

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**POSTERİOR MAKSİLLA MODELİNDE DEĞİŞİK YİV
TASARIMLARINA SAHİP TİTANYUM ve ZİRKONYUM
KISA İMPLANT UYGULAMALARINDA KUVVET
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Dt. Esmâ COŞKUN

**Cerrahi Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2015**

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**POSTERİOR MAKSİLLA MODELİNDE DEĞİŞİK YİV
TASARIMLARINA SAHİP TİTANYUM ve ZİRKONYUM KISA
İMLANT UYGULAMALARINDA KUVVET
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Dt. Esma COŞKUN

Cerrahi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Alper AKTAŞ

ANKARA
2015

Anabilim Dalı :Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
 Program :Cerrahi
 Tez Başlığı :Posterior Maksilla Modelinde Değişik Yiv Tasarımlarına Sahip
 Titanyum ve Zirkonyum Kısa İmplant Uygulamalarında Kuvvet
 Dağılımının Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi
 Öğrenci Adı-Soyadı :Esmâ Coşkun
 Savunma Sınavı Tarihi :15.10.2015

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Osman Taha Köseoğlu

Hacettepe Üniversitesi

(İmza)

Tez danışmanı: Doç. Dr. Alper Aktaş

Hacettepe Üniversitesi

(İmza)

Üye: Prof. Dr. Z. Ergun Yücel

Gazi Üniversitesi

(İmza)

Üye: Prof. Dr. Hakan H. Tüz

Hacettepe Üniversitesi

(İmza)

Üye: Prof. Dr. Barış Şimşek

Gazi Üniversitesi

(İmza)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

(İmza)
 Prof.Dr. Ersin FADİLLİOĞLU
 Müdür

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlık aşamasında bilgi, tecrübe ve sevgisini esirgemeyen, bana her konuda yol gösteren, bilgisini paylaşmaktan ve aktarmaktan usanmayan kıymetli hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Alper AKTAŞ'a,

Doktora çalışmam süresince değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi anabilim dalının tüm öğretim üyelerine,

Çalışmamın temelini oluşturan modellerin bilgisayar ortamında hazırlanmasını sağlayan ve analizi yapan Ahmet KURT'a,

Assistanlığım süresince bana birçok konuda destek olan başta eş kıdemlim Ali Rıza KOLBAŞ olmak üzere tüm assistan arkadaşlarıma ve anabilim dalımızın tüm personeline,

Tüm özverileriyle sevgi ve şevkatlerini hiçbir zaman esirgemeyen, dualarını her zaman yanımda hissettiğim sevgili annem, babam, kardeşlerim ve yeğenlerime,

Sevgisi ve desteğini hep yüreğimde hissettiğim, yoğun çalışma dönemimde her türlü nazıma sabırla katlanan eşim Ahmet Gökhan COŞKUN'a ve ayrıca beni koşulsuz seven, tezimin özellikle son aşamalarında gülücüklerini benden hiç esirgemeyerek enerji veren biricik oğlum Erdem COŞKUN'a

Minnet ve şükranla sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje no: 014 D12 201 001

ÖZET

Coşkun E., Posterior Maksilla Modelinde Değişik Yiv Tasarımlarına Sahip Titanyum ve Zirkonyum İmplant Uygulamalarında Kuvvet Dağılımlarının Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Cerrahi Doktora Tezi, Ankara, 2015. Dental implant günümüzde eksik dişlerin tedavisi için kullanılmaktadır. Senelerdir klinisyenler kemik implant kontağını, implantın primer stabilizasyonunu ve kron-implant oranını artırmak için uzun implant uygulamaya yönelmişlerdir. İmplant tedavisinde, değişik implant yiv dizaynı ve mikro-pürüzlü yüzey ile kemik implant kontağının artırılabilceği gösterilmiştir. Bu gibi nedenlerle, yeni literatür ileri cerrahiden kaçınmayı ve kısa implant uygulanmasını önerir. Son yıllarda, zirkonyumun mekanik ve estetik özelliklerinden dolayı dental implant üretimi için uygun bir malzeme olarak ortaya çıkmıştır. Zirkonyumun korozyona dirençli, yüksek bükülme dayanıklılığı, fraktüre dayanıklılık ve biyouyumlu (1-7) olması gibi avantajlarından dolayı titanyuma alternatif bir materyal haline gelmiştir. Bu çalışmanın temel amacı D4 kemik için en uygun yiv formu konfigürasyonu ve implant malzemesini belirlemektir. Bu analiz, üç boyutlu sonlu eleman analizi kullanılarak yapılmıştır. Analizde v şekilli, payanda (buttress), ters payanda (reverse-buttress) ve kare olmak üzere dört değişik yiv formu kullanılarak titanyum ve zirkonyum gibi iki değişik implant materyali üzerinde karşılaştırma yapılmıştır. Sonuç, dört farklı yiv formu ve ayrıca titanyum ve zirkonyum arasında belirgin bir fark olmadığını göstermiştir. Tüm modeller kıyaslandığında, oblik yükleme koşulunda en az Von Misses stres değeri, kare yiv formuna sahip zirkonyum implantta görülmüştür. Dik yükleme koşulunda, kortikal tabakada, titanyum ve zirkonyum implantların ters payanda yiv formunun en az sıkışma ve çekme tipi kuvvet ilettiği bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplantlar, Kemik Yoğunluğu, Yiv Dizaynı, Zirkonyum, Titanyum, 3 Boyutlu Sonlu Eleman Analizi

Bu tez çalışması Hacettepe Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından 014 D12 201 001 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

ABSTRACT

Coşkun E., Finite Element Analysis of Stress Distribution on Zirconia and Titanium Short Implants, With Different Implant Groove Designs, Placed In Posterior Maxilla Model. Hacettepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Oral Maxillofacial Surgery, ANKARA, 2015. Dental implant therapy is currently used for the replacement of missing teeth in clinical situations. For years, clinicians have tended to place the longest implants possible to improve bone-to-implant contact, implant primary stability and the crown-to-implant ratio. However new literature recommend avoiding complications of advanced surgery, using short dental implant. Recent knowledge in implant dentistry has shown that bone-to-implant contact may also be improved by the use of micro-rough surface, and different implant thread design. In recent years, zirconia has appeared as a material for dental implant fabrication for both its mechanical and esthetical properties. Because of its advantages of outstanding resistance to corrosion, high bending strength, fracture toughness, and good biocompatibility, zirconia might be a suitable alternative material to titanium. The main aim of this study is to determine optimal thread form configuration and implant material for D4 bone. The analysis was made using the 3-D finite element analysis. Four different type of thread form was used in this analysis including v-thread, buttress, reverse buttress and square which were compared on two different implant material titanium and zirconia. The result indicated that there is not a distinctive difference between four varied thread forms and also titanium and zirconia. When compared to all models, in oblique loading conditions the least Von Mises stress was seen on zirconia implant, which had square thread form. In vertical loading conditions the least compressive and tensile force transmission to cortical layer of bone was found at reverse buttress thread design.

Key Words: Dental Implants, Bone Density, Thread Design, Zirconia, Titanium, 3D Finite Element Analysis

This thesis was supported by Hacettepe University Research Foundation.
Project No: 014 D12 201 001

İÇİNDEKİLER

ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER.....	xii
TABLolar	xvi
GİRİŞ	1
1. GENEL BİLGİLER	3
1.1. Alveoler Kemik Yapısı	3
1.2. Alveolar Kemik Rezorpsiyonu.....	3
1.2.1. Çekim Sonrası Soket İyileşmesi.....	4
1.2.2. Dişsiz Posterior Maksillada Rezorpsiyon Yönləri	4
1.3. Dental İmplant Tanımı	5
1.4. Osseointegrasyon Tanımı.....	5
1.5. İmplanüstü Protetik Restorasyonların Başarı Kriterleri.....	6
1.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Avantajları	6
1.7. Posterior Maksiller Bölgenin Tedavi Tarihçesi ve Planlaması	7
1.7.1. Maksiller Sinüs Greftleme İşleminin Endikasyonları	10
1.7.2. Maksiller Sinüs Augmentasyon İşleminin Kontrendikasyonları	10
1.8. Biyomekanik ve İmplantlar.....	11
1.8.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti	11

1.8.2. İmplantın Materyal Özellikleri.....	14
1.8.3. İmplant Geometrisi	18
1.8.4. İmplant Yüzey Özellikleri.....	26
1.8.5. İmplant Kemik Ara Yüzeyi.....	27
1.8.6. Çevreleyen Kemikğin Yoğunluğu	27
1.8.7. Biyomekanik Kavramlar	29
2. MATERYAL VE METHOD	37
2.1. Çalışmada Kullanılan İmplantlar ve Çalışma Modelleri.....	37
2.2. Kullanılan Materyal Özellikleri	40
2.3. Sınır Koşulları	41
2.4. Yükleme Koşulları	41
2.5. Modellerin Değerlendirilmesi	41
3. BULGULAR.....	43
3.1. Stres Değer Tabloları	43
3.1.1. Titanyum İmplantlarda Kortikal ve Trabeküler Kemik Üzerindeki Stres Değer Tabloları.....	44
3.1.2. Titanyum İmplantlarda Oluşan Stres Değer Tabloları.....	52
3.1.3. Zirkonyum İmplantlarda Kortikal ve Trabeküler Kemik Üzerindeki Stres Değer Tabloları	53
3.1.4. Zirkonyum İmplantlarda Oluşan Stres Değer Tabloları.....	61
4. TARTIŞMA	75
5. SONUÇLAR	86
6. KAYNAKLAR	88

SİMGELER VE KISALTMALAR

mm	Milimetre
vb.	Ve benzeri
diğ.	Diğerleri
N	Newton
°	Derece
nm	Nanometre
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
Al ₂ O ₃	Alimünyum oksit
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
PSZ	Parsiye stabilize zirkonya
Y ₂ O ₃	Yitrium
Y-TZP	Yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya kristali
KİK	Kemik implant kontak
SEA	Sonlu eleman analizi
TPS	Titanyum plazma sprej
SLA	Sandblasted-largegrit-acid
TiO ₂	Titanyumdioksit
BT	Bilgisayarlı tomografi
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
V _t	V şekilli yive sahip titanyum implant
V _z	V şekilli yive sahip zirkonyum implant

Pt	Payanda yiv formundaki titanyum implant
Pz	Payanda yiv formundaki zirkonyum implant
TPt	Ters payanda yiv formundaki titanyum implant
TPz	Ters payanda yiv formundaki zirkonyum implant
Kt	Kare yiv formundaki titanyum implant
Kz	Kare yiv formundaki zirkonyum implant
Pmax	Principal stres maksimum
Pmin	Principal stress minumum
ISQ	Implant stability quotient

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
1.1. Dişsiz maksilla ve mandibulada kemik yıkımı yönleri	5
1.2. Jensen'in posterior maksilladaki implant tedavi prosedürü, 1998	9
1.3. İmplant makrogeometrisindeki genel yapı özellikleri.....	22
1.4. İmplant yiv şekilleri	23
1.5. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması.....	28
1.6. Misch'e göre kemik sınıflandırması.....	29
1.7. Sıkıştırma, çekme ve makaslama kuvvetleri	31
2.1. İmplantın kemik içindeki görüntüsü	37
2.2. V şekilli yive sahip implantın model resmi	38
2.3. Payanda (buttress) şekilli implantın model resmi	38
2.4. Ters-payanda (reverse-buttress) şekilli implantın model resmi	39
2.5. Kare şekilli implantın model resmi	39
2.6. Kemik yoğunluğu ve elastisite modülü arasındaki bağlantı	40
3.1. Kortikal Tabakada Dik Yüklemelerdeki Stres Değerleri	44
3.2. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	45
3.3. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	45
3.4. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	45
3.5. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	45
3.6. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemelerdeki Stres Değerleri	46

3.7. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	47
3.8. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	47
3.9. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	47
3.10. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	47
3.11. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemelerdeki Stres Değerleri.....	48
3.12. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri.....	49
3.13. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	49
3.14. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	49
3.15. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	49
3.16. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemelerdeki Stres Değerleri.....	50
3.17. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	51
3.18. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	51
3.19. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	51
3.20. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	51
3.21. Dik yüklemede titanyum implantlarda oluşan von mises stres değerleri	52

3.22. Oblik yüklemde titanyum implantlarda oluşan von misses stres değerleri	52
3.23. Kortikal Tabakada Dik Yüklemelerdeki Stres Değerleri	53
3.24. Kortikal Tabakada Dik Yüklemdeki Vz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	54
3.25. Kortikal Tabakada Dik Yüklemdeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	54
3.26. Kortikal Tabakada Dik Yüklemdeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	54
3.27. Kortikal Tabakada Dik Yüklemdeki Kz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	54
3.28. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemelerdeki Stres Değerleri	55
3.29. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemdeki Vz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	56
3.30. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemdeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	56
3.31. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemdeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	56
3.32. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemdeki Kz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	56
3.33. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemelerdeki Stres Değerleri.....	57
3.34. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemdeki Vz İmplantının Pmax ve Pmin Stres Değerleri	58
3.35. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemdeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	58
3.36. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemdeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	58
3.37. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemdeki Kz İmplantının Pmax ve Pmin Stres Değerleri	58

3.38. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemelerdeki Stres Değerleri.....	59
3.39. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Vz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	60
3.40. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	60
3.41. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	60
3.42. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Kz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri	60
3.43. Dik yüklemede zirkonyum implantlarda oluşan von misses stres değerleri	61
3.44. Oblik yüklemede zirkonyum implantlarda oluşan von misses stres değerleri..	62
3.45. Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda dik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin.....	67
3.46. Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda oblik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin.....	69
3.47. Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda dik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin	71
3.48. Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda oblik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin	73

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
1.1. Literatürdeki sonlu eleman analizi çalışmalarındaki uygulanan kuvvetler.....	12
1.2. İmplant ve doğal dişler üzerine gelen çiğneme kuvvetleri.....	13
1.3. Farklı titanyum sınıflarının ve bir alaşımının fiziksel özellikleri.....	14
1.4. İmplant makrodizaynı ile ilgili güncel yayınlar	24
2.1. Çalışma modelleri	40
2.2. Çalışmada kullanılan elastisite modülü ve poisson oranları	41
3.1. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum İmplantlarda (Vt, Pt, TPt, Kt) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler.....	63
3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum İmplantlarda (Vt, Pt, TPt, Kt) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler.....	64
3.3. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Zirkonyum İmplantlarda (Vz, Pz, TPz, Kz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler	65
3.4. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Zirkonyum İmplantlarda (Vz, Pz, TPz, Kz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler	66
4.1. Rezorbe maksillada tedavi için yeni sınıflama, 2014.....	76

GİRİŞ

Dental implantolojinin amacı komşu sağlıklı dişlere zarar vermeden, diş eksikliklerinin giderilmesidir. İmplant uygulamalarında birçok kısıtlayıcı faktör olmakla beraber, en önemlilerinden birisi implant uygulanacak olan bölgedeki mevcut kemik hacmidir. Maksiller posterior bölgede diş çekimleri sonrası uzun dönemde alveolar kretin rezorbe olması ve maksiller sinüsün rezorpsiyon alanına doğru genişlemesi sonucu alveolar kemiğin vertikal yüksekliği azalmakta ve implant uygulaması için yetersiz kemik miktarı kalmaktadır. Dolayısıyla sahip olunan kemik hacimleri ve anatomik kısıtlamalar altında, olanaklı tedavi seçenekleri çoğu zaman implant tasarımları ile de sınırlanabilmektedir.

