

T.C  
ORDU ÜNİVERSİTESİ



**FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN DAR ÇAPLI  
DENTAL İMPLANTLARA VE ÜSTYAPILARINA UYGULANAN  
DİNAMİK YÜKLEMENİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**SEZGİ CİNEL**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Yrd. Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**

**Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi**

**Tarafından TU- 1503 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ORDU-2016**

T.C  
ORDU ÜNİVERSİTESİ

FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN DAR ÇAPLI  
DENTAL İMPLANTLARA VE ÜSTYAPILARINA UYGULANAN  
DİNAMİK YÜKLEMENİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ

SEZGİ CİNEL

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi  
Tarafından TU- 1503 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2016

## TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu uzmanlık tezinin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Sezgi CİNEL

## ÖZET

### FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN DAR ÇAPLI DENTAL İMPLANTLARA VE ÜST YAPILARINA UYGULANAN DİNAMİK YÜKLEMENİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, maksiller ve mandibular posterior kemik modeline yerleştirilen dar çaplı titanyum (Ti) ve titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) implantlara ve kron restorasyonlarına, statik ve dinamik kuvvetlerin uygulanması sonrasında implantın kendisinde ve implant-kemik ara yüzeyinde meydana gelen stres değerlerini karşılaştırmaktır.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmamızda 3,3 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda, Ti ve Ti-Zr alaşımdan üretilmiş, dizaynları ve yüzey özellikleri aynı olan dar çaplı implantlar (Straumann, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) hem maksiller hem de mandibular çene modellerine yerleştirildi. İkinci premolar diş bölgesine yerleştirilen implantlarla desteklenen simante metal-seramik kronlar tasarlanarak, toplamda 4 farklı model oluşturuldu. Bu modellere tüberkül-fossa ilişkisine göre vertikal ve oblik (uzun aksa 45 derece açı ile) olmak üzere 100 N'luk statik ve dinamik kuvvetler uygulandı. İmplant materyalinin, maksiller ve mandibular kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine, implantta oluşan Von Mises gerilme değerlerine ve implantlarda meydana gelen yorulma değerlerine etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelendi.

**Bulgular:** Hem maksiller, hem de mandibular modellerdeki Ti ve Ti-Zr implantlar kendi çene modelleri içerisinde, benzer stres dağılımları göstermişlerdir. Ancak tüm modellerde Ti-Zr implantların Von Mises stres değerleri Ti implantlara oranla bir miktar daha yüksek bulunmuştur. Statik yükleme ile oblik kuvvet uygulaması sonrasında elde edilen veriler, dik kuvvet uygulamasıyla elde edilen değerlerden yüksektir. Dinamik yüklemeler sonrasında tespit edilen klinik başarı sürelerinin oblik kuvvet uygulanan modellerde, dik kuvvet uygulanan modellere göre daha az olduğu bulunmuştur.

**Sonuç:** Çalışmamızın sınırlılıkları içerisinde elde ettiğimiz sayısal değerler; implant materyalinin, uygulanan kuvvetin tipi ve yerinin, yük transfer mekanizmalarını ve

implantın klinik başarı sürelerini etkilediğini göstermiştir. Bu çalışma sonuçları maksiller ve mandibuler premolar bölgede tek diş eksiklikleri için uygulanacak implant tedavilerinde dar çaplı implant kullanımının başarılı sonuçlar sergilediğini, kullanılacak implant materyalinin sonuçlar üzerinde belirgin farklılıklar yaratmayacağını göstermiştir. Ayrıca bu çalışma, kuvvetlerin implantlara olabildiğince dik yönlendirilmesi gerektiğinin önemini göstermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Sonlu elemanlar analizi, dar çaplı implant, titanyum implant, titanyum-zirkonyum implant.



## ABSTRACT

### EXPERIMENTAL EVALUATION OF THE STRESS DISTRIBUTION IN NARROW DIAMETER IMPLANTS AND SUPERSTRUCTURES MADE OF DIFFERENT MATERIALS

**Aim:** The aim of this study is to compare the values of stress occurring on the implant itself and implant bone interface after the application of the static and dynamic forces on the titanium (Ti) and titanium-zirconium (Ti-Zr) alloy narrow diameter implants which are placed in the posterior maxillary and mandibular bone models.

**Materials and Methods:** In our study, two different narrow diameter implants which have 3.3 mm in diameter and 10 mm in length, made of Ti and Ti-Zr alloy and have same design and surface properties have been selected. Implants were planned to be placed in both upper and lower jaw models. As crown restoration, four different models in total were obtained by cemented metal ceramic crown representing second premolar being designed. 100 N vertical and oblique forces (45 ° angle to the long axis) were applied on these models according to tubercule-fossa relationship. The effect of implant materials on maximum and minimum principal stress values of maxillary and mandibular posterior cortical and spongy bone was evaluated with finite element analysis. Von Mises stress values of implant and fatigue values occurring on implants were also evaluated with finite element stress analysis.

**Results:** Both Ti and Ti-Zr implants in maxillary and mandibular models showed similar stress distribution within their jaw models. However, Ti-Zr implants Von Mises stress values compared to Ti implants were slightly higher in all models. The data which were obtained after the oblique force with static loading was higher than the value obtained with the perpendicular force. Duration of clinical success after dynamic loading oblique forces applied models were found to be less than the vertical forces.

**Conclusion:** Ti-Zr and Ti conventional materials, are materials that can be used successfully in the narrow diameter implant. The numerical values obtained within the the limits of study showed that; implant material, type and location of the applied force affected load transfer mechanisms and duration of the clinical success of the implant.

The result of this study showed that, implant treatment of missing teeth in maxillary and mandible premolar region with narrow diameter implants demonstrated successful results. It was determined that the implant material would not create significant differences. Furthermore, in this study, it is shown that the forces applied to the implants should be directed perpendicularly as possible.

**Key Words:** Finite element analysis, narrow diameter implants, titanium implants, titanium-zirconium implants.



## TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın oluşturulmasından sonuçlandırılmasına kadar her aşamasında ilgi ve desteğini esirgemeyen tez danışmanım ve değerli hocam **Yrd. Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**'ya,

Asistanlığa başladığım ilk günden beri desteğiyle ve bilgisiyle yanımda olan **Yrd. Doç. Dr. Ersan ÇELİK**'e,

Uzmanlık eğitimimde büyük emekleri olan Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın çok değerli öğretim üyeleri, **Yrd. Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE**'ye ve **Yrd. Doç. Dr. Ayça ERKOÇAK TULGA**'ya ,

Birlikte çalışmaktan zevk duyduğum sevgili arkadaşım **Dr. Dt. Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ**'ye, **Uzm. Dt. Meltem Bektaş KÖMÜRCÜOĞLU**'na ve **Dt. Büşra GÖKTEPE**'ye,

Tüm eğitim hayatım ve tez çalışmam boyunca karşılıksız sevgi ve emeklerini, sonsuz desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili babam **Haluk CİNEL**'e, annem **İlknur CİNEL**'e, biricik kardeşim **Gizem CİNEL**'e, doktora ve tez çalışmam süresince büyük bir sabır ve destekle hep yanımda olan **İsmail Onur ŞAHİN**'e sonsuz teşekkürler...



## İÇİNDEKİLER

KONULAR	Sayfa No
TEZ BİLDİRİMİ	i
TÜRKÇE ÖZET	ii
İNGİLİZCE ÖZET	iv
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xiv
GRAFİKLER DİZİNİ	xv
SİMGE ve KISALTMALAR DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. İmplant	2
2.2. İmplantın Tarihçesi	2
2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	2
2.4. Dental İmplant Materyalleri	3
2.4.1. Metaller ve Metal Alaşımları	5
2.4.1.1. Paslanmaz Çelik (Fe-Cr-Ni)	5
2.4.1.2. Krom-Kobalt-Molibden (Cr-Co-Mo)	5
2.4.1.3. Tantalyum ve Niyobyum	6
2.4.1.4. Titanyum ve Titanyum Bazlı Materyaller	6
2.4.1.4.1. Titanyum Alaşımları	7
2.4.2. Seramikler	9
2.4.2.1. Bioaktif Seramikler	9
2.4.2.2. Bioinert Seramikler	9
2.4.2.3. Zirkonyum	10
2.4.3. Karbonlar	11
2.4.4. Polimer Esaslı Maddeler	11
2.4.5. Titanyum-Zirkonyum (Ti-Zr)	11

2.5. İmplant Geometrisi	13
2.5.1. İmplant Gövde Yapısı	14
2.5.2. İmplant Çapı	14
2.5.3. İmplant Uzunluğu	16
2.5.4. Yiv Geometrisi	16
2.5.5. Krest Modülü	16
2.6. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları	17
2.7. İmplant Destekli Protezler	17
2.7.1. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları	18
2.7.2. İmplant Destekli Protezleri Sınıflandırılması	18
2.7.3. İmplant Destekli Sabit Protezler	19
2.8. İmplantların Yerleşim Aksı	20
2.9. İmplant Protezlerde Üst Yapı Materyalleri	20
2.10. Doğal Dentisyonda ve Protetik Restorasyonlarda Oklüzal Yükler	20
2.11. Kemik Yapı	22
2.11.1. Kemik Miktarı ve Kalitesi İle İlgili Sınıflamalar	23
2.12. Osseointegrasyon ve Başarı Kriterleri	25
2.13. Biyomekanik	25
2.13.1. Kuvvet	26
2.13.2. Stres (Gerilme)	26
2.13.3. Asal Gerilimler	27
2.13.4. Von Mises Gerilmesi (Von Misses Stress)	27
2.13.5. Strain (Gerinim)	28
2.13.6. Elastik Modül (Young Modülü)	28
2.13.7. Hooke Kanunu	29
2.13.8. Poisson Oranı	29
2.13.9. İzotropi ve Anizotropi	29
2.13.10. Homojen Cisim	29
2.13.11. Lineer Elastik Cisim	29
2.13.12. Esneyebilirlik	30

2.14. Biyomekanik Stres Analizleri	30
2.14.1. Stres Analiz Yöntemleri	30
2.14.1.1. Kırılgan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi	30
2.14.1.2. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi	30
2.14.1.3. Termografik Stres Analiz Yöntemi	31
2.14.1.4. Radyotelemetri ile Stres Analizi	31
2.14.1.5. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	31
2.14.1.6. Gerinimölçer (Strain Gauge) Tekniği	31
2.14.1.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	32
2.14.1.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları	35
2.14.1.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları	36
2.15. Yorulma Deneyleri	37
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>38</b>
3.1. Sonlu Eleman Stres Analizinde Kullanılacak Modelleri Hazırlanması	39
3.1.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	39
3.1.2. Maksilla ve Mandibulanın Modellenmesi	39
3.1.3. İmplantların Modellenmesi	41
3.1.4. Dayanak ve Vidanın Modellenmesi	41
3.1.5. Protetik Üst Yapıların Modellenmesi	42
3.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	43
3.3. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması	44
3.4. Sistemin Birleştirilmesi	45
3.5. Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları	45
3.6. Yükleme Koşulları	46
3.7. Sonuçların Alınması	49
<b>4. BULGULAR</b>	<b>50</b>
4.1. Dik Kuvvet Uygulanan Maksiller ve Mandibular Modellerin Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	50

4.1.1. Maksiller Modellerde Kortikal ve Spongioz Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum	51
4.1.2. Mandibular Modellerde Kortikal ve Spongioz Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri	54
4.1.3. İmplantlara Ait Von Mises Gerilme Değerleri	56
4.1.4. Dayanak ve Vidaya Ait Von Mises Gerilme Değerleri	58
4.1.5. Metal Altyapı ve Seramik Üstyapıya Ait Von Mises Gerilme Değerleri	60
4.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Maksiller ve Mandibular Modellerin Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	61
4.2.1. Maksillar Kortikal ve Spongioz Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri	62
4.2.2. Mandibular Modelde Kortikal ve Spongioz Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri	65
4.2.3. İmplantlara Ait Von Mises Gerilme Değerleri	67
4.2.4. Dayanak ve Vidaya Ait Von Mises Gerilme Değerleri	69
4.2.5. Metal Altyapı ve Seramik Üstyapıya Ait Von Mises Gerilme Değerleri	71
4.3. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan Maksiller ve Mandibular Modellerin Dinamik Yükleme Değerlerinin İncelenmesi	72
4.3.1. Dik Kuvvet Uygulanan Modeller	72
4.3.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Modeller	73
<b>5.TARTIŞMA</b>	<b>75</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>90</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>93</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>119</b>

<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	<b>S.</b>
<b>Şekil 2.1:</b> Subperiostal ve transmandibular implant	3
<b>Şekil 2.2:</b> İmplant tipleri	3
<b>Şekil 2.3:</b> Misch'e göre kemik sınıflandırması	24
<b>Şekil 2.4:</b> Elemanlarına ayrılmış küp yapısı	33
<b>Şekil 3.1:</b> Analiz modelleri ve model kesitleri	38
<b>Şekil 3.2:</b> Alt ve üst çenenin tomografi görüntüsü	40
<b>Şekil 3.3:</b> Maksiller kemik modellemesi	40
<b>Şekil 3.4:</b> Mandibular kemik modellemesi	40
<b>Şekil 3.5:</b> Boolean yöntemi ile seçilen analiz bölgeleri	41
<b>Şekil 3.6:</b> İmplant modellemesi	41
<b>Şekil 3.7:</b> Kron modellemesi	42
<b>Şekil 3.8:</b> Krom-kobalt alaşımından tasarlanmış metal altapı örnekleri	42
<b>Şekil 3.9:</b> Metal altyapının implant ile uyumlandırılması	43
<b>Şekil 3.10:</b> Rhinoceros yazılımında birleştirilmiş modellemenin kesitsel görünümü	43
<b>Şekil 3.11:</b> Geometrik modellerin matematiksel modelleme için meshlenmesi	44
<b>Şekil 3.12:</b> Maksilla ve mandibulaya ait sabitlenmiş modeller	46
<b>Şekil 3.13:</b> Kontak bölgelerinin sınırlandırılması	46
<b>Şekil 3.14:</b> Maksilla ve mandibula modeline dikey kuvvet uygulanan noktalar	46
<b>Şekil 3.15:</b> Maksilla ve mandibula modeline oblik kuvvet uygulanan noktalar	47
<b>Şekil 3.16:</b> Yorulma analizi 1. Adım	47
<b>Şekil 3.17:</b> Yorulma analizi 2. Adım	48
<b>Şekil 3.18:</b> Yorulma analizinde siklus sayısının belirlenmesi	48
<b>Şekil 4.1:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	52
<b>Şekil 4.2:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	52

<b>Şekil 4.3:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	53
<b>Şekil 4.4:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	53
<b>Şekil 4.5:</b> Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	54
<b>Şekil 4.6:</b> Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	54
<b>Şekil 4.7:</b> Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	55
<b>Şekil 4.8:</b> Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	56
<b>Şekil 4.9:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde implantlarda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları	57
<b>Şekil 4.10:</b> Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde implantlarda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları	57
<b>Şekil 4.11:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde dayanaklarda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	58
<b>Şekil 4.12:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde dayanak vidasında tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	59
<b>Şekil 4.13:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde altyapı materyalinde (Cr-Co) tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	60
<b>Şekil 4.14:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde seramik üstyapıda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	61
<b>Şekil 4.15:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	63
<b>Şekil 4.16:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	63
<b>Şekil 4.17:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	64

<b>Şekil 4.18:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	65
<b>Şekil 4.19:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	65
<b>Şekil 4.20:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı	65
<b>Şekil 4.21:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımları	66
<b>Şekil 4.22:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımları	67
<b>Şekil 4.23:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde implantlarda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları	68
<b>Şekil 4.24:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde implantlarda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları	68
<b>Şekil 4.25:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde dayanakta tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	69
<b>Şekil 4.26:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde dayanakta tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	69
<b>Şekil 4.27:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde dayanak vidasında tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	70
<b>Şekil 4.28:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde altyapıda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	71
<b>Şekil 4.29:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde üstyapıda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı	72
<b>Şekil 4.30:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde implant materyalinde tespit edilen yorulma analiz değerleri	73
<b>Şekil 4.31:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde implant materyalinde tespit edilen yorulma analiz değerleri	74

<b>TABLolar DİZİNİ</b>	<b>S.</b>
<b>Tablo 2.1:</b> İmplant materyallerinin sahip olması gereken özellikler	4
<b>Tablo 2.2:</b> cpTi ve Ti alaşımlarının % ağırlık bileşenleri	7
<b>Tablo 2.3:</b> Ti-6Al-4V'nin materyal içeriği	8
<b>Tablo 2.4:</b> Ti-6Al-4V ve saf titanyum genel özelliklerinin karşılaştırılması	8
<b>Tablo 3.1:</b> Çalışmada kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları	44
<b>Tablo 3.2:</b> Çalışmada kullanılan materyallere ait elastisite modülleri ve poisson oranları	45
<b>Tablo 3.3:</b> Kullanılan implant materyallerine ait çekme dayanım (Tensile strenght) değerleri	48
<b>Tablo 4.1:</b> Dik kuvvet uygulaması sonrası maksiller Ti ve Ti-Zr implant modellerinden elde edilen tüm verilerin özeti	50
<b>Tablo 4.2:</b> Oblik kuvvet uygulaması sonrası maksiller Ti ve Ti-Zr implant modelinden elde edilen tüm verilerin özeti	61
<b>Tablo 4.3:</b> Dik kuvvet uygulaması sonrası maksiller ve mandibular modellerin yorulma deneyi sonuçları	73
<b>Tablo 4.4:</b> Oblik kuvvet uygulaması sonrası maksiller ve mandibular modellerin yorulma deneyi sonuçları	74



<b>GRAFİKLER DİZİNİ</b>	<b>S.</b>
<b>Grafik 4.1:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	52
<b>Grafik 4.2:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	53
<b>Grafik 4.3:</b> Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	55
<b>Grafik 4.4:</b> Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongioz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	56
<b>Grafik 4.5:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde implantlarda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri	58
<b>Grafik 4.6:</b> Dik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde dayanak ve vida materyalinde tespit edilen Von Mises gerilme değerleri	59
<b>Grafik 4.7:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	63
<b>Grafik 4.8:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	64
<b>Grafik 4.9:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	66
<b>Grafik 4.10:</b> Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongioz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	67
<b>Grafik 4.11:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde implantlarda tespit edilen Von Mises gerilme değerleri	68
<b>Grafik 4.12:</b> Oblik kuvvet uygulamasında maksiller ve mandibular modellerde dayanak ve vida materyalinde tespit edilen Von Mises gerilme değerleri	70

## SİMGELER ve KISALTMALAR

Ti	:	Titanyum
Ti-Zr	:	Titanyum-zirkonyum
Fe-Cr-Ni	:	Demir-Krom-Nikel
Cr-Co-Mo	:	Krom-Kobalt-Molibden
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	:	Alüminyum oksit
cpTi	:	Ticari saf titanyum
Ti-6Al-4V	:	Titanyum-6 Alüminyum-4 Vannadyum
MPa	:	Megapaskal
GPa	:	Gigapaskal
N	:	Newton
E	:	Elastik Modülüs
V	:	Poisson oranı
Cr-Co	:	Krom-kobalt

## 1.GİRİŞ

Diş hekimliğinin temel amacı; kaybedilen dişleri, fonksiyon ve estetik olarak doğal dişlere benzer şekilde yerine koyabilmektir. Günümüzde implant restorasyonlarının kullanımı ile doğala yakın tedaviler elde edilebilmektedir. Başarılı implant uygulamaları için, kullanılan materyallerin özelliklerinin ve biyomekanik prensiplerin iyi bilinmesi gerekmektedir (Şahin ve ark., 2002; Gül, 2009).

Biyomekanik; mekanik prensiplerin kullanımıyla, biyolojik dokulara uygulanan kuvvetlere verilen cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır (Cowin, 1991). Klinisyenin implant tasarımı ile ilgili mantık yürütebilmesi ve klinik başarısını arttırabilmesi için biyomekanikle ilgili kavramları iyi anlaması gerekmektedir (Misch, 2005; Özyılmaz, 2011).

İmplantlardan kemik dokuya kuvvet iletimi; yüklemenin tipi ve şiddeti, implant ve protez materyal özellikleri, implant geometrisi ve yüzey özellikleri, implantı çevreleyen kemiğin yoğunluğu ve implantın dental ark üzerindeki konumuna bağlıdır (Cochran, 2000; Özkan, 2014). Diş hekimliği alanındaki bu tip deneysel incelemeler için sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri olan sonlu elemanlar analizi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, sonuçların sayısal veriler halinde elde edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı sıklıkla tercih edilmektedir (DeVree ve ark., 1983; Hancı ve ark., 2000).

Literatürde, özellikle implantların lokalizasyonlarının ve implant materyal farklılıklarının kemik-implant ara yüzündeki stres dağılımına olan etkisi ile ilgili analiz çalışmaları yetersizdir (Kurşunoğlu, 2011; Karabudak ve ark., 2014).

Bu çalışmanın amacı; maksiller ve mandibular posterior kemik modeline yerleştirilen titanyum (Ti) ve titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) alaşımından üretilen dar çaplı implantlar ile desteklenen kron restorasyonlarına, statik ve dinamik kuvvetlerin uygulanması sonrasında, implant gövdesinde ve implant-kemik ara yüzeyinde oluşan stres ve gerinim (strain) değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızın hipotezi “Maksiller ve mandibular ikinci premolar bölgeye uygulanan Ti ve Ti-Zr materyallerinden üretilmiş dar çaplı implantların, statik-dinamik kuvvet uygulaması ve yorulma azalızleri sonrasında benzer stres dağılımları ve klinik başarı süreleri sergileyeceğidir.”



## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. İmplant**

Protez terimleri sözlüğüne göre ağız içi dental implantlar; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan alloplastik materyal/materyaller şeklinde tanımlanabilir (Glossary of Implant Terms, 2007).

### **2.2. İmplantın Tarihçesi**

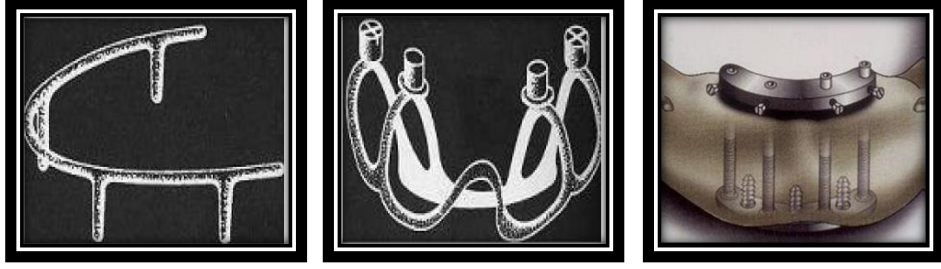
Dental implantlara ait en eski kanıt, ülkemizde İzmir yakınlarında Kalabak Metropolis'te, M.Ö. 550 yıllarına ait kazı çalışmalarında bulunmuştur (Atilla, 1993). 1931'de ise Poponoe Honduras'ta, M.S. 600 yıllarına ait bir çene kemiğinde eksik olan üç kesici dişin yerine deniz hayvanlarının kabuğundan elde edilmiş implantların birey yaşarken yerleştirilmiş olduğu tespit edilmiştir (Göçer, 2010).

Gerçek anlamda diş hekimliğindeki ilk implant ise; 18. yüzyılın başında, altından üretilmiş kök formundaki vidalar olmuştur (Branemark ve ark., 1969; Ring, 1995). 1886'da NewYork'ta Edmonds, demirden kemik içi implant yapmayı denemiştir (Chatman, 1970; Granat, 1990). 1952 yılında İsveçli ortopedik cerrah Branemark, titanyumla yaptığı çalışmalarda kemik dokunun titanyuma çok etkin bir biçimde bağlandığını gözlemleyerek, bu gözlemini "osseointegration" olarak adlandırmış ve ilk kez 1965 yılında gönüllü bir hastaya, titanyumdan üretilen bir dental implant yerleştirmiştir (Göçer, 2010).

### **2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması**

Geçmişten günümüze kadar geliştirilen implantlar, kemikle ve çevre dokuyla olan ilişkilerine göre beş ayrı grupta incelenebilir (Çalikkocaoğlu, 1998). Bunlar;

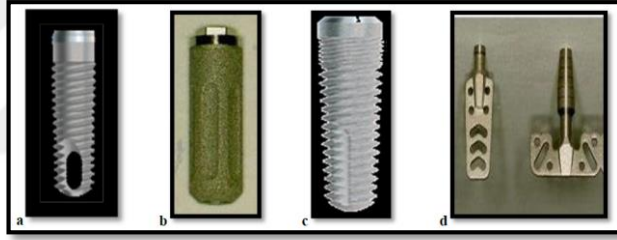
- 1) Endoosseoz / Endosteal (kemik içi) implantlar,
- 2) Subperiostal (kemik üzeri) implantlar (Şekil 2.1),
- 3) İnamukozal implantlar,
- 4) Transmandibuler (kemik boyunca) implantlar (Şekil 2.1) ve
- 5) Endodontik implantlardır.



Şekil 2.1: Subperiosteal ve transmandibular implant.(Güzel ve ark., 2006; Çelik,2012)

Ancak bu implant tiplerinden endosteal (kemik içi) implantlar, uygulamalarının kolay olması ve başarı kriterlerinin diğer implant tiplerine göre daha yüksek olması nedeniyle günümüzde daha sıklıkla tercih edilmektedir (Rosenstiel ve ark., 2006; Özkan, 2011).

Endosteal implantlar geometrik şekillerine göre; vent tipi implantlar, silindirik implantlar, vida (konik) tip implantlar ve blade implantlar (Şekil 2.2) olmak üzere 4 farklı gruba ayrılmaktadır (Rosenstiel ve ark., 2006).



Şekil 2.2: İmplant tipleri: a) Vent tipi implant, b) Silindirik tip implant, c) Vida tip implant,, d) Blade tip implant (Çelik, 2012).

#### 2.4. Dental İmplant Materyalleri

Diş eksikliklerinin restorasyonu için farklı tipteki implantların kullanımı düşüncesi, 20. yüzyılın başlarında ortaya çıkmış ve günümüz teknolojisinin gelişimine bağlı olarak, kullanılan implant materyallerindeki çeşitlilik artmaya başlamıştır (Kenneth ve Phillips, 2003; Özyazgan ve Çetinkaya, 2013).

Dental implantlarda uzun dönem başarılı sonuçlar elde edilebilmesi için; implantlarda kullanılan materyallerin iyi bilinmesi ve osseointegrasyondaki etkisinin tanımlanması gerekmektedir (Hakkı ve Ertuğrul, 2009). Çünkü, implantların yerleştirildiği kemiğin fizyolojik ve morfolojik durumunun, kullanılan materyallerle ilgili biyolojik özelliklerin, osseointegrasyonun sağlanmasında ve başarılı tedavilerin

gerçekleştirilmesinde oldukça önemli olduğu düşünülmektedir (Hobo ve ark., 1990; Duymuş ve Güngör, 2013).

İdeal bir implant materyalinin sahip olması gereken bazı temel özellikler vardır. Bu özellikler Tablo 2.1’de sınıflandırılmıştır (O’Neal ve ark., 1992; Davies,1998; Lang ve ark., 2000).

**Tablo 2.1:** İmplant materyallerinin sahip olması gereken özellikler.

<b>BİYOLOJİK ÖZELLİKLER</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>➤ Alerjik, sitotoksik, iritan ve karsinojenik olmamalıdır.</li></ul>
<b>KİMYASAL ÖZELLİKLER</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>➤ İnert olmalı,</li><li>➤ Korozyona uğramamalı,</li><li>➤ Hafif ve dayanıklı olmalı,</li><li>➤ Aşınmaya dirençli olmalı ve</li><li>➤ Üstün şekillendirme yeteneğine sahip olmalıdır.</li></ul>
<b>MEKANİK ÖZELLİKLER</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>➤ Elastik modülüsü kemiğe yakın ve çekme dayanıklılığı yeterli olmalı,</li><li>➤ Biyomekanik olarak dokuların fiziksel özelliklerine uyum gösterebilmeli ve</li><li>➤ Mekanik basınçlarla fiziksel değişimlere uğramamalıdır.</li></ul>
<b>DİĞER ÖZELLİKLER</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>➤ Ekonomik olmalı,</li><li>➤ Kullanımı ve uygulanması kolay olmalı,</li><li>➤ Steril edilebilmelidir.</li></ul>

Dental implant materyali olarak geçmişten günümüze kadar kullanılan materyaller genel olarak şu şekilde sınıflandırılabilir (Duymuş ve Güngör, 2013):

1. Metaller ve metal alaşımları
  - a. Paslanmaz çelik (Fe-Cr-Ni)
  - b. Krom-kobalt-molibden (Cr-Co-Mo)
  - c. Tantalyum ve niyobyum
  - d. Titanyum ve titanyum bazlı materyaller
2. Seramikler
  - a. Bioaktif seramikler
  - b. Bioinert seramikler
  - c. Zirkonyum

3. Karbonlar
  - a. Polikristalin camsı karbon
  - b. Karbon-silikon
4. Polimer esaslı maddeler
  - a. Polimetilmetakrilat
  - b. Politetrafluor etilen
  - c. Polietilen
  - d. Silikon lastik
  - e. Polisülfon

Kısacası dental implantolojide genellikle, alloplastik materyallerden faydalanılmaktadır ve günümüzde ideale en yakın alloplastik materyalin metal orijinli olduğu kabul edilmektedir. Bu düşünce ile metal alaşımları içinde kabul edilebilir özelliklerinden dolayı ilk olarak, paslanmaz çelik, krom-kobalt alaşımları, altın, palladyum, tantalyum, platin ve bu metallerin alaşımları implant materyali olarak kullanılmıştır (Duymuş ve Güngör, 2013). Titanyum ve titanyum alaşımları ise; günümüzde implantların yapımında en sık kullanılan metal orjinli materyallerdir (Ökte, 1991; Şenel ve ark., 2010; Özkan, 2011; Duymuş ve Güngör, 2012).

#### **2.4.1. Metaller ve Metal Alaşımları**

##### **2.4.1.1. Paslanmaz Çelik (Fe-Cr-Ni):**

Paslanmaz çelik yapısındaki krom (Cr) içeriği ile korozyona, nikel (Ni) içeriği ile de kırılmaya karşı dayanıklı hale gelirken, nikelin alerjik özelliği ve korozyona olan dayanıksızlığı materyali başarısız kılmıştır (Misch, 1999). Fabrikasyonu kolay olan ucuz bir materyal olmasına rağmen, klinik olarak implant tedavisinde kullanım alanına sahip değildir (Ökte, 1991; Özyazgan ve Çetinkaya, 2013).

##### **2.4.1.2. Krom-Kobalt-Molibden (Cr-Co-Mo):**

Krom-kobalt-molibden alaşımı ilk olarak 1929 yılında piyasaya sürülmüştür. Materyalin içeriğinde %63 Co, %30 Cr, %5 Mo bulunmaktadır (Duymuş ve Güngör, 2012; Özyazgan ve Çetinkaya, 2013).



Dokuya ilk yerleştirildiğinde herhangi bir doku reaksiyonu meydana getirmemelerine rağmen, uzun dönemde kronik enflamasyon ve mobilite ile birlikte seyreden fibröz enkapsülasyon meydana gelebildiğinden kullanımı tercih edilmemektedir (Misch, 1999; Kenneth ve Phillips, 2005; Duymuş ve Güngör, 2012).

#### **2.4.1.3. Tantalyum ve Niyobyum:**

Tantalyum ve niyobyum materyallerinin de biyouyumluluk anlamında vücutta titanyum gibi kabul gördükleri bilinmektedir. Ancak bu materyallerin klinik kullanımına ve uzun dönem prognozlarına ait bilimsel veriler yetersizdir.

#### **2.4.1.4. Titanyum ve Titanyum Bazlı Materyaller**

Titanyum, reaktif bir metaldir ve saf olarak elde edilmesi zordur (Craig ve Powers, 2000; Duymuş ve Güngör, 2013).

“Kroll prosesi” ile elde edilen saf titanyum, titanyum öncülünü elde etmek için erimiş sodyumla indirgenir. Yumuşak haldeki titanyum öncülü ise, basınç altında veya argon atmosferinde eritilip birleştirilerek titanyum ingotlar elde edilir (Berg ve ark., 1995; Wang ve Fenton, 1996; Duymuş ve Güngör, 2013).

Saf titanyum;

- Manyetik değildir ve kemik dokuyla termik açıdan uyumludur.
- Doku içinde inert bir materyaldir. Dokuyla temas eden oksit tabakası kesinlikle bozunmaz. Bu sebeple organik moleküllerle reaksiyona giren herhangi bir iyon metalden ayrışmaz.
- Mekanik direncinin kortikal kemik ve dentinden fazla olması mekanik açıdan yeterli kriterlerdir. Ayrıca toksik olmayışı ve kolay şekillenebilir olması tercih edilmesini sağlayan özelliklerdendir.
- Reaktif bir materyaldir. Hava-su ve benzeri elektrolit ortamlarda metalin yüzeyinde kendiliğinden bir oksit tabakası oluşur. Oluşan bu oksit tabakası, implant metalini vücut sıvılarından ve tüm kimyasal etkilerden koruyan bir bariyer görevi görür.

Oksijen içerikleri farklılık gösteren dört tip (grade) saf titanyum (cpTi) bulunur (Wang ve Fenton, 1996). Titanyum tipleri arasında içerikte bulunan nitrojen, karbon

ve hidrojen oranları büyük farklar göstermez. Bu nedenle, saf titanyum oksijen ve demir içeriğine göre dört ayrı tipe ayrılır (Tablo 2.2.). Tipler arasında en fazla oksijen içeren, %0,4'lük oksijen oranı ile Tip 4 titanyumdur (Wang ve Fenton, 1996; Duymuş ve Güngör, 2013).

**Tablo 2.2:** cpTi ve Ti alaşımlarının % ağırlık bileşenleri (\*Donley ve Gillette, 1991; Niinomi 2008, Duymuş ve Güngör, 2013).

ELEMENT	GRADE 1	GRADE 2	GRADE 3	GRADE 4
Nitrojen	0,013/0,3*	0,03	0,05	0,05
Karbon	0,10	0,10	0,10	0,10
Hidrojen	0,01/0,015*	0,01/0,015*	0,01/0,015*	0,01/0,15*
Demir	0,20	0,30	0,30	0,50
Oksijen	0,18	0,25	0,35	0,40
Titanyum(Denge)	99,48	99,31	99,19	98,94

Saf titanyum tipleri içerisinde sadece Tip 4 (Grade 4) titanyumlar dental implantoloji alanında yoğun bir kullanım alanı bulmuşlardır. Çünkü bu materyal, saf titanyumların en dayanıklısıdır ve mükemmel korozyon direnci göstermesinin yanı sıra üstün şekillendirilebilirlik de sergilemektedir (Günay ve ark., 2013).

Ayrıca titanyumun elastiklik modülü diğer implant materyallerine göre kemiğin elastiklik modülüne daha yakındır, dolayısıyla bu materyal kemik implant yüzeyinde kuvvet dağılımını daha düzenli hale getirir (Günay ve ark., 2013).

#### **2.4.1.4.1. Titanyum Alaşımları**

Saf titanyumun yanı sıra titanyum alaşımlarından Ti-6Al-4V titanyumun en sık kullanılan formudur (Özyazgan ve Çetinkaya, 2013). Yakın dönemlerde implantoloji uygulamalarında Grade 5 ya da Tip 5 (Ti-6Al-4V) olarak ifade edilen bu alaşımların, diğer titanyum alaşımları ve saf titanyum tipleri ile aynı derecede osseointegrasyon özelliği gösterdiği kabul edilmektedir (Polmer, 2007) ve günümüzde olumlu özellikleri dolayısıyla materyalin kliniksel kullanımında artış meydana gelmiştir (Göçer, 2010).

Titanyum alaşımlarında, saf titanyumdan farklı olarak titanyuma, az miktarda alüminyum ve vanadyum ilavesi (Tablo 2.3) ile materyalin direnci ve şekillendirilebilirlik özelliği arttırılmakta, mekanik özellikleri güçlendirilmektedir (Roach, 2007; Niinomi, 2008; Duymuş ve Güngör, 2013). (Tablo 2.4).

