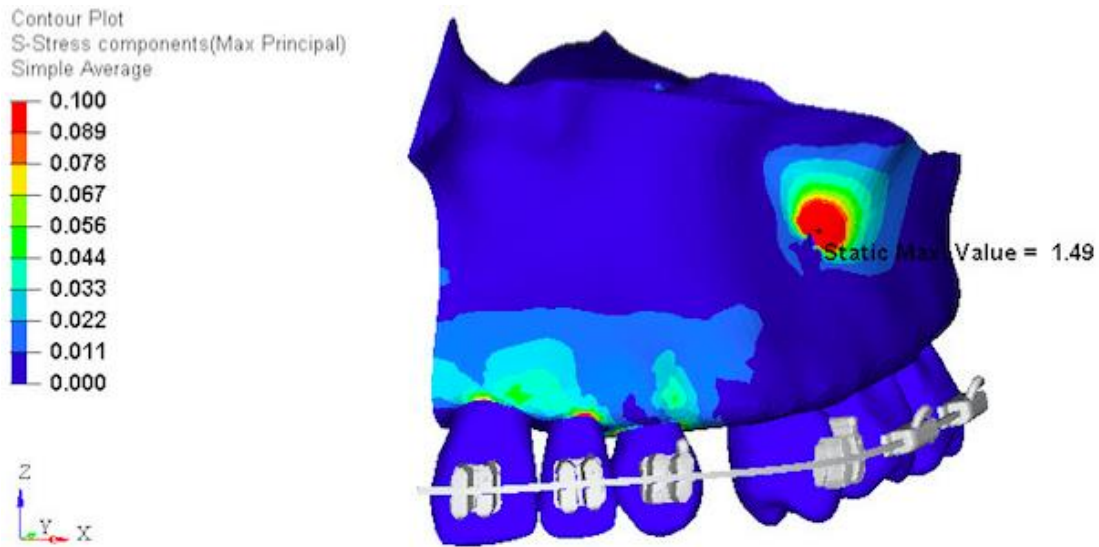
Resim 4.13. Dişlerde ortaya çıkan minimum asal gerilim miktarı

OMV'lerin yer değişimi / deplasman bulgularına bakıldığında ise, sırasıyla, küçükten büyüye doğru, Senaryo 1 (paslanmaz çelik), senaryo 4 (Zr), Senaryo 3 (TiZr) ve en fazla Senaryo 4'te (Ti6Al4V) olarak gözlendi.

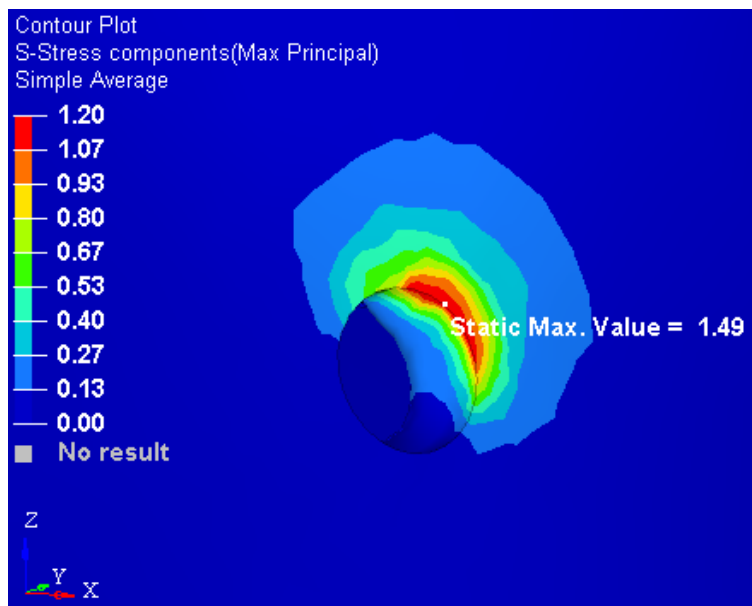
4.2. Senaryo 2'de oluşan gerilimlerin bulguları

Senaryo 2'de Ti6Al4V esaslı OMV seçilmiştir.

Kortikal kemikte, OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tersinde, gerilim açısından elde edilen maksimum asal gerilim değeri (Pmax) 1.49 MPa olduğu hesaplandı (Şekil 2.1 ve 2.2).

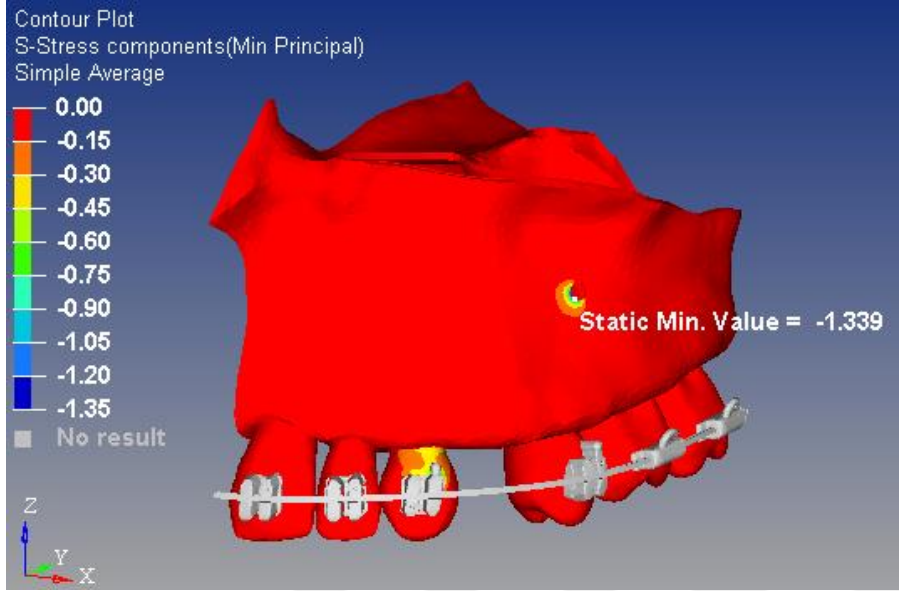


Resim 4.14. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü

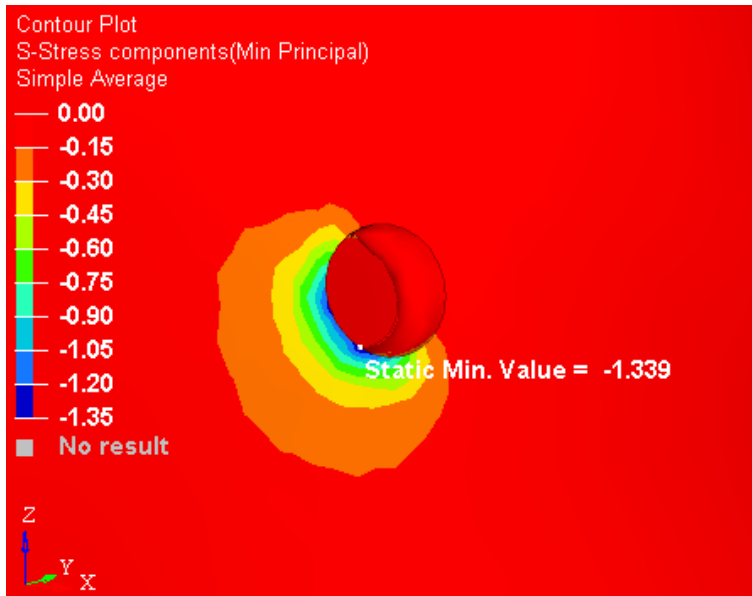


Resim 4.15. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.

Senaryo 2'de kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilmelerin (Pmin) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tarafında meydana geldiği ve -1,339 MPa olarak hesaplandı (Şekil 2.3 ve 2.4).

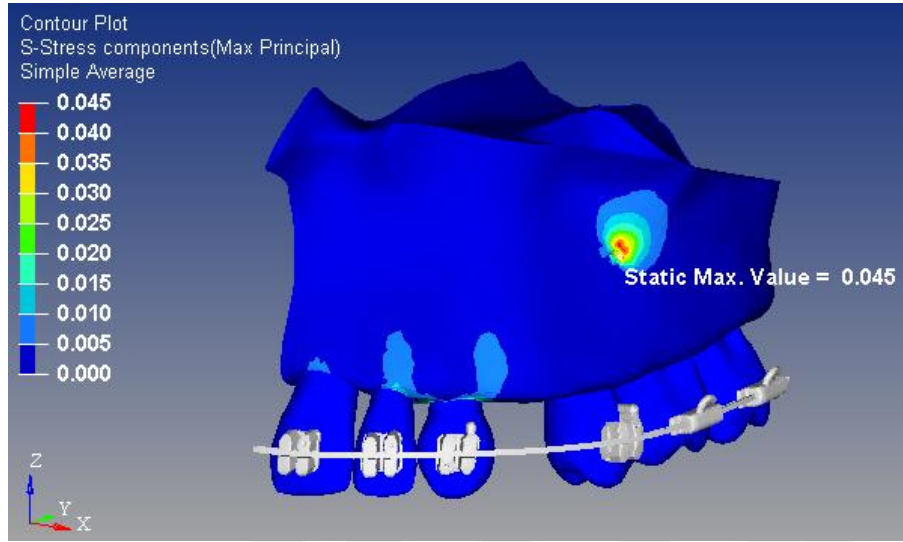


Resim 4.16. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü

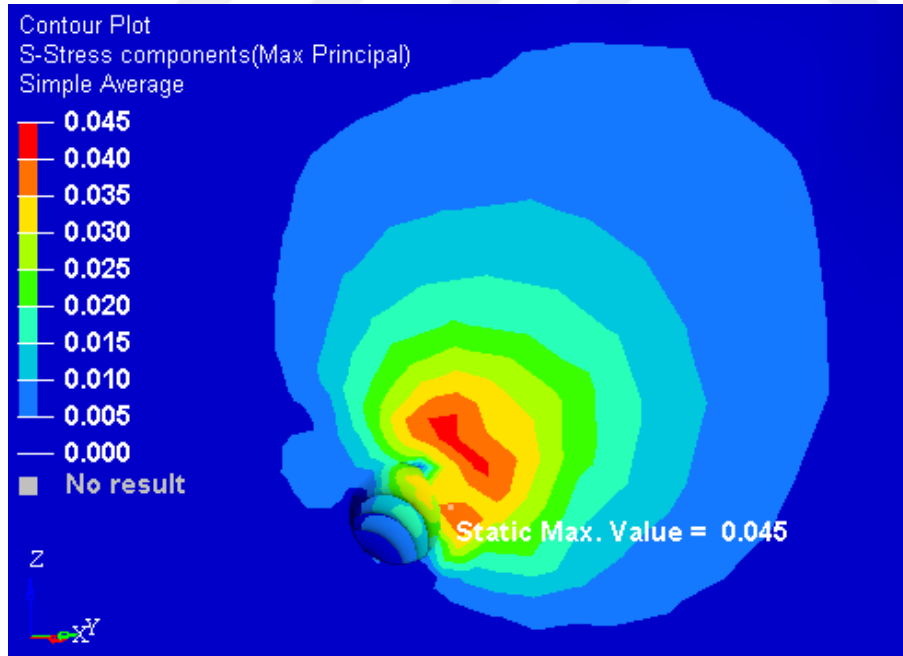


Resim 4.17. Senaryo 2, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.

Senaryo 2'deki spongiyoz kemik değerlerine bakıldığında, maksimum asal gerilimin (Pmax) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün ters yönünde ve değeri 0.045 MPa olarak hesaplandı (Şekil 2.5 ve 2.6).

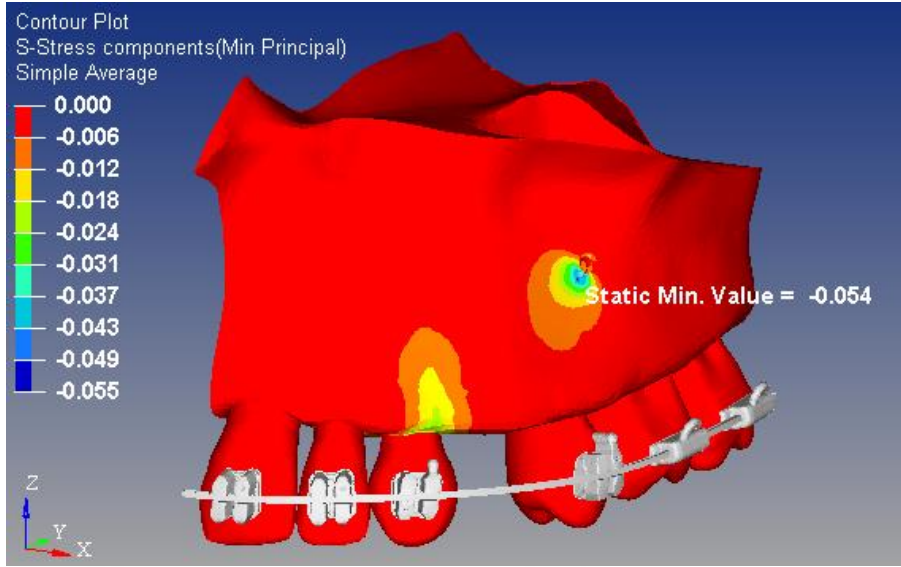


Resim 4.18. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibül den görüntüsü.

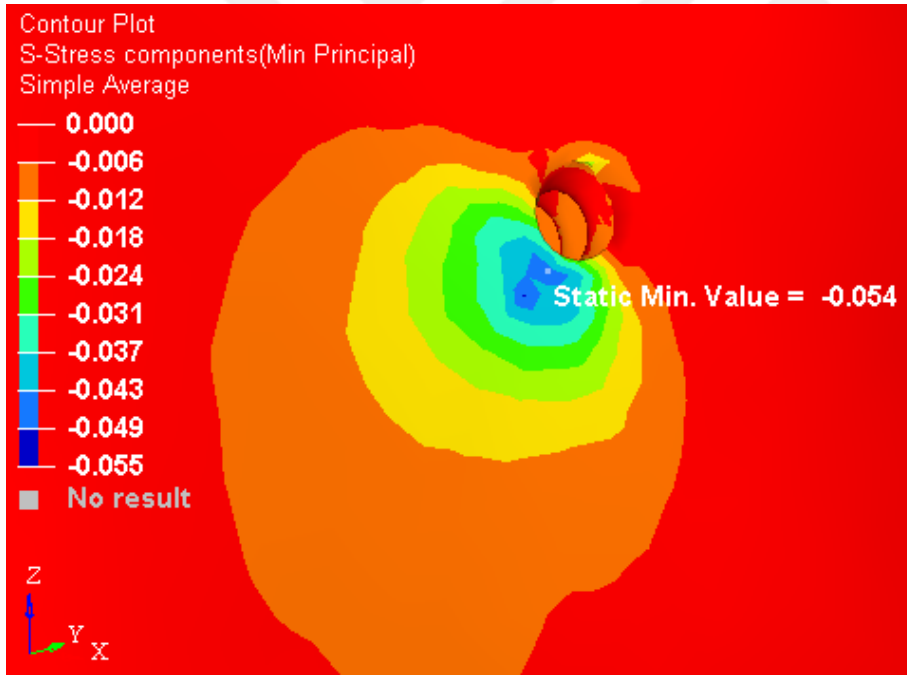


Resim 4.19. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.

Senaryo 2'deki spongiyoz kemik değerlendirildiğinde, minimum asal gerilim (Pmin) -- 0.054 MPa olarak bulundu (Şekil 2.7 ve 2.8).



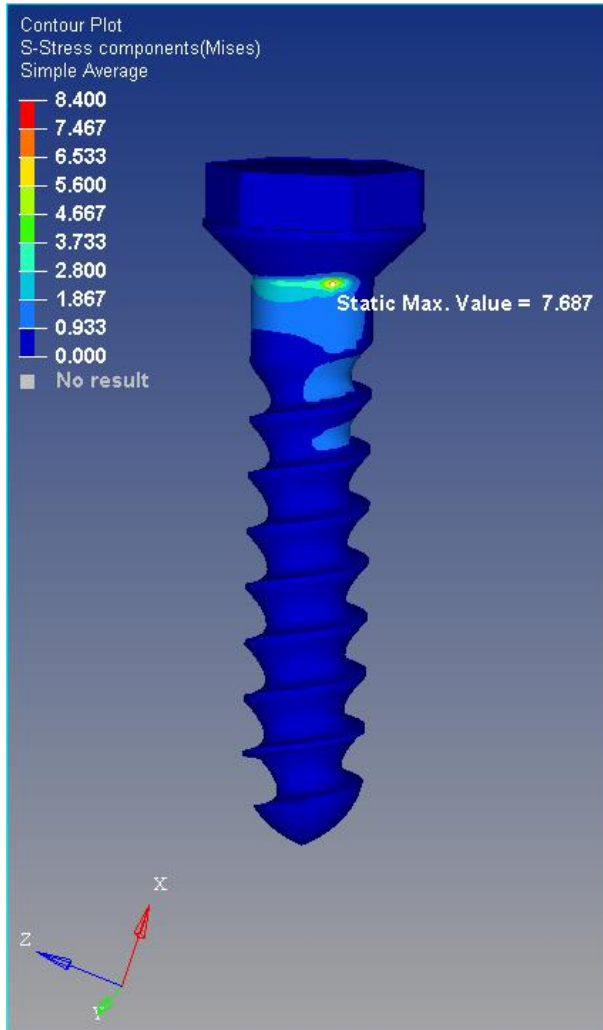
Resim 4.20. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü.