Klinisyenin implant tasarımı ile ilgili mantık yürütebilmesi ve klinik başarısını arttırabilmesi için biyomekanikle ilgili kavramları iyi anlaması gerekir. İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (8):

1. Yükleme tipi
2. İmplant gövdesinin materyal özellikleri
3. İmplant üstü protezin materyal özellikleri
4. İmplant geometrisi
5. İmplant yüzey özellikleri
6. İmplant-kemik ara yüzeyi
7. Çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır.

Bunların arasında hekimin en kolay seçim yapabileceği faktörlerden biri implant geometrisidir. Dental implant geometrisini oluşturan ana etkenler ise; implant çapı, uzunluğu, yiv tasarımı ve implant materyal özellikleri olarak sıralanabilir.

Bu nedenle çalışmada iki farklı materyal özellikli ve değişik yiv tasarımlarına sahip kısa implant kullanılmasına karar verilmiştir. Araştırma sonucunda klinisyenin, maksilla posterior bölgede, ileri cerrahiden kaçınıp kısa implant uygulanması

durumunda, kullanacağı implantın yiv tasarımına ve implant materyaline karar vermesine yardımcı olmak amaçlanmıştır.

Bu çalışmada v şekilli, payanda (buttress), ters payanda (reverse-buttress) ve kare olmak üzere 4 farklı yiv tasarımına sahip, titanyum ve zirkonyum materyallerinden yapılmış implant modelleri kullanılmıştır. Çalışmada 4 mm çapında 6 mm boyunda deneysel implantlar modellenmiştir. Çalışmada diğer stres analiz yöntemlerine üstünlüğü nedeniyle sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir (9).

GENEL BİLGİLER

1.1. Alveoler Kemik Yapısı

Alveoler kemik mandibular ve maksiller kemiklerin özelleşmiş bir kısmı olup dişin uzun aksına paralel olarak dizilmiş kemik lamellerinden oluşan kortikal, spongioz ve bazal kemikten ibarettir (10). Alveoler kemik, dişleri desteklemekte anahtar rol oynar. Çiğneme esnasında alveoler kemiğin dişler tarafından mekanik stimülasyonu kemikteki remodelling için önemlidir. Dişlerin kaybı geri dönüşümsüz olarak alveoler kemik rezorpsiyonuna neden olur.

1.2. Alveolar Kemik Rezorpsiyonu

Çene kemiklerinin rezorpsiyonu patolojik, çevresel, ve fizyolojik faktörler gibi birçok etkenler ile gerçekleşebilmektedir (11). İlerleyen yaş, cinsiyet ve sistemik hastalıkların (osteoporöz, diyabet, hiperparatiroidizm, tiroid fonksiyon bozukluğu vb.) alveoler kemik rezorpsiyonunda etkili olduğu bildirilmektedir (12).

Lokal Etkenler:

- Travma,
- Kist,
- Tümör,
- Enfeksiyon,
- Alveoler kemik yapısı,
- Diş kaybı,
- Diş çekimi sonrası geçen süre,
- Çekim zorluğu,
- Çekilme nedeni ve lokalizasyonu,
- Çekim soketinin iyileşme hızı

- Protetik unsurlar alveoler bölgede görülen kemik kaybının etkenlerindendir (13).

1.2.1. Çekim Sonrası Soket İyileşmesi

- Sıkı fibrin ağı içeren kan pıhtısı çekim soketini doldurur,
- Granülasyon dokusu 2-3 gün sonra oluşmaya başlar,
- Alveolün kenarlarından epitel dokusu 4. gün büyümeye başlar ve osteoklastlar alveol kemiğini rezorbe ederler,
- Bağ dokusu 7. gün oluşmaya başlar,
- Mineralizasyonun başladığı ve reepitelizasyonun tamamlandığı 20. gün sonrasında remodele olacak örgü kemik üretilmeye başlanır,
- Diş çekiminden 40 gün sonra kret, yüksekliğinin 1/3'ünü kaybeder. Diş çekimini takiben üç boyutlu kemik rezorpsiyonu oluşur (14).

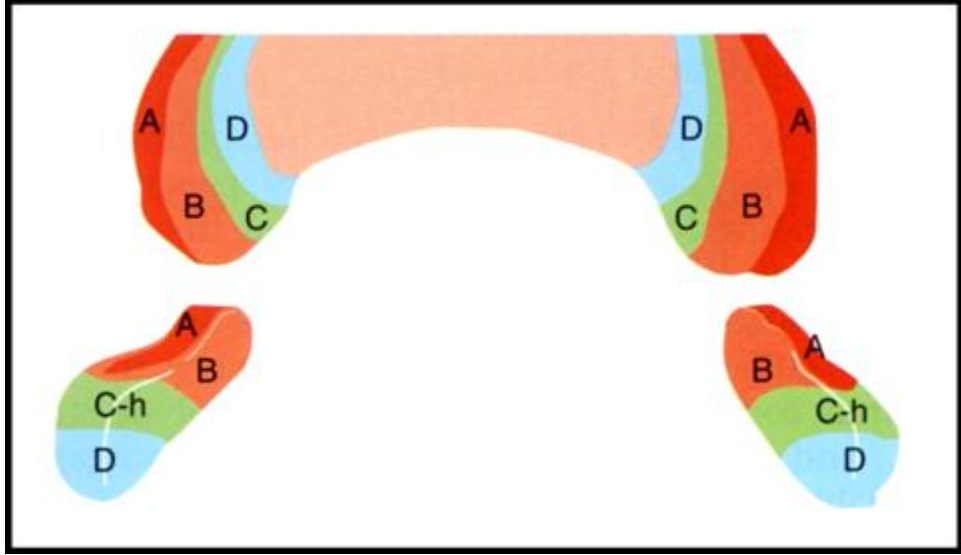
1.2.2. Dişsiz Posterior Maksillada Rezorpsiyon Yönleri

Üst çene kemiğinin rezorpsiyonunun üzerine alveolar kemiğe etki eden kuvvetlerin yoğunluğu, yönü, kullanılan protezin uyumu ve yapım şekli gibi nedenlerin yanında yaş, cinsiyet, hormonal durum, metabolik faktörler ve enflamasyon gibi etkenlerin de kemik rezorpsiyonunun hızına ve mevcut kemik yoğunluğuna önemli etkileri vardır (15,16)

Alveolde, diş çekimleri sonrası fazla miktarda, hızlı ve geri dönüşümsüz rezorpsiyon izlenmektedir. Bu yıkımlar dental implant tedavisini zorlaştırmaktadır (17).

Maksiller kemik, ağız içindeki diğer bölgelere göre bukkolingual yönde çok daha hızlı bir rezorpsiyon göstermektedir. Bunun başlıca sebebi diş kayıplarından sonra bölgedeki kanlanma ve fiziksel stimulasyonun azalmasıdır. Kemik yıkımı Şekil 1.1'de görüldüğü gibi lateralden mediale doğru A sınıfı bir kretten D sınıfı bir krete

dönüşecek şekilde devam etmektedir. Aynı zamanda kemiğin yüksekliğinde de belirgin oranda azalma görülmektedir. Maksiller sinüslerin zaman içinde büyümesi ve sarkması da bu bölgedeki kemik hacminin ve yüksekliğinin azalmasında etkilidir (18).



Şekil 1.1. Dişsiz maksilla ve mandibulada kemik yıkımı yönleri (11)

1.3. Dental İmplant Tanımı

Kalan kemik kreti içine (kemik-içi implant) veya yüzeyine (subperiosteal implant) cerrahi olarak yerleştirilen, üzerine protetik üstyapının yapılacağı, alloplastik materyale dental implant denir (19).

1.4. Osseointegrasyon Tanımı

Branemark'ın yaptığı tanıma göre, osseointegrasyon ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında direk temasın olmasıdır (20). İmplant osseointegrasyonunu etkileyen faktörler (21) :

- İmplant materyali
- İmplantın dizaynı

- İmplant yüzey özellikleri
- Cerrahi teknik
- Kemik kalitesi
- İmplant yükleme durumları

1.5. İmplantüstü Protetik Restorasyonların Başarı Kriterleri

1986 yılında Albrektsson, Zarb, Wirthington ve Eriksson dental implantlarda başarı kriterlerini bilimsel verilere bağımlı olarak aşağıdaki gibi tanımlamışlardır (22):

1. İmplant, başka bir implanta veya bir restorasyona bağlı olmadan klinik olarak hareketsiz olmalıdır.
2. Radyografta, implant çevresinde herhangi bir radyolüseni gözlenmemelidir.
3. İmplantın yapılmasını takiben 1 yıl sonra her sene 0.2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü semptom göstermemelidir (22).

2007'deki konsensus konferansında optimum başarı için (23);

1. Ağrı ve fonksiyonda hassasiyet olmaması,
2. 0 mobilite,
3. Cerrahinin başlangıcından itibaren 2 mm radyolojik kemik kaybı,
4. Eksüda hikayesi olmamalı.

1.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Avantajları

Dental implant destekli protezin, klasik doku destekli proteze göre bazı avantajları (24):

1. Okluzal dikey boyutun korunması,
2. Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması (Osteosepsiyon),
3. Daha stabil protezler,
4. Çiğneme ve estetiğin kendi dişi gibi olması (sabit protezde),
5. Daha stabil protez kullanımına bağlı hastaların özgüvenlerinin artması,
6. Daha iyi fonasyon,
7. Protez hacminde azalma
8. Çiğneme ve mimik kaslarının daha iyi bakımı (maintenance),
9. Daha fonksiyonel protezler,
10. Uzun süre dayanıklılık,
11. Prognozun daha iyi olması,
12. Güvenilir ve sabit protez retansiyonu,
13. Kemik hacminin korunması.

1.7. Posterior Maksiller Bölgenin Tedavi Tarihçesi ve Planlaması

Protetik amaçlı olarak maksiller sinüslerin augmentasyonu kemik derinliğini arttırmak amacı ile 1960'lı yıllarda başlamıştır (25). Maksiller sinüs augmentasyonu, atrofik posterior maksillada implant yerleştirmek için kemik hacmini artıran ve yaygın olarak başvurulmuş bir cerrahi prosedürdür. Augmentasyon amacıyla; otojen allojenik, alloplastik, ksenojenik ve bunların kombinasyonları gibi kemik greft materyalleri kullanılmıştır (26).

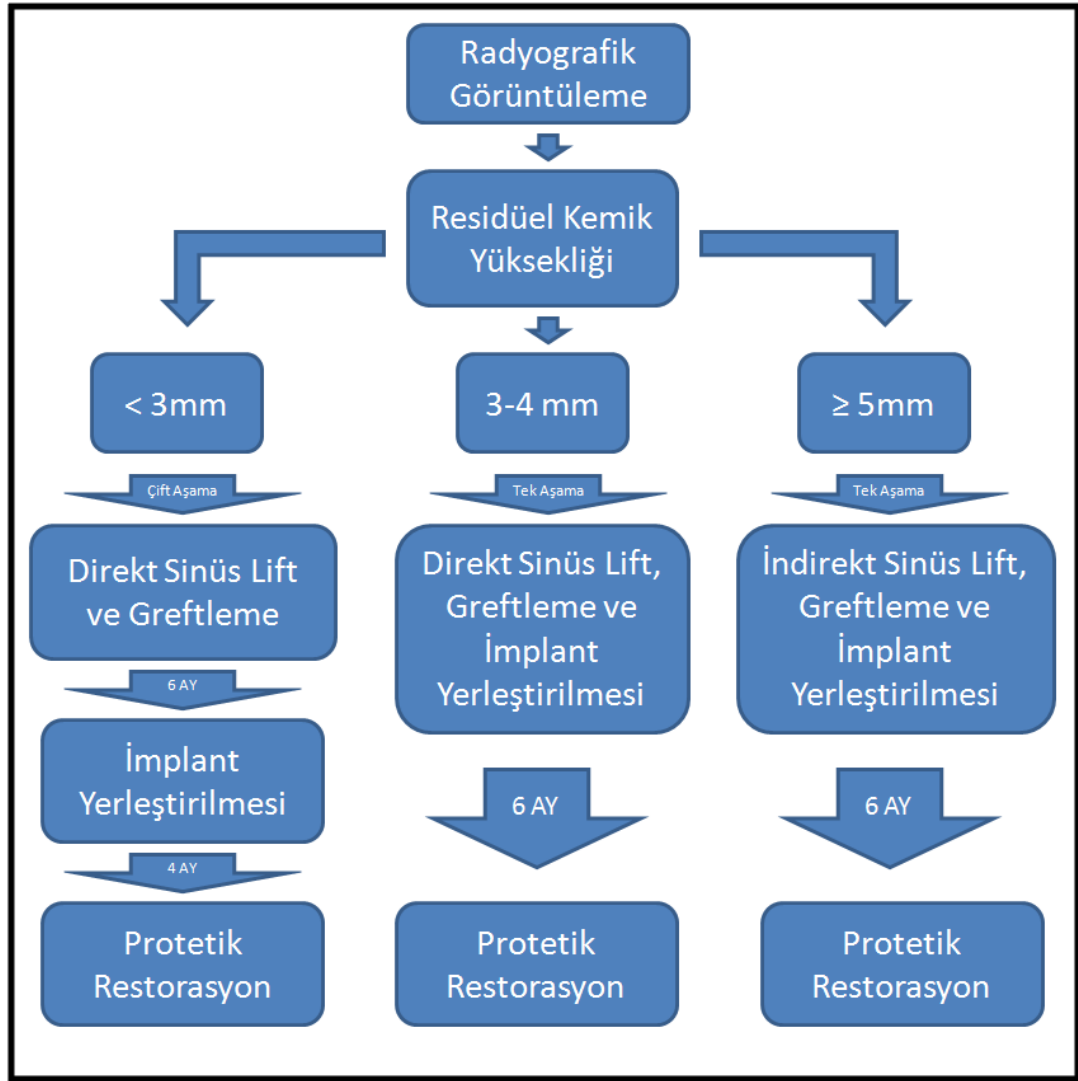
Günümüze kadar maksiller posterior bölgenin tedavisinin konusunda farklı yaklaşımlar uygulanmıştır. Bu yaklaşımlar şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Sinüslere implant yerleşiminden kaçınarak, daha anteriora, mediale veya posterior bölgeye implant uygulanması (27,28),
2. İmplantların sinüs tabanını perfore ederek uygulanması (29),
3. İmplantların subperiosteal uygulanması (30),

4. İnterpozisyonel kemik greftinin horizontal osteotomi yöntemi ile yerleştirilip endosteal implant uygulanması (31,32),
5. İmplant yerleştirirken sinüs membranının elevasyonu (33),
6. Lateral duvar yaklaşımı ile sinüs agumentasyonu ve implantların aynı seansta veya daha sonra yerleştirilmesi (33,34).