**Tablo 2.3:** Ti-6Al-4V'nin materyal içeriği (Donley ve Gillette, 1991).

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

**Tablo 2.4:** Ti-6Al-4V ve saf titanyum genel özelliklerinin karşılaştırılması (Contreras ve ark., 2002).

ÖZELLİK	SAF TİTANYUM	Ti-6Al-4V
Yoğunluk (gr/cm <sup>3</sup> )	4,5	4,5
Döküm Sıcaklığı (°C)	1 700	1 700
Tensile Stres (MPa)	520	1 000
Oransal Sınır (MPa)	350	920
Elastisite Modülü (GPa)	110	85-115
Sertlik (VHN)	200	-
Esneklik (%)	20	14

Ayrıca titanyum ve titanyum alaşımları biyouyumlulukları ve dayanıklılıkları sayesinde hem kendi içlerinde kırılmayacak kadar dayanıklı, hem de çevre kemikte kullanılmama atrofisine neden olmayacak kadar elastisite modülüne sahip materyallerdir (Misch, 2005).

Yapılan son araştırmalarda da titanyum ve titanyum bazlı materyallerin kemiğin elastik modülüne yakın değerler sergilediği tespit edilmiş ve titanyum implantların kompakt kemikten yaklaşık olarak 1,5 kat, Ti-6Al-4V alaşımın ise kompakt kemikten 6 kat daha sağlam olduğu bildirilmiştir (Tunalı, 2004; Grandin ve ark., 2012; Duymuş ve ark., 2013).

Günümüzde dental implantoloji alanında uzun dönem kliniksel ve bilimsel verileri olan ve en iyi dökümente edilmiş metal olan titanyum ve titanyum alaşımları tercih edilmektedir. Özelliklerinden dolayı titanyum, dental implant uygulamalarında temel materyal olmuş ve modern implant tedavisinin başlangıcı olarak kabul edilen Branemark'ın 20.yüzyılın ikinci yarısında yaptığı çalışmalar sonucunda, implantasyon için günümüzdeki en popüler materyal olarak kabul edilmeye başlamıştır (Duymuş ve Güngör, 2012; Özyazgan ve Çetinkaya, 2013).

#### **2.4.2.Seramikler**

Seramik materyalleri korozyona dirençli, doku ile uyumlu ancak gerilme ve bükülme dayanıklılığı az olan maddelerdir, ayrıca şekillendirilmeleri de kolay değildir. (Kohal ve ark., 2000; Eğilmez ve ark., 2010).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler temelde, bioaktif ve bioinert olmak üzere iki grupta incelenmektedir. Bunlara ilaveten son dönemlerde zirkonya bazlı seramikler kullanıma girmiş ve implantolojide oldukça popüler materyaller haline gelmiştir (Eğilmez ve ark., 2010).

##### **2.4.2.1.Bioaktif Seramikler**

Bioaktif seramikler grubunda hidroksiapatitler ve bioglass (silika esaslı cam) yapılar bulunmaktadır. Güncel kullanımda, hidroksiapatitler implant yüzey işlemlerinde tercih edilirken, bioglass materyali oldukça kırılabilir bir materyal olması nedeniyle implant materyali veya implant yüzey kaplamasında tercih edilememektedir (Kenneth ve Phillips 2003; O'Brien, 2008).

##### **2.4.2.2.Bioinert Seramikler**

Bioinert seramikler, single kristal ve polikristal (tübingen) olmak üzere 2 tiptir ve yüzeylerinde alüminyum oksit vardır (Lemos, 1986; Ökte, 1991). Alüminyum oksit; inert olması, iyon salınımı ve immun cevap oluşturmaması nedeniyle seramik implantlar için altın standart olarak gösterilmiştir. Ancak bu implantlar sıkıştırma kuvvetlerine dayanıklıyken, bükülme ve çekme tipi kuvvetlere karşı zayıftır. Bu nedenle kısıtlı endikasyonları mevcuttur. Klinik çalışmalar ise, bu implantların sert ve

yumuşak dokuda iyileşme süreçlerinin oldukça başarılı olduğunu göstermiştir (Kenneth ve Phillips 2003; O'Brien, 2008; Özyazgan ve Çetinkaya, 2013).

### **2.4.2.3.Zirkonyum**

Zirkonyum materyalinin biyomedikal olarak kullanımı, üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle başlamış, diş hekimliğine girişi ise 1990'ların başında endodontik post ve implantlarda kullanılmasıyla olmuştur (Raigrodski, 2004; Raigrodski ve ark., 2006; Duymuş ve Güngör, 2013).

Özellikle yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum (Y-TZP) ile çok daha yoğun, sert, dayanıklı bir yapı elde edilmektedir ve yüksek mekanik özelliklerinden dolayı implant diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999; Duymuş ve Güngör, 2013).

Zirkonyum, diğer implant materyallerine göre daha az plak tutulumuna sebebiyet vermektedir (Sollazzo ve ark, 2008). Konvansiyonel titanyum implantların porselen translusensisinde azalma ve gingival marjin bölgesinde gri renklenme meydana getirmesi nedeniyle (Jung ve ark, 2008), özellikle yüksek gülme hattı ve ince mukozası olan hastalarda estetik problemler oluşmaması için tercih edilebilir (Özyazgan ve Çetinkaya, 2013; Duymuş ve Güngör, 2013). Ayrıca birçok araştırmacının zirkonyum oksitinin herhangi bir toksik, immünolojik veya kanserojenik etkisi bulunmadığı konusunda fikir birliği vardır (Hayashi ve ark, 1992; Hayshi ve ark., 1993; Hisbergues ve ark., 2009).

Bu üstün özelliklerinin yanı sıra zirkonyumun en büyük dezavantajlarından birinin, yapısında oluşabilen kırıklar olduğu bildirilmiştir. Bu kırılmaların en büyük nedeni olarak, zirkonyumun vücut ısısının üzerinde bir ısıya maruz kalması sonrasında, materyalde su emme özelliğinin ön plana çıkması ve su moleküllerinin, materyalde meydana gelen çatlak yüzeylerin arasına girerek genişlemeye ve kopmalara sebebiyet vermesi gösterilmiştir. Ancak yapısı kırık oluşumuna müsait olsa da zirkonyumun, spesifik kristal yapısı nedeniyle implant kırıklarına sebebiyet vermeyeceği de düşünülmektedir (Scarano ve ark., 2003; Koch ve ark., 2010).

Dental uygulamalar için zirkonyum seramikler oldukça dayanıklı, estetik ve biyouyumlu bulunmuş olsalar bile uzun dönem başarı ve güvenilirlikleri dikkatle değerlendirilmelidir (Eğilmez ve ark., 2010).

### **2.4.3. Karbonlar**

Bu materyaller mekanik dayanıklılıklarının düşük, fonksiyon esnasında kırılma olasılıklarının çok yüksek, elektriksel ve termal geçirgenliklerinin yüksek olması nedeniyle günümüzde dental implantolojide kullanılmayan maddelerdir (Ökte, 1991). Fakat elektrokimyasal özelliklerinden dolayı kaplama materyali olarak kullanılması tavsiye edilmektedir (Kenneth ve Phillips, 2003; Özyazgan ve Çetinkaya, 2013).

### **2.4.4. Polimer Esaslı Maddeler**

Bu materyaller yapılan çalışmalarda toksik ve karsinojenik bulunmaları, diğer materyaller ile karşılaştırıldığında daha yumuşak, esnek ve daha düşük elastisite modülüne sahip olmaları nedeniyle implant materyali olarak kullanılamamaktadır (Kenneth ve Phillips, 2003).

Kirsch ve arkadaşlarına (1989) göre günümüzde polimerler ancak, dental implantlar için bazı komponentlerin yapımında ve klinik olarak bazı implant sistemlerinde (IMZ implant sistemi) implant gövdesinin iç kısmında periodontal ligamenti taklit etmek ve şok emmek amacıyla kullanılabilir (Özyazgan ve Çetinkaya, 2013).

Tüm bu dental implant materyaller incelendiğinde, en başarılı implant materyalinin titanyum ve titanyum alaşımları olduğu görülmektedir. Ancak son dönemlerde; yüksek dayanımlı, biyolojik olarak uyumlu, yüksek hidrofilitate sonucu güçlü osteointegrasyon sağlayan ve dar çaplı alanlarda güvenle kullanılabilen “titanyum-zirkonyum implantlar” geliştirilmiştir (Grandin ve ark., 2012).

### **2.4.5. Titanyum-Zirkonyum (Ti-Zr):**

Günümüze kadar cpTi implantlar üstün özellikleri sayesinde başarılı bir şekilde kullanılabilmiştir (Grandin ve ark., 2012). Ancak tek diş implant uygulamasının gerektiği ve dişsiz bölgenin dar olduğu durumlarda, dar çaplı implantların ( $\leq 3,5$  mm çap) kullanılmasına ihtiyaç duyulduğunda cpTi implantlar mekanik gerilme

mukavemeti yönünden yetersiz kalabilmektedir (Zinsli ve ark, 2004; Al-Nawas ve ark., 2012). Hatta bu tip vakalarda kullanılan dar çaplı Ti implantlarda, yorulmaya bağlı meydana gelen kırık riskinde artış tespit edilmiştir (Schwarz, 2000; Romeo ve ark., 2006; Allum ve ark., 2008). Titanyum alaşımlarının dar dişsiz boşluklarda kullanımını güvenli hale getirebilmek için, materyale ait mekanik özelliklerin geliştirilmesi düşünülmüş ve bazı yaklaşımlar ortaya çıkmıştır (Parr ve ark., 1985).

Zirkonyum gibi toksik olmayan materyallerin titanyuma ilavesi gündeme gelmiş ve bu kombinasyonun materyal özellikleri araştırılmaya başlanmıştır (Kim ve ark., 1997; Khan ve ark., 1999; Zhang ve ark., 2009).

Titanyum ve zirkonyum materyallerinden ikili kombinasyon ile üretilmiş Ti-Zr implantlar ortalama %15 oranında (%13 ile %17 arasında), çoğunlukla da monofazlı (tek fazlı)  $\alpha$ - yapısında zirkonyum ve %85 titanyum içermektedirler (Kobayashi ve ark., 1995; Grandin ve ark, 2012, Barter ve ark., 2012). Bu içerikleri dolayısıyla Ti-Zr implantlar, üstün biyouyumluluk ve yüksek mekaniksel dayanım sergileyen materyallerdir (Kobayashi ve ark., 1995; Grandin ve ark, 2012).

Ti-Zr implantların saf titanyum ile karşılaştırıldıklarında daha yüksek mekaniksel dayanım sergilediği Kobayashi ve arkadaşları (1995) tarafından rapor edilmiştir. Bernhard ve arkadaşları da (2009), Ti-Zr implantların titanyum implantlar ile karşılaştırıldığında %40 oranında daha fazla fatigue (yorgunluk) dayanımı ve daha yüksek tensile stres değerleri sergiledikleri tespit edilmiştir.

Ek olarak Ti-Zr alaşımlarının titanyuma oranla daha iyi biyouyumluluk sergiledikleri (Ikarashi ve ark., 2005; Grandin ve ark, 2012) ve biyolojik sıvılara karşı oluşan korozyon direncinin oldukça yüksek olduğu bildirilmiştir (Naganava ve ark., 2004; Ikarashi ve ark, 2005; Bernhard ve ark., 2009).

Tüm bu deneysel araştırmaların yanı sıra Ti-Zr implantların klinik açıdan da oldukça başarılı olduğu çalışmalarda tespit edilmiştir. Ancak materyalin başarısının kesinleşebilmesi için farklı klinik koşullar altında, implant üstü restorasyonlara ait sonuçların da mutlaka değerlendirilmesi gereklidir. Bu anlamda Ti-Zr implantlar ile yapılan bazı çalışmalarda şu sonuçlar elde edilmiştir:

- Horizontal olarak sinüs augmentasyonu gerçekleştirilmiş vakada implant uygulanmasının ardından ilk yıldaki takiplerde %97 sağ kalım oranı tespit edilmiştir (Lindgren ve ark, 2012).
- Posterior maksilla bölgesinde erken implant yerleştirilmesi sonrasında ilk yıldaki sağ kalım oranı ise %100 olarak bulunmuştur (Roccuzzo ve Wilson, 2009).
- Erken yüklemeye tabi tutulan iki implant destekli overdenture restorasyonlarının takibinde ise 40 aylık süre sonunda sağ kalım oranları %99 olarak tespit edilmiştir (Stoker ve Wismeijer, 2011) .
- Atrofik maksillanın overdenture ile rehabilitasyonunda kullanılan implantlarda ise 16 ay sonrasında %100 sağ kalım tespit edilmiştir (Cordaro ve ark., 2013).

Tüm bu sonuçlar Ti-Zr implantların zorlu sağlık koşullarına sahip hastalarda ve farklı cerrahi prosedürlerin gerekebileceği endikasyonların varlığında da başarıyla kullanılabilir olduklarını göstermektedir.

Özetle Ti-Zr kombinasyonu; biyouyumluluğu, osseointegrasyon özelliklerini muhafaza edebilmesi ve geliştirilmiş mukavemeti nedeniyle özellikle dar çaplı implant uygulamalarında günümüzde ilgi çekici bir implant malzemesi olarak kendini göstermektedir (Grandin ve ark., 2012).

## 2.5. İmplant Geometrisi

İmplant tasarımındaki öncelikli hedef, çiğneme kuvvetlerinin çevre destek dokulara zarar vermeden dağıtılmasıdır. Ancak böyle bir implant tasarımı ile uygun şekilde kuvvet dağılımı ve başarılı bir osseointegrasyon sağlanır. Aksi takdirde osseointegrasyon meydana gelmez veya mevcut osseointegrasyon bozulur ve kuvvet dağılımı düzensiz bir biçimde yayılarak implantın boyun bölgesinde ve sivri köşelerde yoğunlaşarak kemik rezorpsiyonuna neden olur (Misch, 2005). Yani implant geometrisi ve osseointegrasyon karşılıklı olarak birbirini etkilemektedir.

Özetle; implant çevresinde oluşabilecek stres dağılımı; implant gövde tasarımı, implant çapı, implant uzunluğu, yiv yapısı, implant materyal özellikleri, implant yüzey özellikleri, boyun bölgesi tasarımı ve implantın yerleştirme açısı gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Reiger ve ark., 1990; Anitua ve Orive, 2010).



### **2.5.1. İmplant Gövde Yapısı**

Günümüzde en çok kullanılan üç temel implant gövde dizaynı vardır. Bunlar; konik, silindirik ve blade tip implantlardır ve bu tasarımların hepsi endosteal (kemik içi) implantlardır (Özkan, 2011).

Blade tip implantlarda üretimsel bir özellik olan boşluklu yapı, kemiğin bu bölgelere doğru gelişimini indükleyerek tutuculuğu sağlamaktadır. Fakat bu tip implantların uygulama zorluğu ve uzun dönemde gözlemlenen başarısız sonuçları dolayısıyla kullanımları sınırlanmıştır (Nikitas, 2000).

Silindir tip tipinde yiv tasarımı olmaması sebebiyle primer stabilizasyon, implantların kemik içerisine sıkıca oturmasıyla yani sürtünme ile elde edilmektedir (Siegele ve Soltesz, 1989). Bu nedenle kemik kalitesinin yetersiz olduğu bölgelerde bu tip implantların kullanımı konusunda çeşitli tartışmalar mevcuttur (Nikitas, 2000).

Konik form (vida) implantlar, günümüzde en yaygın olarak kullanılan ve üretilen implantlardır. Bu implantların üzerindeki yivler sayesinde kemik-implant temas alanı artmakta ve primer stabilizasyon kolaylıkla elde edilmektedir. Ayrıca bu implant dizaynı, protez kullanımı sırasında kemiğe iletilen yüklerin eşit dağılımını da sağlayabilmektedir (Skalak, 1983; Siegele ve Soltesz, 1989; Nikitas, 2000).

### **2.5.2. İmplant Çapı**

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanır. İmplant çapının büyümesi ile birlikte implant yüzey alanı artmakta ve kemik-implant temas alanında da artış sağlanmaktadır. Örneğin, 3 mm çapındaki bir implantın çapının 1 mm artması, implantın yüzey alanında %35'lik bir artışa neden olmaktadır ve dolayısıyla temas alanının artmasıyla birlikte, primer stabilitede de artış olacaktır. Ayrıca yüzey alanının artışı implantın kırılmaya karşı direncini de artıracaktır (Misch, 1999).

Jae-Hoon Lee ve ark. (2005) maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için gereken ideal implant çapının, alveolar krette bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın teması gösterebilecek çapta olması gerektiğini belirtmişlerdir.

İmplant kullanımının genel olarak; 3,75 mm ile 4,1 mm aralığında çap değerlerine sahip olduğu ve bir çok endikasyon için bu çaptaki implantların kullanımının uzun dönemde başarılı sonuçlar sergilediği tespit edilmiştir (Buser ve ark., 1997; Bornstein ve ark., 2005; Sanchez-Perez ve ark., 2010).

Bu implantlar “standart çaplı implantlar” olarak kabul edilmektedir. Ancak standart çaplı implantlar, işlem yapılacak alanda yatay krestal kemik boyutunun yetersiz olması ve dişler ile uygulanacak implantlar arası mesafenin dar olması gibi durumlarda başarıyla uygulanamamaktadır (Teughels ve ark., 2009; Benic ve ark., 2012). Bu nedenle farklı endikasyonlar için standart çaplara göre daha dar çaplı implantların kullanılması düşüncesi gündeme gelmeye başlamıştır. Yeni nesil “dar çaplı implantlar”ın tasarlanmasıyla, cerrahi prosedürler azaltılabilmiş ve özellikle genel tıbbi risk faktörleri olan hastalar için de implant uygulamaları popüler hale gelmeye başlamıştır (Narby ve ark., 2008; Carlsson ve Omar, 2010).

Dar çaplı implantlar literatürde çapsal değer olarak  $\leq 3,5$  mm olarak tanımlanmıştır ve bu tip implantların genellikle, premolar bölge ya da kesiciler bölgesinde bulunan dar dişsiz boşluklar ve dar interimplant mesafeler için oldukça uygun olabileceği bildirilmiştir. Dar çaplı implantlar, implant yerleştirilmesi planlanan bölge eğer 5 mm’den daha az kemik çapına sahipse tercih edilmektedir (Lae-Hoon Lee ve ark., 2005; Kim ve ark., 2005).

Dar çaplı implantların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmesinde, stresin özellikle kemik-implant ara yüzeyine iletimi konusunda dezavantajlı olduklarını göstermiştir (Baggi ve ark., 2008; Ding ve ark., 2009).

Ding ve ark.’larının (2009) bu konu üzerinde yaptıkları bir çalışmada, implant çapının 4,8 mm’den 4,1 mm’ye indirildiği duruma göre, 4,1 mm’den 3,3 mm’ye indirildiği durumlarda implant-kemik ara yüzeyinde oluşan stres dağılımının daha zararlı etkiler yaratabileceği tespit edilmiştir. Bu sonuçlardan yola çıkılarak dar çaplı implantların, kliniksel olarak aşırı yüklenme mevcudiyetinde, yükü tolere edebilme yeteneklerinin yetersiz olduğu ve bu tip durumlarda dar çaplı implant kullanımının periimplant krestal kemik erimelerine yol açarak, dezavantaj oluşturabileceği tespit

edilmiştir. Ayrıca bu tip implantların standart implantlara göre kırılmaya daha eğilimli olduğu da bildirilmiştir (Allum ve ark., 2008).

Bu nedenden dolayı, avantajlarına rağmen dar çaplı implantların kullanım alanları sınırlı tutulmaktadır. Bu tip implantlardan faydalanabilmek için klinik ortam analizinin çok iyi yapılması, endikasyonun doğru belirlenmesi ve yükleme-oklüzal ilişki durumunun oldukça hassas olarak ayarlanması gerekmektedir.

### **2.5.3. İmplant Uzunluğu**

İmplant uzunluğu; implant platformu ve implant apeksi arasında ölçülen mesafedir. Gövde ve çap formu olarak çeşitlilik gösterebilen implantlar, klinik ihtiyaçlar doğrultusunda boyutsal olarak da çeşitlendirilmeye başlanmıştır. Firmalara göre çeşitlilik göstermekle birlikte, günümüzde artık standart uzunluktaki ( $\geq 10$  mm) implantların yanı sıra, kemik yapının yüksekliğinin sınırlı olduğu durumlarda uygulanmak üzere kısa implantlar ( $< 10$  mm) da üretilmeye başlanmıştır (Griffin ve Cheung, 2004; Das Neves ve ark., 2006).

10 mm'den uzun implantların osseointegrasyonun sağlanmasında artış sağlayacağı, kısa implantların ise başarısızlık oranının arttırabileceği ile ilişkin çalışmalar bulunmaktadır. Fakat kısa implantların başarılı olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur (Pierrisnard ve ark., 2003).

### **2.5.4. Yiv Geometrisi**

İmplant dizaynlarındaki farklılıklar açısından gündeme gelen bir diğer konu ise, implant yiv tasarımlarıdır. İmplant yivleri mikroretansiyon sağlayarak primer stabilizasyonu arttırmak ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stres kırıcı etki gösterebilmek için tasarlanmaktadır (Misch, 1999; Nikitas, 2000; Misch, 2005)

### **2.5.5. Krest Modülü**

İmplant bölgesinin krest modülü transosteal bölgedir ve yüksek yoğunlukta mekanik stres bölgesi olarak karakterize edilmiştir. Bu implant bölgesi yük taşıma açısından gereken özellikleri tam olarak sergileyememekte ve sonuçta bu bölgede, implant dizaynı ve uygulama tekniğine bakılmaksızın genel olarak kemik kaybı meydana gelmektedir. Krest modülü ise, implant gövdesinin yük taşıma yapısına

bağlantı bölgesidir (Mammadzada ve ark., 2011). Ayrıca bu yapı, yumuşak doku bariyerinin devamlılığı için gereken transmukozal implant parçalarından biri olarak da tanımlanabilir (Becker, 1999).

## **2.6. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları**

İmplant tedavisinin endikasyonlarını şu şekilde sıralayabiliriz:

- Tam protezi taşıyan dokularda desteğin yetersiz olması,
- Zayıf ağız ve kas koordinasyonu,
- Düşük doku toleransı,
- Protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Tam protezler için gerçekçi olmayan hasta beklentileri,
- Aşırı bulantı refleksi,
- Hareketli protez kullanımından psikolojik olarak rahatsızlık duyma,
- Doğal dişlerin uygun olmayan sayı ve konumda olması,
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği,
- Ortodontik ankraj amaçlı ve
- Diş agenezisi (Hobo ve ark., 1990; Davarpanah ve ark., 2003).

Rosenstiel ve arkadaşları (2006) ise implant kontrendikasyonlarını;

- Akut hastalık,
- Hamilelik,
- Kontrolsüz sistemik rahatsızlıkların varlığı,
- İmplant sahasında tümoral yapı varlığı,
- Hasta beklentilerinin gerçek üstü olması,
- Protez yapılmasının mümkün olmadığı durumlar olarak belirtmişlerdir.

## **2.7. İmplant Destekli Protezler**

Genel olarak, dişsiz bir çenenin protetik açıdan tedavi planlamasını belirlemek için öncelikle bazı kriterler değerlendirilmelidir (Mericske- Stern ve ark., 2000; Gül, 2009) Bunlar; implantların çenedeki yer, dağılım ve sayıları, karşı çenedeki dişler veya protez tipi, çenelerarası ilişki, oklüzal şema ve estetik faktörlerdir.

### 2.7.1. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları

- Kemik hacminin korunması,
- Oklüzyon dikey boyutunun restorasyonu ve korunması,
- Hastaların özgüvenlerinin artması,
- Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması,
- Daha iyi konuşma,
- Daha tutucu ve fonksiyonel protezler,
- Protez hacminin azalması,
- Daha fonksiyonel protezler,
- Yüz estetiğinin korunması,
- Restorasyon ömrünün artması,
- Hareketli protezler yerine sabit protez olanağı ve stabilitenin artması,
- Komşu dişlerde preparasyon yapılmaması ve
- Stabilitenin artması (Misch, 2005).

### 2.7.2. İmplant Destekli Protezleri Sınıflandırılması

Günümüze kadar implant üstü protezler farklı kriterlere göre sınıflandırılmıştır. Örneğin, Misch (1999) tarafından yapılan sınıflamaya göre implant üstü protezler; sadece implant destekli üstyapı protezleri, implant-diş destekli üstyapı protezleri ve implant-doku destekli üstyapı protezleri olmak üzere üç gruptur.

İmplant üstü protezler, bazı araştırmacılara göre ise daha konvansiyonel bir yaklaşımla şu şekilde sınıflandırılmıştır (Misch, 2005; Gül, 2009; Özkan ve Kazazoğlu, 2014):

**P-1:** (Normal diş boyutlarında implant üstü sabit protez): İmplant uygulanacak kemik dokusu yeterli yükseklik ve kalınlıkta; implant üzeri uygulanacak sabit protez normal diş boyutlarındadır.

**P-2:** (Aşırı konturlu implant üstü sabit protez): İmplant üzerine uygulanacak sabit protez normalden çok az farklılık gösterecek şekilde aşırı konturlu olarak işlenmiştir.

**P-3:** (Dikey yönde hem diş, hem dişeti restorasyonu şeklinde implant üstü sabit protez): Dikey yöndeki kemik kaybı sabit protezin diş-dişeti restorasyonu şeklinde olmasını gerektiriyorsa, protez de “P-3” olarak adlandırılır.

**P-4:** (Hem anteriorda hem posteriorda implant destekli hareketli protez): Eğer implant, hareketli proteze hem ön bölgede hem de arka bölgede destek veriyorsa bu tür planlama “P-4” olarak sınıflandırılır.

**P-5:** (Sadece anteriorda implant destekli hareketli protez): İmplant proteze yalnız önde destek veriyorsa, bu tip planlama “P-5” olarak tanımlanır. Bu tür durumlarda protez posterior bölgede yumuşak doku ile desteklidir.

### **2.7.3. İmplant Destekli Sabit Protezler**

İmplant uygulamaları sayesinde, hem alveol kemiğinin rezorpsiyonu engellenecek hem de geleneksel köprü protezlerinde yapılması zorunlu olan diş preparasyonundan da kaçınılmış olacaktır (Özen ve ark., 2007).

Restorasyon yapılacak bölgede eğer kemik kalitesi yeterli ise, kron-köprü tasarımları şeklinde implant destekli sabit protezler yapılabilir. Bu gibi vakalarda protetik tedavi planlaması yapılırken; maksilla ve mandibulanın anatomik ve morfolojik yapısı, kemik kalitesi, estetik faktörler (fasiyal destek, diş uzunluğu, yumuşak doku miktarı ve gülme hattı) ve çeneler arası mesafe değerlendirilmelidir (Sertgöz, 2005; Özen ve ark., 2007).

Tek diş eksikliklerinde tedavi planlaması yapılırken işlem alanı, estetik bölge ve estetik olmayan bölge olarak iki bölüme ayrılarak değerlendirilmelidir (Özen ve ark, 2007). Çünkü özellikle anterior bölgedeki tek diş restorasyonlarında fonksiyonla beraber estetik de çok önemlidir.

Posterior bölgedeki diş eksikliklerinde ise estetikten çok fonksiyon ve hijyenin sağlanabilmesi önemlidir. Posterior bölgedeki tek diş eksikliklerinde implantlar daha fazla devirici ve yıkıcı kuvvetlere maruz kalır. Bu nedenle, yapılacak kron restorasyonlarında tüberkül yükseklikleri ve eğimleri azaltılmalı, oklüzal tabla küçültülmelidir. Ayrıca implantlar mesio-distal olarak dişsiz boşluk bölgesinin merkezine yerleştirilmelidir. Protetik üstyapı için, arklar arası mesafenin simante veya

vidalı kronlar için mekanik olarak tutuculuğu sağlayabilecek boyutta bir abutment yerleşimine imkan sağlayacak şekilde olmasına özen gösterilmelidir. Ayrıca dişsiz boşluk bölgesi 14 mm'den fazla ise tek diş bölgesine iki implant uygulaması, gerekenden daha dar ise dar çaplı implant uygulaması tercih edilmelidir (Özen ve ark., 2007).

## **2.8. İmplantların Yerleşim Aksı**

Dental implantların uzun dönemde ağızda kalmasını sağlamak için, implant aksının, doğal dişin aksını taklit edecek şekilde ve oklüzal düzleme dik olması tavsiye edilir (Krennmair ve ark., 2005). Çünkü implantın yerleşim açısı oklüzal yüklerin iletimi ile yakından ilgilidir ve biyomekanik açıdan çok önemlidir (Satoh ve ark., 2005).

Doğru bir pozisyon ve açıda uygulanamayan implant restorasyonları, çiğneme sırasında aşırı oklüzal yükler oluşturur. Bu durum, implantı çevreleyen kemikte mikrokırıklar oluşmasına, implant vidasının gevşemesine ve gerilmelerin daha çok implantın boyun bölgesinde toplanarak zararlı etkiler oluşturmasına ve sonunda implantın kırılmasına yol açabilir (Richter, 1986; Watanabe ve ark., 2003).

## **2.9. İmplant Protezlerde Üstyapı Materyalleri**

İdeal bir implant üstü sabit protetik restorasyonun hazırlanması için restoratif materyallerde aranılan özellikler arasında; dayanıklı olması, biyouyumluluk göstermesi, estetik olması, hızlı ve kolay bir şekilde elde edilebilmesi, doğal dişlere benzer aşınma ve aşındırma özelliği göstermesi, termal genişleme katsayısının mineyle uyumlu olması, uygun stres transferi sağlaması ve ekonomik olması sayılmaktadır (Eskitaşcıoğlu ve ark., 2004).

Günümüzde metal destekli seramik restorasyonları ve tam seramik restorasyonlar, implant üstü sabit protezlerde kullanılan restoratif materyallerdir.

## **2.10. Doğal Dentisyonda ve Protetik Restorasyonlarda Oklüzal Yükler**

Doğal dişli hastalar için maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye ve arkın değişik yerlerinde farklılık göstermektedir (Şahin ve ark., 2002; Misch, 2005). Maksimum ısırma kuvvetleri, molar bölgede daha fazlayken anteriora gidildikçe

azalmaktadır (Misch, 2005). Dişsizlik süresi arttıkça maksimum çiğneme kuvveti azalmaktadır, ancak implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde çiğneme kuvvetleri tekrar artış göstermektedir (Carr ve Laney, 1987).

Mericske-Stern ve Zarb (1996), implantlarla desteklenmiş sabit protez kullanan bir grup kısmi dişsiz hastada oklüzal kuvvetleri değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda, maksimum oklüzal kuvvet ortalamasını birinci küçük azı ve her iki büyük azı dişi için 200 N'dan, ikinci küçük azı dişi için ise 300 N'dan daha az tespit etmişlerdir.

Esasen ağız içinde karmaşık yükler vardır. Çiğneme sırasındaki vertikal ve transvers yükler, aksiyel yüklerle ve eğilme momentlerine sebep olabilir, implantta ve kemikte gerilmeye yol açabilir (Watanabe ve ark., 2003). İmplantları etkileyen stres çalışmalarında sadece vertikal ve horizontal yüklerin değil, oblik yüklerin de değerlendirilmesi gerekmektedir (Watanabe ve ark., 2003; Bozkaya ve ark., 2004; Gül, 2009). Çünkü, oklüzyondaki yükler çok nadir olarak sadece vertikal yönde iletilmektedir (Taylor ve ark., 2005), bu yüzden değerlendirmelerde lateral kuvvetler de mutlaka göz önüne alınmalıdır (Gül, 2009). Özellikle oblik yükler, gerçekçi ısırma yönlerini yansıtır ve kortikal kemikte daha fazla zarara neden olacak kuvvetler oluşturur (Watanabe ve ark., 2003; Bozkaya ve ark., 2004).

Ancak yine de bu üç kuvvet yönü incelendiğinde; tek bir diş veya implant üzerinde en fazla kuvvetin aksiyel yüklemelerde olduğu tespit edilmiştir ve çalışmalarda aksiyel yüklemelerde, 77-2440 N arasında değişen değerlerde kuvvet ölçümleri yapılmıştır (Bozkaya ve ark., 2004).

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar, kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletir. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün ve osseointegrasyonunun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin önemi büyüktür (Ishigaki ve ark., 2003). Ayrıca oklüzal yükün yönü de, implant üzerine etki eden kuvvet miktarında önemli farklılıklar yaratır. İmplant sistemini etkileyen yükler çekme, baskı ve makaslama (shear) kuvvetleridir. Kemik, baskı kuvvetlerine dayanıklıyken, çekme kuvvetlerine karşı % 30, makaslama kuvvetlerine karşı ise % 65 daha az toleranslıdır (Misch, 2005).



Bu nedenle kemikte uygun gerilme dağılımı elde edebilmek için, protez ve implant üzerinden kemiğe iletilen yükün ve protetik tedavinin dikkatli planlanması çok önemlidir (Koca ve ark., 2005).

## 2.11. Kemik Yapı

Kemik, insan iskeletine desteklik sağlayan ileri düzeyde özelleşmiş mineralize bir bağ dokusudur. %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur. Organik matriksin %86'sı Tip 1 kollajen içerir ve yapısındaki kollajen kemiğe elastik ve viskoelastik özelliğini verir (Craig ve Powers, 2002).

Kemik, üç tip hücrenin aktivitesi sonucu oluşur. Bunlar, osteoblast, osteoklast ve osteositir (Natali, 2003). Kemiğin, hücre dışı matriksi osteoblastlar tarafından yapılır. Bu matriks periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturur. Kemik oluşukça osteoblastlar hücre dışı matrikste gömülü kalırlar ve osteosit adını alırlar.

Kemikte bulunan diğer bir hücre tipi ise osteoklastlardır. Osteoklastlar, hücre dışı matriksi dekalsifiye ederek kemiğin organik bölümünü rezorbe eder. Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemik yenilenmesini yönlendirirler. Bu hayat boyu devam eden bir süreçtir (Craig ve Powers, 2002).

Kemik, çevrelediği elemanlar için yapısal bir dayanaktır. Bu yapı örgü şeklinde (woven), ince tabakalı (lameller), demet şeklinde (bundle) veya bileşik (composite) özellikte olabilir. Kemik yapının bu kombinasyonu yaşa, fonksiyonel duruma ve hastanın sistemik durumuna bağlı olarak çeşitlilik gösterebilir (Gül, 2009).

Kemik yapı, yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongioz) kemik olmak üzere ikiye ayrılır (Natali, 2003). Kompakt kemik, kemik yapının dış kısmında ve yoğun bir yapıda olması nedeniyle bu adı almıştır. Ayrıca bu tabakaya, en dışta yer aldığı ve spongioz tabakayı çevrelediği için "kortikal kemik" adı da verilmektedir (Tunalı, 2000). Kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayanımı, baskı gerilmesi için 170 MPa ve çekme gerilmesi için 100 MPa olarak bildirilmiştir (Bozkaya ve ark., 2004). Kortikal kemiğin mekanik özellikleri; porözitesi, mineralizasyon seviyesi, yoğunluğu, kollajen lif oluşumu ve deformasyon hızı gibi

faktörlere bağlıdır. Kortikal kemik, implant yerleştirilmesi için trabeküler kemiğe göre daha elverişlidir (Geng ve ark., 2001).

Kompakt kemik tabakasının altındaki kemik yapı ise gözenekli ve süngerimsi özellik gösterdiği için “spongios kemik” ya da “trabeküler kemik” olarak isimlendirilmiştir (Tunalı, 2000). Trabeküler kemik kompakt kemiğe göre yoğunluğu ve sertliği daha az olan bir yapıdır (Natali, 2003). Trabeküler kemiğin mekanik özellikleri, kemiğin pörözitesine ve anizotropisine bağlıdır. Trabeküler kemiğin kuvvet dayancı çekme ve baskı gerilmelerinde aynıdır ve yaklaşık 2-5 MPa arasındadır (Bozkaya ve ark., 2004).

Wolf kanununa göre, kemik üzerine gelen kuvvetler kemiğin yeniden şekillenmesini (remodeling) etkiler. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılmaya ihtiyacı vardır. Dış kayıplarında kalan kemikteki uyarılma eksikliği bu bölgede kemik yoğunluğunda ve trabeküllerde azalmaya neden olur. Dış kaybindan sonra kemiğin genişliği ilk yıl içinde %25 oranında azalırken, yüksekliğinde ise yaklaşık olarak 4 mm’lik bir azalma görülür (Misch, 2005).

Oral implantların biyomekaniğini anlayabilmek için, implant çevresindeki kemiğin davranışını anlamak şarttır. Bazı araştırmacılar, kortikal kemikte maksimum stres konsantrasyonları oluştuğunda, bunun implantla kemiğin temas ettiği noktalarda biriktiğini, trabeküler kemikte ise maksimum stres konsantrasyonunun implantın apeksi etrafında görüldüğünü bildirmişlerdir (Sevimay ve ark., 2005).