Resim 4.21. Senaryo 2, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.

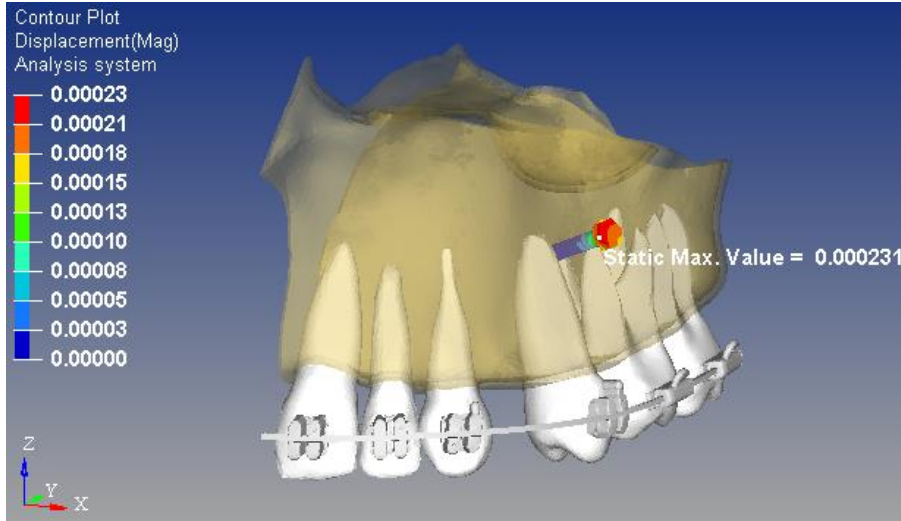
4.2.1. Senaryo 2'deki OMV'nin von Mises bulguları

Ti6Al4V esaslı ve 1 N yükleme altında, OMV'de maksimum von Mises gerilme değeri 7,687 MPa olarak hesaplandı. Bu gerilmeler OMV'nin boyun kısmında tespit edildi (Şekil 2.9).

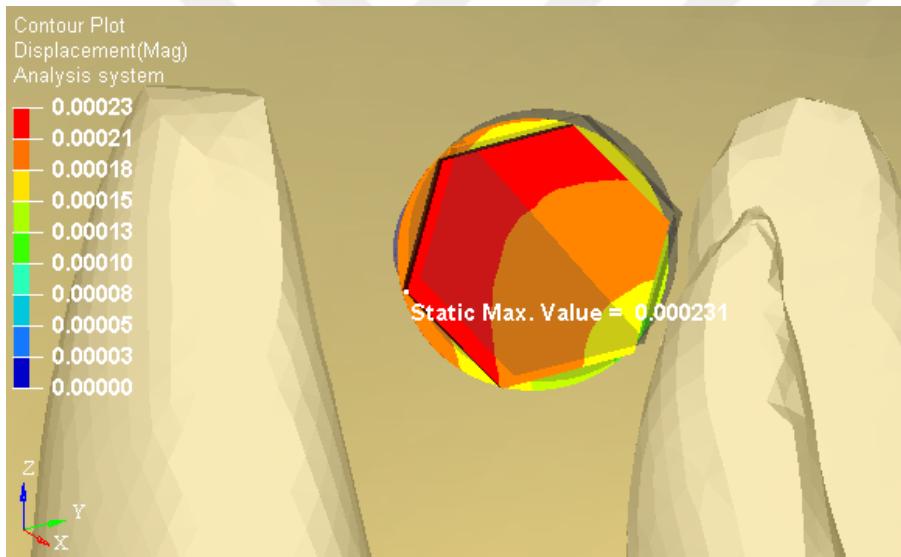


Resim 4.22. Ti6Al4V esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi

Senaryo 2'de ortodontik kuvvet yükleme anındaki OMV'nin yer değiştirme/deplasman miktarı 0,000231 mm olarak hesaplandı (şekil 2.10 ve 2.11).



Resim 4.23. Senaryo 2'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü.

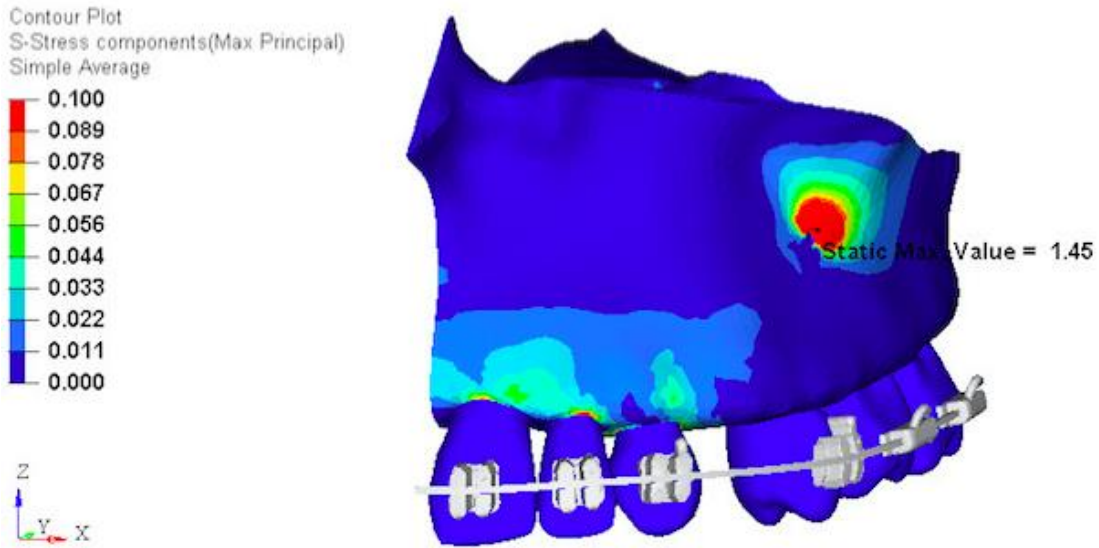


Resim 4.24. Senaryo 2'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü

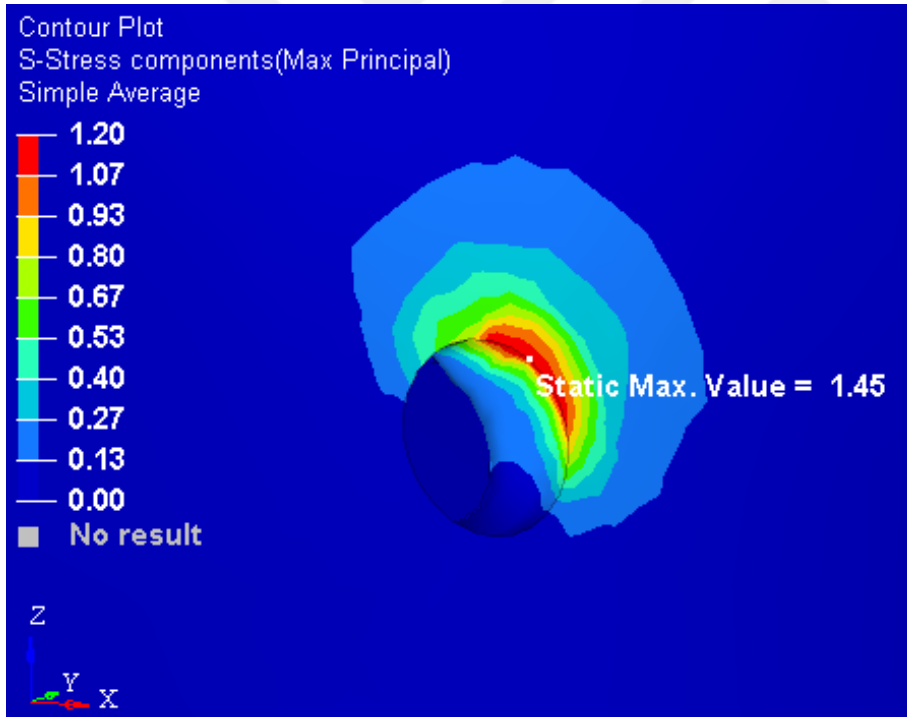
4.3. Senaryo 3'de Oluşan Gerilimlerin Bulguları

Senaryo 3'de TiZr esaslı OMV seçilmiştir.

Kortikal kemikte, OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tersinde, gerilim açısından elde edilen maksimum asal gerilim değeri (Pmax) 1.45 MPa olduğu hesaplandı (Şekil 3.1 ve 3.2).

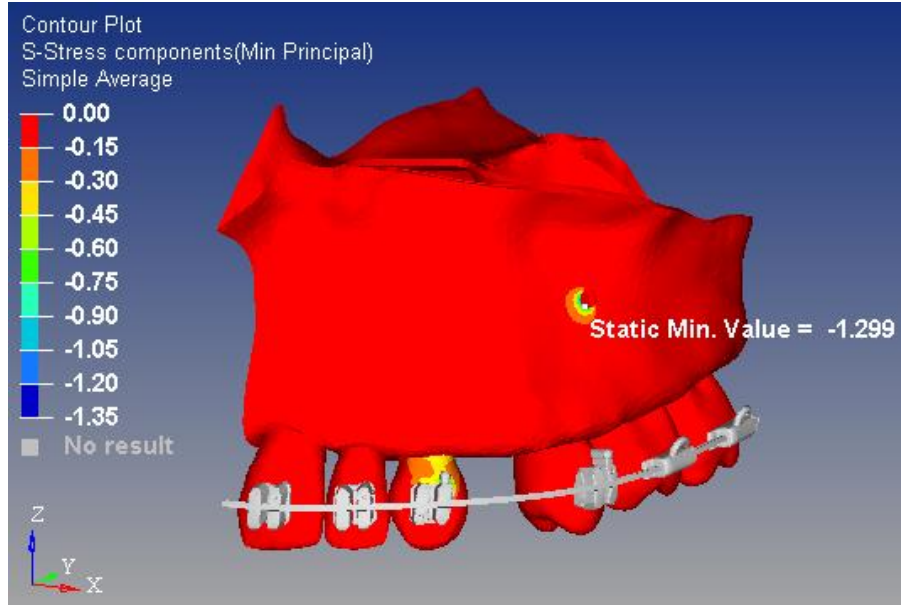


Resim 4.25. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.

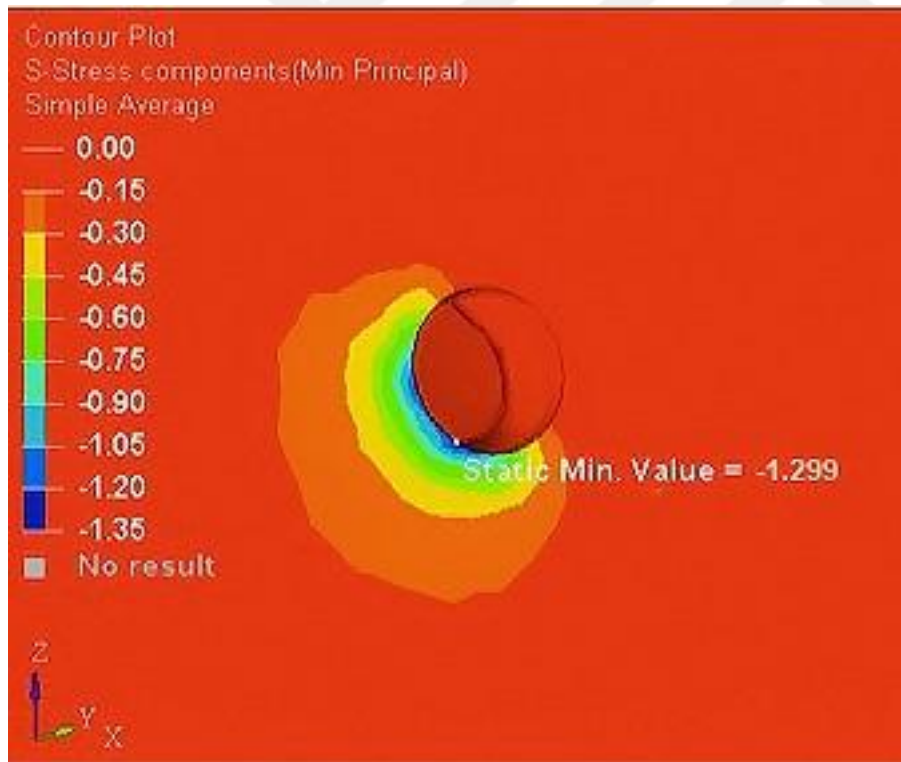


Resim 4.26. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.

Senaryo 3'de kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilmelerin (Pmin) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tarafında meydana geldiği ve -1,229 MPa olarak hesaplandı (Şekil 3.3 ve 3.4).

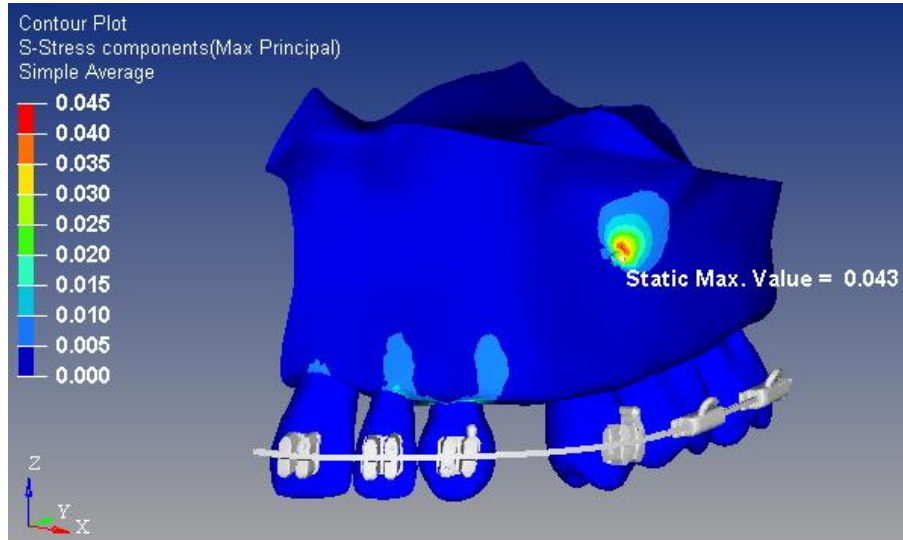


Resim 4.27. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü.

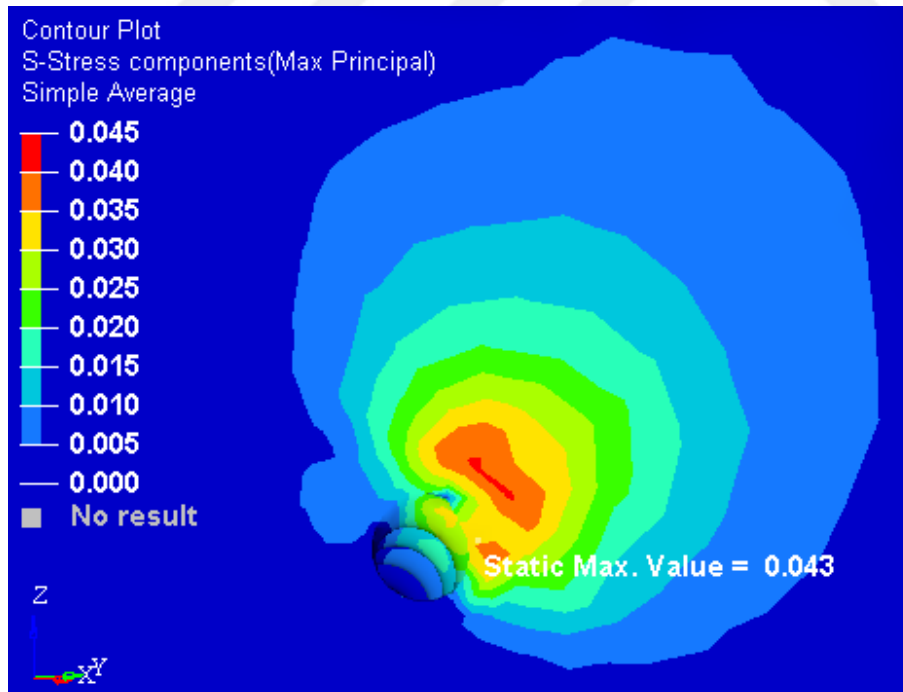


Resim 4.28. Senaryo 3, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.