Pnömatize, büyük maksiller sinüslerin implant yerleşimi öncesi greftleme girişimleri 1970'lerin sonuna doğru, implant uygulayarak sabit, overdenture veya hareketli protezlere destek sağlamak amacı ile başlamıştır. İmplantolojinin ilk yıllarında protezlere destek olması açısından 'blade' tarzı implantlar uygulanmıştır. 1980 yılında Boyne ve diğ. implant yerleştirilebilmesi için kemik grefti kullanımı hakkındaki ilk makaleyi yazmışlardır (35). Linkow , posterior maksillada sinüslerin içine blade implantların yerleştirilmesine olanak tanımak amacıyla, sinüs membranının eleve edilebileceğini belirtmiştir (36).

Sinüs greft materyalleri ile doldurularak implant yerleştirilmesi fikri ortaya atılmadan önce, daha küçük hacimli implantların kullanılması fikri önerilmiş olup posterior maksillanın zayıf kemik dokusu ve küçük hacimli implantların yüzey yapıları, yiv dizaynları günümüzdeki gibi gelişmiş olmadığından uzun dönemde başarısızlıklarla sonuçlanmıştır.



Şekil 1.2. Jensen'in posterior maksilladaki implant tedavi prosedürü, 1998 (19)

Atieh ve diğerlerinin yaptığı sistematik derleme sonucu ve daha önceki çalışmalar sonucu göstermiştir ki kısa implant tanımına bakılmaksızın, kısa implantın sağ kalım süresi ile uzun implantın sağ kalımı süresi arasında çok az bir fark bulunmuştur (37). 8.5 mm ve daha kısa implantların parsiyel dişsiz posterior bölgede kullanımı, ilave cerrahi prosedürler gerektiren ya da güvenilirlik kaygısı içeren uzun implantların kullanımına alternatif olarak düşünülebilir (37).

1.7.1. Maksiller Sinüs Greftleme İşleminin Endikasyonları;

- Yetersiz (4 mm'den daha az rezidüel kemik) varlığında dental implant yerleştirebilmek için,
- Oro-antral fistül tedavisinde,
- Yarık damak rekonstrüksiyonunda,
- Le-Fort I kırıklarında, interpozisyonel greftlerle beraber,
- Kanser tedavisi sonrası, kranio-fasial protezlerin desteklenebilmesi için sinüs lifting işlemi yapılır (25)

1.7.2. Maksiller Sinüs Augmentasyon İşleminin Kontrendikasyonları;

Genel Medikal Kontrendikasyonlar :

- Maksiller bölgeyi içine alan radyoterapi hikayesi,
- Sepsis,
- Kontrol edilemeyen sistemik hastalıkların varlığı,
- İleri derecede sigara,tütün kullanımı
- İleri derecede alkol tüketimi,
- Psikolojik problemler (25).

Lokal Kontrendikasyonlar :

- Maksiller sinüs enfeksiyonları,
- Kronik sinüzit,
- Maksiller sinüslerde patoloji hikayesi olan
- Anatomik yapılarla ilgili veya daha önce geçirilmiş operasyon hikayesi sebebiyle, anatomik açıdan kısıtlama gösteren hastalarda,
- Alveoler skar ablasyonu oluşan geçirilmiş cerrahi hikayesi,
- Odontojenik enfeksiyon,
- Enflamasyon veya patolojik lezyon varlığı,

- İleri derecede alerjik riniti olan bireylerde, sinüsleri greftleme işleminden kaçınmak gerekmektedir (25).

1.8. Biyomekanik ve İmplantlar

Temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara dağıtmak olan dental implantların tasarımında öncelikli amaç, biyomekanik yüklerin çevre destek dokulara zarar vermeyecek şekilde dağıtılması ve yayılmasıdır (18).

İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (8):

1. Yükleme tipi ve şiddetine
2. İmplant gövdesinin materyal özelliklerine
3. İmplant üstü protezin materyal özelliklerine
4. İmplant geometrisine
5. İmplant yüzey özelliklerine
6. İmplant-kemik ara yüzeyine
7. Çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır.

1.8.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir. Formülü $F \text{ (kuvvet)} = m \text{ (kütle)} \times a \text{ (ivme)}$ birimi, Newton (N) = Kg $\times$ m/s²

Dental implantlar üzerine doğal olarak fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir. Pasif uyuma sahip üstyapıları olan implantlarda bile okluzal kuvvetler yokken dahi çevre dokuların etkisi ile birtakım kuvvetler etkili olmaktadır.

Doğal dişlerle birlikte kuvvet dağılımı periodontal ligamentlerce uyarılan mikro hareketlere bağlıdır. Osseointegre implant arayüzeyde kuvvet dağılımı,

implantlarda kuvvet dağılımı ile ilgili mikro hareket olmaması bakımından doğal dişlerden farklıdır. İmplantlarda mikro hareketlilik eksikliği yüzünden, kuvvet dağılımının çoğunluğu implant boyun bölgesinde yoğunlaşır (38).

Kemik, belli eşik altındaki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir (39). Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerde farklılıklar göstermektedir. Duyck ve diğerlerinin tavşan tibyalarının üzerine yaptığı çalışmada, dinamik yüklemde implantlar çevresinde kemik rezorpsiyonu belirlerken, statik yüklenen implantlarda, çevre kemiğin korunduğu ve kontrol grubuyla farklılık göstermediğini bulmuşlardır (40).

Tablo 1.1. Literatürdeki sonlu eleman analizi çalışmalarındaki uygulanan kuvvetler

<u>Yazar</u>	<u>Kuvvet miktarı</u>	<u>Kuvvet Yönü</u>	<u>Kuvvet Lokalizasyonu</u>	<u>Bölge</u>
1. Akça ve İplikçioğlu, 2002 (41)	400 N	Oblik(30°)	Bukkal kusp	Mandibula posterior
2. Chang ve diğ., 2010 (42)	100 N 20 N	Vertikal Horizontal	Santral ve distal fossa	Maksilla posterior
3. Huang ve diğ., 2009 (43)	129 N	Oblik (45°)	Palatal kusp	Maksilla Posterior (augmente sinus)
4. Petrie ve Williams, 2005 (44)	100 N 20 N	Vertikal Horizontal	Kronun en koronal kısmına	Mandibula posterior
5. Chun ve diğ., 2002 (45)	100 N 100 N	Vertikal Oblik (15°)	-	-
6. Kong ve diğ., 2008 (46)	100 N 50 N	Vertikal Oblik (45°)	Santral	-
7. Geng ve diğ., 2004 (47)	141 N	Oblik (45°)	Abatman tepesinden	Mandibula posterior
8. Ding ve diğ., 2009 (48)	Okluzal kuvvet ~150 N	Vertikal ve Oblik (45°)	Abatman tepesinden	Mandibula anterior
9. Tada ve diğ., 2003 (49)	100 N 50 N	Vertikal Oblik	Abatman ortasından	Tip 4 kemik model,
10. Koca ve diğ., 2005 (50)	150 N 150 N	Vertikal Vertikal	Palatal kusp Mesial kusp	Maksilla Posterior
11. Xiao ve diğ., 2011 (51)	100 N 30 N	Vertikal Oblik (45°)	Santral fossa Bukkal kusp	Mandibula Posterior

Çiğneme Kuvveti

İmplantlar, kemikle direk temasta olduklarından doğal dişlerden farklı olarak üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler; dolayısıyla osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de bariz önemi vardır (52).

İmplant boyunca kemiğe iletilecek oklüzal kuvvetler, çiğneme sırasında ve çiğneme kaslarının aktivasyonu sonucu ortaya çıkar. Kuvvet, fonksiyonun süresi ve miktarıyla ilişkilidir. Yıllar boyunca süren dişsizlik sebebiyle ilerleyen kas atrofisi ile maksimum ısırma kuvveti azalır. Fakat, bu kuvvet implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde artabilir (53). Maksimum ısırma kuvveti, çiğneme dinamiği ve kas gücü, cinsiyet, kas kütlesi, egzersiz, diyet, ısırma lokalizasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu, fiziksel durum ve yaştan etkilenir (54-57).

Tablo 1.2. İmplant ve doğal dişler üzerine gelen çiğneme kuvvetleri (54)

Yazar	Doğal Diş/İmplant	Ortalama Maksimum Mastikatör Kuvvet
Carr ve Laney (53)	Konvansiyonel protez İmplant destekli protez	59.6 N 112.9 N
Morneburg ve Proshchel (58)	3 üyeli implant destekli sabit parsiyel protez Tek implant: anterior Tek implant: posterior	220 N 91 N 129 N
Fontijn-Tekamp ve diğ. (59)	İmplant destekli protez Molar bölge İnsizal bölge	(Unilateral) 50-400 N 25-170 N
Van Eijden (57)	Kanin 2. Premolar 2. Molar	469 ± 85 N 583 ± 99 N 723 ± 138 N
Braun (55)	Doğal diş	738 ± 209 N Erkek>Kadın
Raadjsheer (60)	Erkek Kadın	545.7 N 383.6 N

Çok sayıda faktör implant aşırı yüklemesine (overload) sebep olabilir, yetersiz implant dizaynı ve boyutu, restorasyonu destekleyecek yetersiz sayıda implant, hatalı bağlanmış abatmanlar, doğal dentisyon için konvansiyonel protetik limitasyonların yerine getirilmemesi, aşırı derecede kantilever pontikler; uygun olamayan pozisyonda implantlar, yanlış tip restorasyon, destekleyici kemiğin kaybı ve aşırı parafonksiyonel kuvvetler belli başlı etkenler olarak görülmektedir (61).

1.8.2. İmplantın Materyal Özellikleri

Günümüzde kullanılan dental implantlar aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır;

- Komşu sert ve yumuşak dokular ile biyouyumlu olmalı
- Korozyona dirençli olmalı
- Toksik ve alerjik olmamalı
- Mekanik, fonksiyonel ve termal gerilimlere dirençli olmalı
- Yapımı, uygulanması ve vücut dokularıyla uyumu kolay ve yeterli olmalıdır (62-64).

Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum çok reaktif bir elementtir, hava ile temas eder etmez nano saniye gibi çok kısa bir sürede üzeri 2-6 nm kalınlığında oksit bir tabaka ile kaplanır. Bu oluşan oksit tabakası sayesinde korozyona direnç sağlar. Yüzeyindeki titanyum oksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi kabul edilir (65-67).

Titanyum alaşımlarından titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyouyumluluğu en iyi olan titanyum alaşımlarından biridir. Alaşımdaki alüminyum materyalin dayanıklılığını artırıp yoğunluğunu azaltırken, vanadyum korozyon direncini arttırmaktadır (65,66). Tablo 1.3’de titanyum alaşımlarının genel fiziksel özellikleri saf titanyumdan daha üstün olduğu görülmektedir.

Tablo 1.3. Farklı titanyum sınıflarının ve bir alaşımlarının fiziksel özellikleri (31)

Materyal Özellikleri	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5 (Ti-6Al-4V)
Çekme dayanıklılığı, min (MPa)	240	345	450	550	930
Akma dayancı (MPa)	170	275	380	483	860
Elastisite modülü (GPa)	103	103	103	103	113

Zirkonya

Titanyum ve titanyum alaşımları dental implantolojide altın standart haline gelmiştir. Mükemmel biyouyumluluğu, uygun mekanik özellikleri ve yararlı sonuçlarının yazılı olarak desteklenmesi sebebiyle bu materyaller yaygın kullanılır hale gelmiştir (3). Titanyumun başlıca dezavantajı peri-implant mukoza yoluyla görünen koyu gri rengidir, bundan dolayı ince bir mukozal biyotip mevcudiyetinde estetik sonuçları bozar. Elverişsiz yumuşak doku koşulları veya dişetinin yetersizliği kötü estetiğe neden olabilir. Bu dezavantajlardan dolayı seramik implantlar geliştirilmiştir. Tüm seramik materyaller sıklıkla abatman ve kron gibi dental implant restorasyonunda kullanılır. Seramik materyal ailesi biyoinert, dental implant olarak kullanılan alimünyum oksit (Al_2O_3) ya da zirkonyum oksit (ZrO_2) gibi rezorbe olmayan metal oksitleridir (68). Fakat seramiklerin makaslama ve gerilme kuvvetlerine hassas olduğu bilinir, bu erken dönemde başarısızlığa neden olabilir. Bu gerçekler fraktür açısından yüksek riski işaret eder (69). Zirkonlar diş rengine benzerliği, mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle dental implant olarak kullanım için uygundur (3). Dental uygulamalarda kullanılan 3 çeşit zirkonya içeren seramik sistemi mevcuttur. Bunlar stabil olmayan saf zirkonya, parsiyel stabil zirkonya (PSZ) ve tam stabilize zirkonyadır. Saf zirkonya oksitlerin ilavesi ile 1000 derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyadan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini almaktadır. Günümüzde yaygın olarak, diğer metal oksitlerden daha üstün özellikleri olduğu için, stabilizatör olarak Y_2O_3 kullanılmaktadır. Böylece Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir (70). Bu maddenin biyomedikal olarak kullanımı, mükemmel mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle ilk olarak ortopedi alanında kalça çıkıklarında femur başı için olmuştur. Diş hekimliğinde yerini alması ise 1990'ların başında endodontik post ve implantlarda kullanılmasıyla başlamıştır. Kırılma dayanıklılığının ve elastisite modülünün yüksek olmasının da kemik iyileşmesine katkıda bulunduğu düşünülmektedir (71). Zirkonya oksitin herhangi bir toksik, immünolojik veya kanserojenik etkisi bulunmamaktadır (72). Günümüzde ticari olarak 8 tane zirkonya dental implant sistemi kullanımdadır (73);

1. Sigma implant (Sandhause, Incerned, Lausanne, İsviçre) 1987'de geliştirilen ilk zirkon implant sistemi
2. CeraRoot sistem (Oral Iceberg, Barselona, İspanya)
3. ReImplant sistem (ReImplant, Hagen, Almanya)
4. White Sky sistem (Bredent Medical, Senden, Almanya)
5. Goei sistem (Goei Inc, Akitsu-Hiroşima, Japonya)
6. Konus sistem (Konus Dental, Bingen, Almanya)
7. Z-sistem (Z-sistem, Konstanz, Almanya)
8. Ziterion sistem (Ziterion, Uffenheim, Almanya)

Zirkonya implant avantajları, korozyona dirençli (74) yüksek bükülme dayanıklılığı, fraktüre dayanıklılık (75) ve yapılan klinik ve hayvan çalışmalarında biyouyumlu (1-7) olmasıdır. İmplant yüzeyini pürüzlendirmek kemik-implant ara yüzeyindeki mobilitiyi azaltmak için bir seçenektir (76). İlginç bir bulgudur ki zirkonya implant etrafı kemikteki stres titanyumdan daha azdır. Bu durum kemikteki stresi azalmasına sebep mekanik bir fenomen olan stress shielding (strese koruyucu) ile ilişkili olabilir (77). İmplant geometrisi (78) ve elastisite modülü (79) gibi faktörler stres koruyucu miktarını etkiler. Zirkonyanın elastisite modülü titanyum ve titanyum alaşımlarının elastisite modülünün ortalama iki katıdır.