### **2.11.1. Kemik Miktarı ve Kalitesi İle İlgili Sınıflamalar**

Mevcut kemiğin miktarı ve kalitesi uygulanacak implantın başarısı için önemli kriterlerdendir (Misch, 2005). Kemik miktarı, dişsiz bölgenin hacminin veya dış yapısını tanımlanması için kullanılır ve kemik yapıya ait yükseklik, genişlik, uzunluk gibi faktörler değerlendirilerek belirlenir. Kemiğin içyapısı ise kalite veya yoğunluk olarak tanımlanır ve bu oranlar kemiğin sertliğini yansıtır. Misch (1999) kemik yapıyı şu şekilde sınıflandırmıştır:

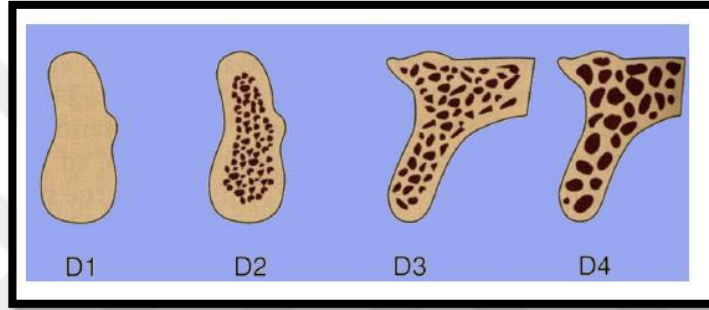
D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde, yoğundan kalın pöröze doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior ve posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde, ince ve pöröz kortikal kemik ile altında ince dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince spongiöz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemiği ifade eder (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Misch'e göre kemik sınıflandırması (Misch, 2005).

Yapılan araştırmalara göre, ağızda görülme yerlerine göre en dens kemik anterior mandibulada, en pöröz kemik ise maksiler posterior bölgede gözlenir. Bununla birlikte kemik yoğunluğu, hastanın dişsiz kaldığı süreye, parafonksiyonel alışkanlıklarına, kas ataçmanlarına, hastanın sistemik durumuna ve hormonal etkilere bağlı olarak değişebilir (Misch, 2005; Özyılmaz ve Çetinkaya, 2013).

Başarılı tedaviler için kemikte tercih edilen özellikler; kortikal kemiğin fazla, trabeküler kemiğin az ve trabeküllerin sık olmasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003; Misch, 2005). Çünkü, kemik yoğunluğunun artması, bağlantının mekanik özelliklerini geliştirecek, daha az mikro hareket ve stres konsantrasyonu sağlayacaktır (Şahin ve ark., 2002; Misch, 2005). İmplant etrafındaki kemik kalitesinin değerlendirildiği çalışmalarda, implant boynu çevresinde, 9-18 MPa civarındaki gerilmelere (streslere) dayanabilecek, iyi kalitede ve yoğun bir kemik bulunması gerektiği saptanmıştır (Geng ve ark., 2001; Gül, 2009).

## 2.12. Osseointegrasyon ve Başarı Kriterleri

İlk olarak Brenemark tarafından tanımlanan osseointegrasyon, yük taşıyan implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında, direk olarak fonksiyonel ve yapısal bağlantı kurulması olarak tanımlanmaktadır ve bu ilişki günümüzde dental implantların temel bağlanma mekanizması olarak kabul edilmektedir (Lindh ve ark., 1997; Misch, 2005).

Kuvvetlerin osseointegrasyon üzerindeki etkisi ise tam olarak anlaşılamamıştır (Duyck ve ark., 1999; Geng ve ark., 2001). Ancak, elde edilen osseointegrasyonun derecesinin kemik kalitesinin yanısıra, iyileşme döneminde ve fonksiyon sırasında oluşan stresler ile ilişkili olduğu kesindir (Geng ve ark., 2001).

Günümüzde kabul gören başarı kriterleri şöyledir; implant klinik değerlendirmede hareketlilik göstermemelidir, radyografide periimplanter alanda radyolusensi olmamalıdır, implantın yerleştirilmesini takip eden ilk yıldan itibaren yıllık vertikal kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır, implanttan kaynaklandığı düşünülen kalıcı ağrı, nöropati, parestezi veya mandibuler kanalı ihlal etme gibi belirti veya enfeksiyon olmamalıdır, implant tasarımı gerek hastayı gerekse diş hekimini tatmin edebilecek estetikte bir protez yapılmasına imkan vermelidir ve implantın yerleştirilmesinden sonra, ilk 5 yıllık takip süreci sonunda ağızda kalma oranı en az % 85, ilk 10 yılın sonunda % 80' olmalıdır (Gül, 2009).

## 2.13. Biyomekanik

Biyomekanik, mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır (Craig ve Powers, 2002).

Biyomekanik prensiplere uymak, implant destekli protezlerin başarısında en önemli faktörlerdendir (Misch, 2005). Çünkü implant tedavisi hem biyolojik hem de mekanik öğeleri içerir. Dental implantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Ayrıca, doğal dişte periodontal ligament şok emici ve dağıtıcı olarak görev görürken, implant ile kemik arasında sıkı bir bağlantı vardır Bu nedenle implantlarda meydana gelen oklüzal kuvvet değerleri

normal oklüzal kuvvetlerden çok daha fazladır (Misch, 1999; Koca ve ark., 2005; Özyılmaz, 2013).

Oklüzal yüklerin yeri ve miktarının, kemik-implant-protez kompleksinin her bir parçasında oluşan gerinim (strain) ve gerilmenin (stress) kalite ve miktarını etkilediği bildirilmiştir (Şahin ve ark., 2002). Bu biyomekanik sistem içinde, ısırma kuvvetlerinin neden olduğu aşırı yük, hem marjinal kemik kaybına hem de eleman başarısızlığına neden olabilir (Kim ve ark., 2005; Çağla ve ark., 2006). Çünkü, çiğneme sırasındaki proteze gelen yükler implanta iletilecek ve bu da implant çevresi kemikte gerilmeye neden olacaktır (Meijer ve ark., 1993). Gelen yük kemiğe, protez ve implant tarafından iletileceği için dikkatli bir planlama ve protez yapımı, kemikte uygun bir gerilme dağılımı elde etmek açısından oldukça önemli hale gelmektedir (Hobo ve ark., 1990; Stegaroiu ve ark., 1998).

### **2.13.1. Kuvvet**

Hareket eden bir cismi durduran, durmakta olan bir cismi harekete geçiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Birimi SI sisteminde 'Newton (N)' olarak ifade edilir ve kuvvet, vektörel bir büyüklüktür (Misch, 1999; Nanda ve Tosun, 2010). İmplantlar üzerinde etkili olan kuvvetin 5 özelliği; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir.

Tekrarlanan kuvvetlere maruz kalan materyallerin kırılma riskleri daha fazladır. Bir materyalin mekanik olarak kırılması için tek bir defada uygulanan bir yükleme veya daha az ölçüde ancak tekrarlanan kuvvetler yeterli olabilir. Dolayısıyla bir materyalin uzun dönem dayanıklılığını ve kırılma direncini, o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirlemektedir.

### **2.13.2. Stres (Gerilme)**

Bir maddeye uygulanan kuvvet sonucu, kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepkiye stres denir (Shigley ve Mischke, 1989). Bu içsel reaksiyon şiddet olarak uygulanan dış kuvvete eşittir, ancak zıt yönlüdür ve bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır (Cowin ve ark., 1991; Misch, 1999). Stres literatürde sıklıkla MPa (megapaskal) olarak rapor edilmektedir (Güngör ve ark., 2004).

Stres (pascal)= F (Newton ) / A ( m<sup>2</sup>, mm<sup>2</sup>)

1 Pa = 1 N/m<sup>2</sup> ve 1 MPa= 10<sup>6</sup> Pa'dır.

Bir yapıdaki stres, kuvvet ile doğrudan, alan ile de ters orantılı değişkenlik gösterdiğinden kuvvetin hangi alana uygulanacağını belirtmek önemlidir ve diş hekimliğinde kullanılan restorasyonlar için kuvvet uygulanma alanların çok küçük olmasından dolayı bu konu göz önünde bulundurulmalıdır (Cowin ve ark., 1991).

Kuvvetin bileşenleri yapıda oluşan stresin türünü belirlemektedir. Alana dik yönde olanlar dik (normal) stres bileşenleri, alana teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) bileşenlerini yaratmaktadır. Dik stresler ise yapıda çekme veya baskı kuvvetleri oluşturmaktadır (Ko ve ark., 1992; Güngör ve ark., 2004).

İmplant restorasyonlarında aşırı streslere neden olan dört farklı klinik parametre (tüberkül eğimi, implant eğimi, yatay implant ofset, dikey implant ofset) söz konusudur ve başarılı restorasyonlar için bu parametrelere mutlaka dikkat edilmelidir. Çünkü tüberkül eğimi, implant eğimi, yatay implant ofset, dikey implant ofset gibi parametrelerde meydana gelen artışlar, implantta oluşan tork kuvvetlerinin artmasına sebep olmaktadır (Weinberg, 2003).

### **2.13.3. Asal Gerilmeler**

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, oluşan basma ve çekme gerilmelerine asal gerilme denir. Asal gerilmeler; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır (Rubin ve ark., 1983; Balatlıoğlu, 2000).

### **2.13.4. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)**

Von Mises gerilmesi, enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir ve bu kritere göre, bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir (Oresnstein ve ark., 1994). Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirmesinde bu verinin kullanılması uygundur. Ayrıca Von Mises gerilme değeri çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır (Ichikawa ve ark., 1997).

### 2.13.5. Strain (Gerinim)

Gerinim, strese maruz kalan bir cismin birim uzunluğunda meydana gelen boyutsal değişim olarak ifade edilir. Başka bir ifadeyle strain, deformasyonun orijinal uzunluğa olan oranı olarak tanımlanabilir ve gerinimin bir ölçü birimi yoktur (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig, 1993; Çağlar, 2003).

$$\text{Gerinim } \varepsilon = \Delta L/L$$

$\Delta L$  = Boyutsal değişim,  $L$  = Cismin ilk uzunluğu

Gerinim, elastik ve/veya plastik deformasyon şeklinde olabilir. Elastik gerinimde stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönmektedir. Plastik gerinim ise, malzeme içindeki atomların daimi şekilde değişmesi ve geri dönüşüm göstermemesidir. Eğer yapıda oluşan stres, birim alan başına karşılanabilecek bileşke kuvveti aşarsa, çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda da kopma ve kırılma meydana gelir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Çağlar, 2003).

### 2.13.6. Elastik Modül (Young Modülü)

Elastik modül, cismin elastik sınırlar içindeki sertliğidir ve materyalin sertliği arttıkça elastik modülünün değeri de artmaktadır (Craig, 1989).

Elastik modül, stresin yani gerilmenin gerinime oranıdır. Bu nedenle bir strese ne kadar küçük gerinim karşılık geliyorsa, elastik modülünün değeri de o kadar büyük olur. Örneğin; bir cisimi bükebilmek ne kadar zor ise, bu cisimde görünür bir gerinim ve deformasyon yaratabilmek için uygulanması gereken stres değeri de o kadar büyüktür. Bu tip cisimlerin elastisite modülü de yüksektir, yani elastisite modülü yüksek olan cisimlerin uzamaya karşı direnci de yüksektir (Caputo ve Standlee, 1987; Craig, 1989; Shigley ve Mischke, 1989). Elastiklik modülünün birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup  $\text{kg/mm}^2$ 'dir.

$$E = \text{Gerilim (Stres)} / \text{Gerinim} = \sigma / \varepsilon \text{ (Hooke Kuralı)}$$

### 2.13.7. Hooke Kanunu

En genel anlamda, birim şekil değiştirmeler ile oluşan stresler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden kanundur (Korkmaz, 1995).

### **2.13.8. Poisson Oranı**

Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınırları içinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranıdır ve  $\nu$  işaretiyle gösterilir (Shigley ve Mischke, 1989; Çağlar, 2003). Başka bir ifade ile dik yönde gelen kuvvete karşı oluşan lateral deformasyonu gösteren sabit bir değerdir. Bütün malzemeler için 0 ile 0,5 arasında değişen ve teorik olarak 0,25 olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Kılıçarslan ve ark., 1999). Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir (Shigley ve Mischke, 1989).

### **2.13.9. İzotropi ve Anizotropi**

Üç asal eksen yönünde farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellik gösterenlere ise izotropik denilir. Üç asal eksenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteren malzemelere ise transvers izotropik adı verilir (Detolla ve ark., 2000).

İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle oluşan çekme, sıkışma ve makaslama gerilme streslerinde aynı sabit elastik modülüne sahiptir. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastik modülü sergilemektedir (Detolla ve ark., 2000; Özgövde, 2003; Karayazgan, 2005).

### **2.13.10. Homojen Cisim**

Elastik özelliklerin, cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Hancı ve ark., 2000).

### **2.13.11. Lineer Elastik Cisim**

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin ifadesidir (Hancı ve ark., 2000; Özgövde, 2003; Karayazgan, 2005).



### **2.13.12. Esneyebilirlik**

Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür ve malzemenin oransal sınıra kadar, şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösterir (Hancı ve ark., 2000; Özgövde, 2003; Karayazgan, 2005).

## **2.14. Biyomekanik Stres Analizleri**

### **2.14.1. Stres Analiz Yöntemleri**

Diş hekimliğinde gerek biyolojik malzemeler, gerekse tedavi malzemelerindeki gerilmelerin analizini sağlayan yöntemler aşağıdaki şu şekilde sıralanabilir (Kılıçarslan ve ark., 1999; Balathlıoğlu, 2000; Hancı ve ark., 2000; Gül, 2009);

- Kırılğan vernikle kaplama tekniği ile stres analizi
- Holografik interferometri ile stres analizi
- Termografi stres analizi
- Radyotelemetri ile stres analizi
- Fotoelastik stres analiz yöntemi
- Gerinimölçer (Strain gauge) tekniği
- Sonlu elemanlar analiz yöntemi

#### **2.14.1.1.Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi**

Analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik, homojen bir şekilde püskürtülüp fırımlandıktan sonra, kuvvet ile yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvetin doğrultusunu gösterir (Çalikkocaoğlu, 1998; Ulusoy ve Aydın, 2003; Karayazgan, 2005).

#### **2.14.1.2.Holografik İnterferometri ile Stres Analizi**

Holografik interferometre, tek bir fotoğraf ile deney parçası üzerindeki bütün noktalara ait verileri sunabilen oldukça kullanışlı bir ölçme cihazıdır (Yenisey ve Ulusoy, 2000). Lazer ışını ile holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp, görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen ve test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir (Ulusoy ve Aydın, 2003; Outwater ve Hamersveld, 2009).

### **2.14.1.3.Termografik Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal gerilmelerin toplamı ile doğrudan orantılıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

### **2.14.1.4.Radyoteleometri ile Stres Analizi**

Bu metod, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuştur. Yöntemde, bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerinim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

### **2.14.1.5.Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntem, karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilmeleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bazı transparan materyaller polarize ışıkla izlendiğinde, optik olarak ışığın çift kırılması ile renkli desenler sergilerler. Uygulanan yüklerin sonucunda oluşan desenler, model içindeki gerilme dağılımının sonucudur (Hancı ve ark., 2000; Özgövde, 2003; Karayazgan, 2005).

Fotoelastik stres analiz metodunun, homojen olmayan ve anizotropik karakteri olan kemik yapısının modellenmesinde bazı yetersizlikleri vardır. Buna rağmen bu teknik, diş hekimliğinde doku cevabının belirlenmesi, protetik restorasyonların ve implantların fiziksel karakteristiklerinin tespit edilmesi gibi konularda kullanılmaktadır (Hancı ve ark., 2000; Özgövde, 2003; Karayazgan, 2005).

### **2.14.1.6.Gerinimölçer (Strain Gauge) Tekniği**

Gerinimölçerler, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. Bunların mekanik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Teknik yük uygulandığında, uygulama

bölgesinde oluşan basıncın miktarını göstermektedir (Ulusoy ve Aydın, 2003) ve ısırma kuvveti ile yapılan çalışmaların çoğunda strain-gauge analiz yöntemi kullanılmaktadır (Ünsal, 1999; Hancı ve ark., 2000; Karayazgan,2005).

#### **2.14.1.7.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi**

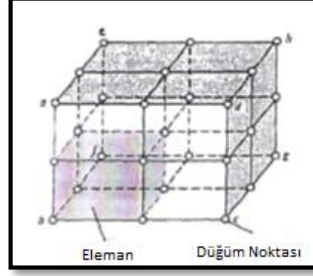
Sonlu elemanlar yöntemi (Finite Element Method) temel olarak, bir yapının çok sayıda sonlu elemana (finite elements) ayrılmasına ve bu elemanların karakteristiklerinin göz önünde tutularak, yapının genel karakteristiğinin belirlenmesine dayanan bir matematiksel modelleme tekniğidir.

Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak havacılık endüstrisinde kullanılmış ve zamanla tüm mühendislik uygulamalarında verdiği etkin sonuçlarla benimsenmiştir. Tıp ve mühendisliğin bir kesişimi olan biomekanik uygulamalarda da, sonlu elemanlar yöntemini içeren çalışmalar çok fazladır (Yaman, 1995). Bu analizlerde esas problem basitleştirildiği için kesin sonuç yerine yaklaşık bir sonuç elde edilmektedir. Ancak bu sonuçların iyileştirilmesi ve kesin sonuca yaklaşıması, hatta kesin sonuca ulaşılması da mümkün olmaktadır (Geng ve ark., 2001).

Sonlu elemanlar stres analizi, kullanım kolaylığından ve basitliğinden dolayı, dental yapıların stres analizinde popüler olmuştur (Chun ve ark., 2005). Bu yöntemde karmaşık geometrik yapı, bir bilgisayar sisteminde ağlara (mesh) çevrilir. Bu yapı, elemanlardan (elements) ve ilgili düğümlerden (nodes) ve önceden belirlenmiş sınır koşullarından (boundary conditions) oluşur (Şekil 2.4). Kuvvet dağılımı her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, duyarlı analiz yapılabilmesi için eleman sayısı çoğaltılmalıdır (Çağlar ve ark., 2006, van Rossen ve ark., 1990). Fakat eleman ve düğüm sayıları arttıkça analiz süresi uzamaktadır. Bu sebeple yapılan çalışmaların çoğunda eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmakta veya eleman ve düğümler özellikle kuvvet uygulanan bölgelere dağıtılarak diğer bölgelerde daha az sayıda bırakılabilmektedir (Bölükbaşı ve ark., 2012).

Yükleme ile oluşan her bir düğümdeki gerilme (stress) ve yer değiştirme (displacement), bir bilgisayar programı ile hesaplanır (Çağlar ve ark., 2006). Çözümlenen değişken, basınç, sıcaklık, yer değiştirme, gerilme veya benzeri bir fiziksel olay olabilir. Program statik ve dinamik analiz tercihinine sahiptir. Yöntem

uygulanırken, seçilen elemanın bağlantı noktalarındaki gerilmeler, birim uzamalar ve açılma değişiklikleri bahsedilen teoriler yardımıyla belirlenir. Bunlardan faydalanarak elemanın içindeki değişimler hesaplanır ve de yapının genel özellikleri de eleman özelliklerinden yararlanılarak elde edilir (Yaman, 1995).



Şekil 2.4: Elemanlarına ayrılmış küp yapısı.

Sonlu elemanlar analizinde, çözümlenecek problem için verilerin hazırlanması temel olarak şu adımları kapsamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003):

**a) Yapının Geometrisinin Tanımlanması:** Bu ilk aşama için, sistemin sadeleştirilmiş mekanik bir modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar gerilme analizlerinde üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için, manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması, modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması veya üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi yöntemlerinden biri kullanılabilir (Moss ve ark., 2003; Oliveria ve ark., 2004).

Bu ilk aşamada, analizi yapılacak yapının modeli tercihe göre, tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) olarak hazırlanır. Oluşturulan bu geometrik model üzerinde üç boyutlu koordinat sistemine göre, bazı noktalar işaretlenir ve bu noktaların birleştirilmesiyle elemanlar elde edilir (Ulusoy ve Aydın, 2003). Yapısal bir modelin küçük parçalara yani elemanlara ayrılması işlemine daha önce de bahsedildiği gibi ‘ağ yapısı oluşturulması (Mesh Generation)’ denilmektedir. Hazırlanan geometrik model mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Bu sayede analizde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilecektir (Geramy ve Morgano, 2004).

Sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan, doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün olmayabilir. Ancak model bilgisayar ortamında olduğu için, değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır (May ve ark., 2012).

**b) Materyal Özelliklerinin Tanımlanması:** Bu aşamada modellemesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Gereken materyal özellikleri; poisson oranı ve young modülü iken inceleme konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir (Prasad ve ark., 2012). Oluşturulan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları ise sınır şartlarını oluşturmaktadır (Gül ve Suca, 2009; Prasad ve ark., 2012).

**c) Analiz Edilmesi Gereken Yapı İçin Statik ve Dinamik Yük Koşullarının, Yerçekimi, Isısal ve Ön Gerilme Şartlarının Oluşturulması ve Analizin Çözümlemesi:** Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler, bütün sistem için genelleştirilir ve bir denklem dizisi haline getirilir. Bu aşamada, sınır koşulları da belirlenir ve veriler bilgisayar programına yüklenerek model analize sunulur.

Diş hekimliğinde yapılan sonlu elemanlar analizinin sonucunda genellikle çekme, baskı ve makaslama gerilmeleri, yükleme sonrası deplasman ve gerilme yönleri gibi analiz sonuçları önemlidir ve bu sonuçlar incelenmektedir (Gül, 2009).

**d) Sonuçların İncelenmesi:** Çıkan sonuçlar değerlendirilir ve gerekiyorsa ilave analizlerin yapılmasına bu aşamada karar verilir (Gül ve Suca, 2009).

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, maksimum, minimum asal gerilme ve von Mises gerilme dağılımlarına ve bu dağılımların miktarına bakılarak değerlendirme yapılır. Maksimum asal gerilmeler, en yüksek çekme gerilmelerini gösterirken, minimum asal gerilmeler ise, en yüksek baskı gerilmelerini ifade eder. Analiz sonuçlarında; artı değerler maksimum asal gerilmeleri, eksi değerler ise minimum asal gerilmeleri belirtmektedir. Bir elemanda hangi gerilme tipinin mutlak değeri daha büyük ise, eleman o gerilme tipinin etkisi altındadır ve bu gerilme tipinin

değerlendirilmesi gerekmektedir. Örneğin; bir düğüm noktasında gerilme stres değeri -200 MPa, sıkışma değeri 50 MPa ise, o düğüm noktasında gerilme stres tipi daha etkilidir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir. Bu yüzden, bu en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme miktarlarının değerlendirilmesi, dental implant sistemlerindeki, osseointegrasyon kaybına yol açacak kemik rezorpsiyonlarını anlamada önemli ipuçları vermektedir. Asal gerilme değerleri (principal stres değerleri) ise, kemik gibi kırılğan materyaller için önemlidir, çünkü çekme kuvvetleri, en yüksek (ultimate) maksimum asal gerilme değerine eşit veya büyük olursa ya da baskı kuvvetleri en yüksek minimum asal gerilme değerine eşit veya büyük bir değer olursa, başarısızlık ortaya çıkacaktır (Akça ve İplikçioğlu, 2001).

Sonlu eleman analizinde elde edilen diğer bir veri ise, Von Mises gerilme değerleridir. Bu değerlerin analizi, çekilebilir materyallerin (titanyum gibi) germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır ve Von Mises stres değerleri çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır (Çelik, 2012).

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından, istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Bu yöntemde asıl önemli olan hangi streslerin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Çünkü sonlu elemanlar analiz yönteminde ana amaç, stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir (Gümüş, 2007; Gül, 2009).

#### **2.14.1.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları**

Sonlu elemanlar yöntemi diğer stres analiz yöntemlerine göre daha avantajlı bulunmaktadır ve bu avantajlar şu şekilde sıralanmaktadır:

- ✓ Sonlu elemanlar analiz yöntemi düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara kolayca uygulanabilir.
- ✓ Analizde istenilen sayıda malzeme kullanılabilir ve elde edilen model matematiksel özellikleri ile mümkün olan en iyi şekilde oluşturulabilir.
- ✓ Yöntemde karmaşık problemlerin çözümü zorluk yaratmamaktadır.

- ✓ Sebep-sonuç bağıntılarına ait problemler, sistem matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Bu özelliği problemin anlaşılması ve çözülmesini basitleştirir.
- ✓ Çok bağlantılı bölgeler (bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.
- ✓ Deneysel materyal kolaylıkla kontrol edilebilir ve sınır koşulları değiştirilebilir.
- ✓ Gerilme tipi, gerilme dağılımı ve gerilme deplasmanları bir arada incelenebilir.
- ✓ Sonlu elemanlar yöntemi, analitik veya deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.
- ✓ Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir. Sonuçlar çok kısa sürede, ayrıntılı ve çeşitli olarak (gerilmeler, yer değiştirmeler, esnemeler) elde edilebilir (Meijer ve ark., 1993; Chun ve ark., 2005; Gül, 2009; Özyılmaz ve Aykul, 2011).

#### **2.14.1.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları**

Sonlu elemanlar analiz yönteminin başlıca dezavantajı, lineer elastik bir stres analiz yöntemi olmasıdır. Gerçekte canlı ve cansız yapılar, yük altında belli bir sınıra kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gösterirler. Ancak, destek dış ve çevre dokuları bir defada plastik deformasyona sokabilecek (dış ve alveol fraktürlerine, periodontal membran hasarlarına neden olabilecek) oklüzal kuvvetler proprioseptif refleks nedeni ile gerçekleşmez. Dış hekimliğinde uyguladığımız kuvvet miktarları, ancak elastik deformasyon oluşturacak sınırlar içerisindedir (Gül ve Suca, 2009).

Bu yöntemde dental implantın mekanik davranışını taklit etmenin esas zorluğu; kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik yüklere verdiği cevapların tespit edilebilmesidir (Geng ve ark., 2001). Yöntemde çözümlenmeyi mümkün kılabilmek için, modellediğimiz yapıların özellikleri ile ilgili bazı varsayımlarda bulunmamız gerekmektedir (van Rosssen ve ark., 1990). Bu varsayımlar; kemiğin ve modellenecek implantın detaylı geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları ve kemik-implant arasındaki ilişki konusunda yapılmaktadır (Geng ve ark., 2001).

Sonlu elemanlar analiz yönteminde analiz çıktılarının yorumu, doğru yapısal modelin hazırlanması kadar önemlidir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin

geçerliliği ve doğruluğu, geometrinin, materyal özelliklerinin, destek ve yükleme durumlarının fiziksel idealizasyonuna bağlıdır (Şahin ve ark., 2002; Sevimay ve ark., 2005; Lin ve ark., 2008).

Ek olarak; analizde kullanılan bilgisayar programlarının yüksek maliyetlere sahip olması, çoğu zaman bu analizi yapmak için uzman kişilere ihtiyaç duyulması, malzeme özellikleri ve özelliklerin sisteme yüklenmesi gibi bazı kilit noktaların araştırmacının sorumluluğunda ve hataya açık olması, bilgi birikimi gerektirmesi, gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur (Özgövde, 2003; Shetty ve ark., 2010).

Özetle, sonlu elemanlar analiz yöntemi, diş hekimliğinde yapılan çalışmalara yeni bir boyut getirerek, diş hekimliğinin karşılaştığı birçok soruna çözüm getirebilmiş bir yaklaşımdır. Bunun yanında; günümüze kadar başka yöntemlerle elde edilen sonuçların doğruluğunu sınamak ve konu hakkında daha sağlıklı bilgi edinmek amacıyla da kullanılabilir.

## **2.15. Yorulma Deneyleri**

Yinelenen yük uygulamaları ile zorlanan malzemelerin mukavemeti giderek düşecektir. Yük sürekli olarak uygulanmaya devam ederse, malzeme akma gerilmesinin altındaki bir gerilme değerinde dahi kırılabilir hale gelecektir. Yorulmanın sonucunda oluşacak olan kırılmanın, ne zaman ve malzemenin neresinden olacağını önceden tahmin etmek çok zordur (Saatçi ve Tahralı, 2003).

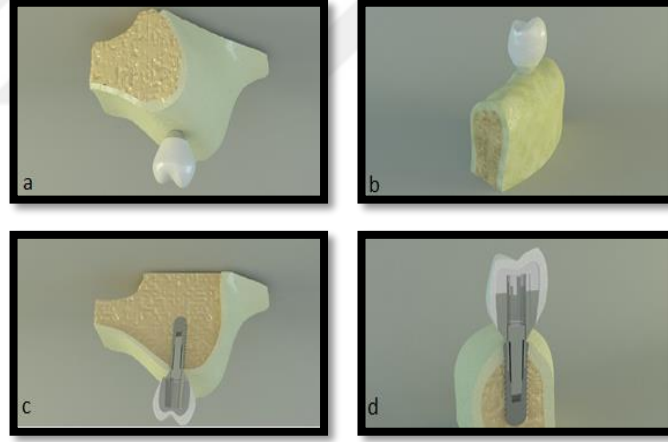
Bu amaçla geliştirilen yorulma deneyleri; sürekli tekrar eden mekanik, kimyasal ve termal siklusların meydana getirdiği etkileri in vitro koşullarda taklit ederek, malzemede başarısızlığın görülebileceği kritik bölgeleri belirleyebilmeyi amaçlamaktadır. Ayrıca klinik çalışmalara kıyasla, kontrol edilemeyen değişkenlerin sayısında azalma sağlaması yorulma deneylerinin avantajları arasındadır (Çelik, 2012).



### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ile Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye) laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak statik lineer ve dinamik yorulma analizi gerçekleştirilmiştir. Maksiller posterior ve mandibular posterior bölgede kullanılmak üzere aynı firmaya ait (Straumann; Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) titanyum (Ti) ve titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) (Roxolid) materyallerinden üretilen 3,3 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda dar çaplı implantlar seçilerek, toplamda 4 adet çalışma modeli elde edilmiştir. İmplant üstyapısı için sol ikinci premolar dişlere uygun metal destekli seramik kronlar tasarlanıp uygulanmıştır (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1:** Analiz modelleri ve model kesitleri: a ve b) Maksiller ve mandibular analiz modelleri, c ve d) analiz modellerine ait kesitler.

Analiz için elde edilen modellere, vertikal ve oblik fonksiyonel kuvvetler uygulanarak, kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine, implantta ve üstyapılarda oluşan Von Mises gerilme değerlerine, ayrıca implantlarda, dayanak ve vida yapılarında meydana gelen yorulma değerlerine bakılmış ve implant materyalinin bu değerler üzerindeki etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

### **3.1. Sonlu Eleman Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması**

#### **3.1.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması**

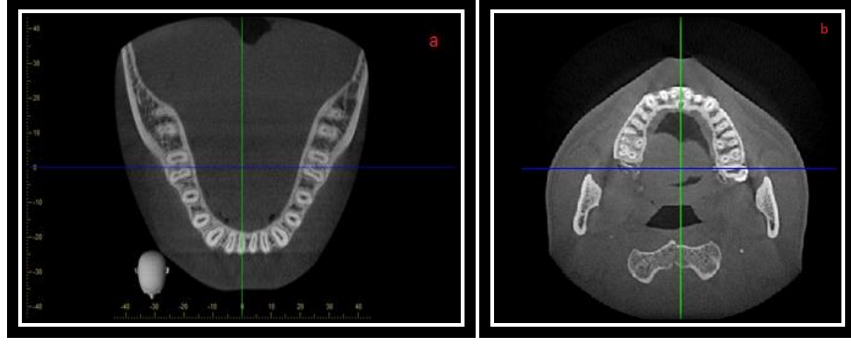
Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında, analizi yapılacak temel geometrik modellerin elde edilebilmesi için öncelikle, implantların yerleştirileceği çene kemiklerinin, titanyum ve titanyum-zirkonyum implantların, dayanakların, alt yapıların, vidaların ve kronların geometrik modellerinin oluşturulması gerekmektedir.

Bu ayrıntıların modellenmesinin ardından 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Bu formatta düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanabilmesi sayesinde, programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

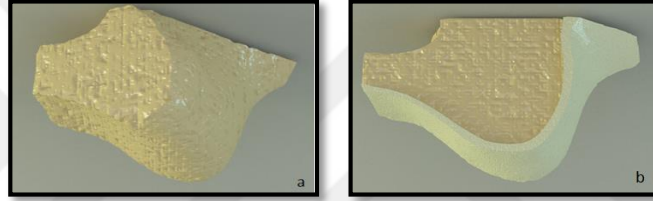
#### **3.1.2. Maksilla ve Mandibulanın Modellenmesi**

Maksilla ve mandibulaya ait geometrik modelin oluşturulması için, erişkin bir hastanın tomografisi çekilerek 0,2 mm'lik kesitler alınmıştır (Şekil 3.2). Tarama sonucu elde edilen kesitler üzerindeki kemik dokular, 3D-Doctor yazılımı kullanılarak 3 boyutlu model haline getirilmiş ve alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. Bu aşamada bilgisayar, oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır.

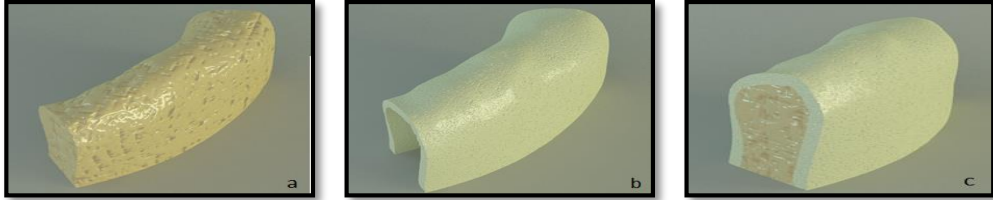


Şekil 3.2: Alt ve üst çenenin tomografi görüntüsü, aksial kesit.

Trabeküler kemiğin sınırları ise; alt çene modelinde her bölgede kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm, maksillada ise 1 mm olacak şekilde ayarlandıktan sonra offset yöntemi ile belirlenmiştir (Şekil 3.3). Elde edilen verilerde gerekli uyumlamaların yapılması ile kemik yapı, kuvvet aktarımı sağlanabilir hale getirilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.3: Maksiller kemik modellemesi: a) Offset yöntemi ile elde edilen spongiöz kemik modellemesi, b) Maksiller kemiğin kesitsel olarak modellemesi.



Şekil 3.4: Mandibular kemik modellemesi, kortikal kemik yapısına göre belirlenmiş spongiöz kemik modellemesi.

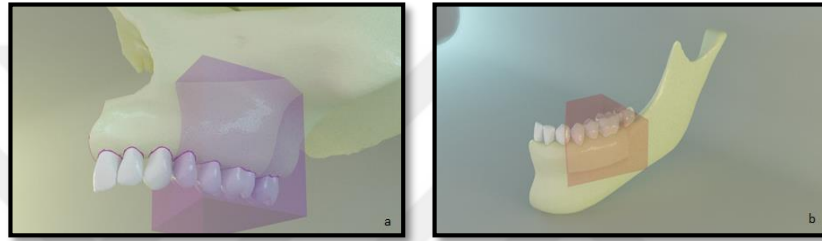
Çalışmamızda da mandibulaya ait kortikal ve spongiöz kemiğin özellikleri D2 kemik tipine uygun (kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm) olacak şekilde tasarlanmıştır. Maksillaya ait kortikal ve spongiöz kemiğin özellikleri ise D3 kemik tipine uygun (kortikal kemik kalınlığı 1 mm) olacak şekilde tasarlanmıştır (Misch, 2005; Yüzbaşıoğlu, 2006; Asar ve Burgaz, 2009; Sevimay ve ark., 2005).

Bu işlemler sonrasında anatomik veriler ve literatür bilgileri esas alınarak, çene kemiği üzerinde maksiller ve mandibular dişlerin anatomik pozisyonları ve komşu

dişlerle ilişkisi incelenerek gerekli düzenlemeler yapılmıştır (Major ve Melson, 1984; Okeson, 2008; Melson, 2010).

Maksilla ve mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. Böylece meshleme işlemi için gereğinden fazla hafıza harcanmasını gerektirmeyen modeller elde edilmiştir (Şekil 3.5).

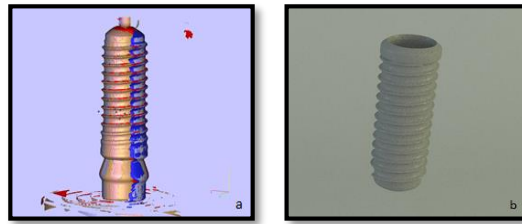
Analiz işlemi öncesinde, modellerdeki sol ikinci premolar dişler uzaklaştırılarak, bölgeye çalışma için planlanan implant ve üstyapı restorasyonları yerleştirilmiş ve testler bu modeller üzerinden gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.5: Boolean yöntemi ile seçilen analiz bölgeleri: a) maksilla bölgesi, b) mandibula bölgesi.