Senaryo 3'deki spongiyoz kemik değerlerine bakıldığında, maksimum asal gerilimin (Pmax) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün ters yönünde ve değeri 0.043 MPa olarak hesaplandı (Şekil 3.5 ve 3.6).

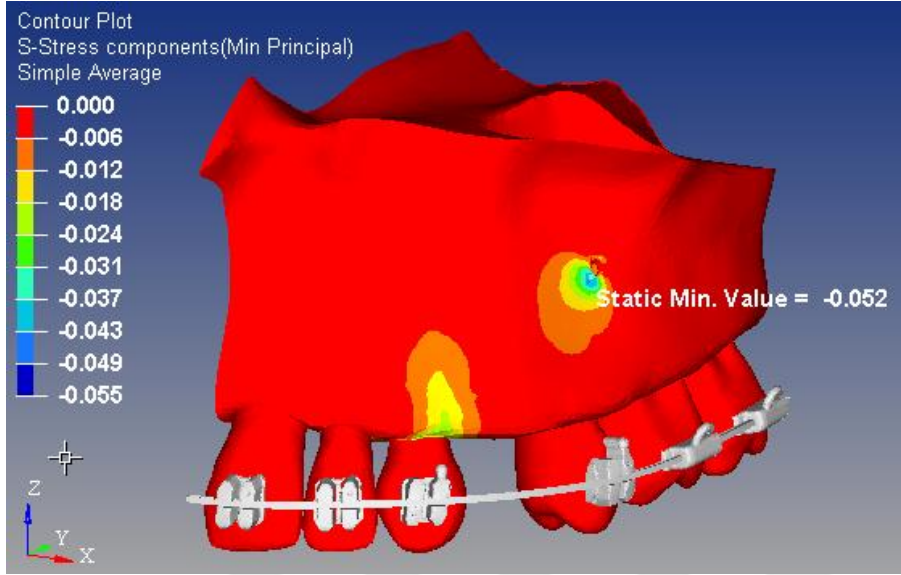


Resim 4.29. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.

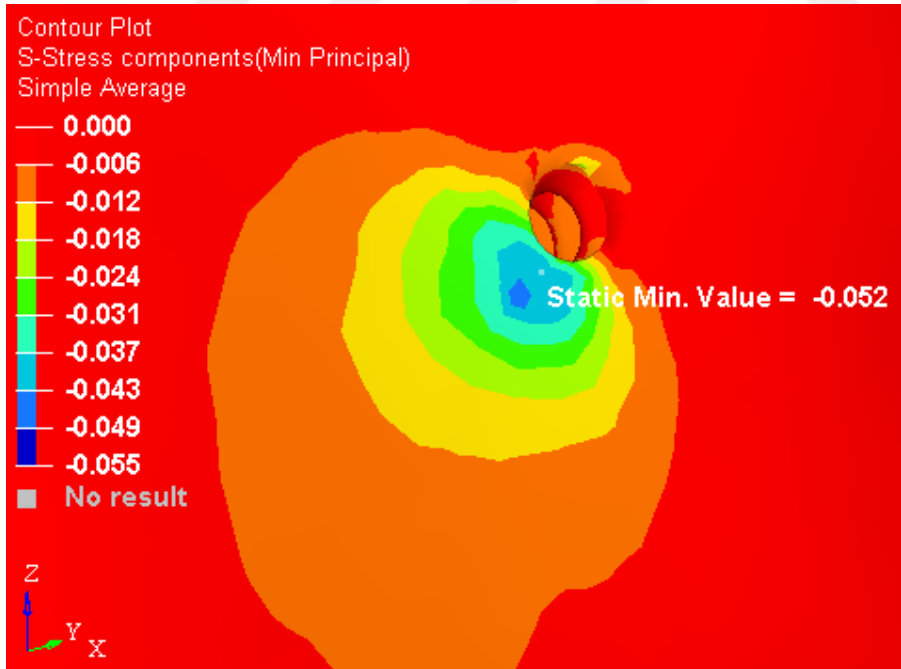


Resim 4.30. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü.

Senaryo 3'deki spongiyoz kemik değerlendirildiğinde, minimum asal gerilim (Pmin) -- 0.052 MPa olarak bulundu (Şekil 3.7 ve 3.8).



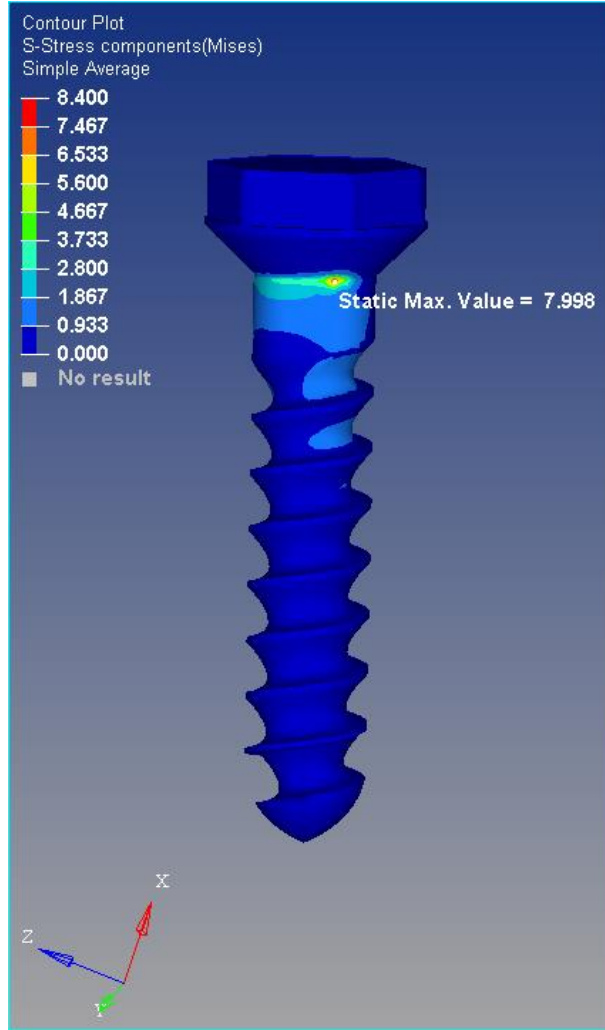
Resim 4.31. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibulden görüntüsü.



Resim 4.32. Senaryo 3, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.

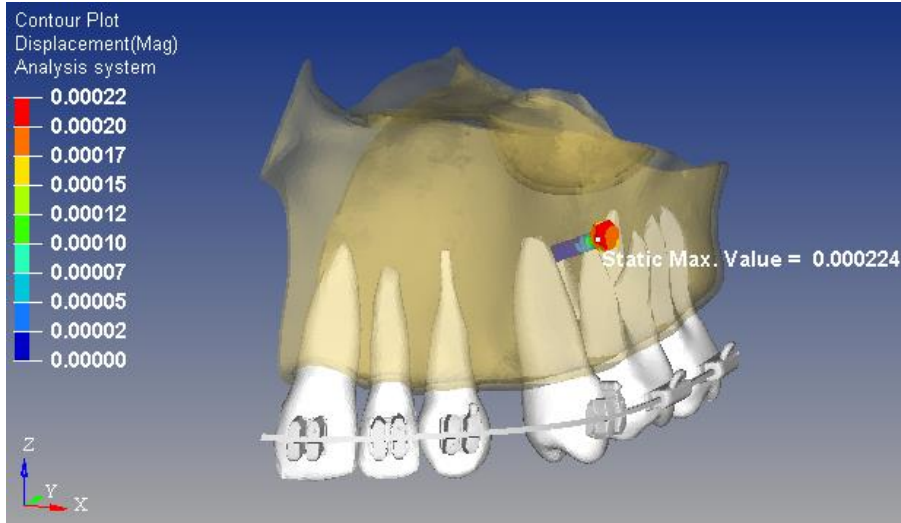
4.3.1. Senaryo 3'deki OMV'nin von Mises bulguları

TiZr esaslı ve 1 N yükleme altında, OMV'de maksimum von Mises gerilme değeri 7,998 MPa olarak hesaplandı. Bu gerilmeler OMV'nin boyun kısmında tespit edildi (Şekil 3.9).



Resim 4.33. TiZr esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi

Senaryo 3'de ortodontik kuvvet yükleme anındaki OMV'nin yer değiştirme/deplasman miktarı 0,000224 mm olarak hesaplandı (şekil 3.10 ve 3.11).



Resim 4.34. Senaryo 3'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü.

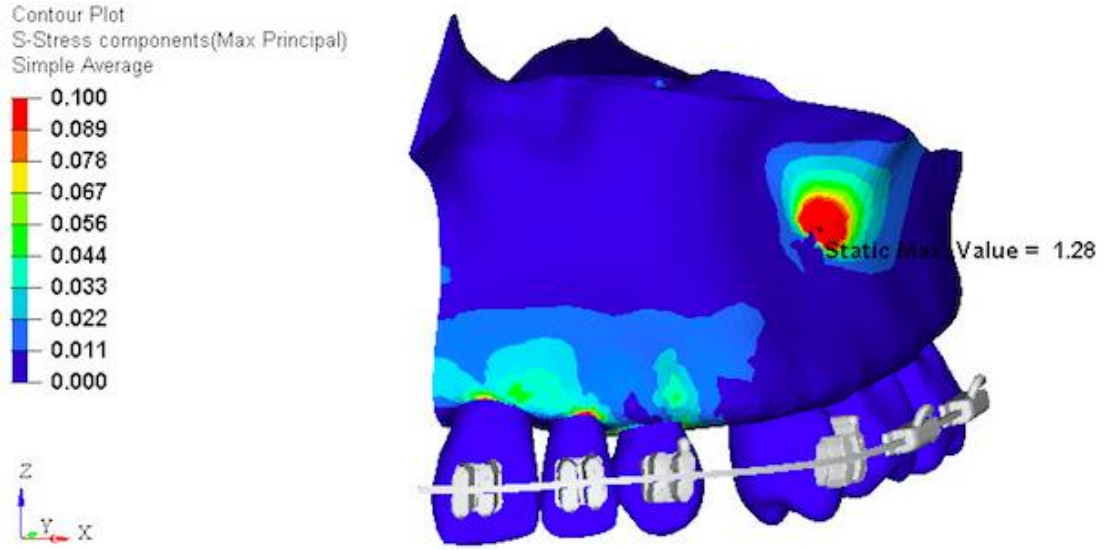


Resim 4.35. Senaryo 3'de, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü.

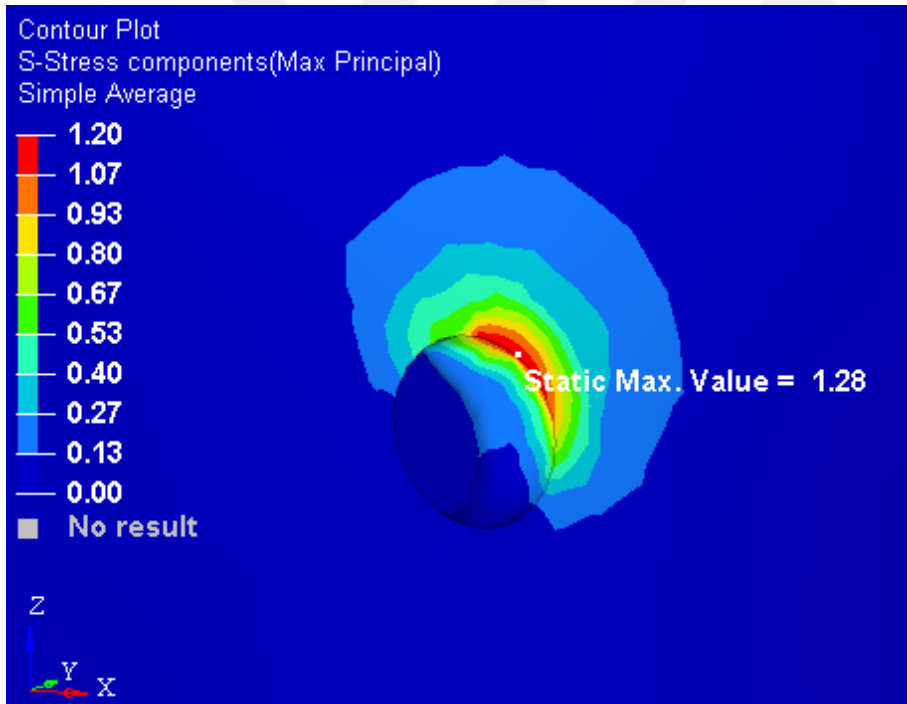
4.4. Senaryo 4'de Oluşan Gerilimlerin Bulguları

Senaryo 4'de Zr esaslı OMV seçilmiştir.

Kortikal kemikte, OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tersinde, gerilim açısından elde edilen maksimum asal gerilim değeri (Pmax) 1.28 MPa olarak hesaplandı (Şekil 4.1 ve 4.2).

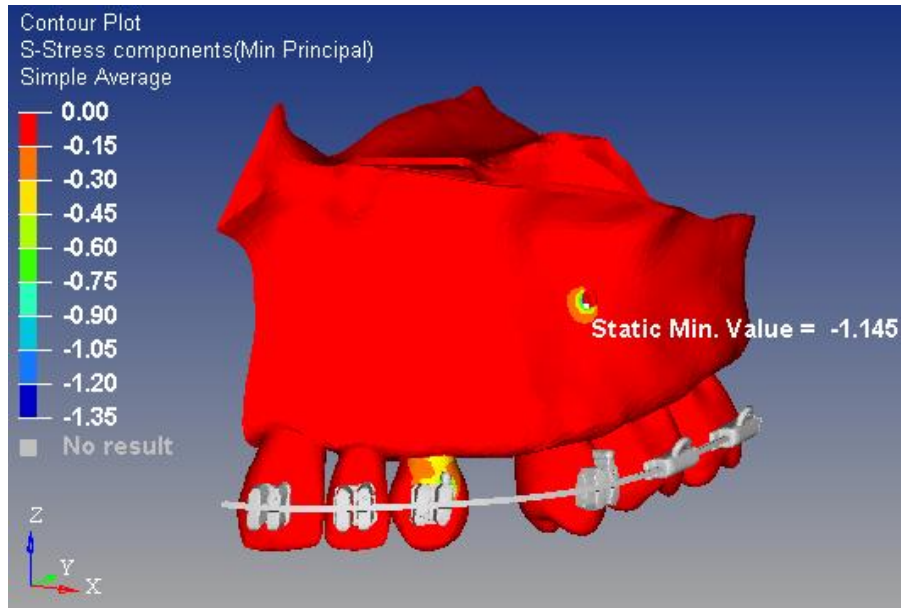


Resim 4.36. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.

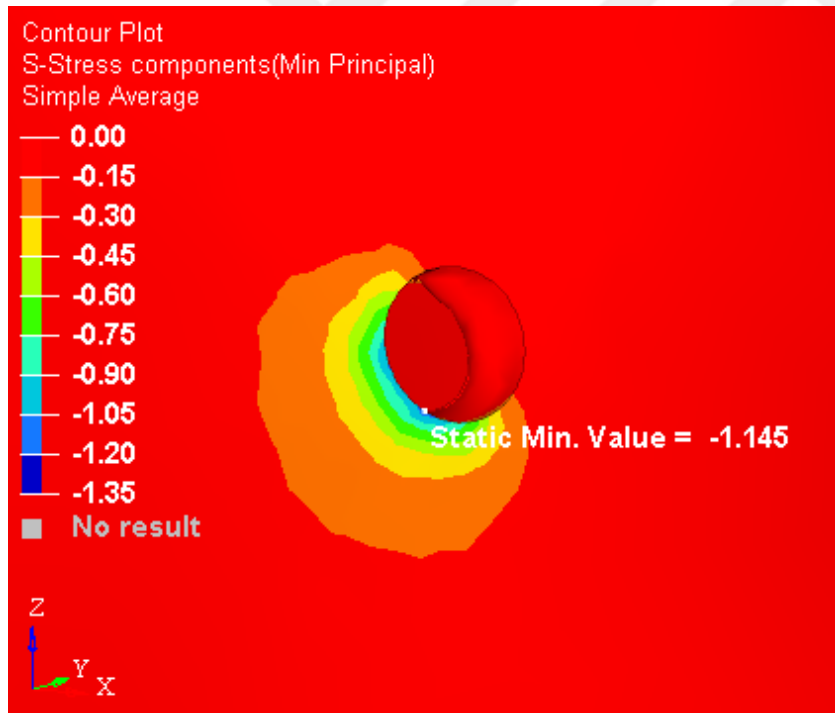


Resim 4.37. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.

Senaryo 4'de kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilmelerin (Pmin) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün tarafında meydana geldiği ve -1,145 MPa olarak hesaplandı (Şekil 4.3 ve 4.4).