Dubruille ve diğ. köpek mandibulasına yerleştirilmiş 3 tip dental implantın kemik-implant kontak (KİK) (BIC:bone-implant contact) oranını karşılaştırmıştır. Titanyum, alüminyum ve zirkonyadan (Sigma,Lausanne,Switzerland) imal edilen implantların 10. ay kontrolünde KİK alüminyum için % 68, zirkonya için % 64.6, titanyum için % 54 bulunmuş ve zirkonyalar daha fazla oranda kemik-implant kontak yüzdesine sahip olsalar da istatistiksel olarak önemli bir fark görülmemiştir (68). Brüll ve diğerlerinin yaptığı çalışmaya göre, 3 yıllık takipte zirkonya implantlar, sağkalım oranı açısından sağlıklı ve dengeli, yumuşak ve sert doku koşullarında, titanyum implantlara benzer bulunmuştur (80).

Hoffmann ve diğerlerinin tavşanlarda yaptığı çalışmada, iyileşme periyodu olan 6 ve 12 hafta sonra değişik gruplarda (titanyum ve zirkonyum) kemik apozisyonunda herhangi bir değişiklik görülmemiştir (81).

Sonlu eleman analizi ile saf titanyum ve yitrium ile parsiyel stabilize edilmiş zirkonya implantı karşılaştıran, Kohal ve diğerlerinin yaptığı çalışmada maksilla anterior bölgede, titanyumun üst yapısı metal-seramik kron iken, zirkonya (ReImplant) üst yapısı tüm seramiktir (82). Tüm modeller % 50 osseointegre farzedilmiştir Sonuçta:

- İki değişik implant-kron kombinasyonu arasında stres açısından önemli bir değişiklik yoktur.
- ReImplant kök analog implantı kemik-implant birleşiminde uygun stres dağılımı vardır.
- Zirkon implant ve titanyum implant stres dağılım benzerdir özellikle estetik bölgede zirkon implantlar iyi bir alternatiftir.

Mobilio ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, tek parça zirkon ve tek parça titanyum implantlara 30,45,60 derece açılı 50,100,150 N kuvvet uygulandı (83).

Sonuç:

- Titanyum implant kortikal kemikte yüksek stres görülürken zirkonyada trabeküler kemikte yüksek stres görülmüştür.
- Zirkonyanın sertliği titanyumun 2 katı olsa bile, iki farklı implantta da kemikte oluşan stres benzer bulunmuştur.

Fuh ve diğerlerinin üç boyutlu sayısal analizlerinde (84) ;

- Zirkonya implant krestal kemikteki stresleri azaltır.
- V-şekilli ve kare yivli implantlarda krestal bölgedeki yoğun stres benzerdir, fakat kare yivli implantta kemik-implant arayüzeyinde daha az kayma görüldü.
- Kortikal kemikte yiv adımını azaltmak kemik-implant ara yüzeyindeki kemikteki stresi azaltır (örn: iyileşme sonrası implant yüklemesi).
- Kemik-implant arayüzeyindeki sürtünme katsayısını implantı pürüzlendirerek artırmak, kemik-implant arayüzeyinde kaymayı

azaltarak yarar sağlar, fakat kemikteki stresi azaltmaz şeklinde sonuç bulmuşlardır.

1.8.3. İmplant Geometrisi

İmplant geometrisinin değişmesiyle kemiğe iletilen stres miktarının değiştiğini gösteren pek çok çalışma vardır (38,45,47,85-91).

İmplant geometrisinden söz ederken implantın;

1. Çapı
2. Uzunluğu
3. Yiv tasarımından bahsetmek gerekir.

İmplant Çapının Posterior Maksilladaki Önemi

İmplant tedavi planı posterior maksilladaki doğal dişli durumu taklit etmesi gerekmektedir. Streslerin özellikle kret bölgesinde yoğunlaşmasından dolayı implantların biyomekanik dizaynlarını, bu riskli etkileri azaltacak şekilde uygulanması gerekmektedir (92).

Geniş çaplı implantlar diğerlerine göre daha başarılı görülmektedir. Avantajları daha fazla kemik-implant kontağı sağlaması (93), bikortikal bağlanma, başarısız alanlarda immediyat yerleştirme ve gerilmede (stress) ve gerinimde (strain) azalmayı içerir (94).

İmplant Uzunluğunun Posterior Maksilladaki Başarısında Etkileri

Dental implant tedavisinde, uzun dönem prognozda ve erken dönem osseointegrasyonda dişsiz bölgelerdeki yüksek kaliteli kemik hayati rol oynar (95,96). İyi kemik kalitesine ek olarak, yerleştirilecek implant uzunluğunu belirleyen

kalan kemik miktarı da önemlidir çünkü daha fazla kemik-implant kontağı, oklüzal yüklerin transferini kolaylaştırmak için daha uygun yük dağılımına izin veren daha uzun ve daha geniş implantlarla elde edilebilir (97). İmplant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal başarı ilişkisi yapılan çalışmalarla kanıtlanmasa da, kısa implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu yapılan bazı çalışmalarda gösterilmiştir(98,99). Kısa implantların tam tanımı üzerinde hala bazı tartışmalar vardır. Ancak güncel bir sistematik derlemede (100) ve bir meta-analizde (101) 10 mm'den kısa olan tüm implantlar kısa implant olarak tanımlanır. Kısa implantların başarısız olduğunu gösteren çalışmaların yanında özellikle son yıllarda gelişen yüzey yapıları sayesinde kısa implantların zayıf kemik kalitesinde bile standart implantlarla benzer başarıyı sağladığını gösteren sistematik derlemeler mevcuttur (102,103) Morgan ve diğ. yaptıkları çalışmada kısa implantlar kemikteki stres kısıtıcı etkisi ile bükülmeye olanak sağlarken, uzun implantlar, rijiditesinden dolayı mekanik komplikasyonlara daha meyillidir (104).

Posterior maksilladaki zorlu durumlarda, örneğin implant etrafında yetersiz kemik olduğunda ya da aşırı atrofik kemik varlığında, standart implant uygulayabilmek amaçlı kemik hacmini artırmak için genellikle maksiller sinüs augmentasyonu düşünülür (105,106). İlave cerrahi prosedürler ekstra maliyet ve ek radyograflar (genellikle bilgisayarlı tomografi) gerektirir ve enfeksiyon, membran perforasyonu, kemik greft materyalinin kaybı, komşu dişlerde hassasiyet, enfeksiyon ve yara iyileşmesinde yetersizlik gibi olası komplikasyon risklerini artırır (107). Bu nedenle günümüzde daha az cerrahi prosedür gerektiren kısa implantlar popülerlik kazanmıştır.

Bunun yanında, kısa implantların dezavantajları; implant yüzey alanındaki azalma ve kron-implant oranındaki artıştır; bunlar da kemik ve implant kontakt alanının azalmasına ve alveoler kemikteki stres konsantrasyonunun artmasına yol açar. Bununla birlikte günümüzde, implant yüzey ve şekil modifikasyonu sayesinde kısa implantların bu dezavantajlarının bir kısmının üstesinden gelinebilir (18,108).

7 mm'den kısa implantların başarısızlık oranı ampirik olarak daha yüksek bulunmuştur (109,110). Lee ve diğ. yaptıkları çalışmada implant uzunluğundaki artışın kemik-implant kontakğını artırabildiğine dikkat çekmiştir (91); fakat bu

doğrusal olarak implant stabilitesi ile ilişkili değildir, çünkü kemiğin tipi ve kortikal kemiğin bağlantısı implant uzunluğundan daha fazla etki ortaya koyabilir, özellikle bikortikal bağlantılı implantlarda (29,109). Davarpanah ve diğ. yaptıkları çalışmada sinüs kavitesine uzun implant yerleştirmek daha fazla greft gerektirir ki bu da donör sahanın iyileşme zamanını artırır, dar rezidüel kemik varlığında, implant çapını genişletmek de etrafındaki kemiği zayıflatır (111).

Kısa implantların kullanımı bilindiği gibi, kron-implant oranını artıracaktır. Tawil ve diğ. yaptıkları çalışmada kron-implant oranı ve marjinal kemik kaybı arası hiçbir ilişki yoktur (112), ve Schulte ve diğ. yaptıkları çalışmada da kron-implant oranına bağlı olarak tedavinin başarı oranı açısından anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir (113). Daha önceki çalışmalardan bilindiği üzere, kısa implant ile tedavi edilmiş maksiller molar bölge başarı oranı %89 ile %95 arasında değişmektedir ki bu standart uzunlukta implantla sağlanan başarıdan dikkate değer bir fark değildir (114-116).

Sun ve diğerlerinin yaptığı sistematik derleme sonucuna göre (102);

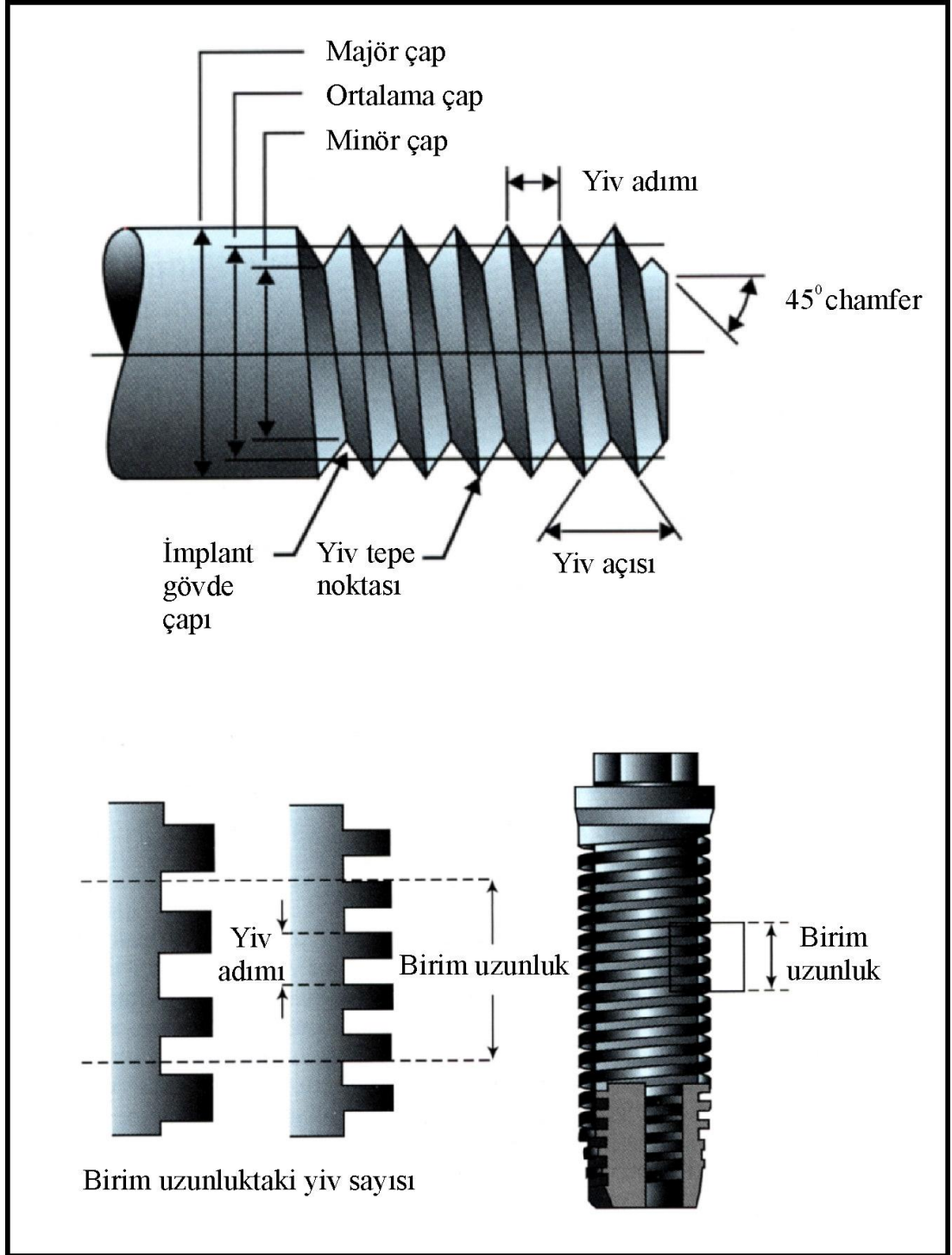
- 10 mm ve daha kısa implantların genel ortalama başarısızlık oranı % 4.5'dir. 6,7,7.5,8,8.5,9 ve 10 mm implantların başarısızlık oranları sırasıyla % 4.1, % 5.9, % 0, %2.5, % 3.2, % 0.6 ve % 6.5'dir.
- Çok değişkenli analize göre, kısa implantların (<10 mm) ve standart implantların (10 mm) başarısızlık oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.
- Başarısızlık oranı açısından, maksilla ve mandibula arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır, maksilla daha yüksek başarısızlık gösterir.
- Tek değişkenli ve çok değişkenli analizlere göre, pürüzlü (rough) ve düzgün (machined) yüzeyler arasında başarısızlık oranı açısından anlamlı bir fark vardır; düzgün yüzeyli implantlar yüksek başarısızlık oranına sahiptir.

- Tek aşamalı ve çift aşamalı yerleştirilen implantların sağ kalım oranları arasında önemli bir fark yoktur. Demek ki, cerrahi protokol kısa implantların prognozunda önemli bir rol oynamamaktadır.

Yiv Geometrisi

İmplant yivleri implantların kemik içerisinde temas alanını ve primer stabilizasyonunu arttırmak ve kemik implant arayüzeyindeki stresleri kırmak için tasarlanırlar (117). İmplant yiv özellikleri için;

- Yiv adımı (thread pitch)
- Yiv şekli (thread shape)
- Yiv derinliği (thread depth) özelliklerini bilmek gerekir.