### 3.1.3. İmplantların Modellenmesi

Bu çalışmada, 3,3 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda aynı üretici firmaya ait Grade4 Titanyum ve Titanyum-Zirkonyum (Roxolid) bone level implantlar (Straumann; Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) kullanılmıştır. İmplant modelleri smartOptics tarayıcısında taranmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: İmplant modellemesi: a) Tarama aşamasına ait görüntü, b) Tarama sonucu elde edilen implant modeli.

### 3.1.4. Dayanak ve Vidanın Modellenmesi

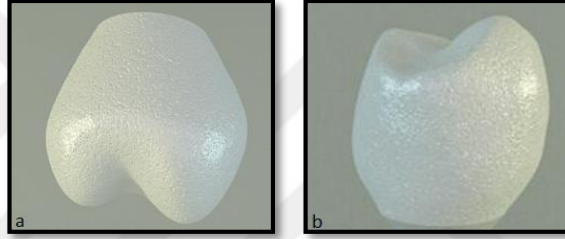
Bu çalışmada, aynı üretici firmanın implantlar için tasarladığı Grade 4 titanyumdan üretilen dayanak ve vidalar smartOptics tarayıcısında taranmıştır. Uygulanacak olan implant çapı ve kullanılan bölgeyle uyumlu olması düşüncesiyle dayanak özellikleri, gingival yükseklik 2 mm, dayanak yüksekliği 5,5 mm, dayanak

çapı 4 mm ve dayanak açısı 0 derece olacak şekilde seçilmiştir. Vida ise titanyumdan üretilen 7,9 mm boyutunda ve standart tiptedir.

### 3.1.5. Protetik Üstyapıların Modellenmesi

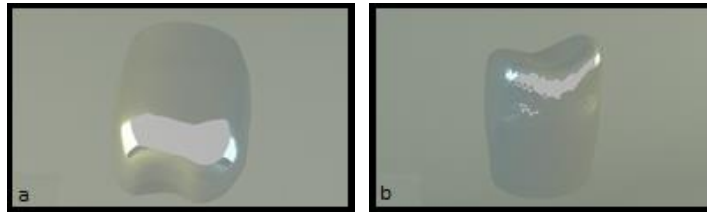
Çalışmamızda kullandığımız implantlar üzerine her iki çenede de, sol ikinci küçük azı dişi morfolojisinde metal destekli seramik kronlar modellenmiştir. Bu amaçla ilgili dişin, ön, yan, üst ve alt görüntüleri ve boyutları Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan alınmıştır (Nelson ve Ash, 2010).

Kronların oklüzal formları ise; implant üstü restorasyonlarda oklüzal anatominin diş destekli restorasyonlardan daha silik olması önerildiğinden, modifiye edilerek düzenlenmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7: Kron modellemesi: a) Maksiller sol ikinci premolar, b) Mandibular sol ikinci premolar.

Metal alt yapı modellemesi ise, elde edilen kron modelinin offset yöntemi ile küçültülmesi ve alttaki implant ile uyumlandırılması yoluyla gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.8 ve Şekil 3.9).



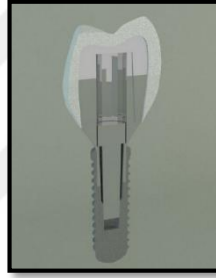
Şekil 3.8: Krom-kobalt alaşımından tasarlanmış metal alt yapı örnekleri: a) maksiller alt yapı modeli b) mandibular alt yapı modeli.

İmplant destekli protezlerin modellenmesi sırasında alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya), üstyapı olarak ise feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanılmış ve metal kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı kron boyutları dikkate alınarak maksimum 1,5 mm olacak şekilde sınırlandırılmıştır.



**Şekil 3.9:** Metal altyapının implant ile uyumlandırılması.

Modellemede gereken tüm elemanların tanımlanmasından sonra son aşamada, altyapı ve koping arasında ideal bir ilişki olduğu sisteme tanımlanmıştır ve elde edilen bütün modeller Rhinoceros yazılımında birleştirilerek analize uygun hale getirilmiştir (Şekil 3.10). Ancak metal altyapı ve anatomik dayanak arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerlerinin düşüklüğünden ötürü, analize minimum etki yapacağı düşünülerek göz ardı edilmiştir.



**Şekil 3.10:** Rhinoceros yazılımında birleştirilmiş modellemenin kesitsel görünümü.

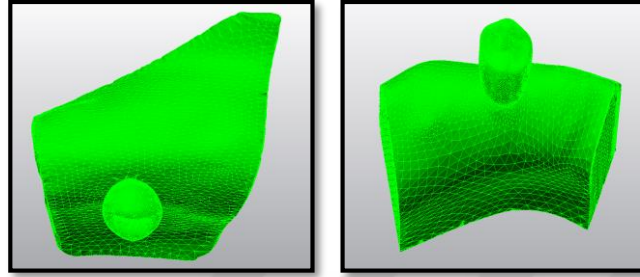
### **3.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi**

Modeller, Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra matematiksel modellerin elde edilmesi ve analizlerinin yapılabilmesi için, .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır.

Matematiksel model, elde edilen geometrik modelin ‘mesh’ olarak adlandırılan basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. İlk mesh uygulamasından sonra (mesh generation), analizi olumsuz yönde etkileyebilecek, dik açılı ve dar yüzeylerdeki elemanlar kontrol edilerek, bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılmıştır (mesh simplification). Sonuçta düzenli ve analize uygun bir matematiksel model elde edilmiştir (Şekil 3.11).

Çalışmamızda yapılan matematiksel modellerde, olabildiğince 8 nodlu bricks ve tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. Gerektiğinde, modellerdeki yapıların merkezine

yakın bölgelerde tanımlama yapılabilmesi için; 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar da kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde, mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışılmıştır. Ayrıca bu çalışma için hazırlanan tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir.



**Şekil 3.11:** Geometrik modellerin matematiksel modelleme için meshlenmesi.

Çalışma için tasarlanan matematiksel modellerin hazırlanması sırasında kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları.

MODEL	ELEMAN SAYISI	DÜĞÜM SAYISI
Maksiller Model	343 229	100 050
Mandibular Model	343 054	94 217

### 3.3. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması

Matematiksel modellerde kullanılan yapıların ve materyallerin özelliklerini yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Çalışmamızda; kortikal kemik, spongios kemik, titanyum implant, titanyum-zirkonyum implant, dayanak, vida ve metal destekli seramik kron kullanılmıştır. Ağız mukozasının elastisite modülü ve Poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeniyle modellere dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda kullandığımız modelleri oluşturan yapıların elastiklik modül değerleri ve Poisson oranları Tablo 3.2’te verilmiştir.

**Tablo 3.2:** Çalışmada kullanılan materyallere ait elastisite modülleri ve poisson oranları.

	<b>ELASTİSİTE MODÜLÜ (Mpa)</b>	<b>POISSON ORANI</b>	<b>KAYNAKLAR</b>
<b>Kortikal Kemik</b>	13 700	0,3	Silva-Neto ve ark., 2014; Wu ve ark., 2015; Desai ve ark., 2015.
<b>Spongioz Kemik</b>	1 370	0,3	Silva-Neto ve ark., 2014; Leon ve ark., 2014; Wu ve ark., 2015.
<b>Ti İmplant (Grade 4)</b>	110 000	0,35	İsayev, 2011; Desai ve ark., 2015; Akça ve ark., 2015.
<b>Ti-Zr İmplant (Roxolid)</b>	100 000	0,3	Ho ve ark., 2008; Akça ve ark., 2015
<b>Dayanak (Titanyum)</b>	110 000	0,3	Lanza ve ark., 2011; İsayev, 2011; Desai ve ark., 2015
<b>Vida (Titanyum)</b>	110 000	0,3	Lanza ve ark., 2011; İsayev, 2011; Desai ve ark., 2015
<b>Metal Altyapı (Krom-Kobalt)</b>	218 000	0,33	İsayev, 2011; Gültekin ve ark., 2012; Bacchi ve ark., 2013.
<b>Kron (Feldspatik Porselen)</b>	82 800	0,35	Eskitaşçıoğlu ve ark., 2004; Asar ve Burgaz, 2009; Karabudak ve ark., 2014

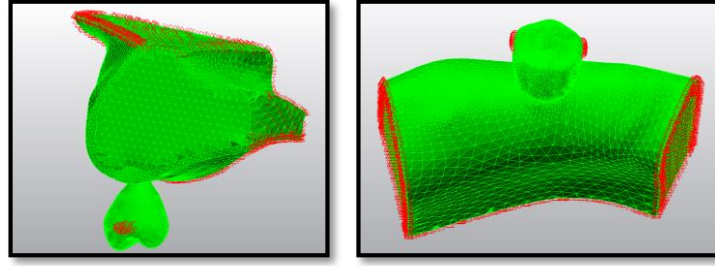
### 3.4.Sistemin Birleştirilmesi

Çalışmamızdaki tüm modellerde, kortikal kemik ile spongioz kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir. Aynı şekilde, implant ile kemik yapısı, implant-dayanak-vida ve dayanak ile metal destekli seramik kron arasındaki bağlantı, %100 kontak ilişkisi şeklinde yani basıncı kesintisiz olarak yapılar arasında iletecek şekilde tanımlanmıştır. Ayrıca, implantların da kemik yapı ile %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

### 3.5.Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları

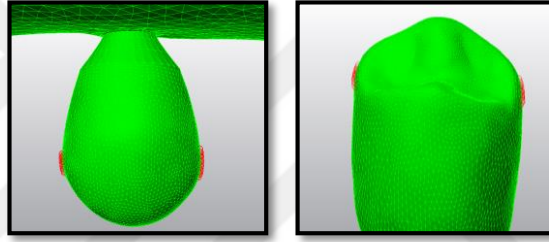
Çalışmada kullanılan maksiller ve mandibular modeller sıfır serbestlik derecesi verilmiş ve modeller sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.12). Sabitleme işlemi için seçtiğimiz destek düzlemleri, kendilerinde stres oluşmaması ve sonuçların yanlış yorumlanmaması için analiz yapılan bölgelerden uzakta seçilmiştir.





Şekil 3.12: Maksilla ve mandibulaya ait sabitlenmiş modeller.

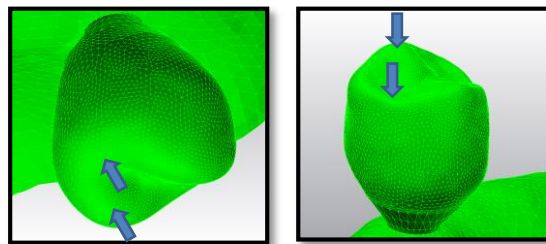
Ayrıca çalışmamızda analizi daha gerçekçi kılacağı düşüncesi ile komşu dişler ile tasarlanan restorasyonlar arasında kontak ilişkisini yansıtacak şekilde sınırlandırma yapılmıştır. Böylece restorasyonun ve implantın mesiodistal yöndeki hareketi sınırlandırılmıştır (Şekil 3.13). Kontak bölgelerinin belirlenmesinde ise Wheeler'ın tanımlamalarından faydalanılmıştır (Major ve Nelson, 2010).



Şekil 3.13: Kontak bölgelerinin sınırlandırılması.

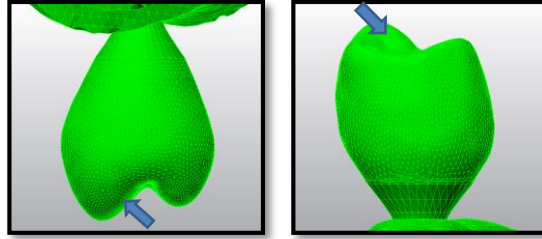
### 3.6. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda, statik yükleme için iki farklı senaryoda kuvvet uygulaması yapılmıştır. Birinci senaryoda; tasarlanan metal destekli seramik kronlara cusp-fossa ilişkisine göre toplamda 100 N olacak şekilde, dik yönde kuvvet uygulaması yapılmıştır. Bu ilişki kapsamında; 100 N'luk kuvvet 50'şer olarak bölünerek maksillada palatinal cusp tepesi ve mesial santral fossaya, mandibulada ise bukkal cusp tepesi ve distal fossaya uygulanmıştır (Şekil 3.14).



Şekil 3.14: Maksilla ve mandibula modeline dikey kuvvet uygulanan noktalar.

İkinci senaryoda ise; her bir krona oklüzal ilişkiler doğrultusunda işlevsel olan kron bölgesinden uzun eksene 45 derece açı yapacak şekilde, 100 N'luk oblik kuvvet uygulaması yapılmıştır. Bu ilişki kapsamında üst çenede oblik kuvvet uygulaması; bukkal cuspın palatinal eğimine palatobukkal yönde uygulanırken, alt çenede kuvvet uygulaması bukkal cusp tepesine bukkolingual yönde yapılmıştır (Şekil 3.15).

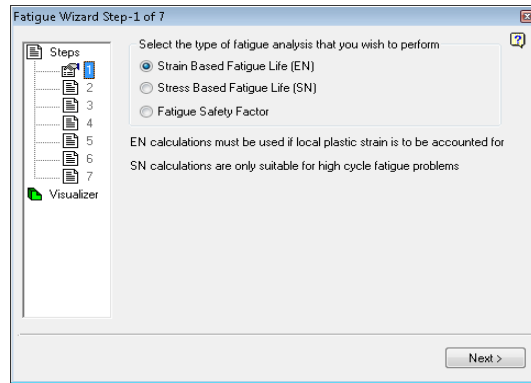


Şekil 3.15: Maksilla ve mandibula modeline oblik kuvvet uygulanan noktalar.

Kuvvet uygulamaları sonucunda modeller üzerinde gerçekleştirilen çevresel ölçümlerden elde edilen değerler, her bölgede 4 referans noktası belirlenerek karşılaştırılmıştır. Her referans bölgesinde birer düğüm noktası belirlenmiş ve belirlenen referans noktalarından incelenen yapıya göre maximum ve minimum asal gerilme değerleri ve maximum Von Mises stres değerlerinin ölçümü yapılmıştır.

Dinamik yüklemeye ise, statik yüklemeye için kullanılan kuvvet değerleri aynı oranda, aynı açıda ve aynı bölgelerden, 1 Hz frekansta uygulanmıştır. Dinamik yük uygulamalarında; bu uygulama toplam 7 sıklısta gerçekleştirilmiştir.

Yorulma deneyleri için ilk aşamada hazırlanan modellere Algor Fempro yazılımında dinamik yük uygulaması yapılarak stres analizi gerçekleştirilmiştir. Stres analizlerini takiben implantlar tek tek Algor Fatigue Wizard yazılımına yüklenerek (Şekil 3.16), yorulma deneyleri için Strain Based analiz uygulaması seçilmiştir.

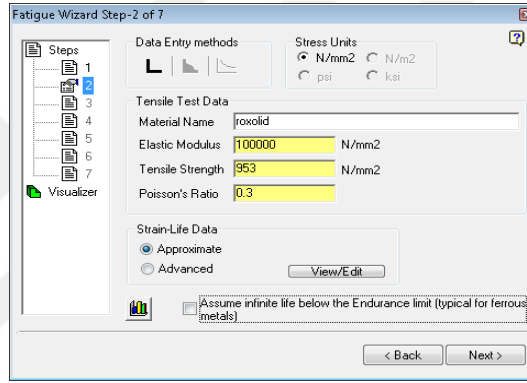


Şekil 3.16: Yorulma analizi 1. adım.

İkinci aşamada, Ti ve Ti-Zr implantlar için malzeme değerleri programa girilmiştir (Şekil 3.17). Programa yüklenen çekme dayanımı değerleri Tablo 3.3'te verilmiştir.

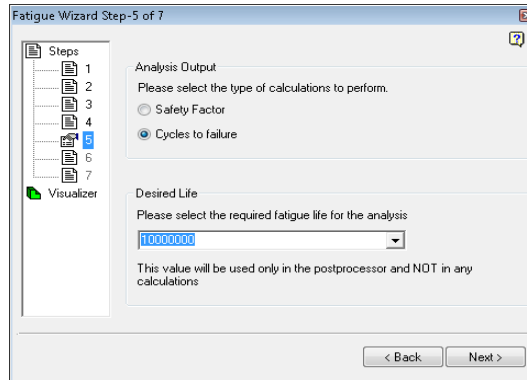
**Tablo 3.3:** Kullanılan implant materyallerine ait çekme dayanım (Tensile strenght) değerleri.

İMLANT MATERYALİ	TENSİLE STRENGHT (N/mm <sup>2</sup> = MPa)	KAYNAKLAR
Ti İmlant (Grade 4)	680	Grandin ve ark., 2012
Ti-Zr İmlant (Roxolid)	953	Grandin ve ark., 2012



**Şekil 3.17:** Yorulma analizi 2. Adım.

Son aşamada ise analiz miktarı olarak 10 000 000 siklus seçilmiş ve deneyler gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.18). Deneylerin sonucunda yorulma analizine ait veriler elde edilmiştir.



**Şekil 3.18:** Yorulma analizinde siklus sayısının belirlenmesi.

### 3.7. Sonuçların Alınması

Sonlu eleman stres analiz sonuçlarında elde edilen stres değerleri, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda oluştuğundan istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Analizler, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarları ve dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıyla yapılmaktadır.

Çalışmamızda iki farklı senaryoda uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongios kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantlarda, dayanak ve vidada oluşan Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Ayrıca yapılan dinamik yükleme sonucu implantta meydana gelen yorulma değerleri Goodman, Soderberg, Gerber ve ortalama stres yorulma teorisine dayanarak, Fatigue Wizard yazılımıyla hesaplanmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Dik Kuvvet Uygulanan Maksiller ve Mandibular Modellerin Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

Çalışmada maksiller ve mandibular modellere dik kuvvet uygulaması sırasında, kortikal ve spongiöz kemik gibi kırılabilir yapıya sahip malzemelerde maksimum asal gerilme (çekme) ve minimum asal gerilme (sıkışma, baskı) değerleri; implant, dayanak, vida, metal altyapı ve seramik üstyapı gibi sert malzemelerde ise Von Mises stresleri değerlendirilmiştir (Tablo 4.1). Sonuçların değerlendirilmesinde, kortikal kemiğe ait gerilme değerlerinin analizinde kemiğin koronal kesitinden elde edilen değerler esas alınmışken, spongiöz kemiğe ait değerlendirmeler uygulanan kuvvetin apikal bölgede yoğunlaşması dolayısıyla kemiğin apikal kesiti üzerinden yapılmıştır.

**Tablo 4.1:** Dik kuvvet uygulaması sonrası maksiller Ti ve Ti-Zr implant modellerinden elde edilen tüm verilerin özeti ( “\*” ile belirtilen değerler ölçüm noktaları dışında tespit edilen en yüksek Von Mises değerlerini ifade etmektedir.).

İNCELENEN YAPILAR	ÖLÇÜLEN DEĞER	İNCELENEN MODELLER							
		Maksiller Ti İmplant Modeli		Maksiller Ti-Zr İmplant Modeli		Mandibular Ti İmplant Modeli		Mandibular Ti-Zr İmplant Modeli	
		B	M	B	M	B	M	B	M
Kortikal Kemik	Minimum Principle	B	-1,12	B	-1,07	B	-7,68	B	-7,66
		M	-8,33	M	-8,40	M	-3,46	M	-3,54
		D	-2,54	D	-2,56	D	-7,42	D	-7,38
		P	-11,64	P	-11,72	L	-1	L	-0,97
	Maksimum Principle	B	1,60	B	1,67	B	0,98	B	0,99
		M	0,67	M	0,67	M	0,73	M	0,83
		D	1,22	D	1,28	D	0,56	D	0,56
		P	0,51	P	0,53	L	0,86	L	0,93
Spongiöz Kemik	Minimum Principle	B	-0,08	B	-0,09	B	-0,28	B	-0,28
		M	-0,84	M	-0,86	M	-0,28	M	-0,28
		D	-0,36	D	-0,36	D	-0,71	D	-0,72
		P	-1,03	P	-1,05	L	-0,09	L	-0,10
	Maksimum Principle	B	0,23	B	0,24	B	1,02	B	1,04
		M	0,33	M	0,34	M	0,36	M	0,36
		D	0,22	D	0,22	D	0,35	D	0,35
		P	0,46	P	0,47	L	0,36	L	0,36

**Tablo 4.1 (devamı):** Dik kuvvet uygulaması sonrası maksiller Ti ve Ti-Zr implant modelinden elde edilen tüm verilerin özeti ( “\*” ile belirtilen değerler ölçüm noktaları dışında tespit edilen en yüksek Von Mises değerlerini ifade etmektedir.).

İNCELENEN YAPILAR	ÖLÇÜLEN DEĞER	DEĞERLER			
		Maksiller Ti İmplant Modeli	Maksiller Ti-Zr İmplant Modeli	Mandibular Ti İmplant Modeli	Mandibular Ti-Zr İmplant Modeli
İmplant	Von Mises	124,32/ *(128,94)	125.,1/ *(130,95)	104,07/ *(111,32)	104,2/ *(109,26)
Dayanak	Von Mises	129,25/ *(214,68)	130,71/ *(214,38)	111,89/ *(186,16)	113,2/ *(185,97)
Vida	Von Mises	44,91/ *(62,11)	48,19/ *(64,11)	35,91/ *(48,60)	35,58/ *(49,89)
Altyapı	Von Mises	17,5	17,49	19,84	19,4
Seramik	Von Mises	6,94	6,94	4,56	4,56

Ayrıca çalışmamızda elde edilen sonuçlar ve görsel bulgular, her bir yapıyı kapsayacak şekilde ayrı ayrı irdelenmiştir.

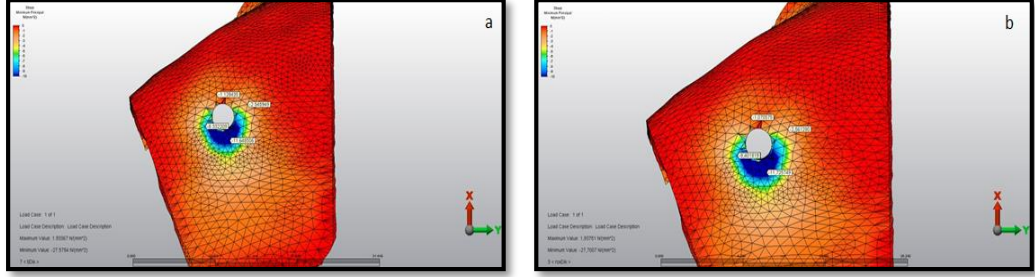
#### 4.1.1. Maksiller Modellerde Kortikal ve Spongioz Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Bu gruptaki modellerin kortikal kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde; hem Ti hem de Ti-Zr implant modelindeki minimum asal gerilmelerin, yani kompresyon (sıkışma, baskı) tipi gerilmelerin, implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin palatinal bölgesinde (Ti için -11,64 MPa, Ti-Zr için -11,72 MPa) daha yoğun olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.1).

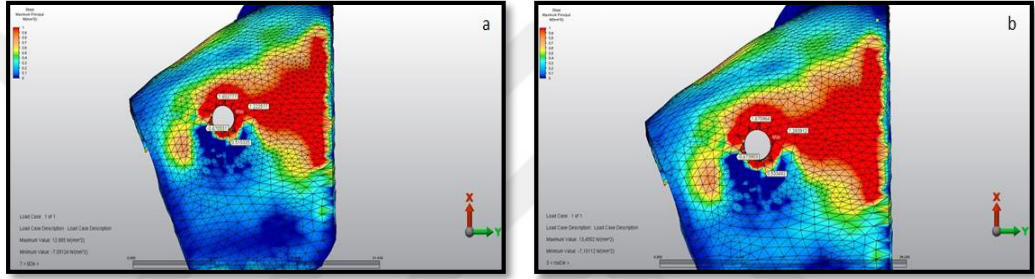
Ayrıca her iki implant modelinde de kuvvetin uygulanma şekline bağlı olarak, bukkal ve distal bölgelerden elde edilen minimum asal gerilme değerlerinin palatinal ve mesial bölgelerde gözlemlenen değerlerden çok daha düşük olarak tespit edilmiştir (Grafik 4.1)

Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde ise; en yüksek değerlerin her iki implant modeli için de (Ti için 1,60 MPa, Ti-Zr için 1,67 MPa) bukkal bölgede olduğu görülmüş (Şekil 4.2) ve tüm modellerde elde edilen

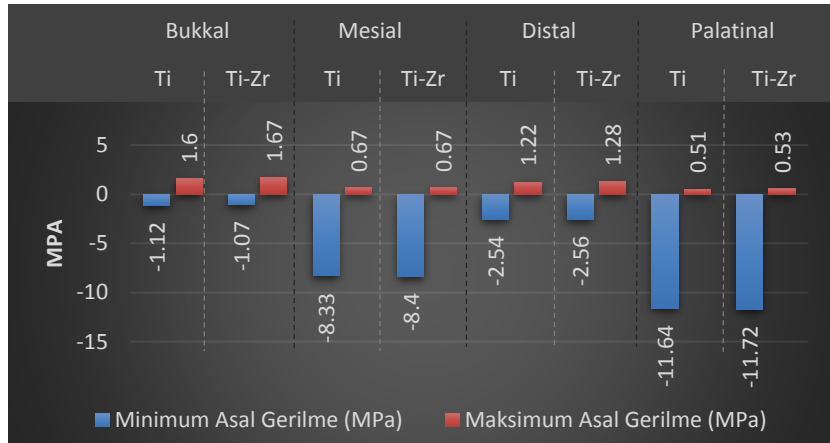
sonuçların minimum asal gerilme değerlerine göre daha düşük seviyelerde ancak birbirine denk sonuçlar sergilediği tespit edilmiştir. (Grafik 4.1).



**Şekil 4.1:** Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



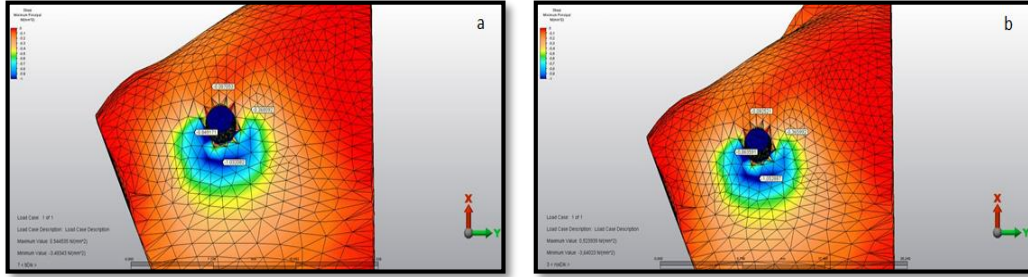
**Şekil 4.2:** Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



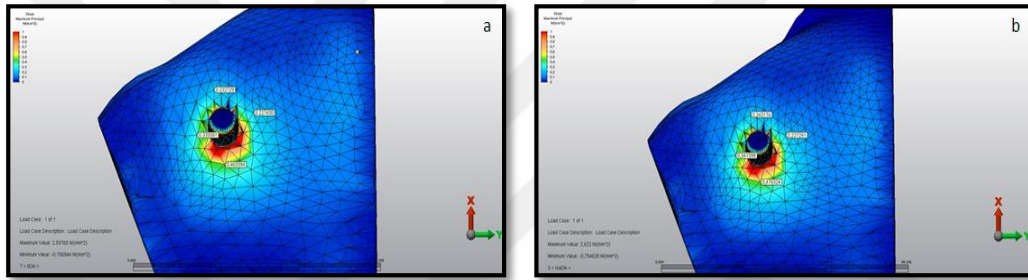
**Grafik 4.1:** Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Hem Ti hem de Ti-Zr implant modelinde spongiöz kemiğe ait minimum asal gerilmelerin, kortikal kemiğe benzer şekilde palatinal bölgede (Ti için -1,03 MPa, Ti-Zr için -1,05 MPa) yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.3 ve Grafik 4.2).

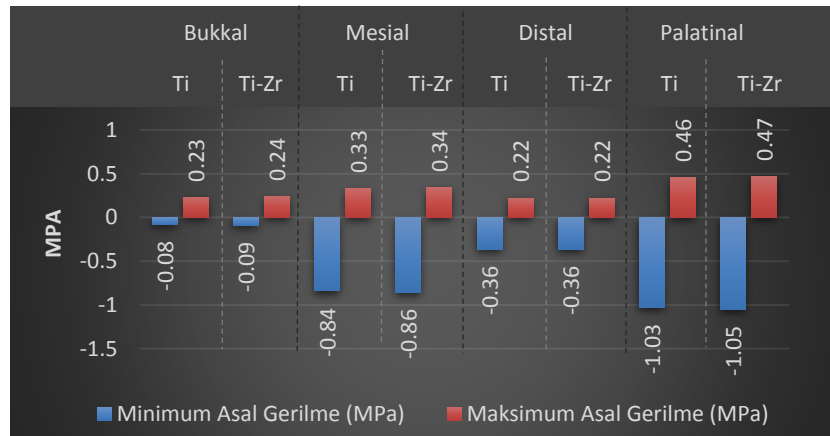
Spongioz kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde ise; en yüksek değerler yine palatinal spongioz kemik bölgesinde görülmesine rağmen bukkal, mesial ve distal bölgedeki değerlerle oldukça yakın sonuçlar elde edilmiştir. (Şekil 4.4 ve Grafik 4.2).



Şekil 4.3: Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



Şekil 4.4: Dik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongioz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



Grafik 4.2: Maksiller modellerde dik kuvvet uygulamasında spongioz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Özetle, maksillada dikey kuvvet uygulaması sonucu elde edilen kortikal ve spongioz kemiğe ait veriler her iki test modelinde de birbiriyle yakın bulunmuştur. Elde edilen bu sonuçlar, kortikal ve spongioz kemiğe ait maksimum ve minimum asal

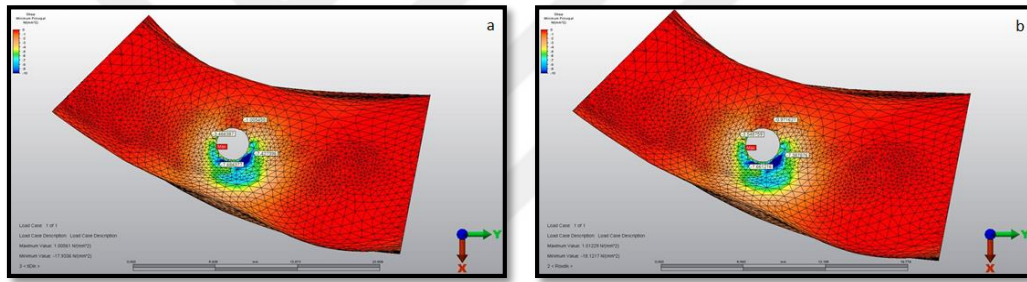


gerilme değerlerinin, implant materyalindeki değişimden çok fazla etkilenmediğini göstermiştir.

#### 4.1.2. Mandibular Modellerde Kortikal ve Spongios Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri

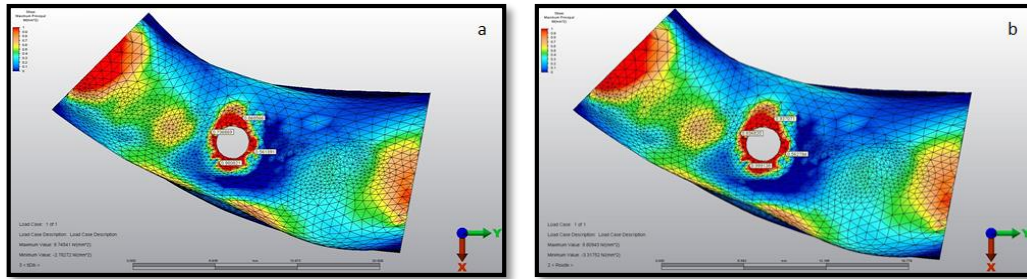
Mandibuler modellerde kortikal kemik için en yüksek minimum asal gerilme değerlerinin bukkal bölgede (Ti için -7,68 MPa ve Ti-Zr için -7,66 MPa) olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.5).

Ayrıca her iki implant modelinde de kuvvetin uygulanma şekline bağlı olarak distal yüzeylerde tespit edilen minimum asal gerilme değerleri bukkal yüzeyle benzer şeklindedir ve mesial ve lingual bölgelerden elde edilen minimum asal gerilme değerlerine göre daha yüksek bulunmuştur (Grafik 4.3).

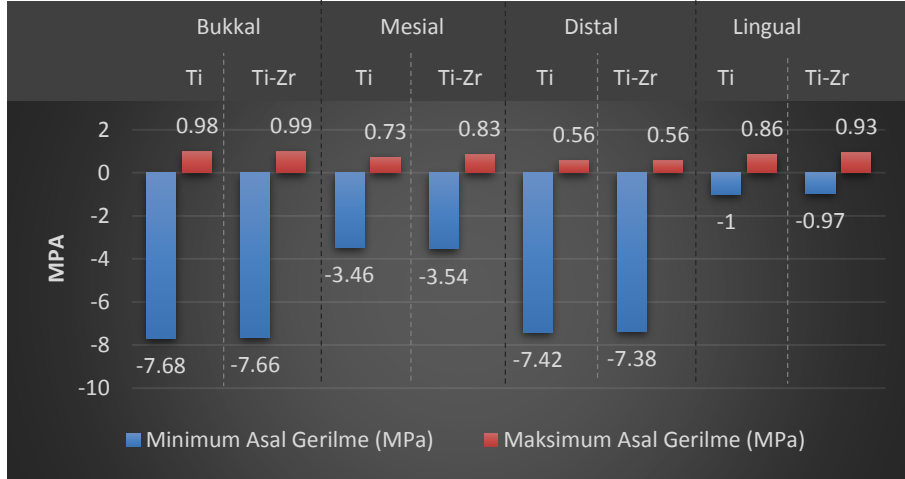


Şekil 4.5: Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.

Her iki mandibuler modelde kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilmelerin ise; kemiğin etrafında neredeyse homojen olarak dağıldığı ve en yüksek maksimum gerilme değerinin bukkal bölgede olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.6 ve Grafik 4.3).



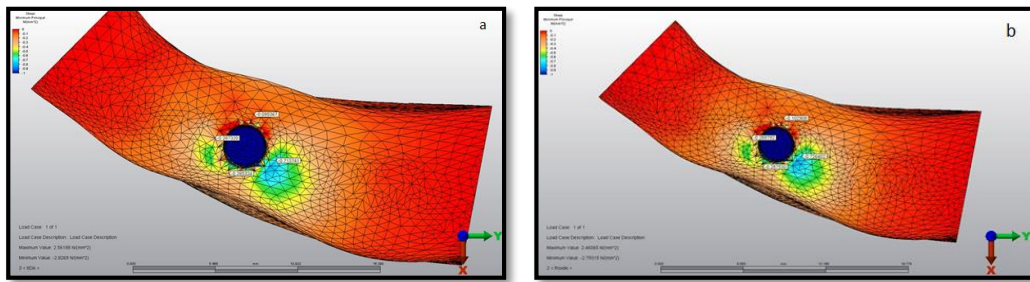
Şekil 4.6: Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



**Grafik 4.3:** Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Mandibuler modellerin spongiöz kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde ise; en yüksek minimum asal gerilme değerleri distal bölgede, Ti implant modeli için -0,71 MPa, Ti-Zr implant modeli için -0,72 MPa olarak tespit edilmiştir. Bukkal, mesial ve lingual bölgelerde ise birbirlerine çok yakın minimum asal gerilme değerleri elde edilmiştir (Şekil 4.7 ve Grafik 4.4).

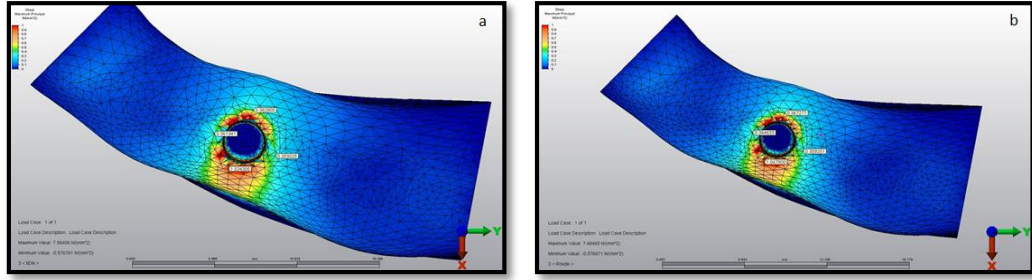
Spongiöz kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri de birbirleriyle yakın ilişki göstermiş ve en yüksek gerilim değerleri bukkal bölgede tespit edilmiştir (Şekil 4.8). Bukkal bölgedeki maksimum asal gerilme değerlerine oranla, diğer bölgelerden tespit edilen değerler ise, birbiriyle dengeli bulunmuştur (Grafik 4.4).