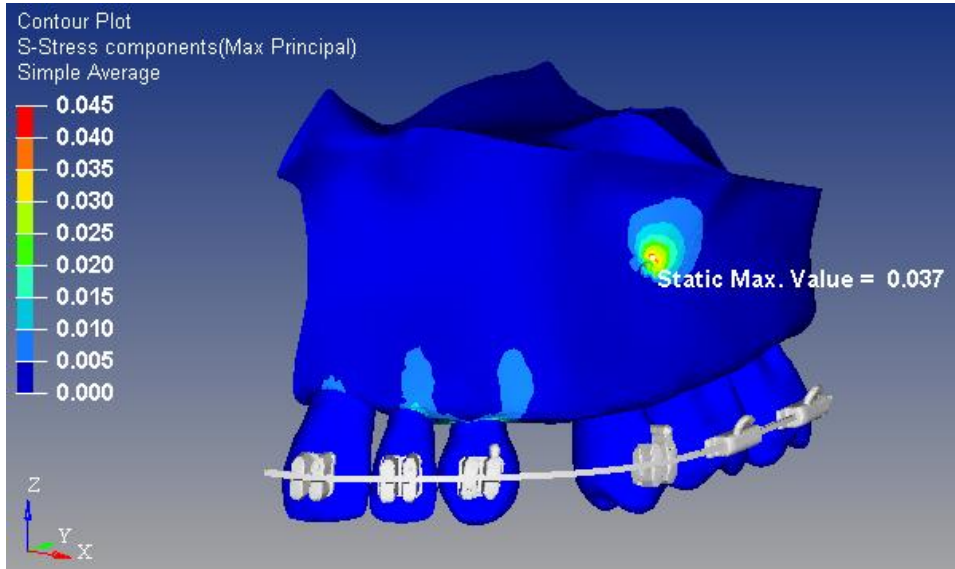


Resim 4.38. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibülden görüntüsü.

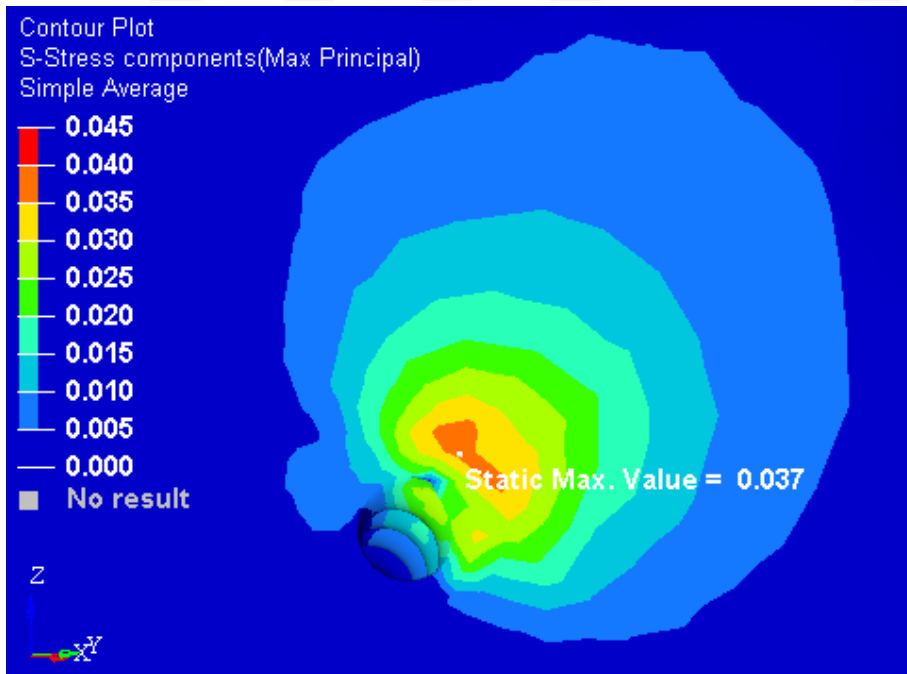


Resim 4.39. Senaryo 4, kortikal kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü.

Senaryo 4'teki spongiyoz kemik değerlerine bakıldığında, maksimum asal gerilimin (Pmax) OMV'ye uygulanan kuvvet vektörünün ters yönünde ve değeri 0.037 MPa olarak hesaplandı (Şekil 4.5 ve 4.6).

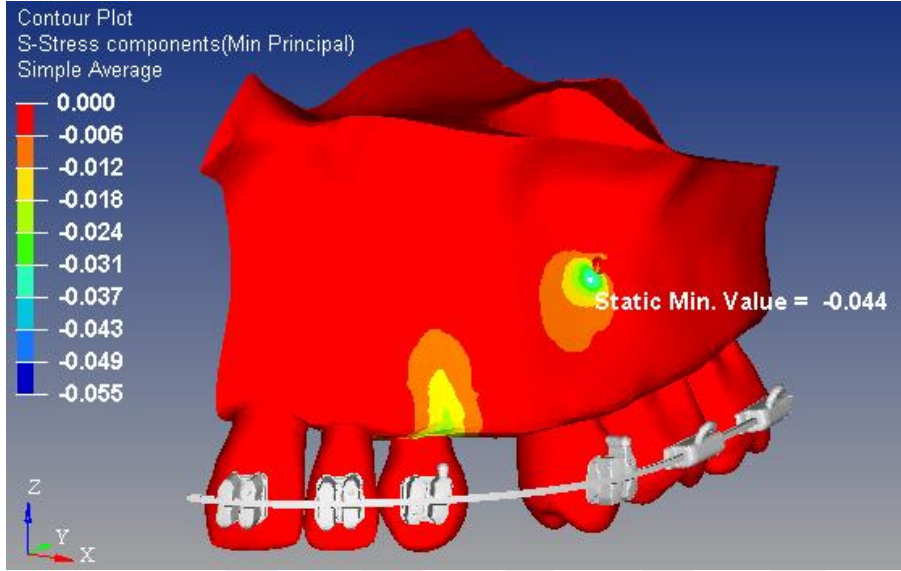


Resim 4.40. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) vestibülden görüntüsü.

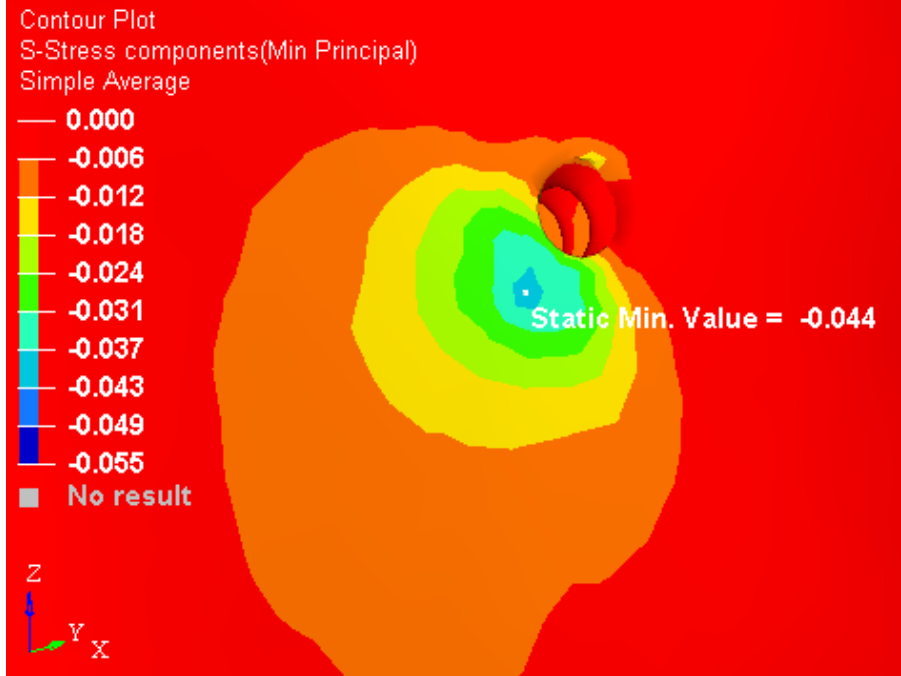


Resim 4.41. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimin (Pmax) yakından görüntüsü

Senaryo 4'teki spongiyoz kemikteki minimum asal gerilim (Pmin) -0.044 MPa olarak bulundu (Şekil 4.7 ve 4.8).



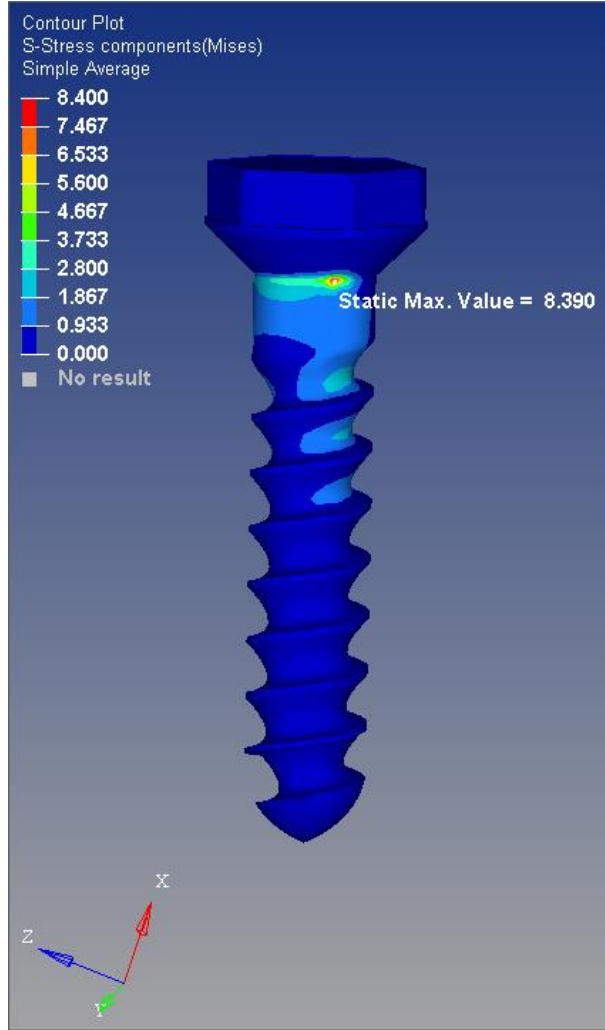
Resim 4.42. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) vestibulden görüntüsü



Resim 4.43. Senaryo 4, spongiyoz kemikte ortaya çıkan minimum asal gerilimin (Pmin) yakından görüntüsü

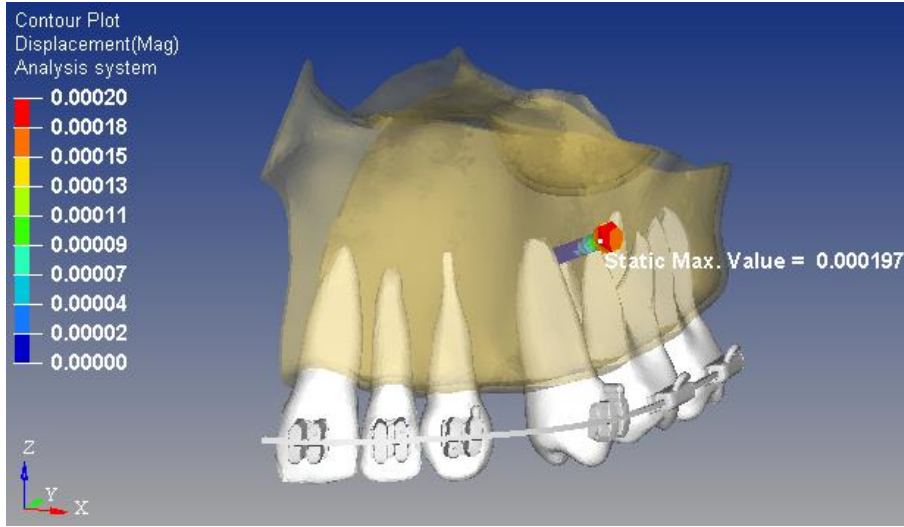
4.4.1. Senaryo 4'deki OMV'nin von Mises bulguları

Zr esaslı ve 1 N yükleme altında, OMV'de maksimum von Mises gerilme değeri 8,390 MPa olarak hesaplandı. Bu gerilmeler OMV'nin boyun kısmında tespit edildi (Şekil 4.9).



Resim 4.44. Zr esaslı OMV'nin von Mises gerilim değerlendirilmesi

Senaryo 4'de ortodontik kuvvet yükleme anındaki OMV'nin yer değiştirme/deplasman miktarı 0,000197 mm olarak hesaplandı (şekil 4.10 ve 4.11).



Resim 4.45. Senaryo 4'te, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın vestibülden görüntüsü



Resim 4.46. Senaryo 4'te, ortodontik kuvvet yükleme anındaki deplasmanın yakından görüntüsü

4.5. Senaryolar Arasında Ulaşılan Bulguların Değerlendirilmesi

4.5.1. Maksimum ve minimum asal gerilimlerin senaryolar arasında değerlendirilmesi

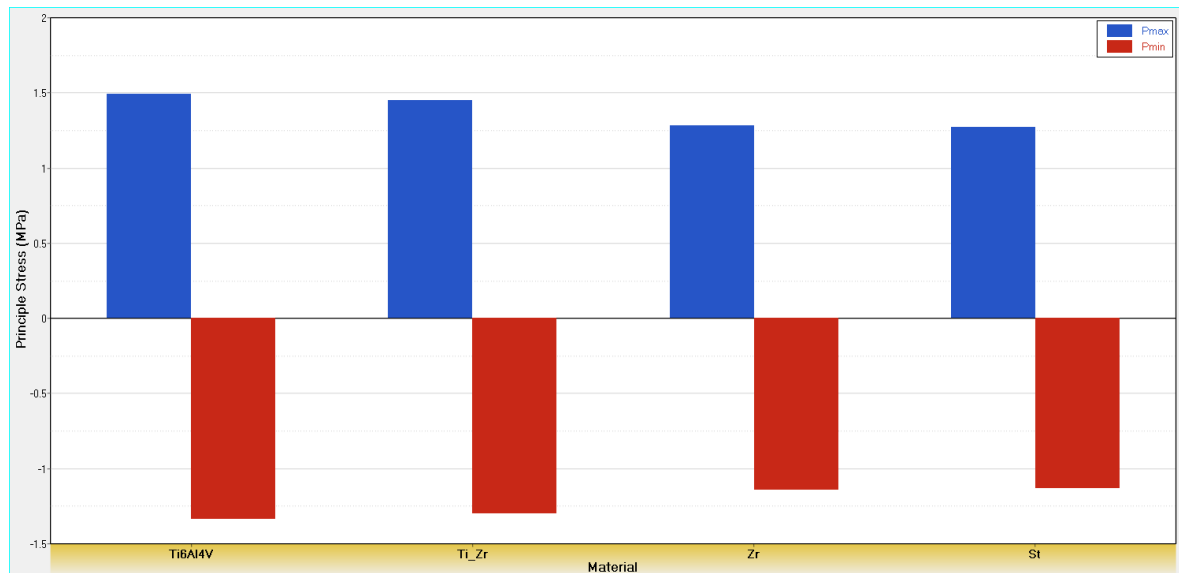
Kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilim değerleri (Pmax), küçükten büyüye doğru sırasıyla 1,27 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), 1,28 MPa (senaryo 4 - Zr), 1,45

MPa (senaryo 3 - TiZr) ve 1,49 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak belirlendi (Tablo 1, Grafik 1).

Kortikal kemikte belirlenen minimum asal gerilim değerleri (Pmin) küçükten büyüye doğru sırasıyla -1,135 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), -1,145 MPa (senaryo 4 - Zr), -1,299 (senaryo 3 - TiZr) ve -1,339 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak belirlendi (Tablo 1, Grafik 1).