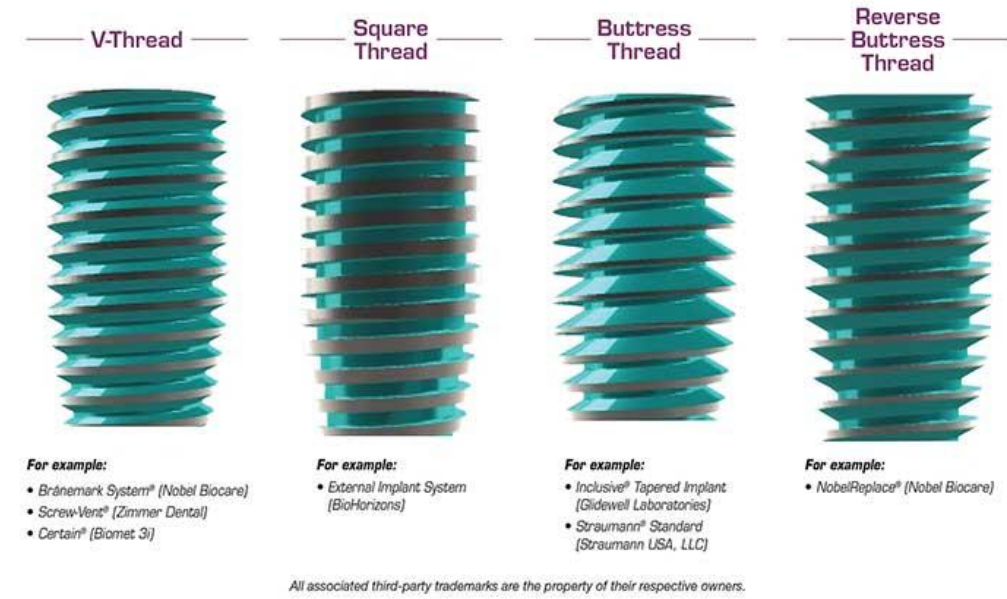


Şekil 1.3. İmplant makrogeometrisindeki genel yapı özellikleri (11)

Yiv derinliği, yiv kalınlığı, yiv açısı, yiv adımı ve yiv sarmal açısı fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyen ve implanta gelen biyomekanik yük dağılımını etkileyen değişken geometrik şekillerden bazılarıdır (24).

Yiv adımı: Komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafedir (24). Günümüzde en çok kullanılan yiv adımları Straumann'da 1,5 mm; SteriOss'da 0,8 mm; Nobel Biocare, Zimmer, 3i ve LifeCore'da 0,6 mm; BioHorizons'da 0,4 mm'dir (18). Yiv sayısı azaldıkça, yani vida adımı arttıkça özellikle daha yoğun kemiklerde cerrahi yerleştirme zorlaşacaktır.

Yiv şekli: Dental implant dizaynı V-şekilli, kare, payanda (buttress), ters payanda (reverse buttress) şeklindedir (Bkz. Şekil 1.4)



Şekil 1.4. İmplant yiv şekilleri (119)

Tablo 1.4. İmplant makrodizaynı ile ilgili güncel yayınlar (124)

Yazar	Method	İmplant	Kemik	Yükleme	Sonuç
Yiv dizaynı Geng ve diğ. (47,118)	SEA (Sonlu Eleman Analizi)	V-şekilli basamaklı vida, ince yiv, ince kare yiv, kalın kare yiv	Trabeküler ve kortikal kemik	Oblik ve vertikal	Yiv şekillendirmeleri stres dağılımı üzerine etkisi sadece trabeküler kemikte
Chun ve diğ. (45)	SEA	Plato tip, plato ile birlikte küçük eğim yarıçapında, üçgensel, kare	Çene kemik modeli	100 N aksiyel ve 15°	Plato şekillide maksimum efektif stres, küçük yarıçaplı kare yivlide minimum stres
Steigenga ve diğ. (119)	Tibia, tavşan	Kare, v-şekilli ve ters payanda yivli	Doğal kemik: kortikal ve kanselöz	Yükleme yok	Kare yivli dizaynda en fazla kemik-implant kontağı
Yiv aralığı Roberts ve diğ. (120)	Femur, tavşan	V-şekilli	Doğal kemik: kortikal ve kanselöz	100 gram horizontal	Yiv aralığı en az olanda kemik-implant kontağı en fazla
Ma ve diğ. (121)	SEA	Değişik yiv aralıklı aynı implantlar (0.8, 1.6, 2.4 mm)		Vertikal ve horizontal yükleme	Vertikal yüklemeye en güçlü direnci 0.8 mm yiv aralıklı implant
Chung ve diğ. (122)	Av köpeği	Değişik yiv yüksekliğinde 3 grup implant (0.5 mm karşı 0.6 mm)	Doğal kemik: kortikal ve kanselöz	6-12 ay yükleme	Krestal kemik kaybı 0.6 mm yivde 0.5 mm'den daha fazla
Chun ve diğ. (45)	SEA	Plato tip, plato ile birlikte küçük eğim yarıçapında, üçgensel, kare	Çene kemik modeli	100 N aksiyel ve 15°	Efektif stres vida adımı azalınca ve implant boyu arttıkça, azalır

Tablo 1.4. İmplant makrodizaynı ile ilgili güncel yayınlar (Devam)

Kong ve diğ. (123)	SEA	V-şekilli yiv	Çene kemik modeli	Aksiyel ve bukko-lingual yükleme	Yiv 1.6'dan 0.8 mm'ye düşünce stres azalır fakat 0.8 mm altına düşünce de stres artar. Stres kanselöz kemikteki yiv aralığına daha duyarlıdır.
Motoyoshi ve diğ. (124)	SEA	Yiv aralığı 0.5-1.5 mm aralığında titanyum mini-implant	Kortikal kemik	Kemik yüzeyine 2N 45° açılı traksiyon kuvveti	Stres dağılımında implant uzunluğu, yiv aralığından daha fazla etkisi vardır.
Yiv sarmal açısı Ma ve diğ. (121)	SEA	Değişik yiv aralıklı aynı implantlar (0.8, 1.6, 2.4 mm)		Vertikal ve horizontal yükleme	Tek dişli (düşük yüz açılı) çift dişliden daha stabildir. Üç dişli (yüksek yüz açılı) en az stabil
Yiv derinliği ve kalınlığı Kong ve diğ. (123)	SEA	Yiv yüksekliği 0.2-0.6 mm ve yiv kalınlığı 0.1-0.4 mm olan v-şekilli implant	Çene kemiği modeli	100 N ve 50 N aksiyel (0° açılı) ve 45° açılı	Optimal yükseklik: 0.34-0.5 mm Optimal kalınlık: 0.18-0.3 mm Kanselöz kemikte daha fazla stres ortaya çıkmış. 45° açılıda aksiyel yüklemekten daha fazla stres.
Krestal modül Schrotenber ve diğ. (125)	SEA	Krestal modülde mikroyivli implant düzgün yüzeyli implanta karşı	Mandibula premolar bölge modeli	100 N 90° vertikal ve 15° oblik açılı	Mikroyivli implantta kemikteki stres artar

Tablo 1.4. İmplant makrodizaynı ile ilgili güncel yayınlar (Devam)

Abrahams son ve Berglundh (126)	Av köpeği	Mikroyivli ya da düzgün krest modüllü benzer implantlar	Doğal kemik: kortikal ve kanselöz	10 ay oklüzyonda	Koronal kısımda kemik-implant kontağı mikroyivli grupta (%81.8) kontrol grubundan (%72.8) daha fazla
Lee ve diğ. (127)	İnsan, 17 hasta	Krestal modülü mikroyivli ve mikroyivsiz benzer implant tipi	Doğal kemik: kortikal ve kanselöz	Oklüzyonda . 3 yıllık takip	Marjinal kemik kaybı mikroyivli grupta daha az

1.8.4. İmplant Yüzey Özellikleri

İmplant yüzeyine yapılan işlemlerin en büyük avantajı, yüzey pürüzlülüğünün artması ile birlikte fonksiyonel yüzey alanının artmasıdır.

İmplant yüzeyleri (128) ;

- Titanyum plazma spreyl kaplı yüzeyler (TPS)
- Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler
- Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler
- SLA (sandblasted-largegrit-acid etched)
- Hidroksiapatit kaplı yüzeyler
- TiO₂ (titanyum dioksit) grit-blasted yüzeyler
- Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
- Machined (makina ile hazırlanmış) yüzeyler

Iamoni ve diğerleri yarısına kadar hidroksiapatitle kaplanmış özel implantları insan retromolar bölgelerine yerleştirilip 1, 3, 6 ve 12. aylarda yüzeylerinde oluşan

kemik teması incelenmiş; hidroksiapatit kaplı alanlarda daha yüksek oranda kemik teması görülmüştür (129).

Cochran ve diğerlerinin yaptıkları klinik çalışmada yüzey modifikasyonlarının kemik implant temas oranını arttırdığı ve cerrahi sonrası iyileşme süresini kısalttığını göstermişlerdir (130).

Buser ve diğerleri elektro polisaj uygulanmış, orta boyutta taneciklerle kumlanmış, büyük boyutlu taneciklerle kumlanmış ve asit uygulanmış, titanyum plazma kaplanmış ve hidroksiapatitle kaplanmış altı farklı yüzey özelliğine sahip implantı karşılaştırdıkları çalışmalarında en fazla kemik temasının en pürüzlü implant yüzeyinde olduğunu göstermişlerdir (131).

1.8.5. İmplant Kemik Ara Yüzeyi

İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinde söz edilebilir.

1. Tam kemik-implant teması
2. Fibröz doku implant ilişkisi

İkinci durum klinik olarak başarısızlığı ifade eder ve sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modele edilemezler.

1.8.6. Çevreleyen Kemiğin Yoğunluğu

Dişsiz alandaki kemik yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasında belirleyici faktördür (18). Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olması yeterli değildir, aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir.

Alveol Kemiğın Sınıflandırılması

Lekholm ve Zarb (132) sınıflandırması ve Misch (24) sınıflandırması günümüzde en çok kullanılan iki kemik sınıflandırmasıdır.

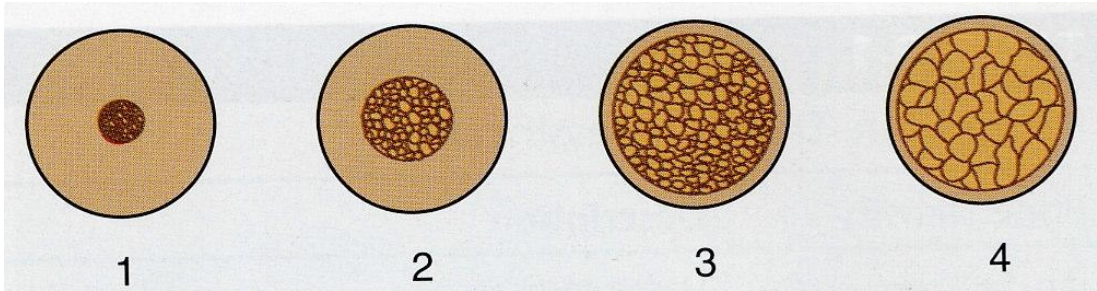
Lekholm ve Zarb sınıflandırmasına göre kemik 4 değişik kaliteye sahiptir;

Tip I (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği

Tip II (Q 2): kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3): kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4): kemik kalitesi: İnce trabeküler kemiği çevreleyen pöröz (düşük yoğunlukta) kortikal kemiği ifade eder.



Şekil 1.5. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması (134)

Misch sınıflandırılması;

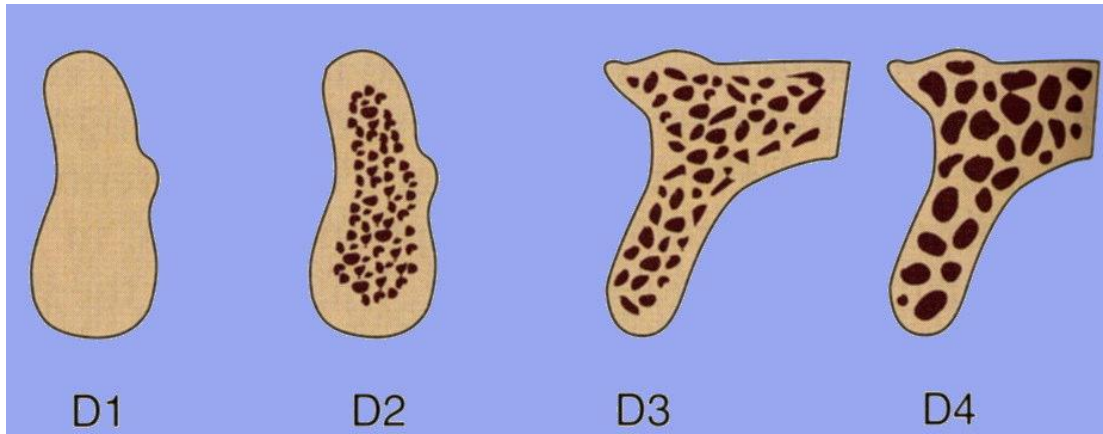
D 1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D 2 kemik: Kret tepesinde yogundan kalın poröze dogru kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongioz kemikten olusur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D 3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D 4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur kemigin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

D 5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.



Şekil 1.6. Misch'e göre kemik sınıflandırması (17)

1.8.7. Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, dokulara uygulanan kuvvet karşısında biyolojik dokuların tutumunu inceleyen bir bilimdir. Biyomekanik, mühendislik mekaniğinde kullanılan alet ve yöntemler ile canlı dokulardaki yapılar ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi inceler.

Kuvvet

Kuvvet cisimler arasında itme ya da çekme biçimindeki etkileşimdir. Kuvvetler temas halindeki cisimler arasında olabileceği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da (kütle çekimi, elektromanyetizma gibi) olabilir. Kuvvet vektörel

bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen bir büyüklük ve bir yön ile ifade edilir (133).

Stres (Gerilme-Gerilim)

Stres; birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve kuvvetin birimi MPa (megapaskal)'dır (134,135). Stres ve basınç birimleri aynıdır. Aralarındaki temel fark; basınçta sıkışma tipi kuvvetin söz konusu olmasıdır (136). Dolayısıyla stresi tanımlamak için ;

$$\sigma \text{ (Stres, pascal)} = F \text{ (newton)} / A \text{ (m}^2, \text{ mm}^2 \text{)}$$

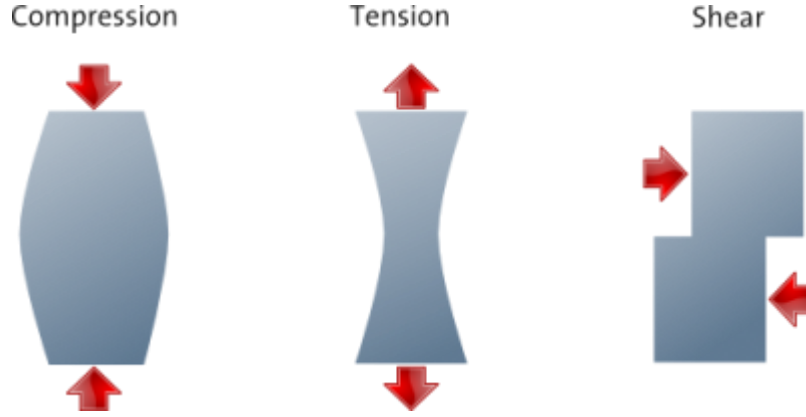
Stresin yoğunluğunu belirleyen iki ana faktör vardır. Bunlardan birincisi uygulanan kuvvetin şiddeti, ikincisi kuvvetin yayıldığı kesitin alanıdır.