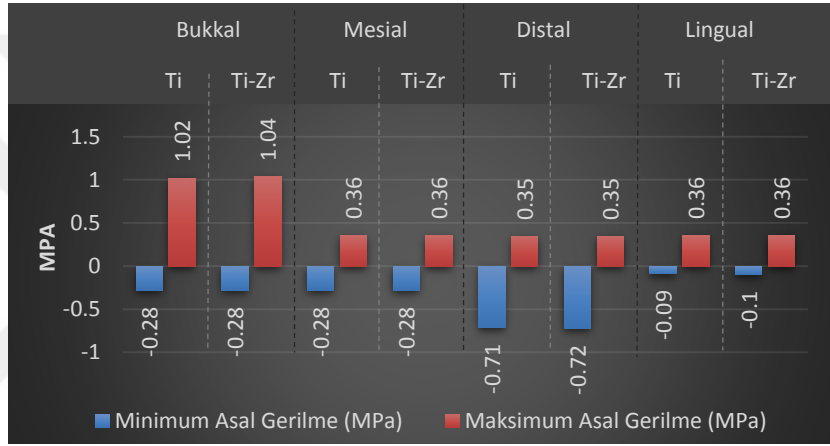
**Şekil 4.7:** Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongiöz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.

Özetle, dikey kuvvet uygulaması sonrasında mandibuladaki test modellerinden elde edilen kortikal ve spongiöz kemiğe ait veriler, birbirine yakın değerlerde bulunmuştur. Elde edilen bu sonuçlar, kortikal ve spongiöz kemiğe ait maksimum ve

minimum asal gerilme değerlerinin, implant materyalindeki değişimden çok fazla etkilenmediğini göstermiştir.



**Şekil 4.8:** Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongiöz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



**Grafik 4.4:** Dik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongiöz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

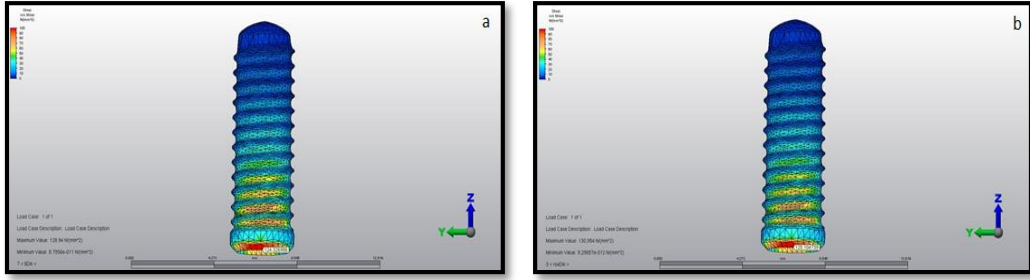
#### 4.1.3. İmplantlara Ait Von Mises Gerilme Değerleri

Stres analizlerinde kemik gibi kırılğan yapıya sahip olmayan implant, dayanak, vida, metal altyapı ve seramik üstyapı gibi materyallerin değerlendirilmesinde Von Mises gerilme değerlerinden faydalanılmaktadır. Çalışmamızda da implant materyallerine ait değerlendirmeler bu değerler üzerinden yapılmıştır.

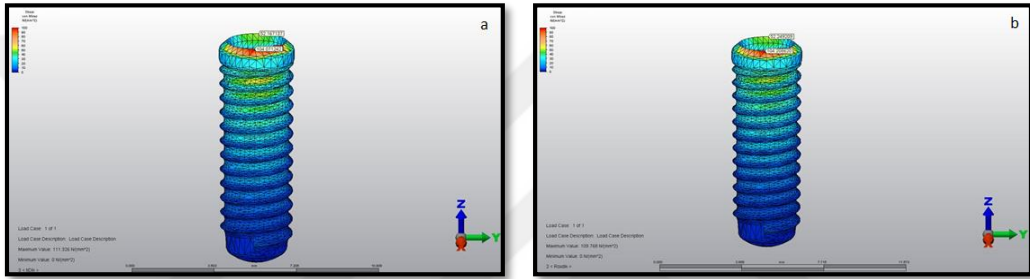
Hem maksiller hem de mandibular modellerde kullanılan Ti ve Ti-Zr implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek sonuçların her iki çene modelinde de implantların boyun kısmında ve en üst yivlerde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.9 ve Şekil 4.10).

İmplantlardan elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin hangi bölgelerde yoğunlaştığı değerlendirildiğinde ise; kuvvetin uygulanma şekliyle ilişkili

olarak, maksiller modellerde implantın palatinal yüzeyinde (Şekil 4.9), mandibular modellerde ise bukkal yüzeyinde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.10).



**Şekil 4.9:** Dik kuvvet uygulanan maksiller modellerde implantlara ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları: a) Ti implant, b) Ti-Zr implant.



**Şekil 4.10:** Dik kuvvet uygulanan mandibular modellerde implantlara ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları: a) Ti implant, b) Ti-Zr implant.

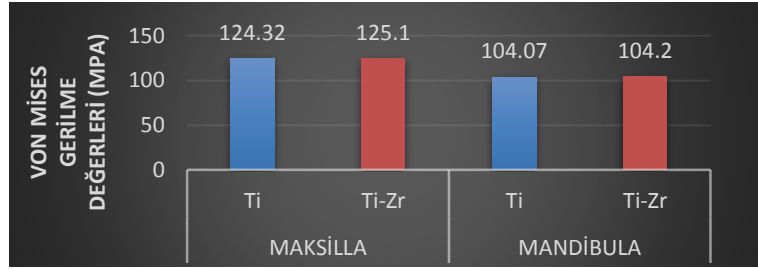
Sonuçlar incelendiğinde; maksiller Ti-Zr implant modelinin Ti modelden az farkla yüksek Von Mises değeri gösterdiği görülmüştür. Elde edilen değerler Ti-Zr implant için 125,10 MPa ve Ti implant için 124,32 MPa'dır (Grafik 4.5).

Mandibular modeller değerlendirildiğinde ise, Ti-Zr implant modeli (104.2 MPa) ve Ti modelinin (104.07 MPa) birbirine oldukça yakın Von Mises değerleri sergilediği görülmüştür (Grafik 4.5).

Her iki çeneden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında; mandibular Ti implant modelinin maksiller modele kıyasla yaklaşık %16, mandibular Ti-Zr implant modelinin ise maksiller modele göre %17 oranında daha az gerilmeye maruz kaldığı tespit edilmiştir.

Bu sonuçlar Von Mises gerilme değerlerinin, aynı kemiksel model içerisinde, implant materyalinin değişiminden çok fazla etkilenmediğini göstermektedir. Ancak maksilla ve mandibula arasında tespit edilen gerilim değerlerine ait belirgin farklılıklar

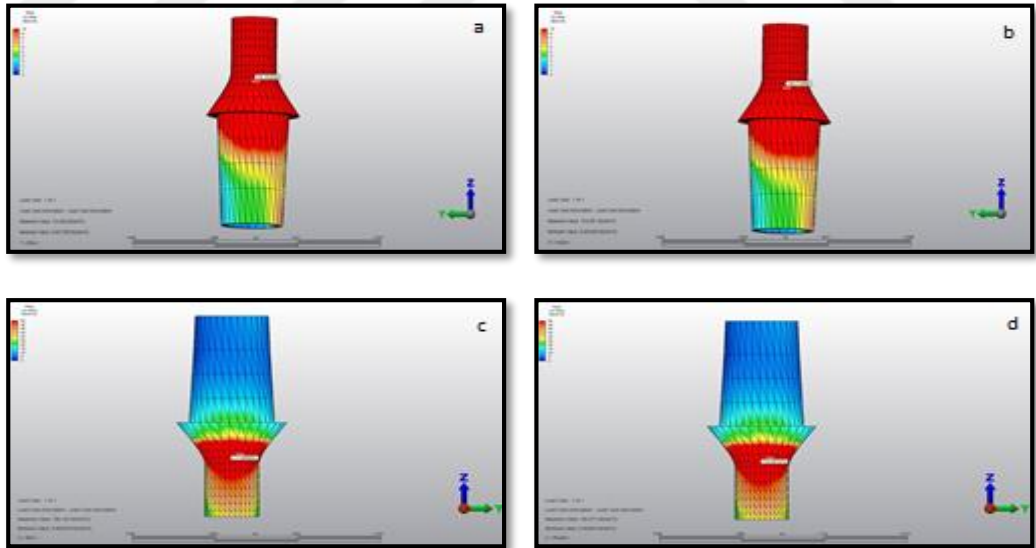
ise; Von Mises gerilme değerlerinin kemiğin kalitesinden ve hazırlanan üstyapı restorasyonunun boyutlarından etkilenebileceği sonucunu göstermektedir.



**Grafik 4.5:** Dikey kuvvet uygulaması sonrasında maksiller ve mandibular modellerdeki implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri.

#### 4.1.4. Dayanak ve Vidaya Ait Von Mises Gerilme Değerleri

Çalışmamızda, maksiller ve mandibular modellerde kullanılan dayanak ve vidaya ait Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; tüm modellerde kullanılan materyaller aynı standartlara sahip olacak şekilde seçildiğinden, analiz sonuçları açısından büyük farklılıklar saptanmamıştır. Modellerden elde edilen en yüksek gerilme sonuçlarının tüm dayanakların bağlantı bölgelerinde, vidaların ise baş ve gövde kısmının birleşim bölgesinde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.11 ve Şekil 4.12).

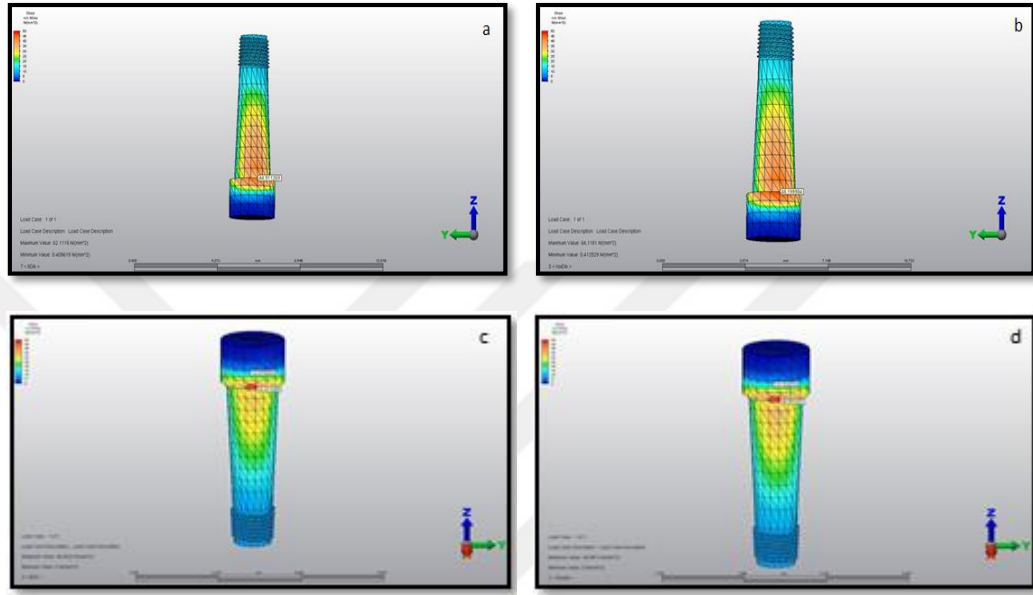


**Şekil 4.11:** Dik kuvvet uygulanan maksiller ve mandibular dayanaklara ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı: c ve d) Mandibular dayanaklar.

Gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeler değerlendirildiğinde ise, kuvvetin uygulanma şekliyle ilişkili olarak gerilmelerin, maksiller dayanaklarda ve vidalarda palatinal

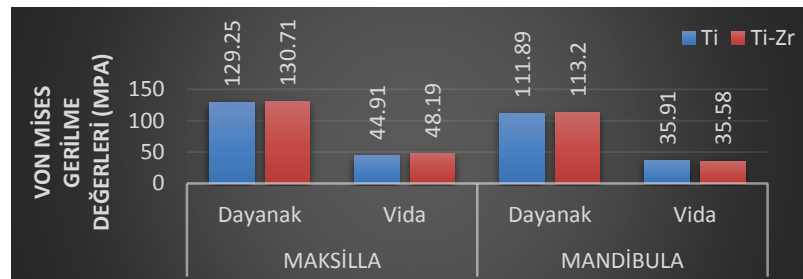
yüzeylerde, mandibular dayanaklarda ve vidalarda ise bukkal yüzeylerde yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Şekil 4.11 ve Şekil 4.12).

Dayanaklardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında, mandibular modellerde maksiller modellere kıyasla %13 oranında daha az olduğu bulunmuştur (Grafik 4.6).



**Şekil 4.12:** Dik kuvvet uygulanan maksiller ve mandibular dayanak vidasına ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı: a ve b) Maksiller Ti ve Ti-Zr dayanak vidası, c ve d) Mandibular Ti ve Ti-Zr dayanak vidası.

Dayanak vidasına ait gerilme değerlerinin ise mandibular Ti implant modelinde maksiller modele kıyasla yaklaşık %20, Ti-Zr implant modelinde ise yaklaşık %26 oranında daha az olduğu tespit edilmiştir (Grafik 4.6). Bu farklılıklar, dayanakların ve dayanak vidalarındaki gerilmelerin, kortikal kemiğin çenelerarasındaki yoğunluk farkından ve kuvvetin uygulandığı üstyapı restorasyonunun boyutlarından etkilenebileceğini göstermektedir.



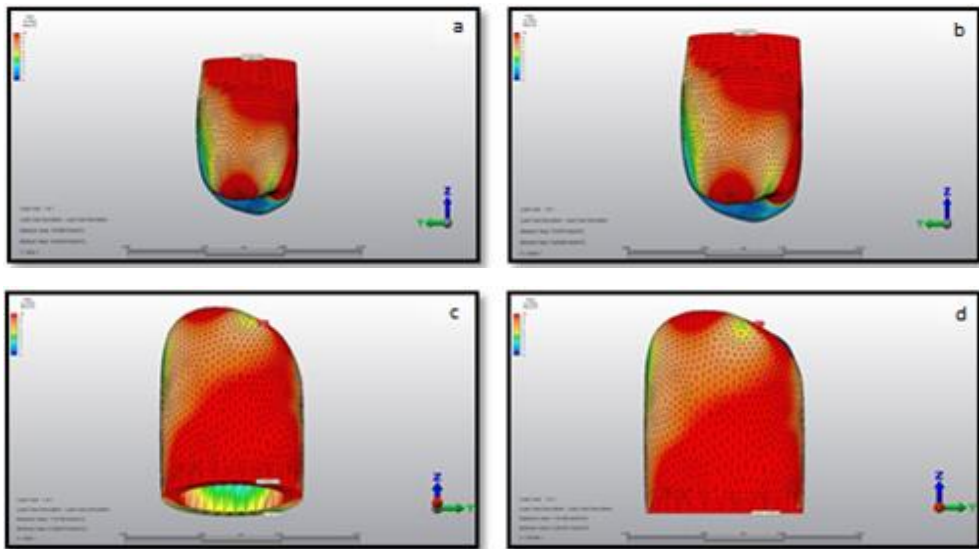
**Grafik 4.6:** Dik kuvvet uygulaması sonrasında tüm modellerdeki dayanak ve vida materyelinden elde edilen Von Mises gerilme değerleri.

#### 4.1.5. Metal Altyapı ve Seramik Üstyapıya Ait Von Mises Gerilme Değerleri

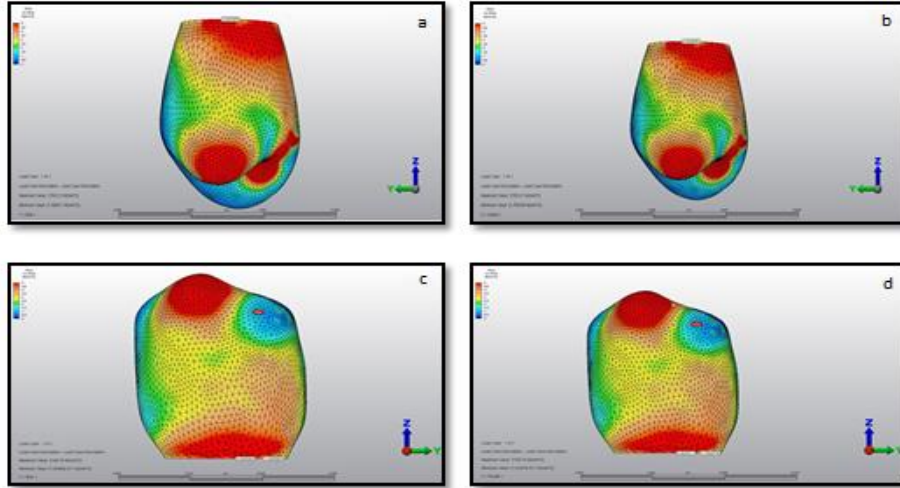
Stres analizleri sonrası metal altyapı ve seramik üstyapıya ait en yüksek Von Mises gerilme değerleri, maksillada kuvvetin uygulandığı palatinal cusp tepesi ve mesial oklüzal fossa bölgesinde, mandibulada ise bukkal cusp tepesi ve distal oklüzal fossa bölgesinde gözlemlenmiştir. Ancak bu bölgeler aynı zamanda kuvvet uygulama bölgesi olduğu için, restorasyonda en yüksek gerilme değerlerini gösteren ikinci bölge olarak kole bölgesi belirlenmiş ve karşılaştırmalar bu bölgelerden elde edilen veriler üzerinden yapılmıştır.

Maksiller modellerde altyapıya ait en yüksek Von Mises gerilme değerleri, her iki implant modelinde de palatinal kole bölgesinde (Şekil 4.13) ve birbirine oldukça yakın değerlerde (Ti implant modeli için 17.5 MPa, Ti-Zr implant modeli için ise 17.49 MPa), mandibular modellerde ise bukkal kole bölgesinde (Şekil 4.13) ve yine birbirine oldukça yakın değerlerde (Ti implant modeli için 19.84 MPa, Ti-Zr implant modeli için ise 19.40 MPa) tespit edilmiştir.

Üstyapıya ait veriler incelendiğinde ise maksiller modellerde en yüksek Von Mises gerilme değerlerinin palatinal kole bölgesinden, mandibular modellerden ise bukkal kole bölgesinde elde edildiği gözlemlenmiştir (Şekil 4.14). Elde edilen değerler maksilladaki her iki implant modeli için 6.94 MPa, mandibulada ise 4,56 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4.13: Dik kuvvet uygulanan maksiller ve mandibular modellere ait altyapı materyalinin Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı.



**Şekil 4.14:** Dik kuvvet uygulanan maksiller ve mandibular modellere ait seramik üstyapı materyalinin Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı.

#### 4.2. Oblik Kuvvet Uygulanan Maksiller ve Mandibular Modellerin Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

Analizin bu aşamasında tasarlanan modellerde kronlara, üst çene için bukkal cuspın palatinal eğiminden palatobukkal yönde, alt çenede ise bukkal cusp tepesinden bukkolingual yönde, dişin uzun eksenine 45 derece açı yapacak şekilde, 100 N'luk kuvvet oblik olarak uygulanmıştır. Kortikal ve spongiöz kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ile implantlarda, dayanak, vida ve üstyapı restorasyonunda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2:** Oblik kuvvet uygulaması sonrası maksiller Ti ve Ti-Zr implant modelinden elde edilen tüm verilerin özeti ( “\*” ile belirtilen değerler ölçüm noktaları dışında tespit edilen en yüksek Von Mises değerlerini ifade etmektedir.)

İNCELENEN YAPILAR	ÖLÇÜLEN DEĞER	İNCELENEN MODELLER							
		Maksiller Ti İmplant Modeli		Maksiller Ti-Zr İmplant Modeli		Mandibular Ti İmplant Modeli		Mandibular Ti-Zr İmplant Modeli	
Kortikal Kemik	Minimum Principle	B	-10,71	B	-10,77	B	-2,40	B	-2,47
		M	-0,94	M	-1	M	-19,26	M	-19,52
		D	-6,18	D	-6,26	D	-4,12	D	-4,31
		L	-0,59	L	-0,61	L	-18,77	L	-18,9
Kortikal Kemik	Maksimum principle	B	0,22	B	0,26	B	14,43	B	14,59
		M	7,53	M	7,72	M	2,46	M	2,71
		D	0,51	D	0,55	D	13,31	D	13,54
		L	10,02	L	10,17	L	2,0	L	2,06



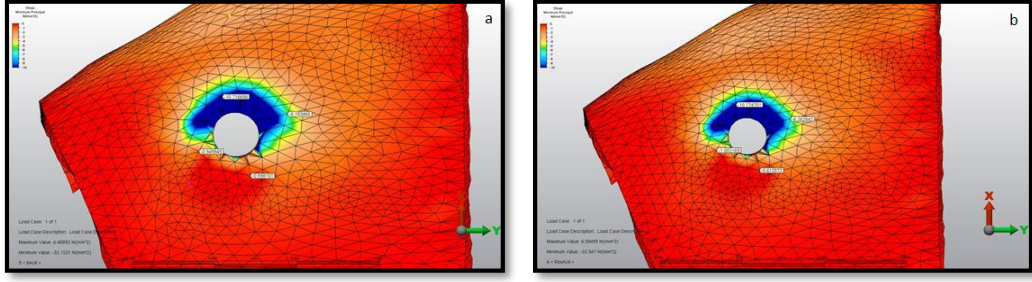
**Tablo 4.2 (Devamı):** Oblik kuvvet uygulaması sonrası maksiller Ti ve Ti-Zr implant modelinden elde edilen tüm verilerin özeti ( “\*” ile belirtilen değerler ölçüm noktaları dışında tespit edilen en yüksek Von Mises değerlerini ifade etmektedir.).

İNCELENEN YAPILAR	ÖLÇÜLEN DEĞER	İNCELENEN MODELLER							
		Maksiller Ti İmplant Modeli		Maksiller Ti-Zr İmplant Modeli		Mandibular Ti İmplant Modeli		Mandibular Ti-Zr İmplant Modeli	
Spongioz Kemik	Minimum Principle	B	-1,13	B	-1,16	B	-1,18	B	-1,25
		M	-0,18	M	-0,19	M	-1,21	M	-1,24
		D	-0,88	D	-0,89	D	-0,36	D	-0,24
		L	-0,25	L	-0,26	L	-1,51	L	-1,54
Spongioz Kemik	Maksimum principle	B	0,75	B	0,77	B	0,65	B	0,67
		M	0,42	M	0,43	M	0,36	M	0,37
		D	0,15	D	0,15	D	0,68	D	0,81
		L	0,83	L	0,85	L	1,31	L	1,36
İmplant	Von Mises	152,78 /*(152,78)		154,18/*(154,18)		274,33/*(276,38)		274,62/*(274,87)	
Dayanak	Von Mises	184,81/*(273,94)		186,96/*(273,53)		256,89/*(465,92)		259,55/*(465,83)	
Vida	Von Mises	53,54/*(67,06)		57,49/*(69,61)		101,87/*(101,87)		109,227*(109,22)	
Altyapı	Von Mises	18,39		16,78		26,89		26,31	
Seramik	Von Mises	4,95		4,95		6,22		6,21	

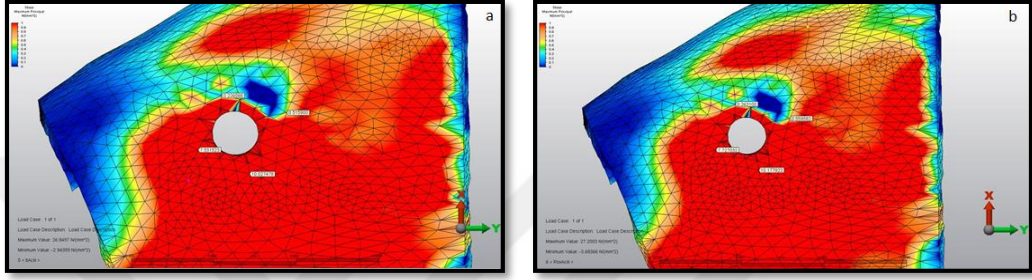
#### 4.2.1. Maksillar Kortikal ve Spongioz Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Maksiller modellerde oluşan kortikal kemik minimum asal gerilme değerlerinin, implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin bukkal bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiş (Şekil 4.15) ve en yüksek minimum asal gerilme değerleri Ti implant modeli için -10.71 MPa, Ti-Zr implant modeli için ise -10.77 MPa olarak tespit edilmiştir (Grafik 4.7). Palatinal ve mesial noktadaki minimum asal gerilme değerleri ise, her iki modelde de birbirleriyle benzer, ancak bukkal ve distal alan değerlerinden düşük bulunmuştur (Grafik 4.7).

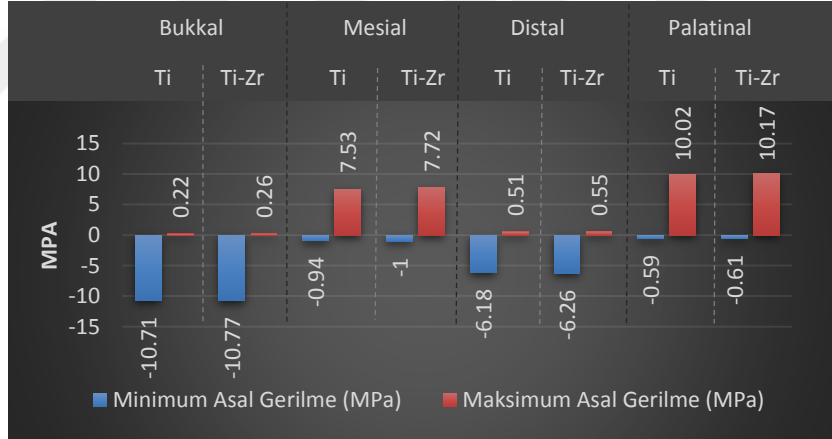
Kortikal kemiğin maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde ise, en yüksek değerlerin palatinal yüzeylerde görüldüğü tespit edilmiştir (Şekil 4.16 ve Grafik 4.7).



**Şekil 4.15:** Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



**Şekil 4.16:** Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



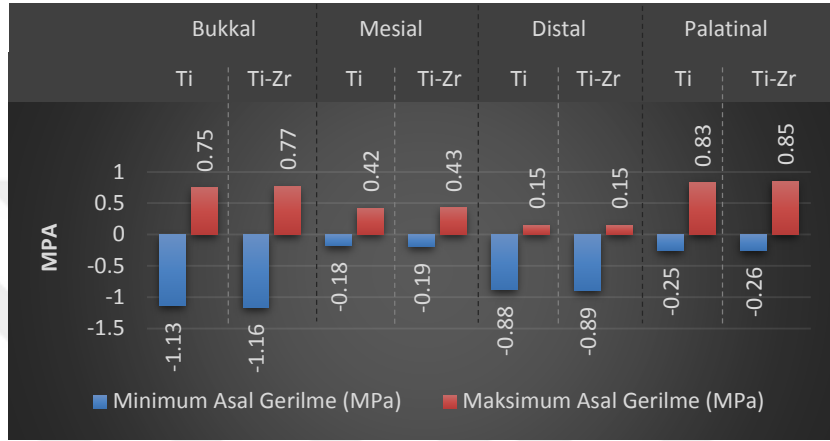
**Grafik 4.7:** Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Özetle, oblik kuvvet uygulaması sonucu Ti ve Ti-Zr için maksiller modellerden elde edilen kortikal kemiğe ait değerler oldukça yakın bulunmuştur. Bu sonuçlar, kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerlerinin implant materyalindeki değişimden çok fazla etkilenmediğini göstermiştir.

Maksiller modellere ait spongios kemik minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde ise; hem Ti hem de Ti-Zr implant modelinde tespit edilen gerilmelerin,

implantı çevreleyen spongiöz kemiğin bukkal bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.17).

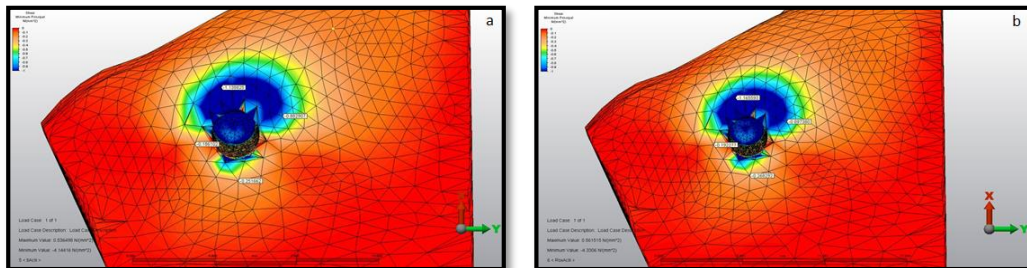
En yüksek minimum asal gerilme değeri Ti implant modeli için -1.13 MPa ve Ti-Zr implant modeli için ise -1.16 MPa olarak bulunmuştur. Diğer bölgelere ait minimum asal gerilme değerlerinin ise her iki implant modelinde de birbirine yakın seyrettiği ve dengeli dağıldığı gözlemlenmiştir (Grafik 4.8).



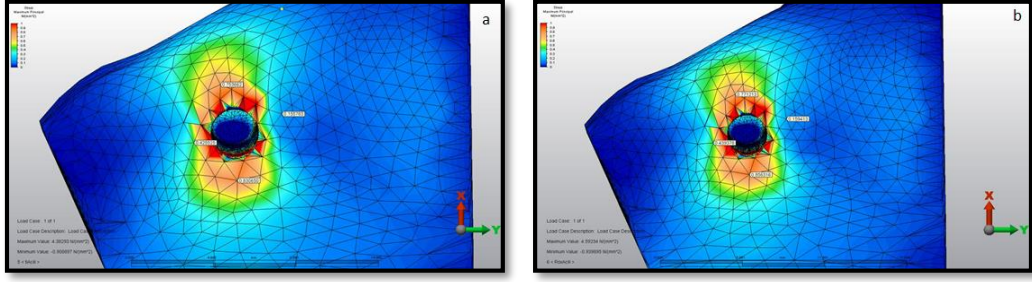
**Grafik 4.8:** Oblik kuvvet uygulamasında maksillar modellerde spongiöz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Ayrıca her iki implant modelinde spongiöz kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde de, verilerin benzer değerler sergilediği ve dengeli dağıldığı tespit edilmiştir (Şekil 4.18 ve Grafik 4.8).

Özetle, maksiller modellerde oblik kuvvet uygulaması sonucu elde edilen spongiöz kemiğe ait değerler birbirine oldukça yakın bulunmuş ve sonuçların implant materyalindeki değişimden çok fazla etkilenmediği gözlemlenmiştir.



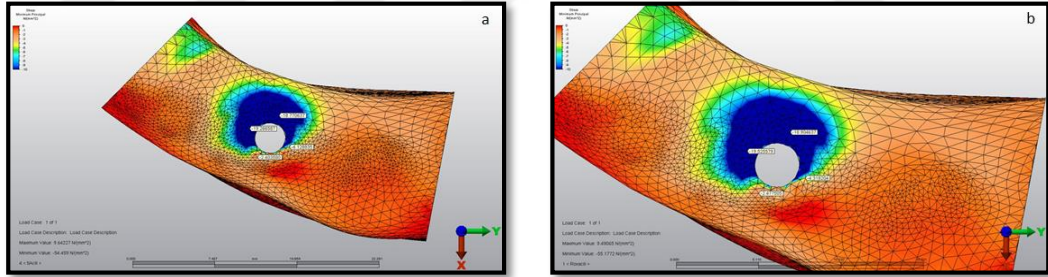
**Şekil 4.17:** Oblik kuvvet uygulamasında maksillar modellerde spongiöz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



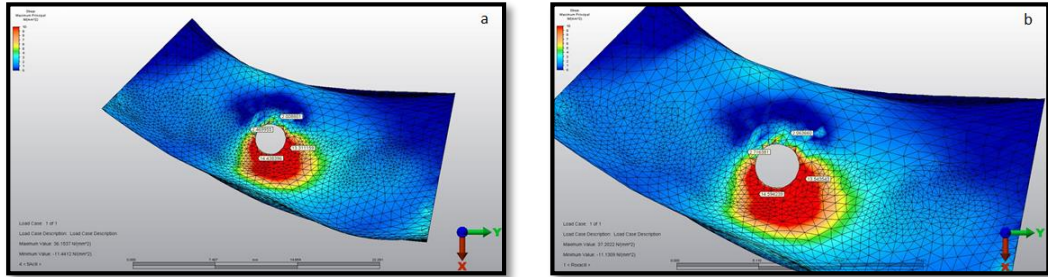
**Şekil 4.8:** Oblik kuvvet uygulamasında maksiller modellerde spongiöz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.

#### 4.2.2. Mandibular Modelde Kortikal ve Spongiöz Kemiğe Ait Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Mandibular modellerin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri mesialde ve Ti implant modeli için -19.26 MPa, Ti-Zr implant modeli için -19.52 MPa olarak tespit edilmiştir. Lingual yüzeyden elde edilen veriler de bu değerlere oldukça yakın olduğu gözlemlenmiştir. Bukkal ve distal minimum asal gerilme değerleri ise birbirleriyle yakın ancak diğer alan değerlerine oranla daha düşük bulunmuştur (Şekil 4.19). (Grafik 4.9).

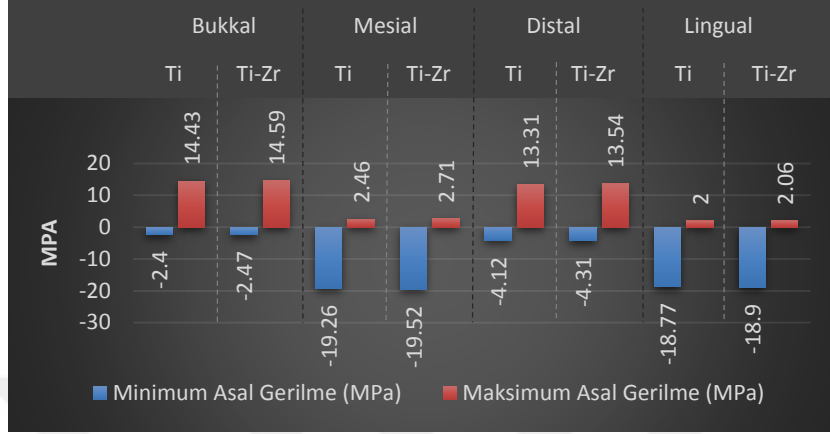


**Şekil 4.19:** Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



**Şekil 4.20:** Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.

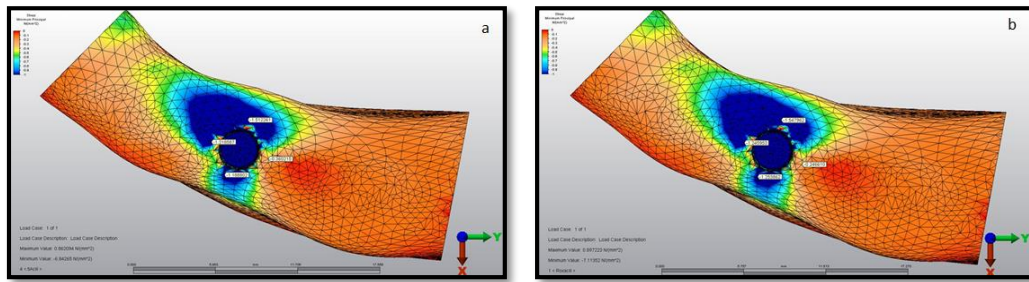
Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin ise, implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin bukkal ve distal alanlarında yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Şekil 4.20 ve Grafik 4.9).



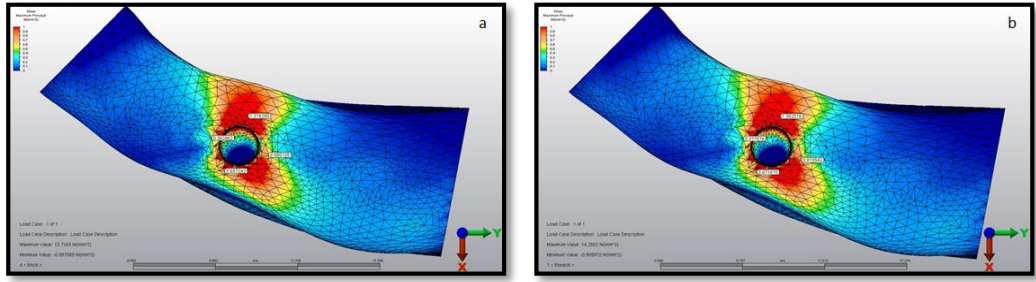
**Grafik 4.9:** Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde kortikal kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Mandibular modellerin spongiöz kemik minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, hem Ti implant hem de Ti-Zr implant modellerinde en yüksek minimum asal gerilmelerin lingual bölgede yoğunlaştığı ve gerilmelerin maksiller modellere göre çok daha dengeli dağıldığı görülmüştür (Şekil 4.21 ve Grafik 4.10).