Çizelge 4.1. Kortikal kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma

Kortikal kemikte görülen asal gerilimler	Senaryo 1 (Paslanmaz Çelik - 316L)	Senaryo 4 (Zr)	Senaryo 3 (TiZr)	Senaryo 2 (Ti6Al4V)
Maksimum (Pmax)	1,27 MPa	1,28 MPa	1,45 MPa	1,49 MPa
Minimum (Pmin)	-1,135 MPa	-1,145 MPa	-1,299 MPa	-1,339 MPa



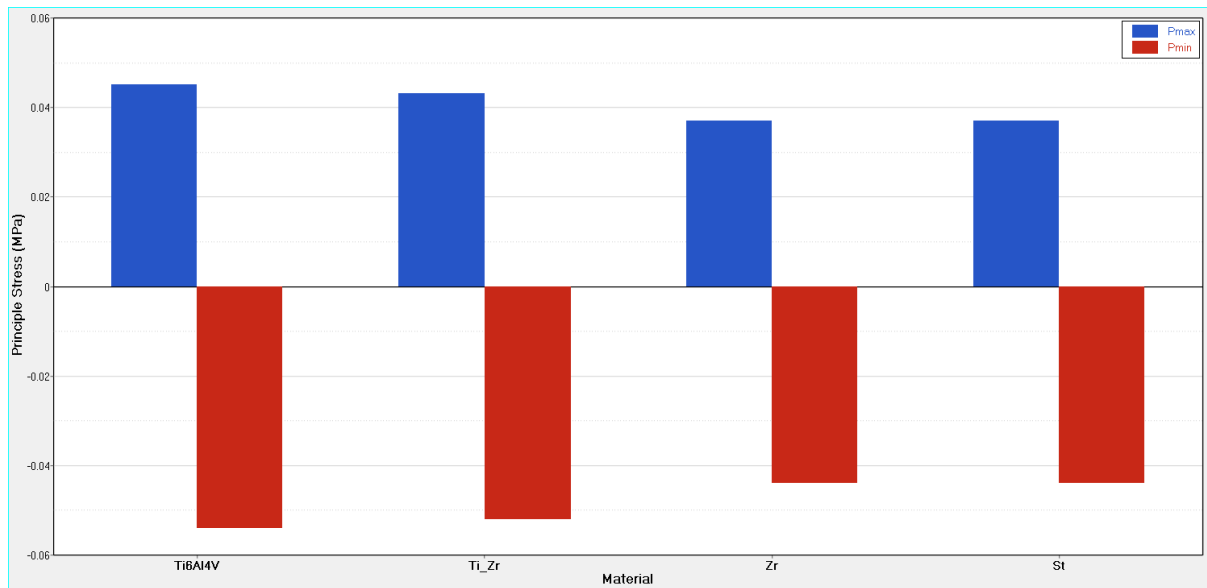
Şekil 4.1. Kortikal kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma

Spongiyoz kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal (P_{max}) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla 0,037 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), 0,037 MPa (senaryo 4 - Zr), 0,043 MPa (senaryo 3 - TiZr) ve 0,045 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak izlendi (Tablo 2).

Spongiyoz kemikte elde edilen en yüksek minimum asal (P_{min}) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla -0,044 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), -0,044 MPa (senaryo 4 - Zr), -0,052 MPa (senaryo 3 - TiZr) ve -0,054 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak izlendi (Tablo 2 ve Grafik 2).

Çizelge 4.1. Spongiyoz kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma

Spongiyoz kemikte görülen asal gerilimler	Senaryo 1 (Paslanmaz Çelik - 316L)	Senaryo 4 (Zr)	Senaryo 3 (TiZr)	Senaryo 2 (Ti6Al4V)
Maksimum (P_{max})	0,037 MPa	0,037 MPa	0,043 MPa	0,045 MPa
Minimum (P_{min})	-0,044 MPa	-0,044 MPa	-0,052 MPa	-0,054 MPa



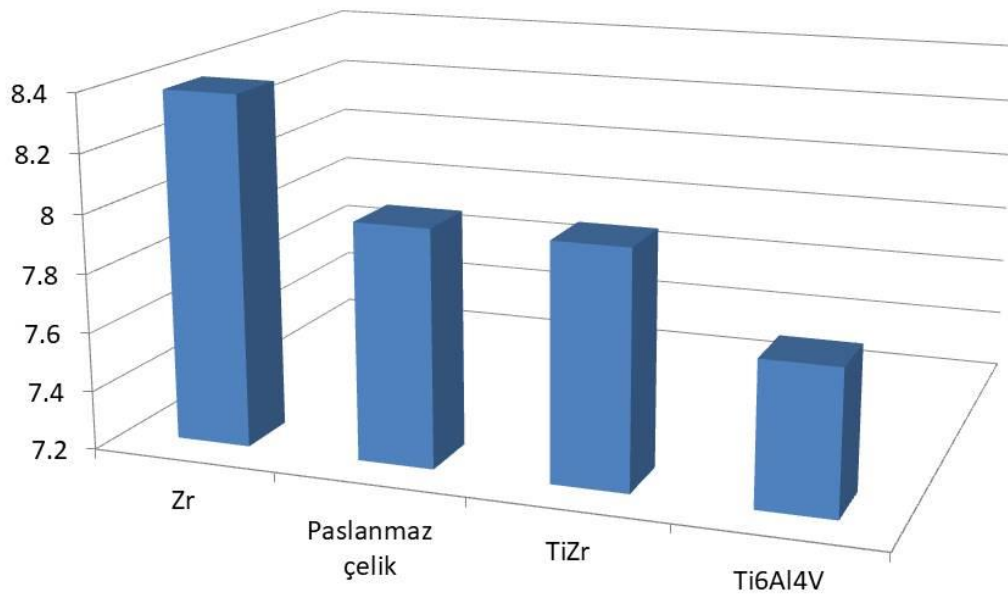
Şekil 4.2. Spongiyoz kemikte görülen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve senaryolar arası karşılaştırma:

OMV'lerin von Mises bulguları

Çalışmaya dahil edilen farklı biyomateryallerden elde edilmiş OMV'lerin von Mises bulguları Tablo 3 ve Grafik 3'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. OMV'lerin von Mises bulguları

	Von Mises
Paslanmaz çelik	8.002 MPa
Ti6Al4V	7.687 MPa
TiZr	7.998 MPa
Zr	8,390 MPa



Şekil 4.3. OMV'lerin von Mises bulguları



5. TARTIŞMA

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 [1].

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 apsolüt/maksimum ankrajın sağlanması gerektiği savunulmuştur[2].

İlk başlarda, ankrajın sağlanması amacıyla dental (cerrahi) implantlar ve daha sonrasında onplantlar kullanılmıştır [3]. Klinik açıdan bu tip implantlar molar bölgede uygulanmış ve büyükazı dişlerin dikleştirilmesinde ve protraksiyonunda [4] ve palatal bölgede kanin dişlerin retraksiyonu veya büyükazı dişlerin distalizasyonunda [5] kullanılabileceği tavsiyesinde bulunulmuştur.

Endo-oseöz ve onplantlar başarılı bulunmasına rağmen, yapıları gereği (boyutlarından dolayı), sadece retro-molar bölgeye ve/veya dişsiz alanlara uygulanma zorunluluğu ve 2-6 ay gibi iyileşme süresi gerekliliği [6] , klinik açıdan uygulanması ve çıkarılması zor olması, maliyetlerin yüksek olması ve sabit ortodontik mekaniklerle entegrasyonun zor olması gibi dezavantajlara sahip oldukları ifade edilmiştir [7].

Son yıllarda tanıtılmış olan OMV destekli iskeletsel ankraj ünitleri, ortodonti literatüründe gerçekleşen en büyük 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].

Üretildikleri alaşımlar açısından değerlendirildiklerinde, OMV'lerin Paslanmaz Çelik ve/veya titanyum (Ti6Al4V) alaşımından üretildikleri anlaşılmıştır [12].

Ti6Al4V alaşımının avantajlarının yanı sıra, vücut sıvılarında [13] ortodontik OMV'ların [14] korozyona uğrayabilecekleri söylenmiştir. Bununla beraber, metalik iyonlar, hem lokal hem de uzak dokularda birikip insan vücudunda osteoliz, allerjik reaksiyonlar, böbreklerde iyon birikmesi, karsinogenez ve benzeri istenmeyen etkilerle beraber klinik açıdan OMV'nın başarısızlığı da ortaya çıkabileceğinden bahsedilmiştir [15].

de Moraes [16] ve arkadaşları, 23 Yeni Zelanda tavşanları üzerinde yaptıkları çalışmalarında, 12.hafta boyunca olmak üzere, Ti, Al ve V iyon salınımını değerlendirmişlerdir. Bu amaç için 18 tavşanın sol proksimal tibiasına 4'er adet OMV (Ti6Al4V esaslı) uygularken 5 adet kontrol tavşanına herhangi bir şey uygulanmamıştır. Çalışmanın sonucunda yazarlar, 1., 4. ve 12.haftalarda kontrol grubuna göre, Ti, Al ve V iyonlarını uzak dokularda (böbrek, karaciğer, akciğer) tespit ettiklerini bildirmişlerdir. Zamana bağlı farklı iyonların farklı seviyeye ulaştığı, ancak Al iyonlarının deney boyunca değişmediğini ıspatlamışlardır.

Blaya ve arkadaşları [17] 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında, titanyum alaşım esaslı OMV'lerin, in-vivo yöntemleri ile metal iyon salınımını değerlendirmişlerdir. Bu amaç doğrultusunda, ortodontik tedaviye ihtiyacı olan ve ortalama yaşı 21.4 yıl olan 20 bireyin (12 kadın, 8 erkek) çalışmaya dahil edildiği görülmüştür. Dahil edilme kriterleri arasında sigara içmeyen, her hangi bir sistemik rahatsızlığı bulunmayan ve her hangi bir farmakolojik/ilaç tedavisi almayan bireyleri seçtiklerini söylemişlerdir. Bu hastalara, OMV destekli molar distalizasyonu amacıyla, üst birinci ve ikinci küçükazı dişleri arasında (interdental bölgeye), lokal anestezi altında, aynı cerrah tarafından OMV uygulanmıştır. Örneklere bakıldığında, OMV uygulamadan önce, OMV uygulandıktan 10 dk sonra, OMV uygulandıktan 7 gün ve 30 gün sonra tükürük örnekleri alınmış; çalışmanın sonucunda,

7.gün örneklerinde Al, Co, Cr, Cu, Ni, Ti ve V iyonlarından artış; 30.gün örneklerinde, tükürük içerisinde Cu, Ti, V ve Zn iyon konsantrasyonlarında artış olduğu bulunmuştur.

Yapılan araştırmalar [18] sonucunda, biyo-uyumluluk ve oseo-entegrasyon özelliklerinden taviz vermeden, çok küçük boyutlarda bile üstün mekanik özellik gösteren, dental implantoloji alanında yeni bir alternatif olan Ti-Zr alaşımı önerilmektedir.

Grandin ve arkadaşlarının [19] yayınladıkları derlemelerinde, TiZr alaşımının geleneksel ve grade 4 titanyum alaşımına göre %40 daha güçlü; en az saf titanyum alaşımı kadar korozyona dirençli ve biyo-uyumlu olduğunu bildirmişlerdir.

Diğer taraftan, Barter ve arkadaşları [20] yaptıkları çalışmalarında, zirkonyum implant başarısını klinik açıdan değerlendirmişlerdir. Toplam 22 hastaya 3,3 mm çapında Zr alaşım esaslı implant uygulanmış; bu implantlar üzerinde saf titanyum esaslı sabit restorasyon yapılmış ve 2 yıl boyunca takip edilmiştir. 2 yıllık takip süresi sonunda 22 implanttan 20'sinin başarılı olarak değerlendirildiği ifade edilmiştir.

Bu bilgiler ile paralel olarak, farklı biyomateryallerden (paslanmaz çelik, Ti6Al4V, TiZr ve Zr) üretilen OMV'ların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilip ortodonti literatüründe, OMV'lerin üretiminde katkı sağlayabilecek ve yeni alternatiflere yol açabilecek bulgulara ulaşmak amacıyla bu araştırma yapılmıştır.

İlk başlarda sadece mühendislik alanında, kompleks teoremlerin çözümünü ve modellemenin bilgisayar ortamında yapılabilmesini sağlayan bir yöntem olan SEAY, son yıllarda tıp ve diş hekimliği alanlarında da uygulanmaktadır. En basit şekilde, SEAY, biyomekanik değerlendirme yapılacak olan modelin/sistemin, elemanlara bölünerek modellenmesi ve matematiksel hesaplamalar yapılması yöntemidir [21].

Kuvvet analiz yöntemlerinin bir çoğunun, karmaşık ve canlı olan kemik yapısı ile ilgili biyomekanik değerlendirmelerde yetersiz olabildiği bildirilmiştir [21]. Sonlu elemanlar analiz yönteminin ise alternatif olarak, karmaşık yapıların daha detaylı modellenmelerine olanak sağlayarak, bu tip sorunlara çözüm olabildiği vurgulanmıştır [21].

Ortodontik kuvvet uygulayan apareylerin mekanik kuvvetlerinin klinik olarak incelenmesinin mümkün olmayan ve/veya çok büyük kontrol grubu gerektiği durumlarda,

bu tip değerlendirmelerin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile yapılabileceği ifade edilmiştir [22].

SEAY farklı yazılımlar aracılığı ile yapıldığı, incelenen modeldeki gerilim, şekil ve yer değişimleri sayısal değerlerle ifade edilebileceği gibi renkli görüntüler üzerinde de yorum yapılmasını ve daha kolay anlaşılmasını sağladığı saptanmıştır [23] .

SEAY yöntemi ile değerlendirme yapılabilmesi için aşağıdaki verilerin mevcut olup ilgili yazılıma girilmesi/tanıtılmasının gerekli olduğu bildirmiştir [24]:

- a) Nesnenin koordinat bilgileri,
- b) Nesnenin geometrik verileri ve eleman tipi,
- c) Elemanlara ait poisson oran ve elastisite modül bilgileri,
- d) Senaryolarda uygulanacak kuvvetler,
- e) Senaryoların sınır şartları ve
- f) Gerçekleştirecek analiz / değerlendirme tipi.

Diş hekimliği alanında, kemik dokusuyla dolaylı veya dolaysız bir ilişkide olan implant, mini vida veya farklı restorasyonların araştırılması, günümüz biyoteknoloji ve biyomühendislik prensipleriyle yapılabilmektedir [25] .

Diş hekimliği biyomekanik çalışmalarında en fazla kullanılan kuvvet analiz yöntemleri: fotoelastik kuvvet analizi, vernikle kaplama metodu, gerilim ölçerin kullanıldığı teknikler, lazer esaslı stres analiz yöntemleri, termografik bazlı yöntemler ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemleridir [21].

Ortodonti literatüründe de, farklı amaçlar için SEAY kullanıldığı görülmüştür. Ortodontik amaçla uygulanan kuvvetlerin ağız ortamında (diş, ligaman ve alveol kemik) neden olduğu gerilimlerin analizinde [23] [24], dişleri hareket ettirmek amacıyla uygulanan apareylerin etkilerinin incelenmesinde [26], fonksiyonel çene ortopedisinde uygulanan kuvvetlerin

kraniyomaksilofasiyal kompleks üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesinde [27] ve iskeletsel ankrajın sağlanması amacıyla uygulanan OMV'lerin çevresinde meydana gelen gerilimleri saptamak için [28] kullanılabileceği belirtilmiştir.

SEAY ile değerlendirme yapılırken bazı varsayımları göz önünde bulundurmak gerekmektedir. Canlı bir organizmanın modellenmesi yapılırken mekanik dinamikleri canlandırmak (modellemek) hususunda tartışmalar olduğu bilinmektedir [29]. Başka bir deyişle, dokuların mekanik yapısı ve özellikleri karmaşık ve ideal olarak modellenmesinin mümkün olmadığı bildirilmiştir [30]. Her ne kadar incelenecek malzemeler doğrusal elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilse de canlı dokuların elastik değil ve daha çok dinamik olduğu bilinmektedir. Ancak, bu konudaki farklılıkların ve hata yüzdelerinin bulguları etkilemeyecek ve ihmal edilebilir düzeyde olduğu söylenmiştir [30].

SEAY'de değerlendirmeler hem 2 boyutlu hem de 3 boyutlu eleman tipleri ile gerçekleştirilmektedir. Bu kararın alınmasında ise, değerlendirme yapılacak modelin geometrisi, dahil edilen materyalin özellikleri, yapılacak analizin kompleksitesi gibi faktörlerin belirleyici rol aldığı bildirilmiştir [31].

SEAY güvenilirliğini değerlendiren çalışmalara bakıldığında, Meijer ve arkadaşlarının [26] 1993 yılında yayınladıkları incelemelerinde, 2 boyutlu ve 3 boyutlu SEAY yöntemlerini değerlendirdikleri görülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda, araştırmacılar, 2 boyutlu SEAY'ın çok genel sonuç verdiği; 3 boyutlu SEAY'nin gerçeğe daha yakın sonuç verdiği için tercih edilmesi gerektiğini söylemişlerdir.

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

SEAY başarısını etkileyen önemli faktörler arasında eleman ve düğüm sayısı bulunmaktadır. Meijer [26] ve Clelland [27] adlı araştırmacıların çalışmalarında başarının eleman ve düğüm sayısı ile doğru orantılı olduğu bulunmuştur. Bu anlamda, bilimsel olarak güvenilir bulgular elde etmek için, anatomik modeldeki eleman ve düğüm sayısının 30,000 ile 200,000 arasında olması gerektiği söylenmiştir [28]. Bu çalışmada ise, tavsiye edilen sayıların üstünde, seçilen anatomik model 609 464 tetrahedral formda eleman ve

117 940 düğümünden oluşmuştur. Bu araştırmada kullanılan tetrahedral eleman tipi bir çok SEAY çalışmada [32] [33] da tercih edilmiştir.

Bu kadar yüksek sayıda eleman ve düğümlerin kullanılması hem olası yanıltıcı sonuçları ortadan kaldırmak hem de gerçeğe en yakın model elde etmek için kullanılmıştır.

Bu çalışmada, değerlendirilmesi yapılan modelin oluşturulmasında elde edilen yüksek sayıdaki düğüm ve eleman sayısı Alkan ve Akkaya [34]'nın yaptığı çalışma ile benzerlik göstermektedir.