Stres tiplerini göre üçe ayırabiliriz (133);

Uzama-çekme stresleri (Tensile stress): Bir kitleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir. Daima çekme stresleri ile beraber olur.

Sıkıştırma-basma stresleri (Compressive stress): Bir kitle kendisini sıkıştırmaya veya kısıtlamaya çalışan bir yüke maruz kalırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma stresleri denir. Daima basma stresleri ile beraber görülür.

Makaslama-kayma stresleri (Shear stress): Çevirme hareketine veya kitleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan makaslama streslerine denir.



Şekil 1.7. Sıkıştırma, çekme ve makaslama kuvvetleri (139)

Strain (Gerinim-Gerinme)

Stres gibi geometrik özelliklerden bağımsız bir deformasyon yoğunluğu strain (gerinim) olarak tanımlanır (133). Gerinim (strain), gerilim uygulandığında cismin her biriminde meydana gelen birim uzunlukta değişim şeklinde, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak da tanımlanır, yani uzunlukta değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur. Bir yapıda bir kuvvet gerilim oluşturduğunda, bu kuvvet aynı zamanda gerinim de oluşturur. Gerilim ve gerinim birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (134,135,137).

Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırtıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek gösterilebilir. Gerilme tipi yüklemde, lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı olarak tanımlanan Poisson oranı adını Fransız matematikçi Siméon Denis Poisson'dan almıştır (135,138).

Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastik modülü elastikiyet sınırları içerisinde materyalin dayanıklılığını, yani gerilme ile şekil değiştirme arasındaki oranı gösteren bir katsayıdır. Elastiklik modülü farklı materyaller için farklı değerler almaktadır. Elastiklik modülü değeri arttıkça cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artacaktır (139).

1.8.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kuvvet Dağılımı Saptama Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri şunlardır(140):

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
2. Fotoelastik analiz yöntemi
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi
4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi
5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

1.8.8.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Sonlu eleman analizi, bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan sayısal çözüm yöntemidir. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin görülmesi ve o cismin kuvvetler karşısında daha dayanıklı ve daha güçlü olabilmesi için nasıl bir yapıda olması gerektiğini önceden tespit etmek için çeşitli kuvvet analizleri yapılır (140). Bu yöntem ilk defa 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve o zamandan beri statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (141). Bu sayısal yaklaşım yöntemi her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da, bilgisayar

teknolojisindeki gelişmelere paralel bir şekilde, dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan, sonlu elemanlar yöntemi ile bir yapının, bir, iki veya üç boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilir(141).

Sonlu eleman analizinde, analiz edilecek canlı ve cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktararak gerçeğe en yakın şekilde modellemesi yapılır. Tüm model, matematiksel olarak anlamlı daha basit geometrik parçalara (elemanlara) bölünür. Elemanlar birbirlerine düğümlerle bağlı olup değişik geometrik şekillerde olabilir. Düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır. Kuvvet dağılımı hesaplaması, yapının tamamı yerine, her eleman için ayrıca bulunacağından dolayı hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan gerilimler (stress), gerinimler (strain) ve yer değiştirmeler (displacement) ölçülebilmektedir (9,141).

Diş hekimliğinde sonlu eleman analiz yöntemi şu alanlarda kullanılmıştır(142):

- Dental materyaller
 - Diş ve katmanları (mine,dentin ve sement)
 - Amalgam
 - Kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve yapıştırma simanları
 - Cam, seramik ve zirkonya sistemler
 - Metaller ve metalik sistemler
 - Post ve kanal dolgu maddeleri
- Oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi
 - Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi
 - Temporomandibular eklem mekaniği
 - Periodontal ligament, alveol kemik, trabeküler kemik ve kortikal kemik

- İmplant materyalleri, mini vida ve plak
- Ortodontik tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler
- Konservatif ve endodontik tedaviler, kavitelerin modellenmesi, kole defektleri, kök kanal sisteminin modellenmesi, kanal içi stresler, kanal eğeleri, irrigasyon sistemleri ve iğneleri
- Dental restorasyonlar
 - Dolgu materyalleri
 - Kron ve köprü protezleri
 - Sabit ve parsiyel protezler
 - Dental implantlar
- Dizayn özellikleri
- Materyal özellikleri
- Kuvvet yükleme ve diğer parametreler
- Osseointegrasyon

Sonlu eleman analizi ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenmesi sayesinde, uygulanacak sanal yükler altında, protetik üst yapı, implantlar ve çevresindeki kemik yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir (143).

1.1.1.1.1 Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantajları

1. Sonlu elemanlar yöntemi ile analizi yapılacak bir cisim temsil edilebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde dahi analizi güvenilir olabilir
2. Çok bağlantılı kısımlar (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeli olan cisimler de zorluk çekilmeksizin analiz yapılabilir.
3. Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk getirmez. Geometrideki ve malzemenin yapısındaki bozukluklar, zamana bağlı değişken özellikler gibi malzeme özellikleri kolaylıkla değerlendirilebilir.

4. Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, sorunu basitleştirir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanır.
6. Sonlu eleman metodunun çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.

1.1.1.1.2 Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları

1. Programların maliyetleri yüksektir.
2. Programlar patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi vardır.
3. Bu programlara sıkça güncelleme yapılmalıdır.
4. Programların kullanılabilmesi için iyi bir bilgisayar donanımına sahip olmak gerekir. Bu sebeple, programın kullanıldığı bilgisayarın maliyeti de artar.
5. Canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişiklikler gösterebilen faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (144)

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir:

Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda ‘eleman’ olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile

ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktalarının belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi gereklidir (141,145).

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, ‘düğüm’ olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilmektedir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışlarını verir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir (141). Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar, geometrilerine göre; üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır (141,145).

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

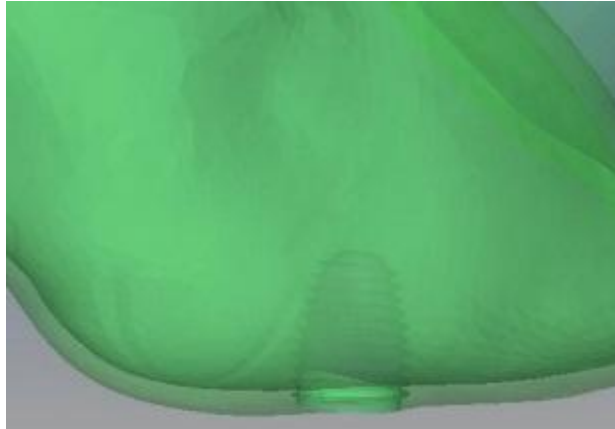
Düğüm noktalarının ve elemanlarının koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapabildiği gibi kullanıcıya da mesh üretme imkanı tanımaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceğidir, nasıl mesh edileceğidir (141).

2. MATERYAL VE METHOD

Bu çalışmada ileri derecede atrofik posterior maksilla bölgesine residüel kemik yüksekliğini artırmadan, ileri cerrahi uygulanmadan farklı yiv şekilli ve farklı materyal özellikli kısa implantların dik ve oblik yükler altında kortikal, trabeküler kemik ve implant dayanağı üzerinde oluşan stres değerleri, dağılımları incelenmiştir.

Maksiller kemik modellemesi için BT (Bilgisayarlı Tomografi) incelemesi yapılmış hasta kayıtları kullanılmıştır. BT kayıtları arasından çalışmada kullanılmaya uygun nitelikteki maksiller tam dişsizliğe sahip bir olgu seçilerek modelleme için kullanılmıştır. Birer mm'lik kesitler alınarak elde edilmiş BT verileri medikal görüntü formatı DICOM'a (Digital Imaging and Communications in Medicine) dönüştürülmüştür. Bu amaçla Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 300 GB Hard Disk, 4.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 İşletim sistemi olan bilgisayardan yararlanılmıştır. Kesitlerin modele dönüştürülmesi amacıyla Marc 2005 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, USA) bilgisayar programı kullanılmıştır. Maksilla modelinde kortikal kemik kalınlığı 1 mm'dir. Analizler sonunda elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilmiştir. Tüm stres değerleri, renk ve miktar skalaları ile gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar daha sonra karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

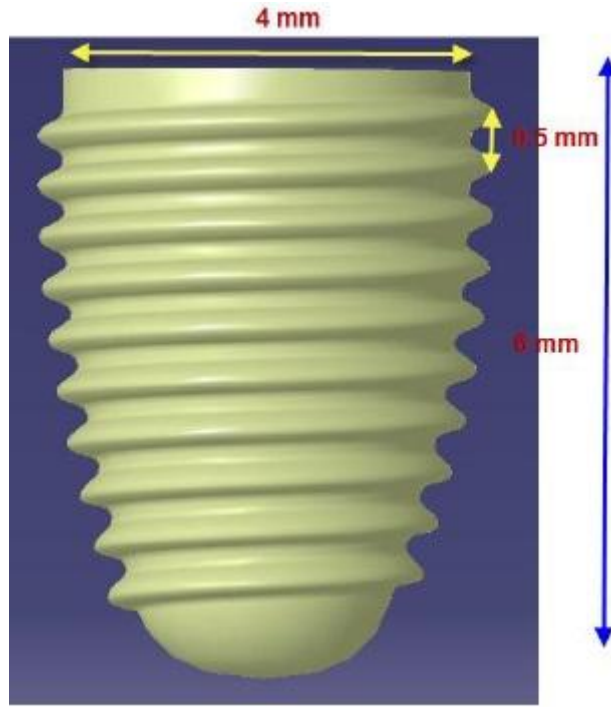
2.1. Çalışmada Kullanılan İmplantlar ve Çalışma Modelleri



Şekil 2.1. İmplantın kemik içindeki görüntüsü

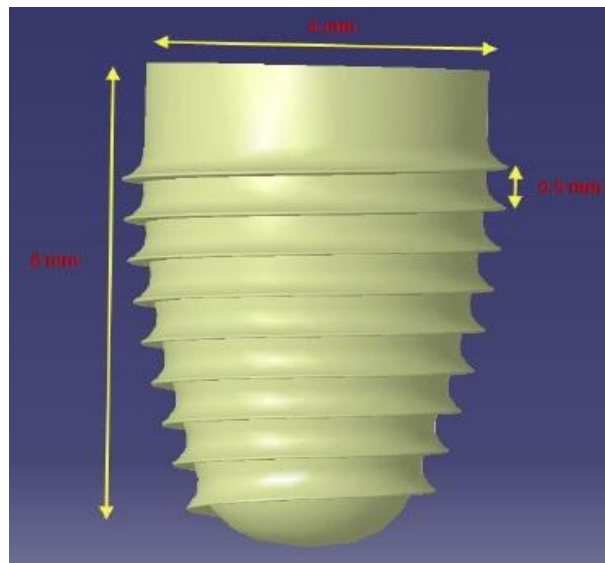
Bu çalışma için 4 farklı yiv şekline ve 2 farklı materyal özelliğine sahip 4*6 mm'lik kısa,konik implant modeli oluşturulmuştur. Bu implantlar;

1. V şekilli yiv formundaki implant modeli;



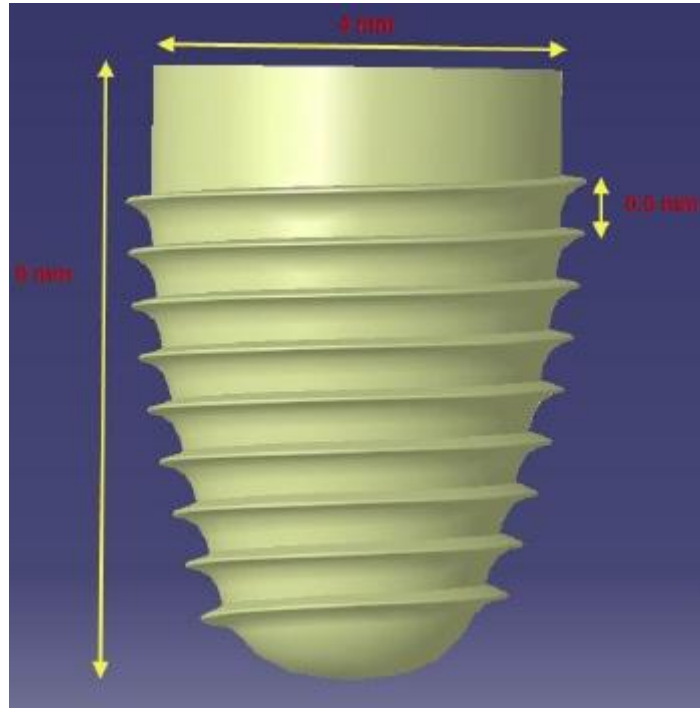
Şekil 2.2. V şekilli yive sahip implantın model resmi

2. Payanda yiv formundaki implant modeli;



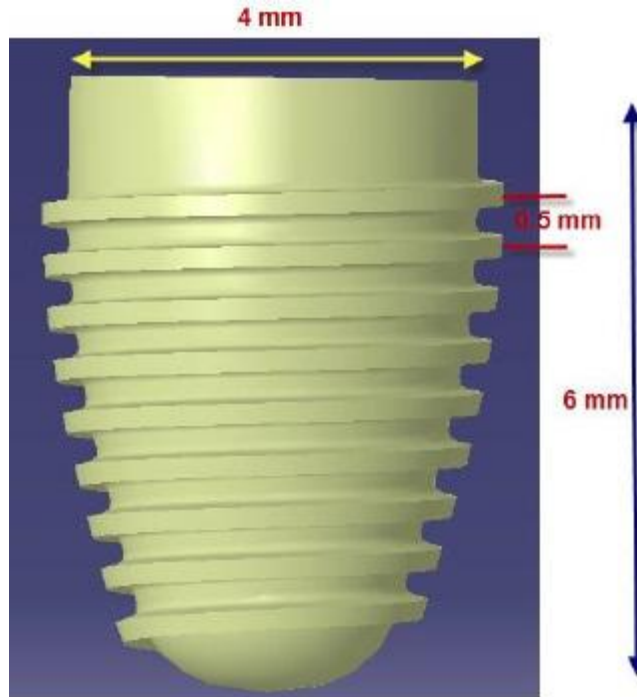
Şekil 2.3. Payanda (buttress) şekilli implantın model resmi