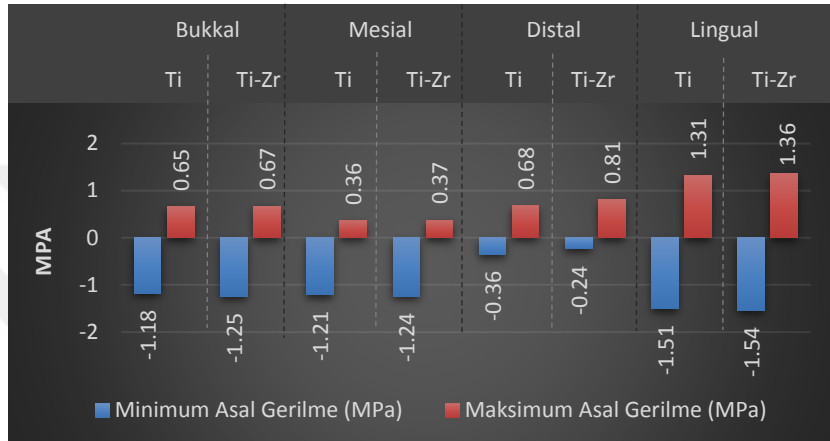
Her iki implant modelinden tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ise, lingual bölgede daha yüksek olarak tespit edilmiş (Şekil 4.22) ve birbirleriyle yakın değerler göstermiştir (Grafik 4.10).



**Şekil 4.21:** Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongiöz kemikte apikal kesitte tespit edilen minimum asal gerilme değerleri ve dağılımları: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



**Şekil 4.22:** Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongiöz kemikte apikal kesitte tespit edilen maksimum asal gerilme değerleri ve dağılımları: a) Ti implant modeli, b) Ti-Zr implant modeli.



**Grafik 4.10:** Oblik kuvvet uygulamasında mandibular modellerde spongiöz kemikte tespit edilen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Özetle her iki test modelinde de oblik kuvvet uygulaması sonucu elde edilen kortikal ve spongiöz kemiğe ait değerler oldukça yakın bulunmuştur. Kortikal ve spongiöz kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri edilen değerlerin implant materyalindeki değişimden çok fazla etkilenmediği gözlemlenmiştir.

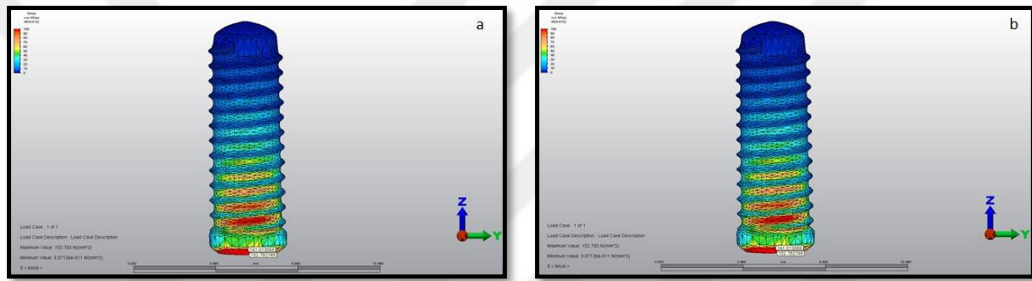
#### 4.2.3. İmplantlara Ait Von Mises Gerilme Değerleri

Oblik kuvvet altında hem maksiller hem de mandibular modellerde kullanılan Ti ve Ti-Zr implantlardan elde edilen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek sonuçların tüm modellerde implantların boyun kısmında ve en üst yivlerde (yaklaşık implant boyunun üst ½'lik kısmından itibaren) olduğu tespit edilmiştir. Gerilme değerlerinin hangi bölgelerde yoğunlaştığı değerlendirildiğinde ise, oblik kuvvetin uygulanma şekliyle ilişkili olarak maksiller modellerde en yüksek değerlerin palatinal yüzeyde, mandibular modellerde ise lingual yüzeylerde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.23 ve Şekil 4.24).

Maksiller modellerin analizinden elde edilen Von Mises değerleri Ti-Zr implant modeli (154.181 MPa) ve Ti modelinde (152.782 MPa) birbirlerine oldukça yakın olarak tespit edilmiştir.

Mandibular modeller değerlendirildiğindeyse, Ti-Zr implant modelinin (274.336 MPa) yine Ti modelle (274.62 MPa) benzer Von Mises değeri sergilediği görülmüştür (Grafik 4.11).

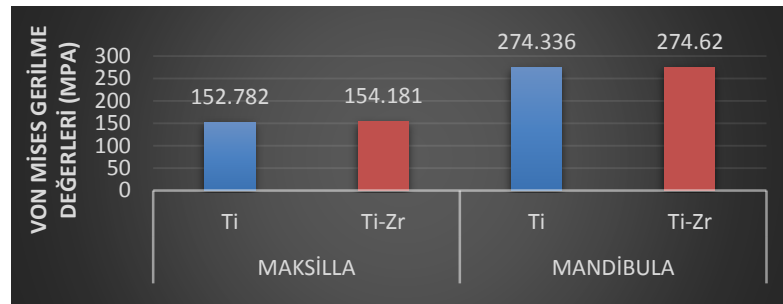
Maksiller ve mandibular modeller karşılaştırıldığında ise, mandibular Ti ve Ti-Zr implant modellerinden elde edilen gerilme değerlerinin, maksiller modele kıyasla yaklaşık % 44 oranında daha yüksek olduğu görülmüştür.



Şekil 4.23: Oblik kuvvet uygulanan maksiller modellerde implantlara ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları: a) Ti implant, b) Ti-Zr implant.



Şekil 4.24: Oblik kuvvet uygulanan mandibular modellerde implantlara ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımları: a) Ti implant, b) Ti-Zr implant.



Grafik 4.11: Oblik kuvvet uygulaması sonrasında maksiller ve mandibular modellerden elde edilen Von Mises gerilme değerleri.

Elde edilen bu sonuçlar Von Mises gerilme değerlerinin aynı kemiksel model içerisinde implant materyalinin değişiminden anlamlı oranda etkilenmediğini göstermektedir. Ancak maksilla ve mandibula gerilme değerleri arasında tespit edilen belirgin farklılıklar, Von Mises değerlerinin kemiğin kalitesinden ve hazırlanan üstyapı restorasyonunun boyutlarından etkilenebileceğini düşündürmektedir.

#### 4.2.4. Dayanak ve Vidaya Ait Von Mises Gerilme Değerleri

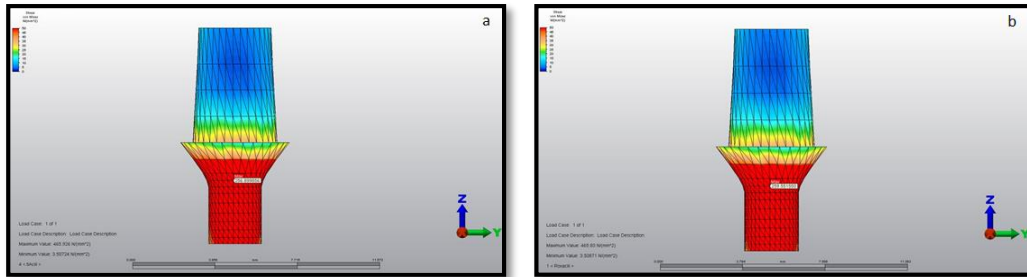
Hazırlanan modellerde Ti ve Ti-Zr implant sistemleri için kullanılan dayanak ve vida, aynı standartlara sahiptir. Bu nedenle, maksiller ve mandibular model analizlerinde, grupların kendi içerisinde büyük farklılıklar saptanmamıştır.

Her iki çene modelinde de en yüksek gerilme sonuçlarının dayanakların bağlantı bölgelerinde (Şekil 4.25 ve Şekil 4.26), vidaların ise baş ile gövde kısmının birleşim bölgesinde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.27).

Gerilme değerlerinin hangi bölgelerde yoğunlaştığı değerlendirildiğinde ise, kuvvetin uygulanma şekliyle ilişkili olarak, her iki çene modelinde de materyallere ait en yüksek değerler bukkal yüzeylerde görülmüştür (Şekil 4.25, Şekil 4.26 ve Şekil 4.27).



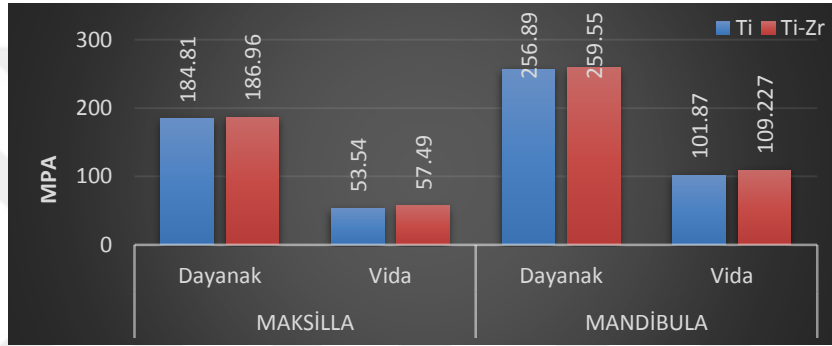
Şekil 4.25: Oblik kuvvet uygulanan maksiller modellerde dayanağa ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti dayanak, b)Ti-Zr dayanak.



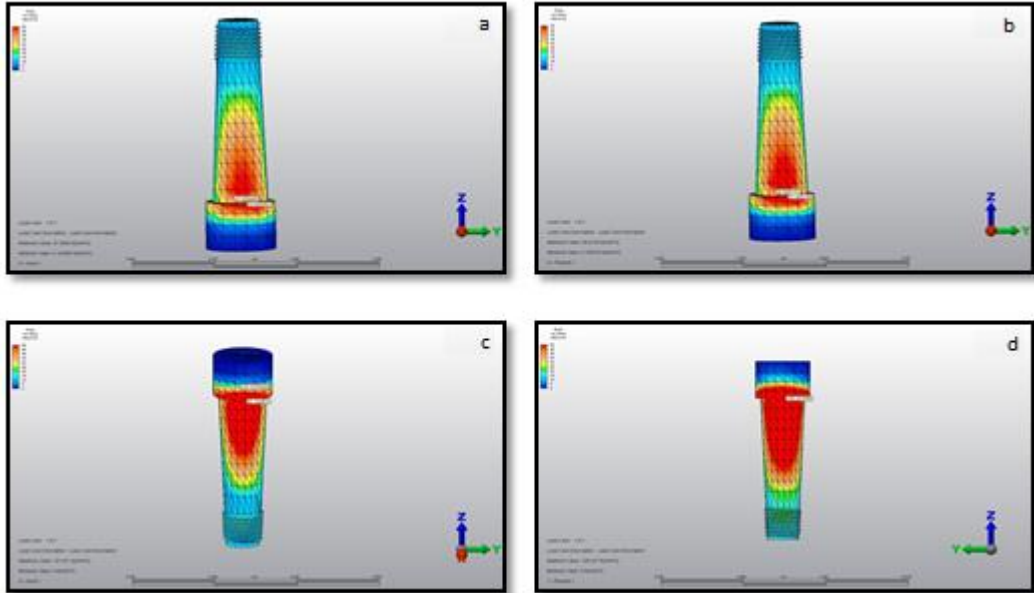
Şekil 4.26: Oblik kuvvet uygulanan mandibular modellerde dayanağa ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı: a) Ti dayanak, b) Ti-Zr dayanak.



Dayanağa ait gerilim değerleri karşılaştırıldığında, mandibular Ti ve Ti-Zr implant modellerinde elde edilen değerlerin, maksiller modellerden %28 oranında daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Dayanak vidasına ait gerilim değerleri karşılaştırıldığında ise, mandibular Ti ve Ti-Zr modellerinden elde edilen gerilme değerlerinin de, maksiller modele kıyasla yaklaşık %47 oranında daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Grafik 4.12). Bu sonuçlar, maksilla ve mandibula Von Mises gerilme değerleri arasında tespit edilen farklılıkların, kortikal kemik kalınlığının çenelerarasındaki değişiminden ve kuvvetin uygulandığı üstyapı restorasyonunun boyutlarından kaynaklanabileceğini göstermektedir.



**Grafik 4.12:** Oblik kuvvet uygulaması sonrasında maksiller ve mandibular modellere ait dayanak ve vida materyelinden elde edilen Von Mises gerilme değerleri.

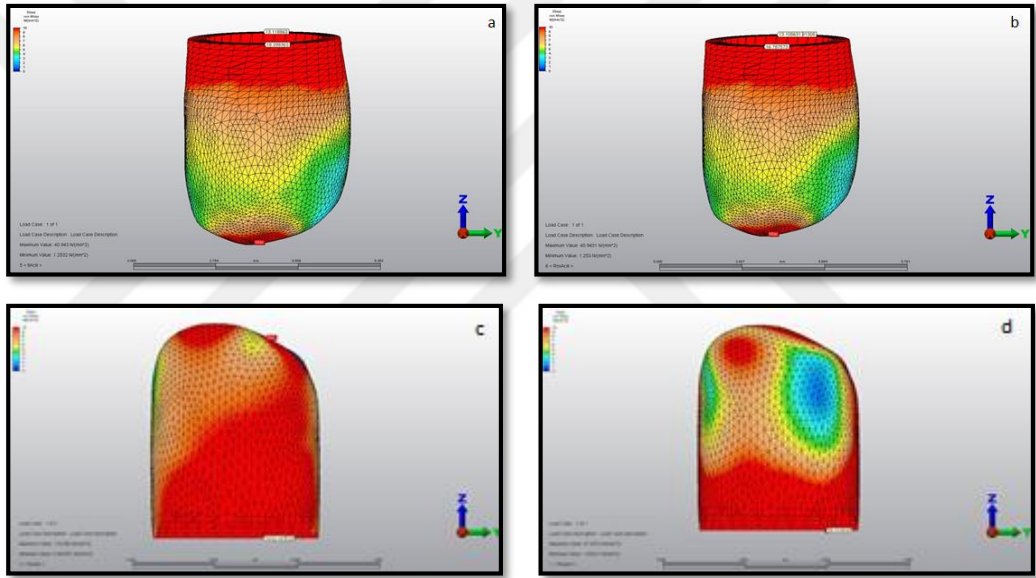


**Şekil 4.27:** Oblik kuvvet uygulanan maksillar ve mandibular modellerde dayanak vidasına ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı: a ve b) maksiller Ti ve Ti-Zr vida modeli, c ve d) mandibular Ti ve Ti-Zr vida modeli.

#### 4.2.5. Metal Altyapı ve Seramik Üstyapıya Ait Von Mises Değerleri

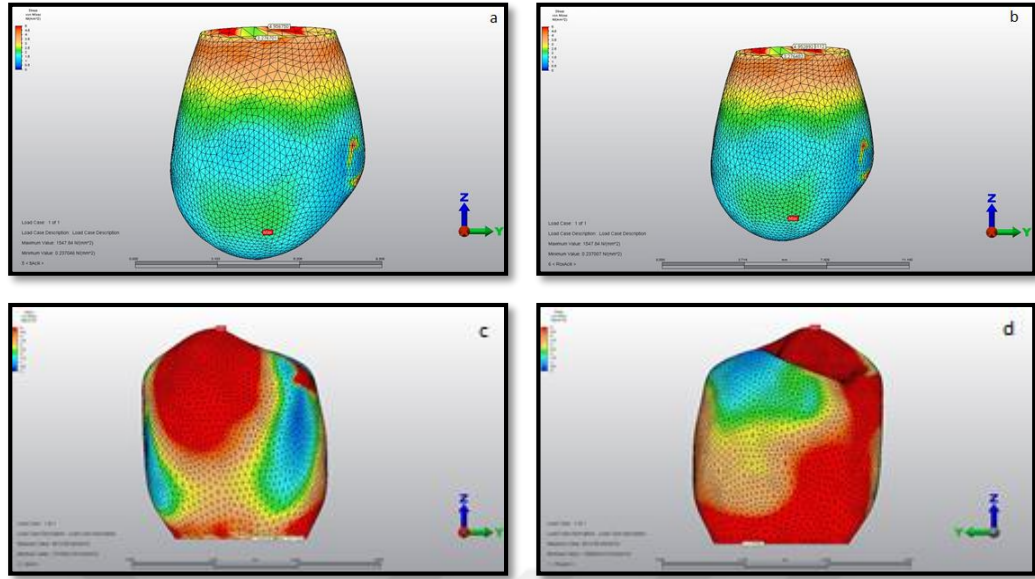
Stres analizleri sonrası metal altyapıya ait Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, hem üst çenede hem de alt çenede oluşan gerilmelerin bukkal kole bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.28).

Altyapıya ait en yüksek Von Mises gerilme değerleri maksiller modellerde Ti implant modeli için 18.39 MPa, Ti-Zr implant modeli için ise 16.78 MPa olarak bulunmuştur. Mandibular modellerde ise bu değerler maksiller modellere göre daha yüksek oranlarda ve Ti implant modeli için 26.89 MPa ve Ti-Zr implant modeli için 26.31 MPa olarak tespit edilmiştir.



**Şekil 4.28:** Oblik kuvvet uygulanan maksiller ve mandibular modellerde altyapıya ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı: a ve b) maksiller Ti ve Ti-Zr implant modeli, c ve d) mandibular Ti ve Ti-Zr implant modeli.

Seramik üstyapıya ait en yüksek Von Mises değerleri; maksiller modellerde palatinal kole bölgelerinde ve her iki implant modeli için de 4,95 MPa olarak bulunmuştur. Mandibular modellerden elde edilen değerler ise Ti implant için 6,22 MPa, Ti-Zr implant modeli için ise 6,21 MPa olarak kaydedilmiştir (Şekil 4.29).



**Şekil 4.29:** Oblik kuvvet uygulanan maksiller ve mandibular modellerde üstyapıya ait Von Mises gerilme değerleri ve dağılımı: a ve b) Maksillar Ti ve Ti-Zr implant modeli, c ve d) Mandibular Ti ve Ti-Zr implant modeli.

### 4.3. Dik ve Oblik Kuvvet Uygulanan Maksiller ve Mandibular İmplant Modellerinin Dinamik Yükleme Değerlerinin İncelenmesi

#### 4.3.1. Dik Kuvvet Uygulanan İmplant Modelleri

Çalışmamızda maksilla ve mandibulada 2 farklı implant materyali kullanılarak oluşturulmuş dört modelde yapılan yorulma testleri sonucunda, implant yapılarına ait klinik başarısızlığın ortaya çıkacağı yükleme siklusları sayısı tespit edilmiştir.

Bu grupta maksillar modellere kronun palatinal cusp tepesi ve mesial oklüzal fossasından, mandibular modellere ise bukkal cusp tepesi ve distal oklüzal fossasından 50 N'luk kuvvet (toplamda 100 N'luk kuvvet), 1 Hz frekansta ve dik olarak uygulanmıştır. Yapılan yorulma analizlerinin sonucunda klinik başarısızlık değerleri karşılaştırıldığında, hem maksiller hem de mandibular modellerde, Ti-Zr implantların Ti implantlardan daha yüksek başarı gösterdiği tespit edilmiştir. Modeller içerisinde en başarısız grubun ise maksiller Ti modeli olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.30).

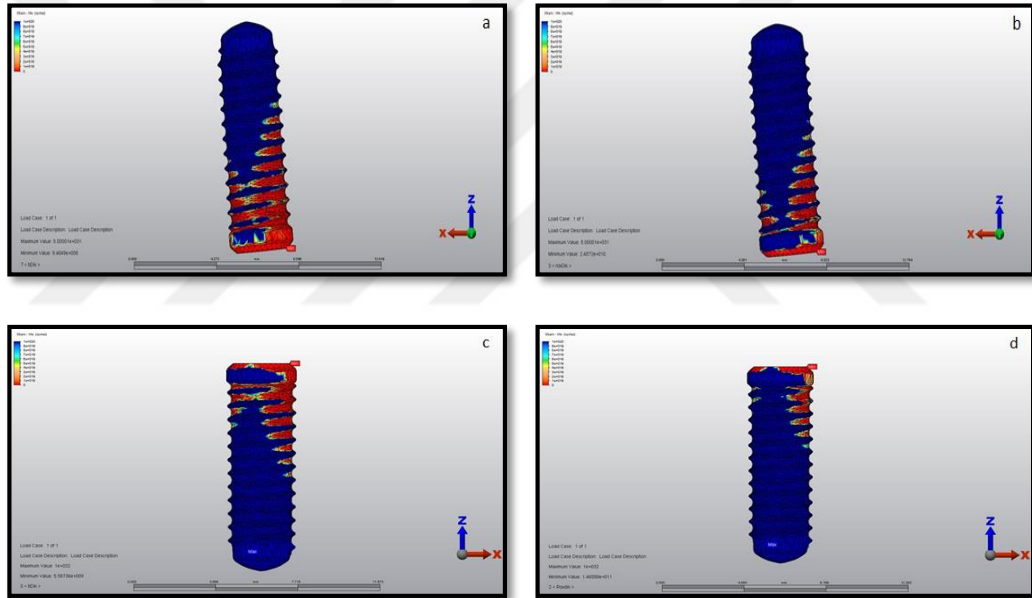
Test modellerine dik kuvvet uygulaması sonucu elde edilen yorulma analiz sonuçları Tablo 4.3'de verilmiştir. Tabloda ayrıca yorulma analiz değerleri yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür. Literatürde

1 yıllık çiğneme sayısı yaklaşık 383250 sıklustur ve yorulma analiz sonuçları, bu veri esas alınarak klinik başarı süreleri belirlenmiştir (Kharisat ve ark., 2002).

**Tablo 4.3:** Dik kuvvet uygulaması sonrası maksiller ve mandibular modellerin yorulma deneyi sonuçları.

MODELLER	KLİNİK BAŞARISIZLIK DEĞERİ (SİKLUS)	YILLIK KLİNİK BAŞARI SÜRESİ
Maksiller Ti	940 490 000	25 yıllık süreden fazla
Maksiller Ti-Zr	24 572 000 000	25 yıllık süreden fazla
Mandibular Ti	5 587 360 000	25 yıllık süreden fazla
Mandibular Ti-Zr	146 588 000 000	25 yıllık süreden fazla

Kısacası, eşik değerin 10 000 000 siklus (yaklaşık olarak 25 yıl) olarak belirlendiği çalışmamızda, dört modelde de implant materyalinin başarısız olduğu siklus sayısı bu eşik değerin oldukça üzerindedir.



**Şekil 4.30:** Dik kuvvet uygulanan maksillar ve mandibular modellere ait implant materyalinin yorulma analiz değerleri: a) maksillar Ti implant modeli, b) maksillar Ti-Zr implant modeli, c) mandibular Ti implant modeli, d) mandibular Ti-Zr implant modeli.

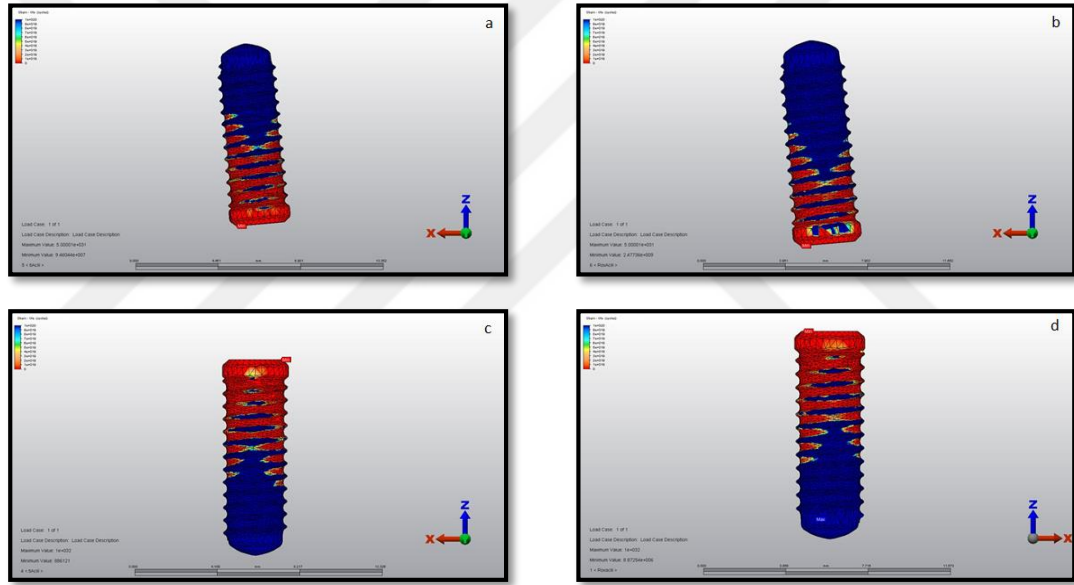
#### 4.3.2. Oblik Kuvvet Uygulanan İmplant Modelleri

Bu grupta 100 N'luk kuvvet maksillar modellere kronun bukkal cuspının palatinal eğiminden palatobukkal yönde, mandibular modellere ise bukkal cusp tepesinden, bukkolingual yönde, restorasyonun uzun aksı ile 45 derece açı yapacak şekilde oblik olarak 1 Hz frekansta uygulanmıştır.

Yorulma analiz sonuçlarına göre maksillada hem Ti hem de Ti-Zr implant modelleri, mandibular modellerden daha yüksek başarı sergilemişlerdir. Yorulma analiz değerleri yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür. En düşük klinik kullanım süresi, mandibular Ti implant modelinde tespit edilmiştir (Tablo 4.4 ve Şekil 4.31).

**Tablo 4.4:** Oblik kuvvet uygulaması sonrası maksiller ve mandibular modellerin yorulma deneyi sonuçları.

MODELLER	KLİNİK BAŞARISIZLIK DEĞERİ (SİKLUŞ)	YILLIK KLİNİK BAŞARI SÜRESİ
<b>Maksiller Ti</b>	94 604 400	25 yıllık süreden fazla
<b>Maksiller Ti-Zr</b>	2 477 360 000	25 yıllık süreden fazla
<b>Mandibular Ti</b>	7 402 000	19, 4 yıl
<b>Mandibular Ti-Zr</b>	8 872 540	23.1 yıl



**Şekil 4.31:** Oblik kuvvet uygulanan maksillar ve mandibular modellere ait implant materyalinin yorulma analiz değerleri: a) maksillar Ti implant modeli, b) maksillar Ti-Zr implant modeli, c) mandibular Ti implant modeli, d) mandibular Ti-Zr implant modeli.

Dik ve oblik kuvvet uygulaması sonrasında elde edilen yorulma analizi verileri karşılaştırıldığında ise; maksiller Ti ve Ti-Zr implant modellerinde oblik kuvvet uygulaması sonucunda elde edilen yıllık başarı sürelerinin, dik kuvvet uygulanan modellerden yaklaşık olarak %10 oranında daha düşük olduğu görülmüştür. Mandibular Ti ve Ti-Zr implant modellerinde oblik kuvvet uygulaması sonucunda elde edilen yıllık başarı sürelerinin ise, dik kuvvet uygulanan modellerden çok daha az olduğu görülmektedir.

## 5.TARTIŞMA

Dental implantlar ve klinik uygulamaları hakkında yapılan çok sayıda çalışmada olumlu sonuçlar ortaya konmuş ve buna paralel olarak implantların klinik kullanımı yaygın bir hal almıştır. İmplant destekli restorasyonların uzun dönem başarılı olabilmeleri için uygun biyomekanik koşulların sağlanması gereklidir (Misch, 2005).

Günümüzde kullanılan dental implantların büyük çoğunluğu, saf titanyumdan üretilmektedir. İmplant materyali olarak saf titanyum, implant yapımına en uygun ve en dirençli metaldir. Kemik dokuyla biyolojik uyumluluğu da diğer materyallere göre oldukça iyidir ( Göçer, 2010; Grandin ve ark., 2012; Duymuş ve Güngör, 2013). Ancak günümüzde implant uygulamalarında daha başarılı sonuçlar elde etmek için, titanyumun farklı kombinasyonlarından faydalanılmaya başlanmış ve özellikle zirkonyum bu konuda popüler hale gelmiştir (Eğilmez ve ark., 2010; Duymuş ve Güngör, 2013).

Zirkonyum, gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, biyouyumlu olması, sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi, elastikiyet modülünün az olması gibi avantajları nedeniyle titanyumun özelliklerini güçlendirmek için kullanılmış ve özellikle dar çaplı implant uygulamasını gerektiren durumlar için, titanyum ve zirkonyum kombinasyonundan üretilen Ti-Zr implantlar tasarlanmıştır (Piconi ve Maccauro, 1999; Depprich ve ark., 2008; Duymuş ve Güngör, 2013). Çünkü Ti-Zr implantlar, özellikle implant çapının azalmasına bağlı olarak oluşabilecek artmış kırık riskine karşı oldukça başarılı bulunmaktadır (Schwarz, 2000; Romeo ve ark., 2006; Allum ve ark., 2008; Barter ve ark., 2012).

Literatürde titanyum materyaline ait çok sayıda çalışma mevcutken, Ti-Zr kombinasyonuna ait bilimsel veriler sınırlıdır (Thoma ve ark., 2011; Gottlow ve ark., 2012; Gültekin ve ark., 2012). Bu bilimsel eksiklikten dolayı çalışmamızda; özellikle dar çaplı implant kullanımının gerektiği durumlarda bile güvenle kullanılabilir olmaları dolayısıyla, Ti-Zr implantlar ile Grade 4 Ti implantların karşılaştırılması planlanmıştır.

Yakın döneme kadar 3,75 mm ve 4,1 mm arasında çapa sahip standart implantların daha fazla kullanıldığı görülmektedir (Buser ve ark., 1997; Bornstein ve ark., 2005). Ancak, standart implantların klinik kullanımı, alveoler yapının ya da uygulanacağı bölgedeki dişler arası mesafenin dar ve yetersiz olduğu durumlarda sınırlılık göstermektedir (Klein ve ark., 2014). Kemik miktarını arttırmak için önerilen yöntemler, ilave cerrahi işlemler ve buna bağlı tedavi maliyetlerinin artması, iyileşme süresinin uzaması gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedirler (Maló ve ark., 2007; Holmquist ve ark., 2008; Jung ve ark., 2010).. Bu dezavantajları elimine etmek için son zamanlarda, implant sayısı, uzunluğu ve pozisyonunda değişiklik yapılarak geliştirilen farklı tedavi alternatiflerinin kullanımı, atravmatik yaklaşımlar olarak implant uygulamalarında yer bulmuştur (Maló ve ark, 2007; Hasan ve ark., 2010; Raviv ve ark., 2010). Endike durumlarda dişsiz bölgelerin restorasyonunda dar çaplı implantların kullanımı da bu yöntemlerden biridir (Narby ve ark., 2008; Carlsson ve ark., 2010; Klein ve ark., 2014). Ancak bu tip dar çaplı implantların kullanımı, yüksek yük altında yorulmaya bağlı kırık riski taşımaları sebebiyle, sıklıkla estetik bölgede ya da küçük azılar bölgesinde sınırlı kalmıştır (Grandin ve ark., 2012; Chiapasco ve ark., 2012). Fakat dar çaplı implantların posterior bölgede kullanımını içeren az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda analiz için, maksiller ve mandibuler posterior bölgede dar çaplı implant kullanımını gerektirebilecek ikinci küçük azı bölgesi tercih edilmiştir.

İmplant uzunluğu, yeterli primer stabilitenin elde edilmesinde ve implantın tork kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olmasında etkili bir faktördür (Yoshida ve ark., 2000; Romeed ve ark., 2006). Farklı implant uzunluklarının gerilim dağılımına etkisinin incelendiği çalışmalarda genellikle implant uzunluğunun kemik üzerindeki gerilim oluşumunda anlamlı bir etkiye sahip olmadığı sonucuna varılmıştır (Sertgöz, 1997; Tepper ve ark., 2002; İplikçioğlu ve Akça, 2002). Çalışmamızda da, minimum uzunluğun 10 mm olarak belirlendiği ve 'standart implant' olarak nitelendirilen implantlardan yararlanılmıştır (Griffin ve Cheung, 2004).

Oral implantların biyomekaniğine bakış açısı kazanmak için en başta implant ve çevresindeki kemiğin davranışını anlamak gerekir (Gül, 2009; Özyılmaz, 2011). Ancak, kemik-implant ara yüzeyinde yüklerin nasıl oluştuğunu ve dağıldığını, bu

kuvvetlerin çevre dokular ve implant materyalleri üzerindeki etkilerini göstermek oldukça güçtür. Çünkü yüklemenin tipi, miktarı ve yönü, kemik hacmi ve yoğunluğu, destek implantların sayısı, implantların kemik içindeki açısı ve protez tipi gibi birçok faktör implant biyomekaniğinin invivo olarak incelenmesini karmaşık hale getirmektedir (Siegele ve Soltesz, 1989; Koca ve ark., 2005; Özyılmaz, 2011; Gültekin ve ark., 2012). Bu nedenle, implant restorasyonlarının biyomekaniğini anlamak amacıyla yapılan çalışmaların, canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde stres analiz yöntemlerinden faydalanılarak yapılması fikri gündeme gelmiştir (De Hoff ve Anusavice, 1984). Bu yöntemler içerisinde avantajları dolayısıyla en sık kullanılan yöntem, sonlu elemanlar analizi olmuştur (Güngör ve ark., 2005; Karl ve ark., 2009; Göçer, 2010).

Ancak yapılan çalışmalarda, dental restorasyonların gerilme analizleri için 2 boyutlu modellemenin yetersiz kaldığı sonucuna varılmıştır. Hatta detaylı bir gerilme dağılımı gerekli olduğunda üç boyutlu modellemenin şart olduğu tespit edilmiştir (Eskitaşçioğlu ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005; Taşkınsel ve Gümüş, 2014). Bu nedenle çalışmamızda, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, dental implantın ve çevre kemik dokunun davranışını taklit edebilmek oldukça zordur. Bu nedenle modelleme aşamasında, analizi gerçekleştirebilmek için belirli varsayımlar yapılması gerekmektedir (Akça ve İplikçioğlu, 2001; Gültekin ve ark., 2012). Bu varsayımlar; kemiğin ve modellenecek implantın detaylı geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları, kemik-implant arasındaki ilişkidir ve tüm bu varsayımlar sonlu elemanlar stres analizinin sonuçlarını ve sonuçların hassasiyetini etkilemektedir (Geng ve ark., 2001; Göçer, 2010; Gültekin ve ark., 2012).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde özellikle model geometrisi ve kemik yoğunluğu ile ilgili varsayımların daha güvenilir olabilmesi için ileri dijital görüntüleme metotları kullanılabilir. Yapılan çalışmalar, bu konuda en detaylı üç boyutlu veriyi bilgisayarlı tomografi yönteminin sağladığını tespit etmiştir (Çağlar ve ark., 2006; Özyılmaz, 2011). Literatürde, implantların anatomik olmayan çene modelleri, yani kutu veya silindir şeklindeki modellere yerleştirildiği sonlu elemanlar analiz çalışmaları da mevcuttur (Kayabaşı ve ark., 2006; Akça ve Çehreli, 2006).



Çalışmamızda klinik koşullara daha yakın olacağı düşüncesiyle, maksilla ve mandibulanın anatomisini taklit edilebilmek için 1 mm kesitli bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak düzenlemeler yapılmış ve yeni çene modelleri hazırlanmıştır.

Trabeküler ve kortikal kemik homojen olmayan, viskoelastik ve anizotropik yapılar olmasına rağmen, diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında bu yapılar sıklıkla homojen, lineer ve izotropik olarak kabul edilir (Sevimay ve ark., 2005; Sağat ve ark., 2010). Çünkü materyalin ortalama bir değer olarak homojen ve izotropik olarak kabul edilmesinin, deney sonuçlarının gerçeğe yakınlığını çok fazla değiştirmeyeceği görüşü hakimdir (Akça ve ark., 2002; Chun ve ark., 2002; Eskitaşçıoğlu ve ark., 2004; Balık, 2007). Bu nedenle çalışmamızda da, literatür verileri referans alınarak kortikal ve spongiöz kemik homojen, lineer elastik ve izotropik olarak modellenmiştir.