SEAY başarısını etkileyen bir diğer faktör de sınır şartlarının belirlenmesidir. Sınır şartlarında meydana gelebilecek en ufak bir yanlışlık gerilim ve gerininin değerlendirilmesinde etkili olabileceği bildirilmiştir [31]. Bundan dolayı, bu çalışmada, sınır şartlar en uzak mesafede oluşturulmuş olup yarım çene modeli kullanılmış ve yarı yüzeyine simetri sınır şartı verilmiş; kemik üst bölgesi tamamiyle sabitlenmiştir.

Tüm senaryolardaki modellerde tespit edilen gerilimin miktarı ve lokalizasyonu farklı renklerdeki skala ve diyagramlarda gösterilmiştir.

Bu çalışmada, 2 farklı biyomateriyallerden (paslanmaz çelik, Ti6Al4V, TiZr ve Zr) üretilen OMV'ların, tanımlanmış olan yüklemelerin, hem kortikal hem spongiyoz kemikte MPa cinsinden maksimum ve minimum asal gerilim miktarları ve OMV'nın kendisinde von Mises cinsinden SEAY ile incelendi.

Kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum asal gerilimler (P_{max}), en düşükten en yükseğe doğru sırasıyla, senaryo 1 (Paslanmaz çelik) 1, 27 MPa, senaryo 4 (Zr) 1,28 MPa, senaryo 3 (TiZr) 1,45 MPa ve senaryo 2'de (Ti6Al4V) 1,49 MPa olarak saptandı. Kortikal kemikte en düşük maksimum asal gerilim senaryo 1'de (Paslanmaz Çelik), en yüksek ise senaryo 2'de (Ti6Al4V) tespit edilmiştir.

Kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilimler (P_{min}) en düşükten en yükseğe doğru , senaryo 1 (Paslanmaz çelik) -1, 135 MPa, senaryo 4 (Zr) -1,145 MPa, senaryo 3 (TiZr) -1,30 MPa ve senaryo 2'de (Ti6Al4V) -1,339 MPa olarak hesaplandı.

Spongiyoz kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal (P_{max}) gerilim değerleri, küçükten büyüye doğru sırasıyla 0,037 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), 0,037 MPa (senaryo 4 - Zr), 0,043 MPa (senaryo 3 - TiZr) ve 0,045 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak tespit edildi. Spongiyoz kemikte en düşük maksimum asal gerilim senaryo 1 (paslanmaz çelik)'de, en yüksek ise senaryo 2 (Ti6Al4V)'de bulunmuştur.

Spongiyoz kemikte elde edilen en yüksek minimum asal (P_{min}) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla -0,044 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), -0,044 MPa (senaryo 4 - Zr), -0,052 MPa (senaryo 3 - TiZr) ve -0,054 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak bulundu. Spongiyoz kemikte en düşük minimum asal gerilim (P_{min}) senaryo 1 (paslanmaz çelik)'de, en yüksek ise senaryo 2 (Ti6Al4V)'de bulunmuştur.

OMV'lerin von Mises değerlerine bakıldığında ise senaryo 1 (paslanmaz çelik)'de 8,002 MPa, senaryo 2 (Ti6Al4V)'de 7,687 MPa, senaryo 3 (TiZr) 7,998 MPa ve senaryo 4 (Zr)'te 8,390 MPa olarak tespit edilmiştir. Buna göre, en fazla gerilim senaryo 4 (Zr)'te, en düşük ise senaryo 2 (Ti6Al4V)'de görüldü. OMV'lerdeki gerilim tüm senaryolarda OMV'nin boyun bölgesinde görülmüştür.

Ortodonti literatüründe, farklı OMV alaşımlarını SEAY ile değerlendiren tek bir çalışma mevcut olduğu görülmüştür. Singh ve arkadaşları [35] 2012 yılında yayınladıkları araştırmalarında paslanmaz çelik ve Ti6Al4V esaslı OMV'lere horizontal ve torsiyonel yükleme yaparak bu OMV'lerin etrafında ortaya çıkan gerilimleri değerlendirmişlerdir. 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 uyguladıklarını söylemişlerdir. Bu çalışmanın bulgularından farklı olarak, ilgili yazarlar paslanmaz çelik OMV'nin çevresinde (19,56 MPa), Ti6Al4 OMV'ye (11,35 MPa) göre 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.

Gracco ve arkadaşları [28] ortodontik ankraj amaçlı kullanılan mini vidaların etrafında ortaya çıkan gerilimleri değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, 1,5 mm çapında ve 7, 9, 11 ve 14 mm uzunluğunda mini vidaları dik dörtgen modeller üzerine uygulayıp hem fotoelastik

hem de sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Elde edilen bulgulara göre, bu çalışma ile benzer şekilde, OMV'deki von Mises gerilimlerini boyun bölgesinde tespit ettiklerini, kortikal kemikteki gerilimlerin ise oseo-entegrasyon seviyesine bağlı olarak değiştiğini ifade etmişlerdir. Başlangıç yükleme kuvveti orta veya daha yüksek (1,5 N ve 2 N) olduğunda gerilimin ortaya çıktığı bölgenin değiştiğini, 2 N'luk başlangıç yükleme yapıldığında ise kritik şartların ortaya çıktığını bulmuşlardır.

Szuhanek ve arkadaşları [36] yaptıkları çalışmada, paslanmaz çelik mini vidaların etrafında ortaya çıkan stresleri SEAY ile değerlendirmişlerdir. Bunun için OMV'lere horizontal olarak 2 N kuvvet uyguladıklarını ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde, OMV'de gerilimlerin boyun bölgesinde ve bizim çalışmamızdan farklı olarak, mini vida - kemik temas yüzeyinde meydana geldiğini göstermişlerdir. Buradaki farklılık, OMV'ye uygulanan kuvvet vektörü ve miktarından ortaya çıkmış olabilir. İlgili araştırmacıların, OMV'lere uygulanacak kuvvetler tavsiye edilen sınırlarda tutulmazsa, aşırı yüklemenin mobilite, kemikte rezorpsiyon ve mini vida kaybına sebebiyet verebileceği konusunu vurguladıkları görülmüştür.

Kuroda ve arkadaşları [37] yaptıkları çalışmada ortodontik tedavi esnasında mini vida ve alveoler kemikte meydana gelen gerilimleri sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın hipotezinin, alveoler kemik dışında kalan OMV'nin boyutu azalırsa, ortodontik yüklere karşı daha başarılı olacağı şeklinde belirlendiği izlenmiştir. Bu amaç doğrultusunda, 4 farklı boyutlardaki OMV'ler (12 mm, 8 mm, 10 mm ve 6 mm) elde edilen geometrik şekillere dikey olarak uygulanmıştır. Bu çalışma ile benzer şekilde, gerilimlerin kortikal kemikte ve OMV'nin boyun kısmında tespit edildiği bildirilmiştir.

Bu çalışma ile paralel şekilde, OMV'lerde ortaya çıkan gerilimlerin boyun bölgesinde meydana geldiğini Dalstra ve arkadaşları [38] ve Gallas ve arkadaşları [39] da bildirmişlerdir.

Alrbata ve arkadaşlarının [40] yaptıkları sonlu elemanlı çalışmaları ile, ortodontik mikro implantlara gelen yüklerin optimal sınırları belirlenmiştir. 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 uygulanmış; yazarlar, mikro implantlara zarar vermeden uygulanabilecek kuvvet miktarının en fazla

3.75 ile 4.5 N arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada seçilen 1 N'luk kuvveti ile hem seçilen klinik kanin dişin retraksiyon mekaniği canlandırılmış, optimal sınırlar içerisinde olduğu gözlenmiştir.

Popa ve arkadaşlarının [41] yaptıkları in vitro ve in vivo çalışmalarında, ortodontik mini implantların primer stabilitesini değerlendirdikleri görülmüştür. Bunun için kortikal kemik kalınlığı ve ortodontik mini implantın uygulama açısını incelemişlerdir. Uygulama açısı 30° , 60° , 90° ve 120° olan mini implantları kortikal kemik genişliği 1, 1.5 ve 2 mm olan kemik modellerine uygulanmış ve hangi açının en az gerilime sebebiyet verildiği 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 uygulandı.

Bu çalışmada seçilen 90°'lik uygulama açısını destekler nitelikte Arantes ve arkadaşları [42] yaptıkları sonlu elemanlar analizinde, 2 farklı açı (45° ve 90°) ile kortikal kemik modeline uygulanan Ti6Al4V esaslı ortodontik mini implantlara 200 gr çekme (traksiyon) ve 20 N.cm bükme kuvvetleri uygulamışlardır. Yazarların elde ettikleri bulgulara göre 45° uygulama açısı kortikal kemik ve OMV'nin temas yüzey alanını arttırdığı için, bu açı ile uygulanan OMV'lerin çevresinde daha fazla gerilim bulduklarını dolayısıyla 90° uygulama açısı tavsiye etmişlerdir.

von Mises bulguları değerlendirildiğinde sırası ile en fazla gerilim Zr, Paslanmaz Çelik, TiZr ve Ti6Al4V olarak tespit edildi. Bu sonuçlar materyalin fiziksel özelliklerine, daha doğrusu elastik modülünden kaynaklandığı düşünülmektedir. Elastik modülü ne kadar düşükse OMV'de o kadar düşük von Mises gerilim ortaya çıkmaktadır. Başka bir deyişle Ti6Al4V alaşımında minimum derecede von Mises gerilimi ortaya çıkması demek kortikal kemikte en fazla gerilime sebebiyet verebileceği söylenmiştir[43].

Bu çalışmanın bulgularında yapılan pearson korelasyon analizine göre young modulus ile gerilim miktarları (kortikal ve spongiyöz 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.

Lin ve arkadaşlarının [43] yaptıkları SEAY çalışmalarında ortodontik mini vidaların kortikal kemikte meydana getirdiği gerilimi etkileyen faktörleri incelemek amacıyla OMV'nin uzunluğu, çapı, yiv yapısı, yiv derinliği, yapıldığı alaşım, OMV baş çapı ve uzunluğu olmak üzere toplam 7 faktörü değerlendirdiklerini söylemişlerdir. Yazarların yaptıkları çalışmada 3 farklı alaşımdan ve 3 farklı boyutlarda (paslanmaz çelik , 5 mm uzunluğunda, 1,2 mm çapında; titanyum, 7 mm uzunluğunda, 1,5 mm çapında, biyorezorbe olan materyal, 11 mm uzunluğunda, 1,8 mm çapında) OMV'lerin seçildiği izlenmiştir. İlgili yazarlar, bulgularında, OMV'lerin kortikal kemikte meydana getirdiği gerilim başlıca 3 faktöre: OMV alaşımı (%63), OMV başın uzunluğu (%24) ve OMV çapı (%7) bağlı olduğunu bulmuşlardır. Paslanmaz çelik ve Ti6Al4V'un elastik modül değerlerine bakıldığında, bizim çalışmamız ile benzer şekilde, paslanmaz çelik ve Ti6Al4V daha yüksek elastik modülüne sahip olduğu bildirilmiştir. OMV'nin çapı ile ilgili, yazarlar, çapı 1,2 mm ve altındaki OMV'lerin yüksek ihtimalle başarısız olacağına, çapı 1,8 mm'den daha büyük olan OMV'lerin ise kökler arası bölgeden ziyade dişsiz alanlara uygulanabileceğine işaret etmişlerdir. Bu çalışmada da OMV çapı 1,6 mm olarak seçilmiştir.

OMV'lerin başarılı olabilmeleri için gerekli olan bir çok faktörden biri primer stabilite [44] olduğu bildirilmiştir. Ortodonti literatürüne bakıldığında ise, primer stabiliteyi etkileyen, kemik kalitesi [45], OMV'nin uygulanma protokolü [46], OMV'nin çapı [47] ve uzunluğu [48] gibi faktörler olduğu söylenmiştir. Çevre kemiğe uygulandığından endo-öseöz implantların ortodontik kuvvet yüklemeleri altında sabit kaldığı bildirilmiştir [49]. Buna bağlı olarak, OMV'lerin apsolüt / mutlak ankraj sağlayabileceği varsayımı gelişmiştir. Bu varsayıma göre, OMV'lerin uygulanan kuvvetler yönünde hareket etmediği ve ankraj ünitesinin de hareket etmediği görüşünün mevcut olduğu bildirilmektedir [50].

Ancak Liou ve arkadaşları [51] mini vidaların hareket edip etmediğini değerlendirmek için yaptıkları çalışmalarında, yaşları 22 - 29 yıl arasında değişen 16 hastanın zigomatik çıkıntısına 2 mm çapında ve 17 mm uzunluğunda mini vida uygulayarak iki farklı zamanda (T1 - 2. hafta, T2 - 9.ay) ölçüm yapmışlardır. Bu çalışmanın bulgularında 16 hastadan 7'sinde mini vidaların hareket ettiğini ve 1.0 mm'e kadar mini vidalarda ekstrüzyon ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Bir başka deyişle, ilgili yazarlar, bizim çalışmamızla paralel olarak, OMV'lerin stabil kaldığı ancak tedavi süresince hareket ettiğini söylemişlerdir.

Bu çalışmada elde edilen deplasman bulgularının (0,193 - 0.23 μm) literatürde bildirilen diğer çalışmalar [52, 53] (0,173 - 0.919 μm) ile benzerlik gösterdiği gözlenmiştir. Ancak, farklı olarak, Chang ve arkadaşları [54] 0.315 μm civarında bir deplasman bildirmişlerdir.

Choi ve arkadaşları [55] 2017 yılında yaptıkları çalışmalarında, zirkonyum ve titanyum esaslı ortodontik mikro implantların mekanik ve biyolojik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Bu amaç için, farklı yoğunluklara sahip solit poliüretan bloklarına 1,6 mm çapında, 8 mm uzunluğunda 60 adet zirkonyum (YTZP) ve 60 adet Ti6Al4V esaslı OMV uygulanmış; sıkıştırma ve çekme kuvvetlerini 0°, 10°, 20°, 30° ve 40° açı ile uyguladıklarını söylemişlerdir. Deplasman açısından, bu çalışmada da olduğu gibi, zirkonyum ve Ti6Al4V esaslı mikro implantlar arasında anlamlı bir fark bulmadıklarını söylemişlerdir.

Cinel ve arkadaşları [56] yaptıkları SEAY çalışmalarında titanyum ve titanyum-zirkonyum esaslı dar çaplı dental implantları değerlendirmişlerdir. Bu çalışma için seçilen 3.3 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantların uzun eksenini ile 45° açı yapacak şekilde, üst çenede palatinal yüzeyden bukkal yüzeye doğru, alt çenede ise bukkal yüzeyden lingual yüzeye olacak şekilde toplam 100 N kuvvet uyguladıklarını söylemişlerdir. İlgili yazarlar, vertikal ve oblik statik yüklemelerde, grade 4 titanyum ve TiZr alaşım esaslı dental implantların sebep oldukları stres açısından fark bulunmadığı ancak von Mises değerleri açısından TiZr esaslı dental implantlarda daha fazla gerilim bulduklarını bildirmişlerdir.

Dima ve arkadaşları [57] mandibulaya Ti6Al4V ve Ti-15Zr alaşımlarından üretilmiş implantları uygulamış ve kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen stresleri SEAY ile değerlendirmişlerdir. Elde edilen bulgulara göre, yazarlar, iki alaşım arasında, gerilim açısından her hangi bir fark bulmadıklarını ancak dental implant tasarımı ve geometrisindeki değişikliklerin önemli derecede gerilim farkı yaratacağına işaret etmişlerdir.

Kanın dişin distalizasyonu için gereken kuvvetin tespit etmek için bir çok çalışma [58] [59], farklı deneysel modeller geliştirilmiş [60] ve farklı teoremler [61] ortaya atılmıştır.

Reiten [62] adlı araştırmacı kanin dişlerin paralel olarak distalize olabilmeleri için gerekli olan optimal kuvvetin 250 gr, hareket başlangıç safhasında ise 25 - 40 gr arasında olması gerektiğini bildirmiştir.

Lee [63] 'nin yaptığı çalışmada ise optimal kuvvet olarak 150 - 260 gr arasında olması gerektiğini savunmuştur.

Iwasaki [64] ise maksiller kanin dişin distalizasyon hareketini incelemiş; dişin etrafındaki yapılara istenmeyen etki ortaya çıkmadan bu hareketin gerçekleşebilmesi için gerekli olan kuvvetin 18 ile 60 gr aralığında olması yeterli olabileceğini ifade etmiştir.

Bütün bu bilgiler ışığında, bu çalışmada, kanin dişi distalize etmek için 1 N kuvvet uygulanmıştır.