3. Ters-payanda yiv formundaki implant modeli;



Şekil 2.4. Ters-payanda (reverse-butress) şekilli implantın model resmi

4. Kare yiv formundaki implant modeli;



Şekil 2.5. Kare şekilli implantın model resmi

Şekillerde gösterilen 4 farklı yiv tasarımı, zirkonyum ve titanyum olmak üzere iki farklı implant materyali ile toplamda bu çalışma için 8 farklı çalışma modeli

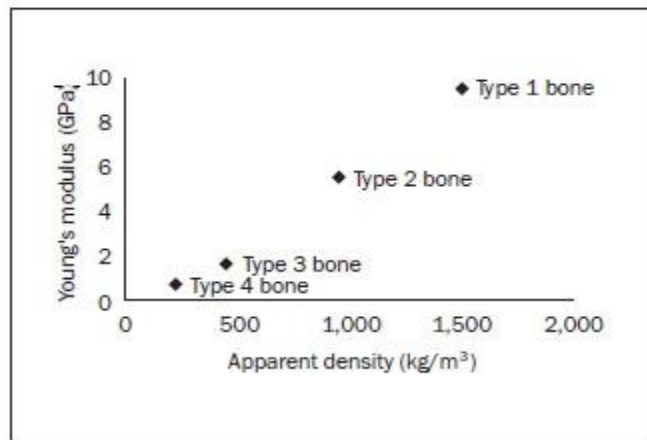
oluşturulmuştur. Bu çalışma modellerine dik ve oblik olmak üzere iki farklı yükleme yapılmıştır. Sonuç olarak 16 adet çalışma grubumuz vardır. Bu çalışmadaki, çalışma grupları Tablo 2.1’de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Çalışma modelleri

V şekilli	Titanyum (Vt)	Dik (Vt dik)
		Oblik (Vt oblik)
	Zirkonyum (Vz)	Dik (Vz dik)
		Oblik (Vz oblik)
Payanda	Titanyum (Pt)	Dik (Pt dik)
		Oblik (Pt oblik)
	Zirkonyum (Pz)	Dik (Pz dik)
		Oblik (Pz oblik)
Ters Payanda	Titanyum (TPt)	Dik (TPt dik)
		Oblik (TPt oblik)
	Zirkonyum (TPz)	Dik (TPz dik)
		Oblik (TPz oblik)
Kare	Titanyum (Kt)	Dik (Kt dik)
		Oblik (Kt oblik)
	Zirkonyum (Kz)	Dik (Kz dik)
		Oblik (Kz oblik)

2.2. Kullanılan Materyal Özellikleri

Kortikal ve trabeküler kemik izotropik, homojen, lineer elastik olarak kabul edilmiştir.



Şekil 2.6. Kemik yoğunluğu ve elastisite modülü arasındaki bağlantı (149)

Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan elastisite modülü ve poisson oranları

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Titanyum	110 000	0.35	(146-151)
Zirkonyum	210 000	0.31	(84,152)
Kortikal Kemik	13 700	0.30	(149,151)
Trabeküler Kemik (D4)	1 100	0.30	(86,149,153)

2.3. Sınır Koşulları

Birleştirilmiş olan model üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran bu modelin analizlerini yapabilmek için uygun noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir.

2.4. Yükleme Koşulları

İmplant modellerinde kron üzerinden uygulanan yükler iki farklı açıda verilmiştir.

Vertikal yükleme : Dişin uzun ekseninde, dik olarak santral fossadan implantın merkezine doğru yaklaşık 2 mm²'lik alana 100 N'luk bir kuvvet uygulanmıştır.

Oblik yükleme : Maksiller molar dişlerin fonksiyonel kuspı olan palatinal tüberküle distopalatinal yönde yaklaşık 2 mm²'lik alana 100 N'luk bir kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme koşulunda implantın uzun eksenine 30°'lik açıyla bir yükleme yapılmıştır.

2.5. Modellerin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda 8 modele 2 farklı kuvvet uygulanmasıyla 16 adet çözümleme yapılmıştır. Bu çözümlerlerin her biri içi implant, kortikal ve trabeküler kemik

tabakaları için *Von Misses*, *Maksimum* ve *Minimum Principle Stres* değerleri elde edildi. İmplantlar üzerinde oluşan stresler incelenirken Von Misses stres değerleri, kemik üzerinde oluşan stresler incelenirken ise Maksimum ve Minimum Principal stres değerleri dikkate alındı.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Bu analizde üç boyutlu yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürölür. Elde edilen sonuçlar mevcut literatür bilgileri ışığında, dikkatlice incelenir ve yorumlanır.

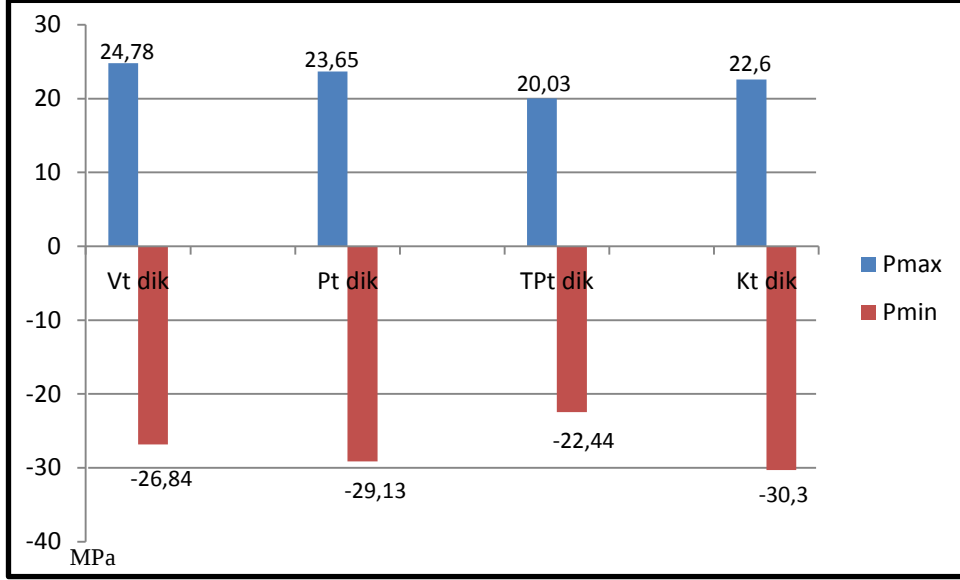
3. BULGULAR

Çalışmadaki implantlar; 4 farklı yiv şeklindeki ve 2 farklı materyalden yapılmış implantlar, iki farklı yükleme koşulu altında karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak Tablo 2.1’deki gibi 16 adet çalışma grubumuz vardır.

3.1. Stres Değer Tabloları

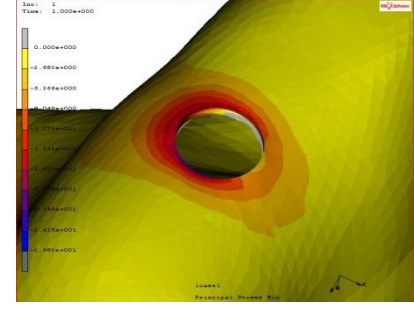
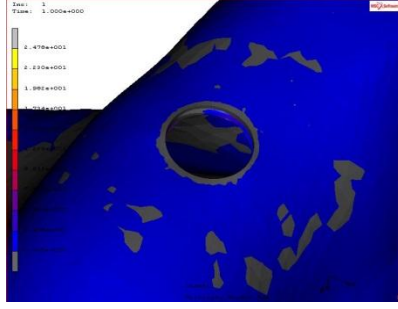
Kemik gibi kırılğan özellikte dokuların stres değerleri incelenirken *Principal* stres değerinden yararlanılmıştır. Titanyum ve zirkonyum implantlar üzerinde yoğunlaşan streslerin değerlendirilmesinde ise *Von Misses* stres değerlerinden faydalanılmıştır. *Von Misses* değerleri oluşan streslerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında fikir verirken tipi hakkında fikir vermez. Streslerin sıkışma veya çekme tarzında olup olmadığı hangisinin daha etkin olduğu hakkındaki bilgiler *Principal* stres değerleri ile anlaşılır. Bu stresin pozitif değerleri çekme tipi kuvvetleri negatif değerleri ise sıkışma tipi kuvvetleri ifade eder. Mutlak değeri daha büyük olan stres değeri ise hangi tip kuvvetin daha etkin olduğunu gösterir.

3.1.1. Titanyum İmplantlarda Kortikal ve Trabeküler Kemik Üzerindeki Stres Değer Tabloları

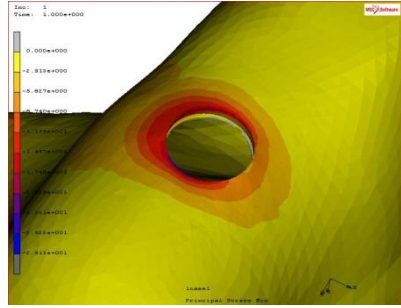
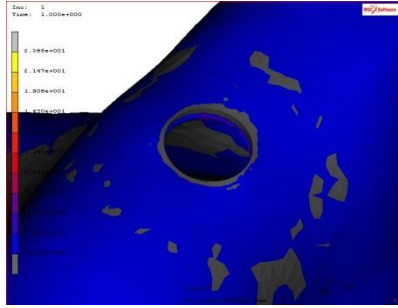


Şekil 3.1. Kortikal Tabakada Dik Yüklemelelerdeki Stres Değerleri

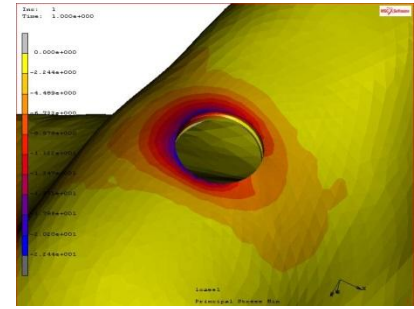
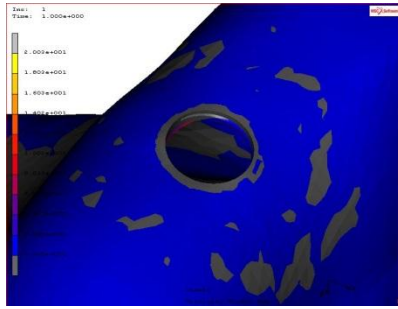
Dik yüklemede kortikal tabakada titanyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 24,78 MPa ile V şekilli yive sahip Vt modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) titanyum implantlar arasında -30,3 MPa ile Kt modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde her model kendi içinde dik yükleme koşulunda kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir.



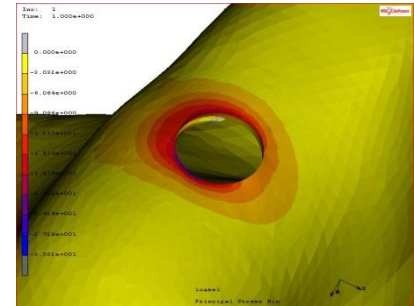
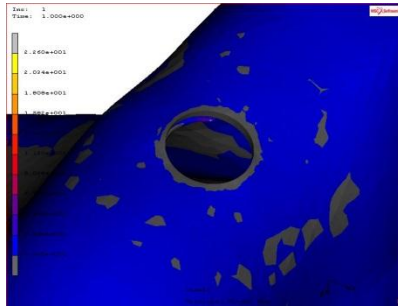
Şekil 3.2. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



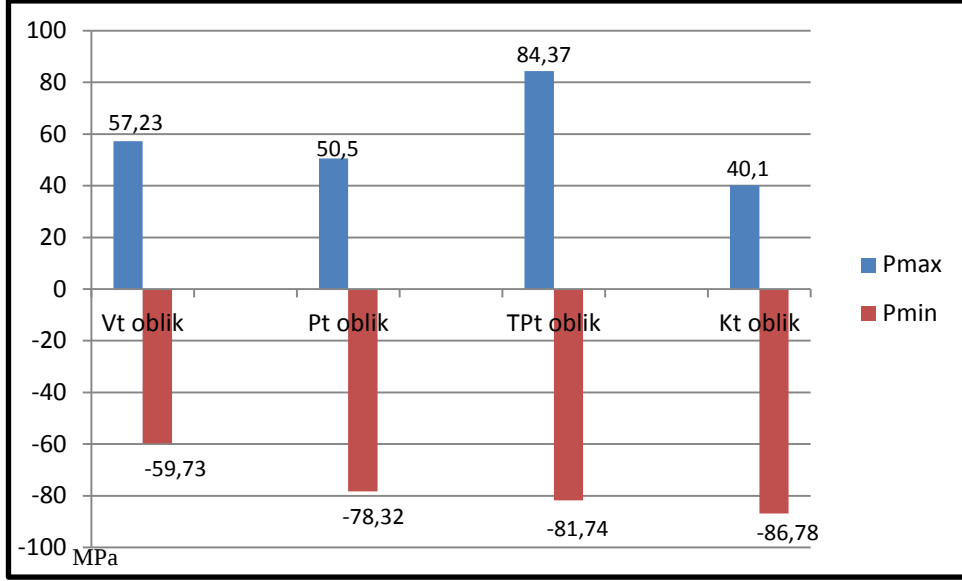
Şekil 3.3. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.4. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

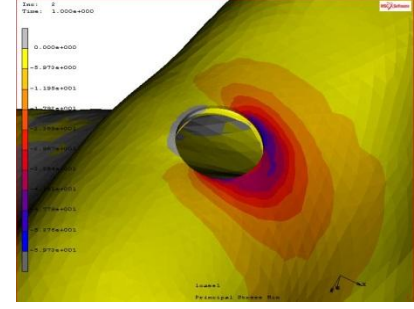
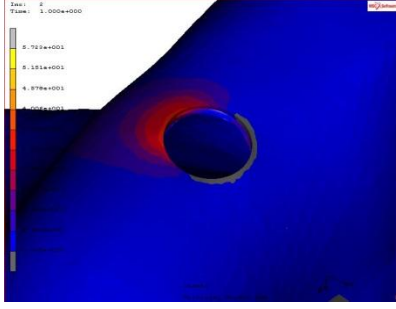


Şekil 3.5. Kortikal Tabaka Dik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

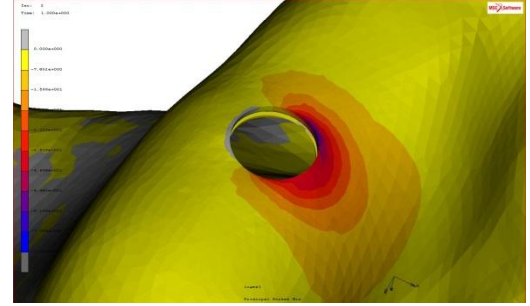
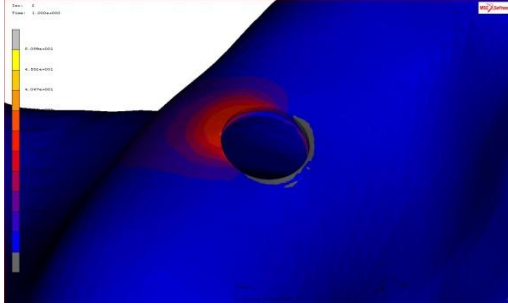


Şekil 3.6. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemelerdeki Stres Değerleri

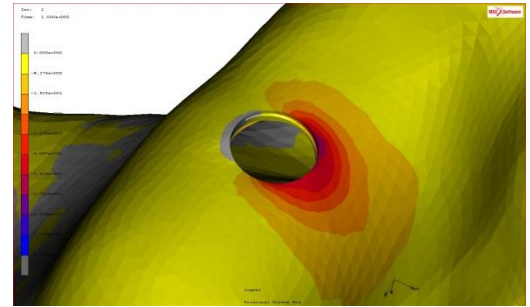
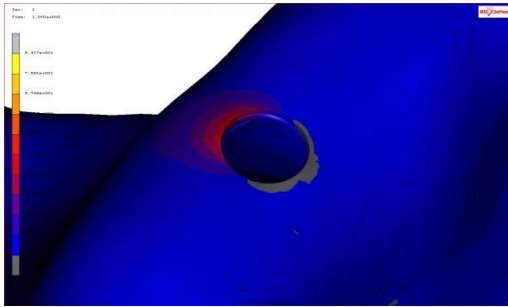
Oblik yüklemede kortikal tabakada titanyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 84,37 MPa ile ters payanda yive sahip TPt modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) titanyum implantlar arasında -86,78 MPa ile Kt modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde her model kendi içinde oblik yükleme koşulunda kortikal kemik tabakasında ters payanda yiv dışında sıkışma tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir.