Sonlu eleman analizi çalışmalarında kemiğin yanı sıra, osseointegrasyon miktarının da tam olarak modellenmesi mümkün olmamaktadır (Menicucci ve ark., 1998; Kohal ve ark., 2002). Çünkü ışık mikroskobu altında yapılan incelemeler neticesinde kemik-implant temasının %100 olduğu düşünülse de, klinik olarak elde edilen histolojik veriler bunu göstermemektedir (Teixeira ve ark., 1998; Geng ve ark., 2001; Gültekin ve ark., 2012). Ancak sonlu elemanlar stres analizlerinde bu durumun modellenmesi zor olduğundan gözardı edilmekte ve osseointegrasyon derecesi %100 olarak düşünülmektedir (Geng ve ark., 2008; Sağat ve ark., 2010; Tabata ve ark., 2011; Çelik, 2012). Çalışmamızda, diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına benzer şekilde dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu kabul edilmiş ve kemik dokunun tipine göre sadece elastisite modülü spongiöz kemik, kortikal kemikten 10 kat daha küçük alınarak analizler gerçekleştirilmiştir (Garcia ve ark., 2002; İplikçioğlu ve Akça, 2002).

Çalışmamız, maksiller ve mandibular ikinci premolar diş bölgeleri esas alınarak planlanmıştır. Yapılan incelemeler ve sınıflandırmalar sonucunda posterior maksillanın %50'sinin D3 kemik özelliği taşıdığı tespit edilmiştir (Misch, 1990; Misch, 2005; Sevimay ve ark., 2005). Çalışmamızda maksiller kemik tipi, D3 kemiğin özelliklerine uygun olarak modellenmiş ve kortikal kemik kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiştir (Koca ve ark., 2005; Misch, 2005; Sevimay ve ark., 2005). Mandibulada

ise kemik yapısı D2 olarak modellenmiş ve kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm olarak belirlenmiştir (Misch, 2005; Sevimay ve ark., 2005). Modeller oluşturulurken, kortikal kemik içinde kalan kısımlara spongiyoz kemik özellikleri verilerek, tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edilmiştir.

Restorasyonların tasarımında, altyapı ve üstyapı üretiminde kullanılan materyaller biyomekanik açıdan oldukça önemlidir. Çünkü yükler restorasyon üzerinden uygulandığında, gerilimler bu materyallerin içinde oluşarak, implant ve protez bileşenleri vasıtasıyla kemik-implant arayüzüne aktarılacaktır (Meriç ve ark., 2011). Bu çalışmada; literatür bilgileri ve klinik uygulamalar dikkate alınarak, Cr-Co alaşımlı metal destekli porselen kronlar tercih edilmiştir. (Sertgöz, 2005; Koca ve ark., 2005; Sevimay ve ark., 2005; Hegde ve ark., 2010).

Günümüze kadar yapılan pek çok sonlu elemanlar analiz çalışmasında siman aralığı, siman kalınlığı ya da simantasyon materyalinin özellikleri de göz ardı edilmiş ve tüm materyaller arasındaki ara yüz kontak ilişkisi % 100 temasta olacak şekilde planlanmıştır (Mammadzada, 2009; Şeker, 2011; Çelik, 2012). Materyallerin dayanak-vida-implant arasında sürtünmesel temas durumunu esas alarak yürütülen bazı çalışmalar da vardır (Chu ve ark., 2012). Ancak bu çalışmada analizler, kullanılan materyaller arasında %100 kontak ilişkisi olduğu varsayılarak yapılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin güvenilirliğini etkileyen en önemli faktörlerden biri de modele ait eleman ve düğüm sayısıdır. Çünkü analiz sisteminde kuvvet dağılımı her eleman için ayrı ayrı hesaplanacağından, duyarlı analiz yapılabilmesi için modellemedeki eleman sayısı önem taşımaktadır ve bu sayı mümkün olduğunca artırılmalıdır (Korkmaz, 2008; Özyılmaz, 2011; Gültekin ve ark., 2012). Bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmaların pek çoğunda eleman ve düğüm noktası sayısı sınırlı tutulmakta veya eleman ve düğümler özellikle kuvvet uygulanan bölgelere dağıtılarak diğer bölgelerde oldukça az sayıda bırakılmaktadır (Akça ve İplikçioğlu, 2002; Sevimay ve ark., 2005; Kitagawa ve ark., 2005). Çalışmamızda kullanılan modellerde ise ortalama 343 229 eleman ve 100 050'nin üzerinde düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan benzer çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının çok

üzerindedir (Akıllı, 2010; Gomes ve ark., 2011; Tabata ve ark., 2011; Santiago Junior ve ark., 2013). Ayrıca modellerde mümkün olduğu kadar 8 nodlu elemanlar, modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde ise yapının tamamlanabilmesi için 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu sayede en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturularak sonuçların doğruluğunun artırılmasına çalışılmıştır.

Ayrıca sonlu elemanlar analiz çalışmalarında modellemede kullanılan materyalleri için kabul edilmiş sabit bir elastisite modülü ve Poisson oranı bulunmamaktadır (Özgövde, 2003; Karayazgan, 2005; Toksavul ve ark., 2006). Matematiksel modellerde seçilen materyaller için belirlenmiş sabit veriler olmaması, sonuçları çeşitlendirerek, benzer çalışmalar arasındaki esas farklılığı oluşturmaktadır. Bu sebeple, çalışmalarda kullanılan elastisite modül değerlerinin canlı dokuların elastisite modüllerine benzer olması, sonuçların doğruluğu açısından büyük önem taşımaktadır (Çankaya, 2005; Türkoğlu, 2006; Baggi ve ark., 2008). Çalışmamızda, kullanılan tüm materyaller için geçmişte yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılan değerler esas alınarak analizler gerçekleştirilmiştir.

İmplant restorasyonlarının biyomekaniğinin incelenmesinde uygulanacak yükün tipi, miktarı ve yönü sonuçlar üzerinde çok etkilidir. Çalışma sonuçlarının klinik durumu en iyi şekilde yansıtabilmesi için, yükleme ile ilgili bu tip verilerin doğal dişli bireylerden elde edilen ısırma kuvvetleri ile uyumlu olması gerekmektedir (Yüzbaşıoğlu, 2006; Kurşunoğlu, 2011). Mericske-Stern ve Zarb (1996), implantlarla desteklenmiş sabit protez kullanan hastalarda, maksimum oklüzal kuvvet ortalamasını birinci küçükazı ve her iki büyükazı dişi için 200 N'dan, ikinci küçükazı dişi için ise 300 N'dan daha az tespit etmişlerdir. Morneburg ve Proshchel (2002), tek üye posterior implant restorasyonları için ortalama maksimum çiğneme kuvveti değerini 129 N olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda kullanılacak kuvvet değeri olarak, geçmişte yapılmış benzer çalışmalar referans alınmış, dikey ve oblik yönde 100 N'luk ortalama çiğneme kuvveti seçilmiştir (Tabata ve ark. 2011; Gültekin ve ark., 2012; Damlar ve ark., 2014; Desai ve ark. 2015) ve oblik kuvvet uygulaması yine geçmişte yapılmış benzer çalışmalar referans alınarak, uzun aksa 45 derece açıyla uygulanmıştır (Yüzbaşıoğlu, 2006; Kurşunoğlu, 2011; Çelik, 2012; Desai ve ark., 2015).

Ağız içinde karmaşık yükler vardır ve çiğneme sırasında oluşan kuvvetler dişlere tamamıyla dik olarak iletilmemekte, hatta oklüzyondaki yükler nadiren vertikal olarak iletilmektedir (Watanabe ve ark., 2003; Taylor ve ark., 2005). Bu nedenle statik ve dinamik yükleme yapılan stres analiz çalışmalarında, sadece vertikal ve horizontal yüklerin değil, oblik yüklerin de değerlendirilmesi gerekmektedir (Canay ve Akça, 2009; Schrotenboer ve ark., 2008; Gültekin ve ark., 2012). Hatta bazı çalışmalar, analiz uygulamalarında horizontal yüklerin göz ardı edilmesi gerektiği yönündedir (Geng ve ark., 2001; Koca ve ark., 2005). Bu çalışmada da sonlu elemanlar stres analizi kapsamında, dik ve oblik yükler değerlendirilirken, horizontal kuvvetler göz önüne alınmamıştır.

Günümüze kadar yapılan sonlu elemanlar çalışmalarında analiz için tasarlanan modellerde kuvvet uygulamaları bazen direkt implant üzerinden (Tabata ve ark., 2011), bazen dayanak üzerinden (Mammadzada, 2009; Akıllı, 2011; Akça ve ark., 2015) ya da kron restorasyonları üzerinden (Bal ve ark., 2013; Damlar ve ark., 2014; Carvalho ve ark., 2014) yapılmaktadır. Çalışmalar arasında kuvvet uygulanan yapılar açısından farklılıklar olsa da çiğneme kuvvetlerinin, kuvvetin iletim şekli bakımından kron restorasyonları üzerinden uygulanmasının çok daha gerçekçi ve doğru sonuçlar sunacağı bildirilmiştir (Hsu ve ark., 2007; Gültekin ve ark., 2012). Bu nedenle çalışmamızda analizler, kuvvetin kronlar üzerinden uygulanması ile gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında, kuvvetin uygulanış şekliyle ilgili de farklı görüşler mevcuttur. Bazı çalışmalar kuvvet uygulaması için cusp-marjinal sırt ilişkisini (Yüzbaşıoğlu, 2006; Şeker, 2011), bazı çalışmalar cusp-fossa ilişkisini esas alırken (Sevimay ve ark., 2005; Gomes ve ark., 2011; Kurşunoğlu, 2011; Gültekin ve ark., 2012), bazı çalışmalar ise kuvvetleri direk santral fossadan uygulamayı tercih etmektedir (Çelik, 2012; Desai ve ark., 2015). Özellikle tek diş eksikliklerinde restorasyonlarda oluşturulması gereken oklüzal ilişki cusp-marjinal sırt ilişkisi şeklindedir. Ancak bu ilişkide restorasyona gelen yükler komşu dişler tarafından da paylaşılmaktadır (Okeson, 2005). Bu nedenle çalışmamızda, sadece restorasyonun kuvvetleri karşılayacağı ve böylece sonuçların daha objektif olarak elde edilebileceği bir senaryo hazırlayabilmek amacıyla, cusp-fossa ilişkisi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda maksimum gerilme değerlerinin ölçüldüğü alanlar rezorpsiyonun ilk başlayacağı yerler olarak tanımlanmıştır (Himmlova ve ark., 2004; Çağlar ve ark., 2006; Çelik, 2012). Gerilim yoğunluğunun implantın boyun kısmında ve en üst yivlerde ve bu bölgeye komşu kortikal kemikte olduğu, implantın orta ve apikal bölgesine doğru ise azaldığı bildirilmiştir (Eskitaşçıoğlu ve ark., 2004; Çelik, 2012; Merdji ve ark., 2012). Bu durum, kortikal kemiğin elastik modülünün yüksek olması nedeniyle gelen kuvvetlerin büyük bir çoğunluğunu taşıdığı ve kuvvet uygulandığında kemiğin bir dayanak noktası ve fulkrum olarak görev yaptığını göstermektedir. Çalışmamızda hem dikey hem oblik kuvvet uygulaması sonrasında elde edilen veriler benzer çalışmalarla uyumlu olarak, gerilmelerin implantların boyun bölgesinde ve çevreleyen kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermiştir.

Ayrıca yapılan araştırmalar sonucunda kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayanımı, minimum asal gerilme (baskı gerilmesi) açısından mutlak değer olarak 170-190 MPa ve maksimum asal gerilme değerleri (çekme gerilmesi) açısından ise 100-130 MPa olarak, trabeküler kemiğin dayanımı ise çekme ve baskı gerilmelerinde aynı olmakla birlikte yaklaşık 2-5 MPa olarak bildirilmiştir. Bu değerlerin üzerinde oluşabilecek stresler kemik yapıda deformasyonu da beraberinde getirecektir (Natali, 2003; Baggi ve ark., 2008). Çalışmamızda dik kuvvet uygulaması sonucu kortikal kemikten elde edilen en yüksek değer maksiller Ti-Zr implant modelinden -11,72 MPa, spongios kemikten elde edilen en yüksek değer ise yine maksiller Ti-Zr implant modelinden -0,86 MPa olarak bulunmuştur. Oblik kuvvet uygulamasında ise, hem kortikal hem spongios kemik için en yüksek minimum asal gerilme değerleri elde edilmiş ve bu değerler kortikal kemik için, mandibular Ti-Zr implant modelinden -19,52 MPa olarak, spongios kemik için ise yine mandibular Ti-Zr implant modelinden -1,54 MPa olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızdan elde edilen bu değerler hem kortikal kemik hem de spongios kemik için belirtilen maksimum kuvvet dayanım değerlerinin oldukça altında seyretmektedir. Çalışmamızda bulunan değerlerin düşük bulunma nedeninin, diğer çalışmalarda uygulanan kuvvet miktarının daha büyük olması ve farklı diş bölgelerine uygulanması olduğu düşünülmektedir.

Kortikal kemiğin varlığı ve kalınlığı sonlu elemanlar analizlerinin sonuçlarını etkileyecek önemli özelliklerdendir (Tepper ve ark., 2002). Clelland ve arkadaşları (1993) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında; maksilladaki kemik miktarının ve yapısının stres dağılımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Kortikal kemik kalınlığının 1,5 mm'den 3 mm'ye artması ile kortikal kemikteki maksimum gerilme değerlerinin %50 oranında azladığını tespit etmişlerdir. Okumora ve arkadaşları (2010) yaptıkları sonlu elemanlar analiz çalışmasında; kortikal kemik mevcudiyetinin stres dağılımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Kortikal kemiğin bulunmadığı ve implantların sadece spongioz kemik tarafından desteklendiği modellerde en yüksek stres değerlerini tespit etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan kortikal kemik kalınlıklarının, yapılan diğer çalışmalardan fazla olması nedeniyle, daha düşük gerilme değerlerinin elde edildiği düşünülmektedir.

Mandibular 1. Molar bölgesinde Ti implant kullanılarak yapılan bir çalışmada (Çelik, 2012), dik kuvvet uygulaması sonrası kortikal kemikte stresin yoğunlaştığı bölgeler incelendiğinde en yüksek minimum asal gerilmelerin mesialde, oblik kuvvetlerde ise lingualde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu çalışmada ise, dik kuvvet uygulanan mandibular modellerde kortikal kemikteki minimum asal gerilmelerin bukkal bölgede, oblik kuvvetlerin ise mesial ve lingual bölgede yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Çalışmalarda meydana gelen bu farklılıkların, kuvvetin uygulanma şekliyle alakalı olarak ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir.

Günümüze kadar kemik kalitesi ve kemikte oluşan stresler arasındaki ilişkilerin incelendiği çalışmalarda, kortikal kemiğin kalitesindeki değişikliğin, hem kortikal hem de trabeküler kemikte oluşan maksimum stres değerini etkilediği gösterilmiştir (Geng ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005; Şeker, 2011). Bizim çalışmamızda da maksilla ve mandibula arasındaki kortikal kemik oranlarındaki değişikliğin, kortikal ve spongioz kemikte oluşan stres değerleri üzerinde etkili olduğu görülmektedir. Çalışmamızda kullanılan D2 ve D3 kemik yapıları içerisindeki benzer implant modelleri kortikal ve spongioz kemikte oluşan gerilme değerleri açısından birbiri ile karşılaştırıldığında, D2 kemik içerisindeki yani mandibuladaki tüm implant modellerinde, D3 kemikte yani maksillada bulunan örneklere göre daha yüksek gerilme değerleri tespit edilmiştir.

Titanyum alaşımları oklüzal kuvvetler karşısında yüksek kırılma direncine sahip materyallerdir ve yapısı nedeniyle kemik ile titanyum yüzeyleri arasında uygun stres dağılımı meydana gelmektedir (Özyazgan ve Çetinkaya, 2013). Çünkü titanyumun elastiklik modülü (110 GPa) diğer implant materyallerine göre kemiğin elastiklik modülüne (17-28 GPa) çok daha yakındır. Titanyum-zirkonyum alaşımının elastik modülü ise 100 GPa ile kemiğin elastiklik modülüne (17-28 GPa) titanyumdan daha da yakın bir değerdedir (Davies, 1998; Contreras ve ark., 2002; Bozkaya ve ark., 2004; Akça ve ark., 2015). Ti-Zr implantlarda da kemik implant yüzeyinde kuvvet dağılımının düzenli olması beklenir. Bu konuda yapılan çalışmalarda, %13-17 oranında Zr içeren Ti-Zr implantların, Grade 4 saf titanyumlara göre yaklaşık %40 oranında daha yüksek dayanım sergiledikleri doğrulanmıştır (Grandin ve ark., 2012; Akça ve ark., 2015). Ayrıca, aynı çap ve uzunluktaki saf Ti implantlara göre Ti-Zr implantların kırılma dayanımının da %13-42 oranında daha fazla olduğu tespit edilmiştir (Bernhard ve ark., 2009). Çalışmamızda elde edilen sonuçlar bu görüşü doğrulamakta ve her iki implant materyaline ait örneklerde de kemik implant yüzeyinde kuvvet dağılımının, materyallere ait elastik modülüs değerlerinin birbirine yakınlığı dolayısıyla, oldukça benzer şekilde ve oldukça düzenli seyrettiğini göstermektedir.

Akça ve arkadaşları (2015) çalışmalarında, Ti-Zr implantların yüksek mekanik mukavemet sergilemeleri ve titanyuma oranla göreceli olarak daha düşük Young modülüne sahip olmalarının yanı sıra, yüklemeler sonrasında geleneksel titanyum implantlara benzer stres/gerilme değerleri ve dağılımları gösterebileceğini tespit etmişlerdir. Ayrıca araştırmacılar çalışmaları sonucunda, Ti ve Ti-Zr materyallerine ait elde ettikleri verilerdeki farklılığı en çok aksiyal yüklemelerde gözlemlemişlerdir. Bu farklılığın yani, Ti-Zr implant çevresinde az farkla yüksek olarak gözlenen basınç ve çekme gerilmesine ait değerlerin, alaşımın titanyum materyaline göre nispeten daha düşük orandaki Young modülü ile ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir. Eser ve arkadaşlarının (2013) çalışmasında da, özellikle vertikal ve oblik yükler altında Ti-Zr implantların çevresinde periimplant dokuda oluşan stres ve gerilme değerlerine odaklanılmış ve elde edilen sonuçların Ti implantlara ait verilerle oldukça benzer olduğu gösterilmiştir. Tüm bu sonuçlar bizim çalışmamız ile uyumluluk sergilerken,

Ti-Zr implantların da en az Ti implantlar kadar başarılı olabileceği görüşünü destekler nitelikte bulunmuştur.

İmplantlarda meydana gelen en yüksek Von Mises gerilme değeri ele alındığında modellerden elde edilen en yüksek değerler; dik kuvvet uygulaması sonrası maksiller Ti-Zr implant grubunda ve 125,10 MPa, oblik kuvvet uygulaması sonrasında ise mandibular Ti-Zr grubunda ve 274,62 MPa olarak tespit edilmiştir. Tüm örneklerde titanyum implant modellerinden elde edilen değerler ise bu verilerden daha düşük bulunmuştur. Ayrıca elde edilen bu değerler, Grade 4 titanyumun tolere edebileceği stres (tensile strenght) değeri olan 680 MPa'dan ve Ti-Zr implantın tolere edebileceği stres değeri olan 930 MPa'dan oldukça düşüktür (Grandin ve ark., 2012). Bu sonuçlar, çalışmamızda uygulanan kuvvete bağlı olarak Ti ve Ti-Zr implantlarda önemli bir komplikasyon görülme ihtimalinin oldukça düşük olduğunu göstermiştir.

Literatürde implant destekli sabit protezler üzerinde yapılan sonlu eleman analizlerinde, en yüksek stres değerlerinin özellikle oblik kuvvetler altında oluştuğu gözlemlenmiştir (Cruz ve ark., 2009; Akıllı, 2010; Desai ve ark., 2015). Bu sonuçlar, oblik kuvvetlerin implantlar üzerinde istenmeyen makaslama ve devrilme kuvvetleri yaratmasından kaynaklanmaktadır (Steigenga ve ark., 2004; Çankaya, 2005). Çalışmamızda da oluşan en yüksek stres değerleri oblik kuvvet uygulanan modellerde gözlemlenmiştir. Maksiller ve mandibular modeller kendi içerisinde karşılaştırıldığında ise en yüksek gerilme değerinin mandibular modellerde oluştuğu, en yüksek sayısal değerlerin ise mandibular Ti-Zr modelinden elde edilmiş olduğu tespit edilmiştir. Maksilla ve mandibuladaki tüm modeller oluşan stresin tipi açısından incelendiğinde ise, en yüksek gerilme değerlerinin kuvvetin uygulanma yönünde ve baskı gerilmesi şeklinde meydana geldiği gözlemlenmiştir.

Sonlu elemanlar analiz çalışmalarının sonucunda, dayanakta meydana gelen gerilmelerin en yüksek değerlerinin, dayanak ve implant yapılarının üst bölümünde yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Eskitaşçıoğlu ve ark., 2004; Koca ve ark., 2005; Sevimay ve ark., 2005; Kayabaşı ve ark., 2006). Bu çalışmaların bazılarında dayanakta meydana gelen gerilmelerin konsantrasyonlarının implantlardaki gerilme değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür (Koca ve ark., 2005). Bu çalışmada da dayanağa ait elde edilen gerilme değerleri, dik kuvvet



uygulanan tüm modellerde implantlardan elde edilen gerilme değerlerinden daha yüksektir. Oblik kuvvet uygulamasında ise, maksiller modellere ait dayanaklardan elde edilen gerilme değerleri implantlara ait gerilme değerlerinden daha yüksek, mandibular modellere ait dayanaklardan elde edilen gerilme değerleri ise implantlara ait gerilme değerlerinden daha düşük olarak bulunmuştur. Çalışmaların sonuçlarında gözlemlenen bu farklılıkların, kurgulanan sistemler üzerine uygulanan kuvvet değerlerinin, kortikal kemik kalınlıklarının ve üstyapı restorasyonlarının boyut farkından dolayı meydana geldiği düşünülmektedir. Çalışmamızın kendi içerisinde oluşan farklılıklar ise, kemik kalitesinin daha yoğun olduğu mandibular kemikte kuvvet dağılımının maksilladan farklılık göstermesinin yanı sıra, Ti-Zr implant materyalinin yapısal özelliği dolayısıyla uygulanan kuvveti kendi bünyesinde absorbe edebilme kabiliyetinden kaynaklanabilmektedir. Bu sonuçlar, dayanak ve implanta ait Von Mises stres değerlerinin sisteme uygulanan kuvvetin yanı sıra, modellemede kullanılan materyallerin yapı ve özelliklerinden de etkilenebileceğini göstermektedir.

Stresin yoğunlaştığı alanlar bakımından implant üstü kron restorasyonları ve restorasyona ait metal altyapılar incelendiğinde ise, çalışmada maksimum Von Mises değerlerinin altyapıların kole bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Eskitaşçioğlu ve ark., 2004; Akıllı, 2010; Çelik, 2012). Çalışmamızın sonuçları bu çalışmalarla benzer sonuçlar sergilemiş ve altyapılarda elde edilen en yüksek gerilme değerleri kole bölgelerinde tespit edilmiştir.

Çalışmamızda statik analiz sonucunda materyallerin başarılı sonuçlar sergilediği görülmüştür. Ancak dinamik kuvvet uygulaması sonucunda tekrarlanan kuvvetlere maruz kalan materyallerde başarısızlık riski artmakta ve kırık meydana gelebilmektedir. Dolayısıyla bir materyalin dayanıklılığı ve kırılma direncini o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirlemektedir. Bu seviyenin belirlenebilmesi için kullanılan yorulma deneyleri, sürekli tekrar eden mekanik, kimyasal ve termal siklusların meydana getirdiği etkileri in vitro koşullarda taklit eden deneysel yöntemlerdir (Mammadzada, 2009; Çelik, 2012). Bu nedenle çalışmamızda, klinik koşulları daha iyi yansıtabilmek için, statik yük uygulamasına ilave olarak dinamik yük uygulaması da yapılmış ve implantlarda meydana gelen yorulma değerlerine bakılmıştır.

Dinamik yükleme sonucu oluşan yorulmaların materyal üzerinde gözleendiği alanlar incelendiğinde, implant sistemindeki metal yorgunluğunun implant-dayanak bağlantısına yakın bölgelerde, dayanaktaki metal yorgunluğunun dayanak-implant bağlantı bölgesinde, vidadaki metal yorgunluğunun ise baş ve gövdesi kısmının bağlantı bölgesinde oluştuğu görülmüştür. Elde edilen bu veriler, dinamik yükleme sonucu yorulma direncinin incelendiği diğer çalışmalarla da paralellik göstermiştir (Çehreli ve ark., 2004; Demenko ve ark., 2011; Çelik, 2012).

Yorulma testi uygulamaları ile her bir model için kullanılan implantların uzun dönem başarısı kemiksel yapı farklılıkları ile farklı implant materyallerinin yorulma özelliği göz önünde bulundurularak incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, 1 yıllık çiğneme sayısı olan 383 250 siklus değerine bölünerek implantların ortalama klinik başarı yılı hesaplanmıştır (Kharisat ve ark., 2002). Yorulma deneyleri sonucunda bu çalışmada, dik kuvvet uygulanan modellerde, en yüksek yorulma değerleri mandibular modellerde ve bu modeller içerisinde de Ti-Zr implant modelinde tespit edilmiştir. En düşük yorulma değeri ise, maksiller Ti modelde elde edilmiştir. Oblik kuvvet uygulanan modellerde ise en yüksek yorulma değerleri maksiller modellerde ve bu modeller içerisinde de yine Ti-Zr implant modelinde tespit edilmiştir. En düşük yorulma değeri ise, mandibular Ti implant modelinde gözlenmiştir. Dik ve oblik kuvvet uygulanan tüm modeller karşılaştırıldığında ise; dik kuvvet uygulanan tüm implant modellerinden elde edilen klinik başarı değerleri, oblik kuvvet uygulanan modellerden daha üstün bulunmuştur. Oblik kuvvet uygulamasının implantların klinik başarı sürelerini azalttığı görülmüş, en başarısız örneklerin mandibular örnekler olduğu tespit edilmiştir.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran araştırmaların çoğunda, implant başarısızlığının düşük yoğunluklu kemikte daha fazla olduğu bulunmuştur (Friberg ve ark., 1991; Fugazzotto ve ark., 1993; Misch, 1999). Bu klinik çalışmalara paralel olarak çalışmamızda dinamik dik kuvvetler altında düşük yoğunluklu kemikte implantların klinik başarı süresinin daha az olduğu saptanmıştır. Ancak, tasarlanan modellerde mandibular kemik yapısı maksilladan daha yoğun olmasına rağmen, dinamik oblik kuvvetler altında elde edilen sonuçlar yukarıda bahsedilen çalışmalardan farklı olarak, mandibular modellerdeki implantlarda daha

yüksek başarısızlık görülmesi şeklinde ortaya çıkmıştır. Bu sonuç, kemik yapının yoğunluğunun fazla olması dolayısıyla elastiklik modülünün yükselmesi ve yapının direncinin artmasının yanısıra fonksiyonel kuvvetler karşısında oluşabilecek deformasyonlara karşı da dayanıklı olması ile ilişkilendirilebilir (Stegariou ve ark., 1998; Koca ve ark., 2005). Chou ve arkadaşları (2010), mandibular premolar bölgede iki farklı (düşük ve yüksek) yoğunluktaki kemik yapıya dar çaplı (3,5 mm) implantlar yerleştirmiş ve bu implantlara oblik olarak uyguladıkları 100N'luk kuvvet sonrası kemiğin davranışını sonlu elemanlar analiz çalışması ile incelemiştir. Çalışmanın sonucunda da, yüksek yoğunluklu kemiğin elastikiyetinin düşük kemik yoğunluğuna göre çok daha düşük olduğunu tespit edilmiştir. Çalışmamızda mandibular modellerden elde edilen yorulma deneyi sonuçlarının, kemiğin yoğunluğu, bu yoğunluğa bağlı olarak oluşan yüksek dayanımı ve düşük elastikiyeti dolayısıyla, implantlar üzerine gelen oblik yüklerin kemik yapıda değil implantlar üzerinde yoğunlaşması neticesinde ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Ayrıca yorulma deneyinde oblik kuvvet uygulanan mandibular örnekler içerisinde en başarısız modelin ise Ti implant modeli olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen bu sonucun ise, Ti ile Ti-Zr materyallerinin tensile strength ve young modülü değerleri arasındaki farklılığa bağlı olarak ortaya çıktığı düşünülmüştür.

Tolentino ve ark. (2016) 'nın yaptığı klinik çalışmada, hastalara alt çene molar bölgeye 3.3 mm Ti-Zr ve cpTi implantlar uygulanmış ve 1 yıl süreyle takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda Ti ve Ti-Zr implantların klinik başarı ve ağızda kalma oranlarını birbirlerine denk ve %100 olarak bulmuşlardır. Bu sonuç diğer benzer çalışmalarla da paralellik göstermiştir (Al-Nawas ve ark., 2012; Barter ve ark., 2012; Chiapasco ve ark., 2012.; Benic ve ark., 2013). Ancak Ti-Zr ve Ti materyallerinin kliniksel anlamda eş başarı sergilemediğini bulan çalışmalar da mevcuttur (Gohlert ve ark., 2009; Thoma ve ark., 2011; Barter ve ark., 2012; Chiapasco ve ark., 2012; Kommerer ve ark., 2013). Bu çalışmalarda Ti-Zr kliniksel anlamda Ti'dan daha üstün bulunmuştur. Hatta Wen ve arkadaşları (2013), Ti-Zr'nin Ti'den daha iyi kemik-implant teması sergilediğini, Gottlow ve arkadaşları da (2012), Ti-Zr'nin Ti'den daha yüksek tork değeri sergilediğini bulmuşlardır. Çalışmamızda yapılan dinamik testlerde

de maksiller ve mandibuler modellerin kendi içerisinde Ti-Zr implantlar Ti implantlara göre daha uzun klinik başarı süresi göstermektedir.

Tüm sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında olduğu gibi çalışmamızda da bazı sınırlamalar mevcuttur. Örneğin yapılan analizlerde, modellemede kemik yapı, malzeme özellikleri, kron restorasyonlarının şekli ve uygulanan statik-dinamik kuvvetler basitleştirilmiştir. Ek olarak sonlu elemanlar analiz çalışmalarında özellikle restorasyonlarda oluşturulan oklüzal yüzeyinin tasarımı, analiz sonucunda elde edilecek gerilme dağılımını etkilemektedir. Bu çalışmada, kullanılan krona ait oklüzal yüz özellikleri diğer çalışmalardan farklılık gösterebileceğinden, elde edilen gerilim değerlerinin ve dağılımlarının ağızdaki tüm premolar dişler için aynı olması beklenmemelidir. Bu nedenle, çalışmamıza özgü olarak hazırlanan restorasyonların geometrik şekli, elde edilen sonuçların sadece bu çalışmaya ait olması sonucunu da beraberinde getirmiştir. Özetle; sonlu elemanlar analiz çalışmalarından elde edilen sonuçların tam anlamıyla doğrulanabilmesi için mutlaka uzun vadeli klinik çalışmalara gereksinim vardır (Kurşunoğlu, 2011; İsayev, 2011; Gültekin ve ark., 2012).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar neticesinde kurulan hipotez, statik ve dinamik stres analizi ve yorulma analizi verileri açısından dik kuvvet uygulanan maksiller ve mandibular modeller ile oblik kuvvet uygulanan maksiller modeller için doğrulanmıştır. Oblik kuvvet uygulanan mandibular modellerde ise, Ti ve Ti-Zr materyallerinin yorulma analizi verilerinde tespit edilen belirgin farklılıklardan dolayı hipotez reddedilmiştir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dar dişsiz boşlukların restorasyonu için bir tedavi alternatifi olan dar çaplı implant destekli protezlerin maksilla ve mandibulada karşılaştırılmasıyla kullanılarak gerçekleştirilen sonlu elemanlar stres analiz çalışmamızın sonucunda çalışmanın sınırlılıkları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tüm modellerde her yükleme koşulunda en yüksek stres değerleri implantta, en düşük stres değerleri spongioz kemikte tespit edilmiştir.
2. Tüm modellerde en yüksek minimum (baskı) ve maksimum (çekme) asal gerilme değerleri kortikal kemik tabakasında bulunmuştur. Ayrıca tüm modellerde kortikal kemik tabakasında minimum asal gerilmelerin yani baskı tipi gerilmelerin daha etkili olduğu bulunmuştur.
3. Hem maksiller, hem de mandibular modellerdeki Ti ve Ti-Zr implantlar kendi çene modelleri içerisinde, benzer stres dağılımları göstermişlerdir. Ancak tüm modellerde Ti-Zr implantların Von Mises stres değerleri Ti implantlara oranla bir miktar daha yüksek bulunmuştur.
4. Her iki implant türünde, oblik yüklemde oluşan çekme, basma ve Von Mises stresleri vertikal yüklemde oluşan çekme, basma ve Von Mises streslerinden yüksektir. Bu bulgular kuvvetlerin implantlara olabildiğince dik yönlendirilmesi gerektiğinin önemini göstermiştir.
5. Dik kuvvet uygulanarak yapılan dinamik yüklemeler sonrasında en yüksek klinik başarı süresi Ti-Zr implant materyalinde ve bu materyalden tasarlanan mandibular modellerde görülmüştür.
6. Oblik dinamik yüklemeler sonucunda en başarısız örnekler mandibular modeller olarak belirlenmiştir.
7. Mandibular modeller için Ti implant, oblik kuvvet uygulanarak yapılan dinamik yüklemeler sonucunda belirlenen en başarısız örnek modelidir.

8. Dinamik yükleme sonucunda implant sistemindeki metal yorgunluğunun, implantın boyun bölgesi ve üst yivlerde yani implant-abutment bağlantısına yakın bölgelerde olduğu görülmüştür.
9. Dinamik yüklemeler sonrasında tespit edilen klinik başarı sürelerinin oblik kuvvet uygulanan modellerde, dik kuvvet uygulanan modellere göre daha az olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan üç boyutlu modeller, belirli bir klinik durumu yansıtabilecek şekilde ve sadece bir hastaya ait tomografi görüntüsünden faydalanılarak hazırlanmıştır. Kullanılan doku ve protetik malzemelere ait mekanik özellikler literatürde tanımlanan şekilde belirlenmiş ve sınırlandırılmıştır. Ancak anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerdeki çeşitlilik bu tip çalışmalardan elde edilecek bulguları değiştirebilmektedir.

Çalışmamızın sınırlılıkları içerisinde elde ettiğimiz sayısal değerler; implant materyalinin, üstyapı formunun, uygulanan kuvvetin tipi ve yerinin, yük transfer mekanizmalarını ve implantın klinik başarı sürelerini etkilediğini göstermiştir. Bu çalışma sonuçları maksiller premolar bölgede tek diş eksiklikleri için uygulanacak implant tedavilerinde dar çaplı implant kullanımının başarılı sonuçlar sergilediğini, kullanılacak implant materyalinin sonuçlar üzerinde belirgin farklılıklar yaratmayacağını tespit etmiştir. Ancak mandibulada ise, özellikle oblik kuvvetler altında implant materyalinin restorasyonun başarısını etkileyebileceği görülmüştür. Dar çaplı implant kullanımını gerektirecek vakalarda, implant materyali olarak tensile strength değeri daha yüksek materyallerin tercih edilmesinin daha başarılı sonuçlar sergileyeceği tespit edilmiştir.

İmplant biyomekaniği ile ilgili yapılan sonlu eleman stres analizleri, tüm kemik ve implant parameterlerinin kombinasyonlarında meydana gelen stres karakterlerinin değerlendirilmesinde tam olarak yeterli olamamıştır. Sonlu eleman analizi ile elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi gereklidir.

## 7. KAYNAKLAR

Akça K., Çehreli M.C., İplikçioğlu H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int. J. Prosthodont.*, 15, 115–121.

Akça K., İplikçioğlu H. (2001). Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stress analysis. *İmplant Dent.*, 10, 238-45.

Akça K., Eser A., Çavuşoğlu Y., Sağırkaya E., Çehreli C.M. (2015). Numerical assessment of bone remodeling around conventionally and early loaded titanium and titanium–zirconium alloy dental implants. *Med Biol Eng Comput.*, 53, 453–462.

Allum S.R., Tomlinson R.A., Joshi R. (2008). The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: A comparative laboratory study. *Clin. Oral Implants Res.*, 19, 553–559.