6. SONUÇ

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

Kortikal kemikte elde edilen maksimum asal gerilim değerleri (P_{max}), küçükten büyüye doğru sırasıyla 1,27 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), 1,28 MPa (senaryo 4 - Zr), 1,45 MPa (senaryo 3 - TiZr) ve 1,49 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak belirlenmiştir;

Kortikal kemikte belirlenen minimum asal gerilim değerleri (P_{min}) küçükten büyüye doğru sırasıyla -1,135 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), -1,145 MPa (senaryo 4 - Zr), -1,30 (senaryo 3 - TiZr) ve -1,339 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak tespit edilmiştir;

Spongiyöz kemikte elde edilen en yüksek maksimum asal (P_{max}) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla 0,037 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), 0,037 MPa (senaryo 4 - Zr), 0,043 MPa (senaryo 3 - TiZr) ve 0,045 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak saptanmıştır.

Spongiyöz kemikte elde edilen en yüksek minimum asal (P_{min}) gerilim değerleri küçükten büyüye doğru sırasıyla -0,044 MPa (senaryo 1 - paslanmaz çelik), -0,044 MPa (senaryo 4 - Zr), -0,052 MPa (senaryo 3 - TiZr) ve -0,052 MPa (senaryo 2 - Ti6Al4V) olarak izlenmiştir.

Çalışmaya dahil edilen farklı biyomateryallerden elde edilmiş OMV'lerin von Mises bulguları açısından ise, en büyükten en küçüğe doru sırasıyla: Senaryo 4'de (Zirkonyum) 8.390 MPa, Senaryo 1'de (paslanmaz çelik) 8.002 MPa; Senaryo 3'de (TiZr) 7,998 MPa; Senaryo 2'de (Ti6Al4V) 7.687 MPa olarak hesaplanmıştır.

Çalışmaya dahil edilen OMV'lerin hepsinde, gerilimin lokalizasyonları, OMV'nin boyun bölgesinde tespit edilmiştir.

OMV'lerin yer değişimi / deplasman bulgularına değerlendirildiğinde, sırasıyla, küçükten büyüye doğru, Senaryo 1'de (paslanmaz çelik) 0.000196 mm , senaryo 4 (Zr) 0.000197

mm, Senaryo 3 (TiZr) 0.00022 mm ve en fazla Senaryo 4'te (TiAl4V) 0.00023 mm olarak gözlenmiştir.

Hem Ti6Al4V alaşımasının olumsuz yöndeki biyouyumluluk özellikleri hem de TiZr biyolojik ve mekanik üstün özellikleri göz önünde bulundurulduğunda, TiZr alaşımasının OMV üretiminde bir alternatif olduğu düşünülmektedir.

Bu çalışma, ortodonti literatüründe 4 farklı biyomateryal esaslı OMV'leri sonlu elemanlı analiz yöntemi ile değerlendiren ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır.

Bu çalışmada, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile edilen bulguların klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği saptanmıştır.

KAYNAKLAR

1. Egolf, R. J., BeGole, E. A., and Upshaw, H. S. (1990). Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(4), 336-348.
2. Salzmann, J. A. (1963). Factors in successful orthodontic therapy before and after using appliances. *American Journal of Orthodontics*, 49(8), 581-587.
3. Freudenthaler, J. W., Bantleon, H. P., and Haas, R. (2001). Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clinical oral Implants Research*, 12(4), 358-363.
4. Quinn, R. S., and Yoshikawa, D. K. (1985). A reassessment of force magnitude in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 88(3), 252-260.
5. Lee, J. S., Kim, J. K., Park, Y. C., and Vanarsdall Jr, R. L. (2007). *Applications of orthodontic mini-implants*. Şikago: Quintessence Chicago, 55.
6. Guyman, G. W., Kōkich, V. G., and Oswald, R. J. (1980). Ankylosed teeth as abutments for palatal expansion in the rhesus monkey. *American Journal of Orthodontics*, 77(5), 486-499.
7. Adell, R., Hansson, B. O., Brånemark, P. I., and Breine, U. (1970). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 4(1), 19-34.
8. Naganawa, T., Ishihara, Y., Iwata, T., Koide, M., Ohguchi, M., Ohguchi, Y., Murase, Y., Kamei, H., Sato, N., Mizuno, M., and Noguchi, T. (2004). In Vitro Biocompatibility of a New Titanium-29Niobium-13Tantalum-4.6 Zirconium Alloy With Osteoblast-Like MG63 Cells. *Journal of Periodontology*, 75(12), 1701-1707.
9. Cope, J.B. *Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift in orthodontics*. in *Seminars in Orthodontics*. 2005. Elsevier.
10. Labanauskaite, B., Jankauskas, G., Vasiliauskas, A., and Haffar, N. (2005). Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija*, 7(4), 128-132.
11. Wang, Y. C., and Liou, E. J. (2008). Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(1), 38-43.
12. Son, S., Motoyoshi, M., Uchida, Y., and Shimizu, N. (2014). Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(4), 480-485.
13. Nanda, R., and Uribe, F. A. (2009). *Temporary anchorage devices in orthodontics*. Missouri: Mosby Elsevier, 78-79.

14. Melsen, B. (2005). Mini-implants: where are we?. *Journal of Clinical Orthodontics*, 39(9), 539.
15. Buschang, P. H., Carrillo, R., Ozenbaugh, B., and Rossouw, P. E. (2008). 2008 survey of AAO members on miniscrew usage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 42(9), 513-518.
16. Lin, J. C., and Liou, E. J. (2003). A new bone screw for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 37(12), 676-681.
17. Gainsforth, B. L., and Higley, L. B. (1945). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31(8), 406-417.
18. Creekmore, T. D. (1983). The possibility of skeletal anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 17, 266-269.
19. Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 31, 763-767.
20. Costa, A., Raffainl, M., and Melsen, B. (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 13(3), 201-209.
21. Branemark, P. I. (1977). *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 11, 1-32.
22. Douglass, J. B., and Killiany, D. M. (1987). Dental implants used as orthodontic anchorage. *The Journal of Oral Implantology*, 13(1), 28-38.
23. Alharbi, F., Almuzian, M., and Bearn, D. (2018). Miniscrews failure rate in orthodontics: systematic review and meta-analysis. *European Journal of Orthodontics*, 40(5), 519-530.
24. Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 31, 763-767.
25. Chen, Y. J., Chang, H. H., Huang, C. Y., Hung, H. C., Lai, E. H. H., and Yao, C. C. J. (2007). A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical Oral Implants Research*, 18(6), 768-775.
26. Kravitz, N. D., and Kusnoto, B. (2007). Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4), S43-S51.
27. Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., and Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 373-378.

28. Park, H. S., Jeong, S. H., and Kwon, O. W. (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18-25.
29. hen, Y., Kyung, H. M., Zhao, W. T., and Yu, W. J. (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: a systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(3), 284-291.
30. Motoyoshi, M., Hirabayashi, M., Uemura, M., and Shimizu, N. (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 109-114.
31. Wilmes, B., Su, Y. Y., and Drescher, D. (2008). Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1065-1070.
32. Cunha, A. C., da Veiga, A. M. A., Masterson, D., Mattos, C. T., Nojima, L. I., Nojima, M. C. G., and Maia, L. C. (2017). How do geometry-related parameters influence the clinical performance of orthodontic mini-implants? A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(12), 1539-1551.
33. Proffit, W. R., Fields Jr, H. W., and Sarver, D. M. (2006). *Contemporary orthodontics*. Amsterdam: Elsevier Health Sciences, 55-56.
34. Huja, S. S., Litsky, A. S., Beck, F. M., Johnson, K. A., and Larsen, P. E. (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(3), 307-313.
35. Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., and Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.
36. Crismani, A. G., Bertl, M. H., Čelar, A. G., Bantleon, H. P., and Burstone, C. J. (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 108-113.
37. Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., and Shimizu, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(5), 779-784.
38. Lim, H. J., Eun, C. S., Cho, J. H., Lee, K. H., and Hwang, H. S. (2009). Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 236-242.
39. Cheng, S. J., Tseng, I. Y., Lee, J. J., and Kok, S. H. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19(1), 100-106.

40. Kurakake, M., Kisaka, W., Ouchi, K., and Komaki, T. (2001). Pretreatment with ammonia water for enzymatic hydrolysis of corn husk, bagasse, and switchgrass. *Applied Biochemistry and Biotechnology*, 90(3), 251-259.
41. Tüzün, F. (2000). Lokal enjeksiyonlar. *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*, 1, 738-47.
42. Papageorgiou, S. N., Zogakis, I. P., and Papadopoulos, M. A. (2012). Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(5), 577-595.
43. Park, J. and R.S. Lakes, *Biomaterials: an introduction*. 2007: Springer Science and Business Media.
44. Park, J., and Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: an introduction*. Berlin: Springer Science and Business Media, 22-23.
45. Jupiter, J. B., Levine, A. M., Trafton, P. G., and Browner, B. D. (2003). *Skeletal trauma: basic science, management, and reconstruction*. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders, 195-250.
46. Rupp, F., Geis-Gerstorfer, J., and Geckeler, K. E. (1996). Dental implant materials: surface modification and interface phenomena. *Advanced Materials*, 8(3), 254-257.
47. Blackwood, D. J. (2003). Biomaterials: past successes and future problems. *Corrosion Reviews*, 21(2-3), 97-124.
48. Williams, D.F. and European Society for Biomaterials. (1987). *Definitions in biomaterials: proceedings of a consensus conference of the European Society for Biomaterials, Chester, England, 1986, March 3-5*. Progress in Biomedical Engineering., Amsterdam, New York: Elsevier, vii, 72.
49. Marois, Y., and Guidoin, R. (2013). *Biocompatibility of polyurethanes*. Austin: Landes Bioscience, 66.
50. D'Angelo, F., Murena, L., Vulcano, E., Zatti, G., and Cherubino, P. (2010). Seven to twelve year results with Versys ET cementless stem. A retrospective study of 225 cases. *Hip International*, 20(1), 81-86.
51. Chen, Q., and Thouas, G. A. (2015). Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 87, 1-57.
52. Jacobs, J. J., Skipor, A. K., Patterson, L. M., Hallab, N. J., Paprosky, W. G., Black, J., and Galante, J. O. (1998). Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. A prospective, controlled, longitudinal study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 80(10), 1447-58.
53. Sumita, M., Hanawa, T., Ohnishi, I., and Yoneyama, T. (2003). *Failure processes in biometallic materials*. Pergamon, Oxford: IMOR Karihaloo, Comprehensive Structural Integrity, 131-67.

54. Scales, J. T., and Black, J. (1991). Staining around titanium alloy prosthesis—an orthopaedic enigma. *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery: British Orthopaedic Association*, 73, 534-536.
55. Cadosch, D., Chan, E., Gautschi, O. P., and Filgueira, L. (2009). Metal is not inert: role of metal ions released by biocorrosion in aseptic loosening—current concepts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 91(4), 1252-1262.
56. Steinemann, S. G. (1996). Metal implants and surface reactions. *Injury*, 27, S-C16.
57. Cadosch, D., Al-Mushaiqri, M. S., Gautschi, O. P., Meagher, J., Simmen, H. P., and Filgueira, L. (2010). Biocorrosion and uptake of titanium by human osteoclasts. *Journal of biomedical materials research Part A*, 95(4), 1004-1010.
58. Mouhyi, J., Dohan Ehrenfest, D. M., and Albrektsson, T. (2012). The peri-implantitis: Implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(2), 170-183.
59. Long, M., and Rack, H. J. (1998). Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*, 19(18), 1621-1639.
60. Antunes, R. A., and de Oliveira, M. C. L. (2012). Corrosion fatigue of biomedical metallic alloys: mechanisms and mitigation. *Acta Biomaterialia*, 8(3), 937-962.
61. Papageorgiou, I., Shadrick, V., Davis, S., Hails, L., Schins, R., Newson, R., Fisher, J., Ingham, E., and Case, C. P. (2008). Macrophages detoxify the genotoxic and cytotoxic effects of surgical cobalt chrome alloy particles but not quartz particles on human cells in vitro. *Mutation Research/Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis*, 643(1-2), 11-19.
62. lbrektsson, T., and Jacobsson, M. (1987). Bone-metal interface in osseointegration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(5), 597-607.
63. Roberts, W. E., Smith, R. K., Zilberman, Y., Mozsary, P. G., and Smith, R. S. (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American Journal of Orthodontics*, 86(2), 95-111.
64. Yamamoto, A., Honma, R., and Sumita, M. (1998). Cytotoxicity evaluation of 43 metal salts using murine fibroblasts and osteoblastic cells. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 39(2), 331-340.
65. Davis, J. R. (Ed.). (2003). *Handbook of materials for medical devices*. Materials Park, OH: ASM international, 77.
66. Davis, J. R. (Ed.). (2003). *Handbook of materials for medical devices*. Materials Park, OH: ASM international, 45.

67. Wiles, P. (1958). The surgery of the osteo-arthritic hip. *British Journal of Surgery*, 45(193), 488-497.
68. Escalas, F., Galante, J., Rostoker, W., and Coogan, P. (1976). Biocompatibility of materials for total joint replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 10(2), 175-195.
69. Hoepfner, D. W., and Chandrasekaran, V. (1994). Fretting in orthopaedic implants: a review. *Wear*, 173(1-2), 189-197.
70. Pospula, W. (2004). Total hip replacement: past, present and future. *Kuwait Medical Journal*, 36(4), 250-255.
71. Allain, J., Goutallier, D., Voisin, M. C., and Lemouel, S. (1998). Failure of a stainless-steel femoral head of a revision total hip arthroplasty performed after a fracture of a ceramic femoral head. A case report. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 80(9), 1355-1360.
72. Branemark, P. I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50, 399-410.
73. Ogden, H. and Clifford, A. H. (1961). *Rare metals handbook*. New York: Reinhold Publishing Corporation, 559-579.
74. Collings, E. W. (1984). *The physical metallurgy of titanium alloys*. Washington: American Society for Metals, 3.
75. Lautenschlager, E. P., and Monaghan, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *International Dental Journal*, 43(3), 245-253.
76. Wang, R. R., and Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence International*, 27(6), 401-408.
77. Donley, T. G., and Gillette, W. B. (1991). Titanium endosseous implant-soft tissue interface: a literature review. *Journal of Periodontology*, 62(2), 153-160.
78. Duymuş, Z. Y., ve Güngör, H. (2013). Dental implant materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(1), 145-152.
79. Niinomi, M., and Nakai, M. (2011). Titanium-based biomaterials for preventing stress shielding between implant devices and bone. *International Journal of Biomaterials*, 2011, 1-10.
80. Hanawa, T., Okuno, O., and Hamanaka, H. (1992). Compositional change in surface of Ti-Zr alloys in artificial bioliquid. *Journal of the Japan Institute of Metals and Materials*, 56(10), 1168-1173.
81. Jacobs, J. J., Gilbert, J. L., and Urban, R. M. (1998). Current concepts review-corrosion of metal orthopaedic implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 80(2), 268-82.

82. Dorr, L. D., Bloebaum, R., Emmanual, J., and Meldrum, R. (1990). Histologic, biochemical, and ion analysis of tissue and fluids retrieved during total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 261, 82-95.
83. Sun, Z. L., Wataha, J. C., and Hanks, C. T. (1997). Effects of metal ions on osteoblast-like cell metabolism and differentiation. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 34(1), 29-37.
84. Pioletti, D. P., Takei, H., Kwon, S. Y., Wood, D., and Sung, K. L. P. (1999). The cytotoxic effect of titanium particles phagocytosed by osteoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 46(3), 399-407.
85. Lugowski, S. J., Smith, D. C., McHugh, A. D., and Van Loon, J. C. (1991). Release of metal ions from dental implant materials in vivo: determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V, and Ti in organ tissue. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(12), 1443-1458.
86. Poggio, C. E. (2007). Plasmacytoma of the mandible associated with a dental implant failure: a clinical report. *Clinical Oral Implants Research*, 18(4), 540-543.
87. Baan, R., Straif, K., Grosse, Y., Secretan, B., El Ghissassi, F., and Coglianò, V. (2006). Carcinogenicity of carbon black, titanium dioxide, and talc. *The Lancet Oncology*, 7(4), 295-296.
88. Morais, L. S., Serra, G. G., Muller, C. A., Andrade, L. R., Palermo, E. F., Elias, C. N., and Meyers, M. (2007). Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia*, 3(3), 331-339.
89. Bernhard, N., Berner, S., De Wild, M., and Wieland, M. (2009, January). The binary TiZr alloy—A newly developed Ti alloy for use in dental implants. *Forum Implantol*, 5: 30–39.
90. Kobayashi, E., Matsumoto, S., Doi, H., Yoneyama, T., and Hamanaka, H. (1995). Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 29(8), 943-950.
91. Zhang, Y. M., Chai, F., Hornez, J. C., Li, C. L., Zhao, Y. M., Traisnel, M., and Hildebrand, H. F. (2008). The corrosion and biological behaviour of titanium alloys in the presence of human lymphoid cells and MC3T3-E1 osteoblasts. *Biomedical Materials*, 4(1), 015004.
92. Steinemann, S. (2012). *Binary titanium-zirconium alloy for surgical implants and a suitable manufacturing process*. Berlin: Google Patents, 3.
93. Ikarashi, Y., Toyoda, K., Kobayashi, E., Doi, H., Yoneyama, T., Hamanaka, H., and Tsuchiya, T. (2005). 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. *Materials Transactions*, 46(10), 2260-2267.