Al-Nawas B., Bragger U., Meijer H.J., Naert I., Persson R., Perucchi A., Quirynen M., Raghoobar G.M., Reichert T.E., Romeo E.(2012). A double-blind randomized controlled trial (RCT) of titanium-zirconium versus titanium grade IV small-diameter bone level implants in edentulous mandibles-Results from a 1-year observation period. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 14(6), 896-904.

Anitua E., Orive G. (2010). Short implants in maxillae and mandibles: A retrospective study. *J. Periodontol.*, 81, 819-826.

Asar N.V., Burgaz Y. (2009). İmplant Destekli Kanatlı Köprülerin Farklı Kemik Tiplerindeki Stres Dağılımına Etkisinin Değerlendirilmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg.*, 26(1), 47-58.

Atilla G. A rare find in Anatolia-A tooth implant (mid-sixth century B.C.). *J Oral Implant*, 19, 54-57.

Bacchi A., Consani R.L.X., Mesquita M.F., Santos M.B.F. (2013). Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Science*, 55(3), 239-244.

Baggi L., Cappelloni I., Di Girolamo M., Maceri F., Vairo G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 100, 422–431.

Bal B.T., Çağlar A., Aydın C., Yılmaz H., Bankoğlu M., Eser A. (2013). Finite Element Analysis of Stress Distribution with Splinted and Nonsplinted Maxillary Anterior Fixed Prostheses Supported by Zirconia or Titanium Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, e27-e38.

Balathioğlu, A. (2000). Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.

Balık, A. (2007). Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul.

Barter S., Stone P., Bragger 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. *Clin Oral Implants Res*, 23, 873–881.

Bassit R., Lindsröm H., Rangerty B. (2002). In-vivo registration of forced development with ceramic and acrylic resin occlusal materialson implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17, 17–23.

Becker M.J. (1999). Ancient "Dental İmplants": A Recently Proposed Example From France Evaluated With Other Spurious Examples. *The International Journal Of Oral & Maxillofacial İmplants*, 14(1), 19-29.



Benic G.I., Mokti M., Chen C.J., Weber H.P., Hammerle C.H., Gallucci G.O. (2012). Dimensions of buccal bone and mucosa at immediately placed implants after 7 years: A clinical and cone beam computed tomography study. *Clin Oral Implants Res*, 23, 560–566.

Benic, G.I., Gallucci, G.O., Mokti, M., Hamerle, C.H.F., Weber, H.P. & Jung, R.E. (2013) Titanium- zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 1-year results of a randomized controlled clinical study. *Journal of Clinical Periodontology*, 40, 1052–1061.

Berg E., Wagnere W.C., Davik G., Dootz E.R. (1995). Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent*, 74, 250-7.

Bernhard N., Berner S., de Wild M., Wieland M. (2009). The binary TiZr Alloy - a newly developed Ti alloy for the use in dental implants, *Forum Implantol.*, 5, 30 -39.

Bernardes S.R., Molinari A.R.M., Tramontina V.A., Salatti R., Castro C., Thome G. (2014). Finite elements analysis of small diameter implants considering subcrestal or crestal implant positioning and different transmucosal heights. *Clin. Oral Impl. Res.*, 25(10), poster no 375.

Blanes R.J., Bernard J.P., Blanes Z.M., Belser U.C. (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res.*, 18(6), 707-14.

Bornstein M.M., Schmid B., Belser U.C., Lussi A., Buser D. (2005). Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acidetched surface. 5-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.*, 16, 631–638.

Bozkaya D., Müftü S., Müftü A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, 92, 523-30.

Bölükbaşı N., Koçak A., Özdemir T. (2012). İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 46(3), 15-28.

Branemark P.I., Adell R., Breine U., Hansson B.O., Lindstrom J., Ohlsson A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery, 3(2), 81-100.

Buser D., Mericske-Stern R., Bernard J.P. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res, 8, 161–172.

Canay Ş., Akça K. (2009). Biomechanical Aspects Of Bone-Level Diameter Shifting At İmplant-Abutment İnterface. Implant Dent., 18, 239-248.

Caputo A.A., Standlee J.P. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry, Illinois, Quintessence Pub. Co.

Carlsson G.E., Omar R. (2010). The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. J Oral Rehabil, 37, 143–156.

Carr A.B., Laney W.R. (1987). Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2(2), 101-8.

Carvalho M.A., Sotto-Maior B.S., Cury A.A.D.B., Henriques G.E.P. (2014). Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent, Article in Press.

Chatman R. (1970). Implantology: History and review. Bull Painfield Dent Soc, 2, 9-15.

Chiapasco M., Casentini P., Zaniboni M., Corsi E., Anello T. (2012). Titanium-zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid®) for the

rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: retrospective study on 18 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.*, 23(10), 1136-41.

Chou H-Y., Müftü S., Bozkaya D. (2010). Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent.*, 104, 293-300.

Chu C.M., Huang H.L., Hsu J.T., Fuh L.J. (2012). Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol.*, 83(1), 111-8.

Chun H.J., Cheong S.Y., Han J.H., Heo S.J., Chung J.P., Rhyu I.C., Choi Y.C., Baik H.K., Ku Y., Kim M.H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.*, 29(6), 565-574.

Chun H.J., Park D.N., Han C.H., Heo S.J., Heo M.S., Koak J.Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil.*, 32, 193-205.

Chun H.J., Shin H.S., Han C.H., Lee S.H. (2006). Influence Of Implant Abutment Type On Stress Distribution In Bone Under Various Loading Conditions Using Finite Element Analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, 21, 195-202.

Cochran D.L. (2000). The Scientific Basis For And Clinical Experiences With Strauman Implants Including The ITI Dental Implant System: A Consensusreport. *Clin. Oral Impl. Res.*, 11, 33-58.

Contreras E.F., Henriques G.E., Giolo S.R., Nobilo M.A. (2002). Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.*, 88, 467-72.

Cordaro L., Torsello F., Mirisola di Torresanto V., Baricevic M. (2013). Rehabilitation of an edentulous atrophic maxilla with four unsplinted narrow diameter titanium-zirconium implants supporting an overdenture. *Quintessence Int.*, 44(1), 37-43.

Cowin,S. (1991). *Bone Mechanics*. New York: CRC Press, s: 313.

Cowin S.C., Moss-Salentyin L., Moss M.C. (1991). Candidates for mechanosensory system in bone. *J Biomech Eng*, 113(2), 191-197.

Craig R.G. (1989). *Restorative Dental Materials*. Eighth Edition, C.V.Mosby Co., St.Louis.

Craig R.G. (1993). *Restorative Dental Materials*. (Ninth ed.). St. Louis, Mosby Year Book Inc.

Craig, R.G., Powers, J.M. (2000). *Restorative dental materials*. St. Louis, Missouri: Elseiver Mosby.

Craig J.M., Powers J.M. (2002). *Restorative Dental Materials*. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.

Cross M.D., Nissan J. (2001). Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry: Part II, *J Prosthet Dent* 85, 450-457.

Cruz M., Wassall T., Toledo E.M., da Silva Barra L.P., Cruz S. (2009). Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 24(3), 391-403.

Çağlar, A.(2003). Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, Ankara.

Çağlar A., Aydın C., Özen J., Yılmaz C., Korkmaz T. (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stres distribution i implant- supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac İmplants*, 21, 36-44.

Çalikkocaoğlu S. (1998). *Tam protezler*. 3. baskı. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği.

Çankaya, Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyon-larda yerleştirilmesinin ve farklı üstyapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul.

Çehreli M.C., Akça K., İplikçioğlu H., Şahin S. (2004). Dynamic Fatigue Resistance Of İmplant-Abutment Junction İn An İnternally Notched Morse-Taper Oral İmplant: İncidence Of Abutment Design. Clin. Oral Imp. Res., 15, 459-465.

Çelik, E. (2012). Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi, Ankara.

Damlar İ., Özyılmaz E., Altan A., Özyılmaz E. (2014). Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analiz Yöntemiyle İki Ticari İmplant Sisteminin Gerilme Dağılımlarının İncelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Ve Tasarım Dergisi, 2(3), 175-180.

Das Neves F.D., Fones D., Bernardes S.R., Do Prado C.J., Neto A.J. (2006). Short implants: An analysis of longitudinal studies. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 21, 86-93.

Davarpanah M., Martinez H., Kebir M., Tecucianu J.F., Lazzara R.J., Celletti R., Etienne D., Jansen C., Donath K. (2003). Clinical Manual Of Implant Dentistry. London: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.

Davies J.E. (1998). Mechanisms of endosseous integration. J Prosthodontics, 11, 391-401.

De Hoff PH, Anusavice KJ. (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal ceramic crowns. J Dent Res, 63(11), 1327-1331.

Demenko V., Linetsky K., Nesvit K., Scevchenko A. (2011). Ultimate Masticatory Force As A Criterion İn İmplant Selection. J. Dent. Res., 90, 1211-1215.

- Depprich R., Zipprich H., Ommerborn M. (2008). "Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface". *Head & Face Medicine*.
- Desai S.R., Karthikeyan I., Gaddale R. (2015). 3D finite element analysis of immediate loading of single wide versus double implants for replacing mandibular molar. *Journal of Indian Society of Periodontology*, 17(6), Nov-Dec.
- Deshpande S.S., Sarin S.P., Parkhedkar R.D. (2009). Platform Switching of Dental Implants: Panacea For Crestal Bone Loss?. *JCDR*, 3(1), 1348-52.
- DeVree J.H, Ptres M.C, Plasschaert A.J. (1983). A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil*, 10(6), 505–17.
- Ding X., Zhu X.H., Liao S.H., Zhang X.H., Chen H. (2009). Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*, 18, 393–402.
- Donley T.G., Gillette W.B. (1991). Titanium Endosseous Implant-Soft Tissue Interface: A Literature Review. *Journal Of Periodontology*, 62(2), 153-60.
- Duymuş Z.Y., Güngör H. (2013). Dental İmplant Materyalleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 23(1), 142-152.
- Duyck J., Oosterwyck H.V., Sloten J.V., Cooman M.D., Puers R., Naert I. (1999). In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Invest*, 3, 201-207.
- Ekici B. (2002). Numerical analysis of dental implant system in three dimension. *Adv Eng Software*, 33, 109-113.
- El-Anwar M.I., El-Zawahry M.M. (2011). A three dimensional finite element study on dental implant design. *Journal of Genetic Engineering and Biotechnology*, 9(1), 77–82.

Eğilmez F., Yıldırım Biçer A.Z., Ergün G. (2010). Zirkonyumla Güçlendirilmiş Seramikler ve Dental İmplantolojide Kullanımı. Cumhuriyet Dental Journal, 13(2),72-80.

Eser A., Tonuk E., Akça K. (2013). Predicting bone remodeling around tissue- and bone-level dental implants used in reduced bone width. J Biomech, 46, 2250–2257.

Eskitaşçıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E. (2004).The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three dimensional finite element study, J Prosthet Dent, 91, 114-50.

Fanuscu M.I., Vu H.V., Poncelet B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinüs: a finite element analysis. Journal of Oral Implantology, 30(2), 59-68.

Friberg B., Jemt T., Lekholm U. (1991). Early Failures İn 4,641 Consecutively Placed Branemark Dental İmplants: A Study From Stage I Surgery To The Connection Of Completed Prostheses. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 6(2), 142-146.

Frost H.M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod., 74(1), 3-15.

Fugazzotto P.A., Wheeler S.L. Lindsay J.A. (1993). Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. The Journal of Periodontology, 64(11), 1085-7.

Gahlert, M., Rohling, S., Wieland, M., Sprecher, C.M., Kniha, H. & Milz, S. (2009). Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. Clinical Oral Implants Research, 20, 1247–1253.

Garcia J.M., Doblare M., Ceganino J. (2002). Bone remodelling simulation: a tool for implant design. Comput Mat Sci, 25, 100-114.

Geng J.P., Tan K.B.C., Liu G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent, 85, 585-98.

Geng J.P., Ma Q.S., Xu W., Tan K.B., Liu G.R. (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J. Oral Rehabil.*, 31, 233-239.

Geng J., Yan W., Xu W. (2008). Application of the finite element method in implant dentistry. Springer., s:81-89.

Geramy A., Morgano S.M. (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*, 92, 434-40.

Glossary of Implant Terms, 2007. *Journal of Oral Implantology*, Suppl 1: 2-14.

Gomes E.A., Barao V.A.R., Rocha E.P., Almeida E.O., Assunção W.G. (2011). Effect of Metal-Ceramic and All-Ceramic Superstructure Materials on Stress Distribution in a Single-Implant- Supported Prosthesis: Three Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Imp.*, 26, 1202-1209.

Gottlow J., Dard M., Kjellson F., Obrecht M., Sennerby L. (2012). Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res.*,14(4), 538-45.

Göçer, B. (2010). Dişsel İmplant Sistemlerinin Gerilme Analizi. Bitirme Projesi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.

Granat J. (1990). Was there implantology 7000 years ago?. *Impl Dent.*, 72, 1959-61.

Grandin H.E., Berner S., Dard M. (2012). Review of Titanium Zirconium (TiZr) Alloys for Use in Endosseous Dental Implants. *Materials*, 5, 1348-1360.

Gül, E.B. (2009). Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Barlı Tutucularda Kemikteki Gerilme Dağılımının İncelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

Gültekin B.A., Gültekin P., Yalçın S. (2012). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry, Finite Element Analysis – New Trends and Developments, Chapter 2: 21-54.



Gümüş, H.Ö. (2007). Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yogunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile araştırılması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

Günay A., Durakbaőa N., Katiboğlu A.B. (2013). Dental İmplantolojide Kullanılan G4 Saf Titanyum İmplantların Kumlama ve Asitleme Teknikleriyle Oluşturulan Yüzey Modifikasyonlarının İmalat Aőamalarını Ele Alarak Değerlendirilmesi. Mühendis ve Makine, 54(641), 37-43.

Güngör M.A., Dünder M., Karaoğlu Ç., Artunç C. (2004). Stress Patterns in All-Ceramic Restorations İnduced by Thermal and Masticatory loads: A FEM Study. EÜ Diőhek. Fak. Derg, 25, 127-135.

Güngör M.A., Dünder M., Artunç C. (2005). Diőhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri, E.Ü. Diőhek Fak Derg., 26,107-116.

Güzel K.G., Meőe A., Dünder B. (2006). Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantların Tarihçesi, Türkiye Klinikleri, J Med Ethics, 14: 41-46.

Hakkı S.S, Ertuğrul A.S. (2009). Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. SÜ Diş Hek Fak Derg, 18, 336-41.

Hancı M., Bozdağ E., Arpacı A. (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, İstanbul.

Hasan I., Heinemann F., Aitlahrach M., Bourauel C. (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. Biomedical Technology, 55(6), 341-350.

Hayashi K., Matsuguchi N., Uenoyama K., Sugioka Y. (1992). Reevaluation of the biocompatibility of bioinert ceramics in vivo. Biomaterials, 13, 195-200.

Hayashi K., Inadome T., Tsumura H., Mashima T.,Sugioka Y. (1993). Bone-implant interface mechanics of in vivo bio-inert ceramics. Biomaterials, 14, 1173- 1179.

Hegde C., Khristina Prasad D., Deepmala S., Hegde R. (2010). Implant Restoration Materials: An Overview, *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, 1(1), 43-48.

Himmlová L., Dostálová T., Káčovský A., Konvicková S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.*, 91(1), 20-5.

Hisbergues M., Vendeville S., Vendeville P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomedical Mater Res Part B: Appl. Biomater.*, 88, 519-29.

Ho W.F., Chen W.K., Wu S.C. (2008). Structure, mechanical properties, and grindability of dental Ti–Zr alloys. *J Mater Sci Mater Med.*, 19, 3179–3186.

Hobo S., Ichida E., Garcia L. (1990). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Quintessence Publishing Company, Tokyo.

Holmquist P., Dasmah A., Sennerby L., Hallman M. (2008). A new technique for reconstruction of the atrophied narrow alveolar crest in the maxilla using morselized impacted bone allograft and later placement of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.*, 10(2), 86-92.

Hsu M.L., Chen F.C., Kao H.C., Cheng C.K. (2007). Influence of off-axis loading of an ante–rior maxillary implant: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22(2), 301-09.

Ichikawa T., Kanitani H., Kawamoto N., Matsumoto N., Wigianto R. (1997). Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment, *Clin Oral Implants Res.*, 8, 18-22.

Ikarashi Y., Toyoda K., Kobayashi E., Doi H., Yoneyama T., Hamanaka H., Tsuchiya (2005). Improved biocompatibility of Titanium-Zirconium (Ti-Zr) alloy: Tissue reaction and sensitization ti Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implanation study. *Materials Transaction*, 46(10), 2260-2267.

Ishigaki S., Nakano T., Yamada S., Nakamura T., Takashima F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97-102.

István V., Katalin N. (2009). Long term (10 years) experience of immediate implant placement. *Fogorv Sz.*,102(6), 217-22.

İplikçioğlu H, Akça K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*, 30, 41-46.

İsayev, A. (2011). Üst Çene Tam Dişsizlik Olgularında Kullanılan Farklı Tutucu ve Kaide Tasarımına Sahip İmplant Üstü Overdenture'ların Çevre Dokularda Oluşturdukları Yük Dağılımının İncelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.

Jung R.E., Holderegger C., Sailer I., Khraisat A., Suter A., Hammerle C.H. (2008). The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal periimplant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Intern J Periodontics Restorative Dent*, 28, 357-366.

Jung U.W., Hong J.Y., Lee J.S., Kim C.S., Cho K.S., Choi S.H. (2010). A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40(2), 76-85.

Kammerer, P.W., Palarie, V., Schiegnitz, E., Hagmann, S., Alshihri, A. & Al-Nawas, B. (2013). Vertical osteoconductivity and early bone formation of titanium–zirconium and titanium implants in subperiosteal rabbit animal model. *Clinical Oral Implants Research*, 25, 774–780.

Karabudak F., Zamanlou H., Yeşildal R., Bayındır F., Şen S. (2014). Düz Ve Açılı Abutmentlere Sahip Titanyum Ve Zirkonyum Dental İmplantların Gerilme Analizlerinin Karşılaştırılması. *Mühendis ve Makina*, 55(652), 34-42.

Karayazgan, B. (2005). Yüz defeklerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul.

Karl M., Dickinson A., Holst S., Holst A. (2009). Biomechanical Methods Applied In Dentistry: A Comperative Overwiev Of Photoelastic Examinations, Strain Gauge Measurements, Finite Element Analysis And Three-Dimensional Deformation Analysis. Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent., 17, 50-57.

Kayabaşı O., Yüzbaşıoğlu E., Erzincanlı F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, Advances in Engineering Software, 37, 649-658.

Kenneth, A.J, Phillips, R.W. (2003). Phillips' Science of Dental Materials (11th edition). St. Louis:Elsevier Science, s:759-780.

Khan M.A., Williams R.L., Williams D.F. (1999). Conjoint corrosion and wear in titanium alloys. Biomaterials, 20, 765-772.

Kharisat A., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2002). Fatigue Resistance Of Two İmplant-Abutment Join Designs. J. Prosthet. Dent., 88, 604-610.

Kılıçarslan M.A., Zaimoğlu A., Eskitaşçıoğlu G.(1999). Üst santral keser dişin fonksiyonel kuvvetler altındaki durumunun sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg, 26, 61-69.

Kim T.I., Han J.H., Lee I.S., Lee K.H., ShinM.C., Choi B.B. (1997). New titanium alloys for biomaterials: a study of mechanical and corrosion properties and cytotoxicity. Biomed. Mater. Eng., 7, 253-263.

Kim Y., Oh T.J., Misch C.E., Wang H.L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral İmpl Res, 16, 26-35.

Kirsch A., Ackermann K.L. (1989). The IMZ Osteointegrated Implant System. Dental Clinics of North America, 33, 733-91.

Kitagawa T., Tanimato Y., Nemoto K., Aida M. (2005). Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J.*, 24(2), 219-24.

Klein M.O., Schiegnitz E., Al-Nawas B. (2014). Systematic Review on Success of Narrow-Diameter Dental Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 43-54.

Ko C.C., Kohn D.H., Hollister S.J. (1992). Micromechanics of implant tissue interfaces, *J Oral Implantol* 18, 220-230.

Kobayashi E., Matsumoto S., Doi H., Yoneyama T., Hamanaka H. (1995). Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res.*, 29(8), 943-50.

Koca O.L., Eskitascioğlu G., Üşümez A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent*, 93, 38-44.

Koch F.P., Weng D., Krämer S., Biesterfeld S., Jahn- Eimermacher A., Wagner W. (2010) Osseointegration of one piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin. Oral Impl. Res.*, 21, 350–356.

Kohal R.J. ,Att W., Bachle M., Butz F. (2000). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000. 47, 224-243.

Kohal R.J., Papavasiliou G., Kamposiora P., Tripodakis A., Strub J.R. (2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 189–194.

Korkmaz, T. (1995). İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, Ankara.

Korkmaz, F. (2008). Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip Ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, Ankara.

Krennmair G., Fürhauser R., Krainhöfner M., Weinlander M., Piehslinger E.(2005). Clinical outcome and prosthodontic compensation of tilted interforaminal implants for mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20, 923-29.

Kurşunoğlu, S. (2011). Osseoentegre İmplantlarda; İmplant Boyu ve Çapının Stres Dağılımı Üzerine Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri. Ankara Üniversitesi, Ankara.

Lang N.P., Wilson T.G. Corbet E.F. (2000). Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res*, 11, 146-55.

Lanza M.D.S, Seraidarian P.I, Jansen W.C., Lanza M.D. (2011). Stress Analysis Of A Fixed İmplant-Supported Denture By The Finite Element Method (Fem) When Varying The Number Of Teeth Used As Abutments. *J Appl Oral Sci.*, 19(6), 655-61.

Lee J.H., Frias V., Lee K.W., Wright R.F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J. Prosthet. Dent.*, 94, 377-381.

Leon J., Carrascosa A., Rodrigues X., Ruiz-Magaz V., Pascual A., Nart J. (2014). Finite Element Analysis Relative to the Crestal Position of a 3.0-mm-Diameter Implant. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 31, 381-387.

Lindgren C., Mordenfeld A., Hallman M. (2012). A prospective 1-year clinical and radiographic study of implants placed after maxillary sinus floor augmentation with synthetic biphasic calcium phosphate or deproteinized bovine bone. *Clin Implant Dent Relat Res.*,14(1), 41-50.

Lindh C., Petersson A., Klinge B., Nilsson M. (1997). Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofacial Radiology*, 26, 101-06.

Mammadzada, S. (2009). İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.

Mammadzada S., Artunç C., Şen F., Güngör M.A., Tekin U., Çömlekoğlu E. (2011). Effect Of Abutment And Implant Shapes On Stresses In Dental Applications Using Fem. Mathematical and Computational Applications,16 (2), 546-555.

May L.G., Kelly J.R., Bottino M.A., Hill T. (2012). Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. Dent Mater, 28, 99-109.

Meijer H.J.A., Starms F.J.M., Sten W.H.A., Bosman F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Archs Oral Biol, 38, 491-96.

Menicucci G., Lorenzetti M., Pera P., Preti G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac İmplants, 13, 369-76.

Merdji A., Bouiadjra B.A.B., Chikh B.O. (2012). Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. Materials and Design, 36, 705-713.

Mericske-Stern R., Zarb G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Implant Res, 7, 153-61.

Mericske-Stern R.D., Taylor T.D., Belser U. (2000). Management of the edentulous patient. Clin Oral İmpl Res, 11, 108-25.

Meriç G., Erkmen E., Kurt A., Tunç Y., Eser A. (2011). Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. J Dent Sci, 6, 25-32.

Misch, C.E. (1999). Implant Dentistry (2nd edition). St. Louis: Elseiver Mosby, s: 329-339.

- Misch, C. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. (1<sup>st</sup> edition) St. Louis: Elsevier Mosby.
- Morneburg T.R., Proschel P.A. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1), 20-7.
- Moss J.P., İsmail S.F., Hennessy R.J. (2003). Three-dimensional assessment of treatment outcomes on the face. *Orthod Craniofac Res.*, 6 (1), 126-31; discussion 179-82.
- Nanda R.S., Tosun Y. (2010). *Biomechanics In Orthodontics: Principles And Practice*. (1st Ed). Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc.
- Narby B., Kronstrom M., Soderfeldt B., Palmqvist S. (2008). Changes in attitudes toward desire for implant treatment: A longitudinal study of a middle-aged and older Swedish population. *Int J Prosthodont*, 21, 481–485.
- Natali A.N. (2003). *Dental Biomechanics*. London: Taylor & Francis Publishing, Co. Inc.
- Nelson, S.J., Ash, M.M. (2010). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion* (9th edition). St. Louis, Missouri: Elseiver.
- Niinomi M. (2008). Metallic biomaterials. *J Artif Organs*, 11, 105-10.
- Nikitas S. (2000). Implant materials, designs and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15, 675-690.
- O'Brien W.J. (2008). *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence Publishing Co, Inc, s: 300-313.
- Okeson, J.P. (2008). *Management Of Temporomandibular Disorders And Occlusion*. 6th Ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- Outwater C., Hamersveld E.V. *Lightvision's guide to practical holography*. Erisim: 01.08.2009: <http://cyber.chongju.ac.kr/~mhjeong/holobook.html>.



Oresnstein I.H., Syman W.J., Truhlar R.S. (1994). Bone quality in patient receiving endosseous dental implants: DICRG interim report no 1. *Implant Dent*, 3(3), 90-94.

Ökte (Aytuğ) E. (1991). Kemik İçi Dental İmplantlarda Bağ Dokusu ve Kemik Birleşimi. *G.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 8(2), 171-182.

Özen J., Çağlar A., Beydemir B., Aydın C., Dalkız M. (2007). Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures.. *Quintessence Int.*, 38(6), 355-363.

Özgövde, N.O. (2003). Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul .

Özkan, A. (2011). Plazma Polimerizasyon Tekniği ile Farklı Yüzey Kararlılığı Oluşturulan Tip 4 Titayum İmplant Materyaline 2 Farklı Yüzey Enerjisine Sahip Oral Streptokokların İn Vitro Adezyonunun İncelenmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi, Ankara.

Özkan, K.Ç. (2014). İmplant-Abutment Kırılma Değerlerinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Yeditepe Üniversitesi, İstanbul.

Özyazgan D., Çetinkaya E. (2013). Osseointegrasyon'daki Güncel Gelişmeler. *Bilimsel Dergi*, Ocak/Şubat, s: 2-5.

Özyılmaz, E. (2011). Üst Çene Tasarımı ve Dental İmplantların Statik Analizi. Yüksek Lisans Tezi, Hitit Üniversitesi, Çorum.

Parr G.R., Gardner L.K., Toth R.W. (1985). Titanium-The mystery metal of implant dentistry-Dental materials aspects. *J. Prosthet. Dent.*, 54, 410-414.

Piconi C., Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1-25.

Pierrisnard L., Renouard F., Renault P., Barquins M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 5, 254-262.

Prasad K., Tarannum S.A. (2012). Basic Principles of Finite Element Method and its Applications in Orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*, 16, 1-4.

Raigrodski A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for allceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92, 557-62.

Raigrodski A.J., Chiche G.J., Potiket N., Hochstedler J.L., Mohamed S.E., Biliot S., Mercante D.E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, 96, 237-44.

Raviv E., Turcotte A., Harel-Raviv M. (2010). Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence International*, 41(7), 575-579.

Reiger M.R., Mayberry M., Brose M.O. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 63, 671-676.

Richter E.J. (1986). Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*, 61, 602-09.

Ring, M.E. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of continuing education in dentistry*, 16(10), 1060-1064.

Roach M. (2007). Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am*, 51, 603-27.

Rocuzzo M., Wilson T.G Jr. (2009). A prospective study of 3 weeks' loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 24(1), 65-72.

Romeed S.A., Fok S.L., Wilson H.F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*, 33, 209-215.

Romeo E., Lops D., Amorfini L., Chiapasco M., Ghisolfi M., Vogel G. (2006). Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3 mm) implants followed for 1–7 years: A longitudinal study. *Clin. Oral Implants Res.*, 17, 139–148.

Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (4th Ed). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby Publishing, Co. Inc.

Rubin C., Krishnamurthy N., Capilouto E., Yi H. (1983). Stres Analysis of The Human Tooth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, *J. Dent. Res.*, 62(2), 82- 6.

Saab X.E., Griggs J.A., Powers J.M., Engelmeier R.L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*, 97(2), 85-92.

Saatçi G.E., Tahralı N. (2003). Birikimli hasar teorileri ve yorulma çatlaklarına göre ömür değerlendirmeleri., *Havacılık ve Uzay Teknolojileri Dergisi*, 1(2), 33-39.

Sağat G., Yalçın S., Gültekin B.A., Mijiritsky E. (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent.*, 19(6), 498-508.

Sanchez-Pérez A., Moya-Villaescusa M.J., Jornet-Garcia A., Gomez S. (2010). Etiology, risk factors, and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Bucal*, 15, e504–5e08.

Santiago Junior J.F., Pellizzer E.P., Verri F.R., Perri de Carvalho P.S. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering*, 33, 4700–4714.

Satoh T., Maeda Y., Komiyama Y. (2005). Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *İnt J Oral Maxillofac İmplants*, 20, 533-39.

- Scarano A., Di Carlo F., Quaranta M., Piatelli A. (2003). Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Impl*, 29, 8-12.
- Schrotenboer J., Tsao Y.P., Kinariwala V., Wang H.L. (2008). Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol.*, 79(11), 2166-72.
- Schwarz M.S. (2000). Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Implants Res.*, 11, 156–158.
- Sertgöz A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.*, 10(1), 19-27.
- Sertgöz A. (2005). İmplant üstü protezlerde planlama. *İmplant R.*, 1, 30-34.
- Sevimay M., Turhan F., Kiliçarslan M.A., Eskitascioğlu G. (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 93, 227-34.
- Shetty P., Hegde A.M., Rai K. (2010). Finite element method- -an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*, 34, 281-5.
- Shigley J.E., Mischke C.R. (1989). *Mechanical Engineering Design*. (5th Ed.). Singapore: McGraw-Hill Book, Co. Inc.
- Siegele D., Soltesz U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4, 333-340.
- Silva-Neto J.P, Pimentel M.J., Neves F.D., Consani R.L.X., Santos M.B.F. (2014). Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw *Braz Oral Res.*, 28(1), 1-7.
- Skalak R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843-8.

Sollazzo V., Pazetti F., Scarano A., Piattelli A., Bignozzi C.A., Massari L. (2008). Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. *Dent Mater*, 24, 357-361.

Stegaroiu R., Sato T., Kusakari H., Miyakawa O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13, 82-90.

Steigenga J., Al-Shammari K., Misch C., Nociti Jr F.H., Wang H.L. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*, 75, 1233-1241.

Stoker G.T, Wismeijer D. (2011). Immediate loading of two implants with a mandibular implant-retained overdenture: a new treatment protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 13(4), 255-61.

Şahin S., Çehreli M., Yalçın E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses. *J Dent*, 30, 271-282.

Şeker, E. (2011). Greftlenmiş Ve Greftlenmemiş Posterior Maksillada Uygulanan İmplant Destekli Farklı Tasarımlı Sabit Protezlerin Destek Dokularındaki Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. K.K.T.C. Yakın Doğu Üniversitesi, Lefkoşa.

Şenel F.V., Soydan S.S., Ersöz E., Yılmaz D. (2010). Farklı Tipte Endosteal İmplantların, Farklı Kuvvetler Altında Çevre Kemikte Oluşturduğu Değişikliklerin Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg.*, 20(1), 25-33.

Tabata L.F., Rocha E.P., Barão V.A., Assunção W.G. (2011). Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 26(3), 482-91.

Taşkınsel E., Gümüş H.Ö. (2014). Sonlu Elemanlar Stres Analizi Ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 8, 131-135.

Taylor T.D., Wiens J., Carr A. (2005). Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: A literature review. *J Prosthet Dent*, 94, 555-60.

Teixeira E.R., Sato Y., Akagawa Y., Shindoi N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.*, 25(4), 299-303.

Teughels W., Merheb J., Quirynen M. (2009). Critical horizontal dimensions of interproximal and buccal bone around implants for optimal aesthetic outcomes: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 20(4), 134–145.

Tepper G., Haas R., Zechner W., Krach W., Watzek G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in atrophic posterior maxilla. *Clinical Oral Implants Research*, 13, 657-665.

Thoma D.S., Jones A.A., Dard M. (2011). Tissue integration of a new titanium–zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *J Periodontol*, 82, 1453–1461.

Toksavul S., Zor M., Toman M., Güngör M.A., Nergiz I., Artunç C. (2006). Analysis of Dentinal Stress Distribution of Maxillary Central Incisors Subjected to Various Post-and Core Applications, *Operative Dentistry*, 31(1), 89-96.

Tolentino L., Sukekava F., Garcez-Filho J., Tormena M., Lima L.A., Araujo M.G. (2016). One-year follow-up of titanium/zirconium alloy X commercially pure titanium narrow-diameter implants placed in the molar region of the mandible: a randomized controlled trial. *Clin. Oral Impl. Res.*, 27, 393–398.

Tosun, T. (1997). Serbest Sonlanan Alt Çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss İmplantları Üzerine Yapılan İmplant-İmplant Destekli Köprü Protezlerinin Sonlu Elemanlar Stress Analizi Yöntemi İle Biyomekanik Açından İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.

Tunalı B. (2000). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. (2. Baskı). İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.

Tunalı, B. (2004). Multidisipliner Bir Yaklaşım Olarak Oral İmplantoloji. Ankara: Nobel Tıp Kitabevi, S: 9-17.

Türkoğlu, P. (2006). Finite element stress analysis of in-line and staggered placement of mandibular dental implants. PHd Thesis. Istanbul University, Istanbul.

Ulusoy M., Aydın K. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. (2.baskı). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

Ünsal M.K. (1999). Tam uyumlu ve uyumsuz implant üstü restorasyonların implantlar üzerine ilettikleri kuvvetlerin in-vivo olarak değerlendirilmesi. Ankara Üniv Diş Hek Fak Derg, 26, 71-79.

van Rossen I.P., Braak L.H., de Putter C., de Groot K. (1990). Stress-absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent, 64, 198–205.

Vidyasagar L., Apse P. (2006).Dental Implant Design and Biological Effects on Bone-Implant Interface. Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal, 6, 51-54.

Wang R.R, Fenton A.(1986). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int, 27, 401-8.

Watanabe F., Hata Y., Komatsu S., Ramos T.C., Fukuda H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. Odontology, 91, 31-36.

Weinberg L.A. (2003). Atlas of tooth and implant supported prosthodontics. Quintessence Pub Co Inc.

Wen B., Feng Z., Zhen L., Peng Z., Xingnan L., Michel D. (2013). The osseointegration behavior of titanium–zirconium implants in ovariectomized rabbits. Clinical Oral Implants Research, 25, 819–825.

Williams D.F. (2001). Titanium for medical applications. In *Titanium in Medicine*, Eds.; Springer: Berlin, Germany, s:14–24.

Wu D., Tian K., Chen J., Jin H., Huang W., Liu Y. (2015). A Further Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. *Hindawi Publishing Corporation Computational and Mathematical Methods in Medicine*, s: 1-9.

Yaman S.D. (1995). Sonlu Elemanlar Yöntemi Ve Diş Hekimliğindeki Uygulamalar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 5(1), 87-96.

Yenisey M., Ulusoy M. (2000). Değiştirilmiş model ölçü tekniği (Holmes Tekniği) kullanılarak elde edilen hareketli bölümlü protezlerin destek dokular üzerindeki yük dağılımlarının holografik interferometri ile karşılaştırılması. *T Klin J Dental Sci.*, 6, 13-25.

Yoshida N., Koga Y., Kobayashi K., Yamada Y., Yoneda T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics*, 22, 293-300.

Yüzbaşıoğlu, H.E. (2006). İmplantüstü Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Seramik İmplant Dayanaklarının Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun.

Zaimoğlu A., Can G., Ersoy A.E., Aksu L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. A. Ü. Basımevi, Ankara.

Zhang Y.M., Chai F., Hornez J.C., Li C.L., Zhao Y.M., Traisnel M., Hildebrand H.F. (2009). The corrosion and biological behaviour of titanium alloys in the presence of human lymphoid cells and MC3T3-E1 osteoblasts. *Biomed. Mater.*, 4(1), 015004.

Zinsli B., Sagesser T., Mericske E. Mericske-Stern R. (2004). Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: A prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 19, 92–99.



## ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı** : Sezgi CİNEL  
**Doğum Yeri** : Vakfikebir- TRABZON  
**Doğum Tarihi** : 28/08/1988  
**Yabancı Dili** : İngilizce  
**E-mail** : sezgi\_sdu@hotmail.com  
**İletişim Bilgileri** : 05058996237

### ÖĞRENİM DURUMU :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Süleyman Demirel Üniversitesi	2006- 2011

### İŞ DENEYİMİ:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013-