94. Thoma, D. S., Jones, A. A., Dard, M., Grize, L., Obrecht, M., and Cochran, D. L. (2011). Tissue integration of a new titanium–zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *Journal of Periodontology*, 82(10), 1453-1461.
95. Gottlow, J., Dard, M., Kjellson, F., Obrecht, M., and Sennerby, L. (2012). Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 538-545.
96. Al-Nawas, B., Brägger, U., Meijer, H. J., Naert, I., Persson, R., Perucchi, A., Q, M., Raghoobar, G. M., Reichert, T. E., Romeo, E., Santing, H. J., Schimmel, M., Storelli, S., ten Bruggenkate, C., Vandekerckhove, B., Wagner, W., Wismeijer, D., and Müller, F. (2012). A double-blind randomized controlled trial (rct) of titanium-13zirconium versus titanium grade iv small-diameter bone level implants in edentulous mandibles—results from a 1-year observation period. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 896-904.
97. Chiapasco, M., Casentini, P., Zaniboni, M., Corsi, E., and Anello, T. (2012). Titanium–zirconium alloy narrow-diameter implants (S traumann R oxolid®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clinical Oral Implants Research*, 23(10), 1136-1141.
98. Piconi, C., and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
99. Helmer, J. D., and Driskell, T. D. (1969). *Research on bioceramics: Symposium on use of ceramics as surgical implants*. South Carolina: Clemson University, 5.
100. Strub, J. R., and Beschnidt, S. M. (1998). Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 11(6), 602-609.
101. Delongheas, J. L., Burnel, D., Netter, P., Grignon, M., Mur, J. M., Royer, R. J., and Grignon, G. (1983). Toxicity and pharmacokinetics of zirconium oxychloride in mice and rats. *Journal de Pharmacologie*, 14(4), 437-447.
102. Osman, R. B., and Swain, M. V. (2015). A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*, 8(3), 932-958.
103. Tanne, K., Sakuda, M., and Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6), 499-505.
104. Hanci, M., Bozdağ, E. and Arpacı, A. (2000). *Biyomekanik*. İstanbul: Logos Yayıncılık, 10-55.

105. Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., and Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 17(2), 50-57.
106. Burstone, C. J., and Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics*, 77(4), 396-409.
107. Ulusoy, M. M. ve Aydın, K. (2005). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler* (2. baskı). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 28.
108. Geng, J. P., Tan, K. B., and Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
109. Shaw, A. M., Sameshima, G. T., and Vu, H. V. (2004). Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: A finite element model. *Orthodontics and Craniofacial Research*, 7(2), 98-107.
110. Ledley, R. S., and Huang, H. K. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of Dental Research*, 47(3), 427-432.
111. Davidian, E. J. (1971). Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *American Journal of Orthodontics*, 59(6), 581-588.
112. Ertürk, T. (2008). *Anterior dişlerin mikroimplant desteği ile intrüze edilerek retrakte edilmesi sırasında meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi*. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 45.
113. Owen, D.R.J. and Hinton, E. (1980). *A simple guide to finite elements*. Boston: Pineridge Press, 55.
114. Cheung, Y. K. and Yeo, M. F. (1979). *A practical introduction to finite element analysis*. New York: Pitman, 18.
115. Asaro, R. and Lubarda, V. (2006). *Mechanics of solids and materials*. Cambridge: Cambridge University Press, 66.
116. Craig, R. G., Peyton, F. A. and Asgar, K. (1975). *Restorative dental materials*. Misuri: Mosby, 8.
117. Stewart, M. G. and Bagby, M. (2020). *Clinical aspects of dental materials*. Burlington: Jones and Bartlett Learning, 9.

118. Gujjarlupudi, M. C., Nunna, N. V., Manne, S. D., Sarikonda, V. R., Madineni, P. K., and Meruva, R. N. R. (2013). Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants—a finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 196-204.
119. Farah, J. W., Dennison, J. B., and Powers, J. M. (1977). Effects of design on stress distribution of intracoronal gold restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 94(6), 1151-1154.
120. Yoshida, N., Koga, Y., Peng, C. L., Tanaka, E., and Kobayashi, K. (2001). In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Medical Engineering and Physics*, 23(8), 567-572
121. Lin, C. L., Wang, J. C., and Kuo, Y. C. (2006). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 453-463.
122. Wu, A. Y.J., Lin, Y. T., Hsu, J. T., Huang, H. L. (2013). *Biomechanical comparison of different materials (commercial pure Titanium versus Titanium-Zirconium alloy) of dental implants*. In The 3rd International Conference on Engineering and Applied Science (2013 ICEAS), Tokyo, Japan. 3, 15-17.
123. Kohal, R. J., Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Tripodakis, A., and Strub, J. R. (2002). Three-Dimensional Computerized Stress Analysis of Commercially Pure Titanium and Yttrium--Partially Stabilized Zirconia Implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2). 189-194.
124. Belli, S., Çelik, K., Akbulut, M. B., Güneşer, M. B., Eraslan, O., and Eskitaçcioğlu, G. (2014). Are dentin posts biomechanically intensive?: a laboratory and FEA study. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 28(24), 2365-2377.
125. Vande Vannet, B., Sabzevar, M. M., Wehrbein, H., and Asscherickx, K. (2007). Osseointegration of miniscrews: a histomorphometric evaluation. *The European Journal of Orthodontics*, 29(5), 437-442.
126. Weinstein, S., Haack, D. C., Morris, L. Y., Snyder, B. B., and Attaway, H. E. (1963). On an equilibrium theory of tooth position. *The Angle Orthodontist*, 33(1), 1-26.
127. Favero, L., Brollo, P., and Bressan, E. (2002). Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(1), 84-94.
128. Roberts, W. E., Marshall, K. J., and Mozsary, P. G. (1990). Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *The Angle Orthodontist*, 60(2), 135-152.
129. Wehrbein, H., Feifel, H., and Diedrich, P. (1999). Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: a prospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(6), 678-686.

130. Roberts, W. E. (1994). Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *Journal of Clinical Orthodontics*, 28, 693-704.
131. Umemori, M., Sugawara, J., Mitani, H., Nagasaka, H., and Kawamura, H. (1999). Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(2), 166-174.
132. Chen, Y. J., Chang, H. H., Lin, H. Y., Lai, E. H. H., Hung, H. C., and Yao, C. C. J. (2008). Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clinical Oral Implants Research*, 19(11), 1188-1196.
133. Fritz, U., Ehmer, A., and Diedrich, P. (2004). Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage—preliminary experiences. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 65(5), 410-418.
134. Yu, J. H., Lin, Y. S., Chang, W. J., Chang, Y. Z., and Lin, C. L. (2014). Mechanical effects of micro-thread orthodontic mini-screw design on artificial cortical bone. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34(1), 49-55.
135. Melsen, B. (2005). Mini-implants: where are we?. *Journal of Clinical Orthodontics*, 39(9), 539.
136. Papadopoulos, M. A., and Tarawneh, F. (2007). The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(5), e6-e15.
137. Tian, Y. S., Chen, C. Z., Li, S. T., and Huo, Q. H. (2005). Research progress on laser surface modification of titanium alloys. *Applied Surface Science*, 242(1-2), 177-184.
138. Zaffe, D., Bertoldi, C., and Consolo, U. (2003). Element release from titanium devices used in oral and maxillofacial surgery. *Biomaterials*, 24(6), 1093-1099.
139. Rae, T. (1986). The biological response to titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy particles: I. Tissue culture studies. *Biomaterials*, 7(1), 30-36.
140. de Moraes, L. S., Serra, G. G., Palermo, E. F. A., Andrade, L. R., Müller, C. A., Meyers, M. A., and Elias, C. N. (2009). Systemic levels of metallic ions released from orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(4), 522-529.
141. Blaya, M. G., Blaya, D. S., Mello, P., Flores, É. M., and Hirakata, L. M. (2011). Titanium alloy miniscrews for orthodontic anchorage: an in vivo study of metal ion release. *Revista Odonto Ciência*, 26, 209-214.
142. Steinemann, S. (2012). *U.S. Patent No. 8,168,012*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 5.
143. Grandin, H. M., Berner, S., and Dard, M. (2012). A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*, 5(8), 1348-1360.

144. Barter, S., Stone, P., and Brägger, U. (2012). A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium–zirconium implants in partially edentulous patients: results after 24 months of follow-up. *Clinical Oral Implants Research*, 23(7), 873-881.
145. Eskitaşçıoğlu, G. ve Yurdukoru B. (1995). Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 201-205.
146. Verrue, V., Dermaut, L., and Verhegghe, B. (2001). Three-dimensional finite element modelling of a dog skull for the simulation of initial orthopaedic displacements. *The European Journal of Orthodontics*, 23(5), 517-527.
147. Cattaneo, P. M., Dalstra, M., and Melsen, B. (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, 84(5), 428-433.
148. Nakajima, A., Murata, M., Tanaka, E., Arai, Y., Fukase, Y., Nishi, Y., Sameshima, G., and Shimizu, N. (2007). Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. *Dental Materials Journal*, 26(6), 882-891.
149. Akça, K., and Iplikçioğlu, H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4), 350-356.
150. Bourauel, C., Freudenreich, D., Vollmer, D., Kobe, D., Drescher, D., and Jäger, A. (1999). Simulation of orthodontic tooth movements. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 60(2), 136-151.
151. Field, C., Ichim, I., Swain, M. V., Chan, E., Darendeliler, M. A., Li, W., and Li, Q. (2009). Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(2), 174-181.
152. Gracco, A., Cirignaco, A., Cozzani, M., Boccaccio, A., Pappalettere, C., and Vitale, G. (2009). Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, 31(1), 12-20.
153. Tanne, K., Hiraga, J., Kakiuchi, K., Yamagata, Y., and Sakuda, M. (1989). Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(3), 200-207.
154. Maurer, P., Holweg, S., and Schubert, J. (1999). Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 27(6), 365-372.
155. Romeed, S. A., Fok, S. L., and Wilson, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 209-215.

156. Koriath, T. W. P., and Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 8(1), 90-104.
157. Van Staden, R. C., Guan, H., and Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257-270.
158. Alkan, Ö., and Akkaya, S. (2020). Vertikal çeneliğin mandibular kondil ve ramus üzerindeki biyomekanik etkilerinin ön açık kapanışı olan ve olmayan bireylerde sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 37(2), 48-53.
159. Singh, S., Mogra, S., Shetty, V. S., Shetty, S., and Philip, P. (2012). Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 327-336.
160. Szuhaneck, C., Faur, N., and Cernescu, A. (2009). Biomechanical 3D analysis of stress induced by orthodontic implants. In, *Key Engineering Materials* (Vol. 399). Atlanta: Trans Tech Publications Ltd., 199-204
161. Kuroda, S., Nishii, Y., Okano, S., and Sueishi, K. (2014). Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment: a finite element study analysis. *Journal of Orthodontics*, 41(4), 275-284.
162. Dalstra, M., Cattaneo, P. M., and Melsen, B. (2004). Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*, 1, 53-62.
163. Gallas, M. M., Abeleira, M. T., Fernandez, J. R., and Burguera, M. (2005). Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, 27(1), 12-16.
164. Alrbata, R. H., Momani, M. Q., Al-Tarawneh, A. M., and Ihyasat, A. (2016). Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: a finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, 86(2), 221-226.
165. Popa, A., Dehelean, C., Calniceanu, H., Watz, C., Brad, S., Sinescu, C., Marcu, O. A., Popa, C. S., Avram, S., Nicolov, M., and Szuhaneck, C. A. (2020). 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*, 13(21), 4789.
166. Arantes, V. D. O. R., Corrêa, C. B., Lunardi, N., Boeck Neto, R. J., Spin-Neto, R., and Boeck, E. M. (2015). Insertion angle of orthodontic mini-implants and their biomechanical performance: finite element analysis. *Revista de Odontologia da Universidade Estadual Paulista*, 44, 273-279.
167. Lin, C. L., Yu, J. H., Liu, H. L., Lin, C. H., and Lin, Y. S. (2010). Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2174-2181.

168. Su, Y. Y. (2009). *Primary Stability of Orthodontic Mini-implants: Analyses of Biomechanical Properties and Clinical Relevance*. Doctoral thesis, Department of Orthodontics Heinrich-Heine-Universitat, Dusseldorf, 15.
169. Wilmes, B., and Drescher, D. (2011). Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(7), 697-703.
170. Kim, H. J., Yun, H. S., Park, H. D., Kim, D. H., and Park, Y. C. (2006). Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 177-182.
171. Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., and Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 373-378.
172. Chen, C. H., Chang, C. S., Hsieh, C. H., Tseng, Y. C., Shen, Y. S., Huang, I. Y., Yang, C. F., and Chen, C. M. (2006). The use of microimplants in orthodontic anchorage. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64(8), 1209-1213.
173. Chen, J., Esterle, M., and Roberts, W. E. (1999). Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(2), 282-289.
174. Garfinkle, J. S., Cunningham Jr, L. L., Beeman, C. S., Kluemper, G. T., Hicks, E. P., and Kim, M. O. (2008). Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(5), 642-653.
175. Liou, E. J., Pai, B. C., and Lin, J. C. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 42-47.
176. Jang, H. J., Kwon, S. Y., Kim, S. H., Park, Y. G., and Kim, S. J. (2012). Effects of washer on the stress distribution of mini-implant: A finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, 82(1), 137-144.
177. Liu, T. C., Chang, C. H., Wong, T. Y., and Liu, J. K. (2012). Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(4), 468-476.
178. Chang, J. Z. C., Chen, Y. J., Tung, Y. Y., Chiang, Y. Y., Lai, E. H. H., Chen, W. P., and Lin, C. P. (2012). Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 279-288.

179. Choi, H. W., Park, Y. S., Chung, S. H., Jung, M. H., Moon, W., and Rhee, S. H. (2017). Comparison of mechanical and biological properties of zirconia and titanium alloy orthodontic micro-implants. *The Korean Journal of Orthodontics*, 47(4), 229-237.
180. Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E., and Sahin, O. (2018). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 417-425.
181. Dima, C., Agop-Forna, D., Moldoveanu, S. B., and Forna, C. N. (2019). Influence of Ti-6Al-4V and Ti-15Zr Dental Implants on the Stress in Mandibular Bone. *MATERIALE PLASTICE*, 56(2), 469-473.
182. Storey, E. (1952). Forth in orthodontics and 1st relation to tooth movement. *Australian Dental Journal*, 56, 11-18.
183. Smith, R. (1952). The importance of force in orthodontics; The design of cuspid retraction springs. *Australian Dental Journal*, 56, 291-304.
184. Burstone, C. J., and Koenig, H. A. (1976). Optimizing anterior and canine retraction. *American journal of orthodontics*, 70(1), 1-19.
185. Yang, T. Y., and Baldwin, J. J. (1974). Analysis of space closing springs in orthodontics. *Journal of Biomechanics*, 7(1), 21-28.
186. Reitan, K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 43(1), 32-45.
187. Lee, B. W. (1965). Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *Journal of Dental Research*, 44(5), 1053-1053.
188. Iwasaki, L. R., Haack, J. E., Nickel, J. C., and Morton, J. (2000). Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(2), 175-183.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı :

Uyruğu :

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
Lise		

Yabancı Dil

İngilizce, Almanca

Yayınlar

1. Akkaya, S. ve Mamusha, A. Ortognatik cerrahi tedavide önce cerrahi (ÖC) yaklaşımı. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 46(1), 45-52.

Poster Sunumları

- 1) 'Evaluation of material related - stress distribution of orthodontic mini implants', Prof. Dr. Sevil AKKAYA, Dt. Amir MAMUSHA, Poster, 93rd Congress of European Orthodontic Society, Montreux, İsviçre, 5-10 Haziran 2017

- 2) 'Vlerësimi i stresit të tre vidave ortodontike të ndryshme të dizajnuara së fundmi - studim i analizës së elementeve përfundimtare', Prof.Dr. Sevil AKKAYA, Dt. Amir MAMUSHA, Poster, 5th Nationwide Dental Congress, Prishtina, Republic of Kosovo, 27 - 29 October 2017.
- 3) 'The Evaluation Of The Relationship Between The Cephalometric Parameters Used In Diagnosing Vertical Growth Pattern' Prof.Dr. Sevil AKKAYA, Dt. Amir MAMUSHA, Dt. Sadık Türker AKDEMİR, Sözlü Sunum, BASS Congress, Tirana, Albania, 9-11 May 2019.

Bilimsel Ödüller

- 1) 3 Farklı biyomateryalden üretilen ortodontik mini-vidaların üst çenede neden olduğu gerilimin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi, Prof.Dr. Sevil AKKAYA, Dt. Amir MAMUSHA, 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, 05-07 Kasım 2017, Ankara, Poster İkincilik Ödülü



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..