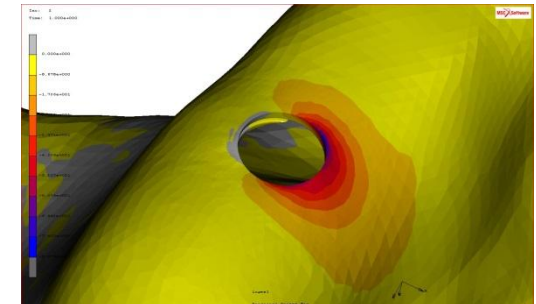
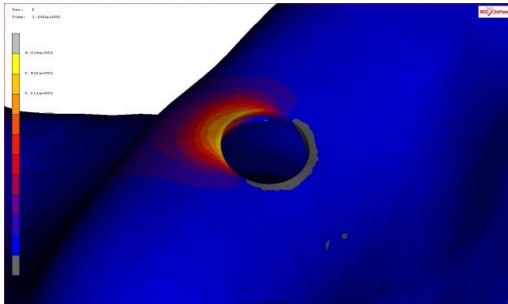
Şekil 3.7. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



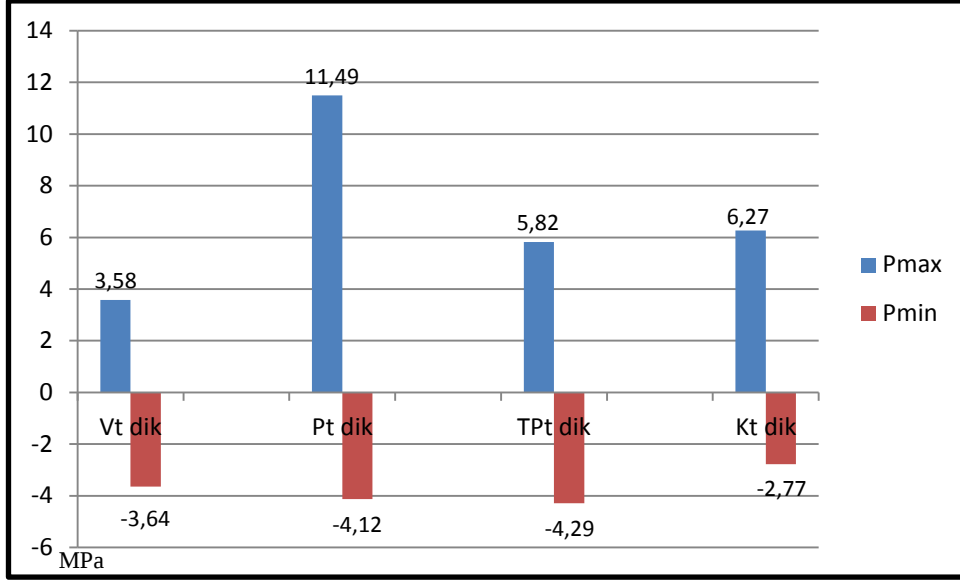
Şekil 3.8. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.9. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

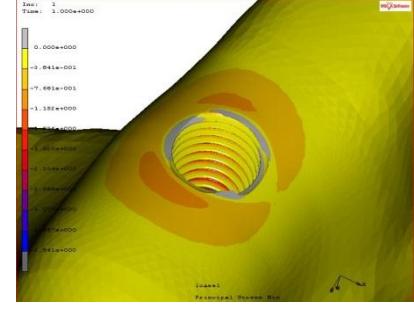
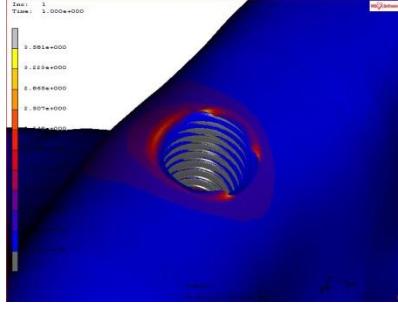


Şekil 3.10. Kortikal Tabaka Oblik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

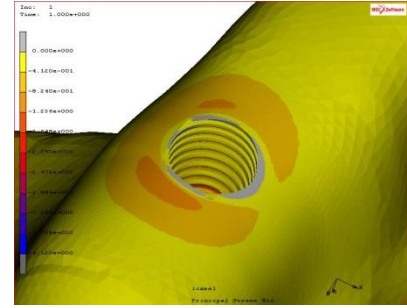
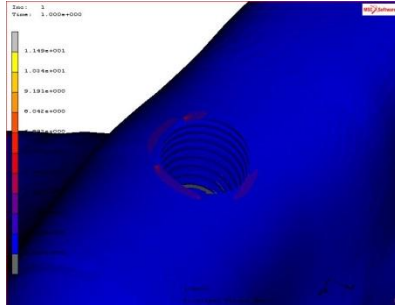


Şekil 3.11. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemelerdeki Stres Değerleri

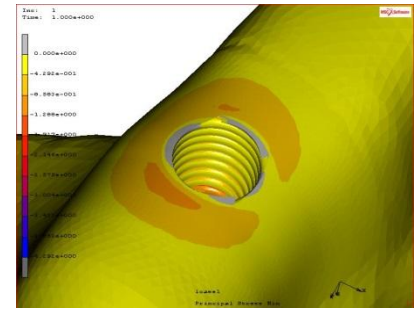
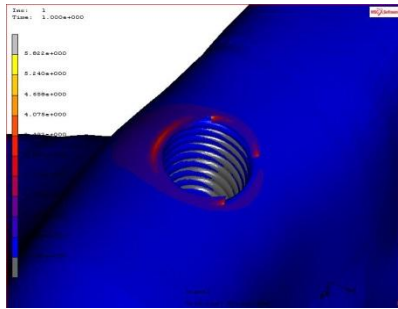
Dik yüklemede trabeküler tabakada titanyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 11,49 MPa ile payanda yive sahip Pt modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) titanyum implantlar arasında -4,29 MPa ile TPt modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde Vt modeli dışındaki modellerde gerilme tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir.



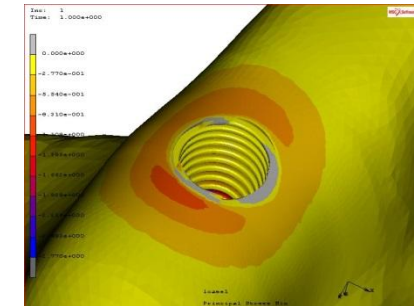
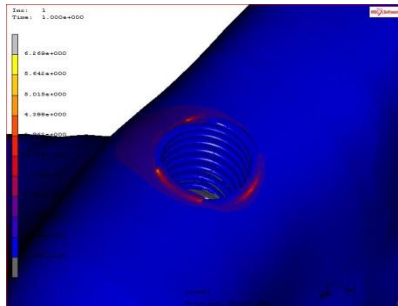
Şekil 3.12. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



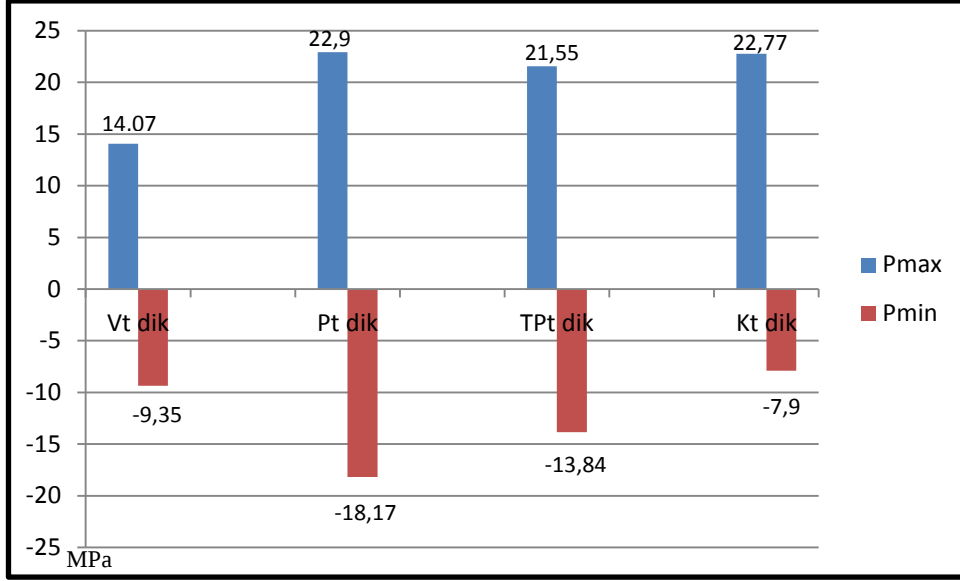
Şekil 3.13. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.14. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

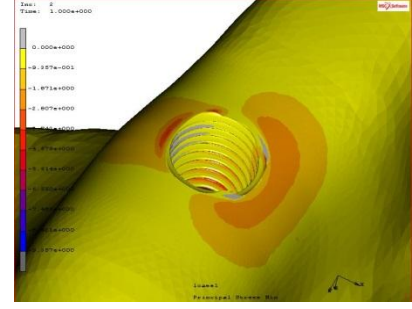
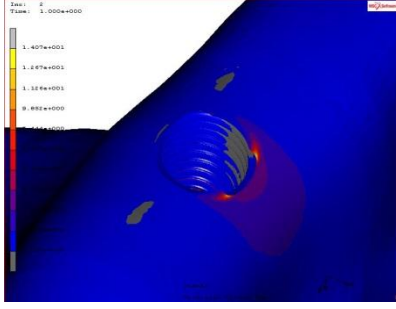


Şekil 3.15. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

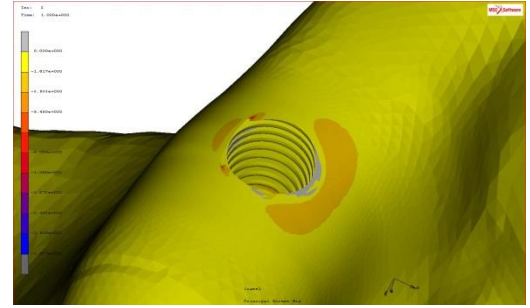
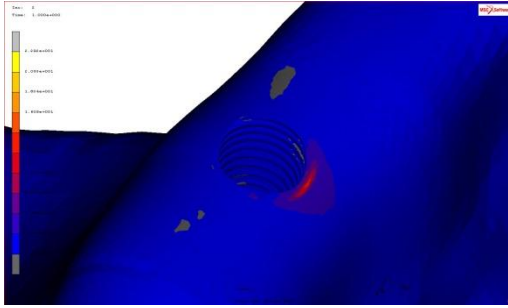


Şekil 3.16. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemelelerdeki Stres Değerleri

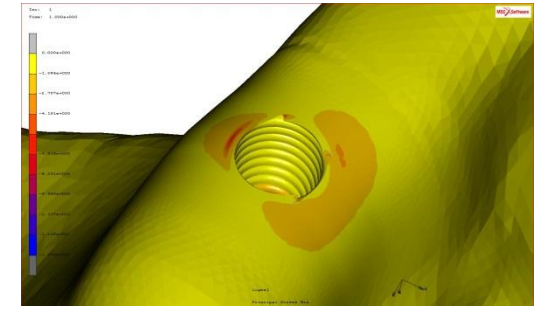
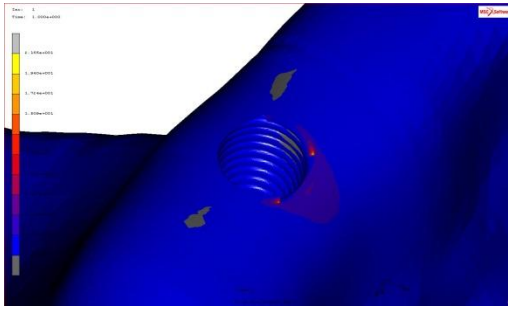
Oblik yüklemede trabeküler tabakada titanyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 22,9 MPa ile payanda yive sahip Pt modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) titanyum implantlar arasında -18,17 MPa ile Pt modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde gerilme tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir.



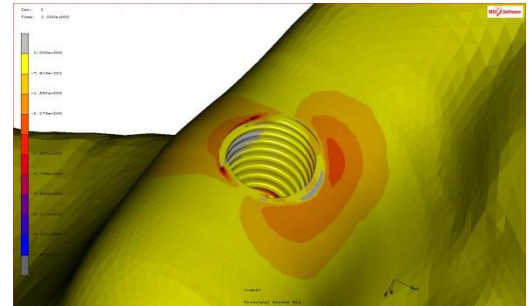
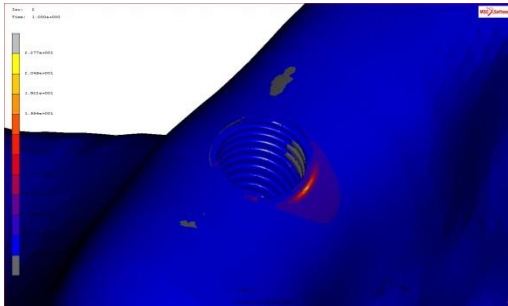
Şekil 3.17. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Vt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.18. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Pt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

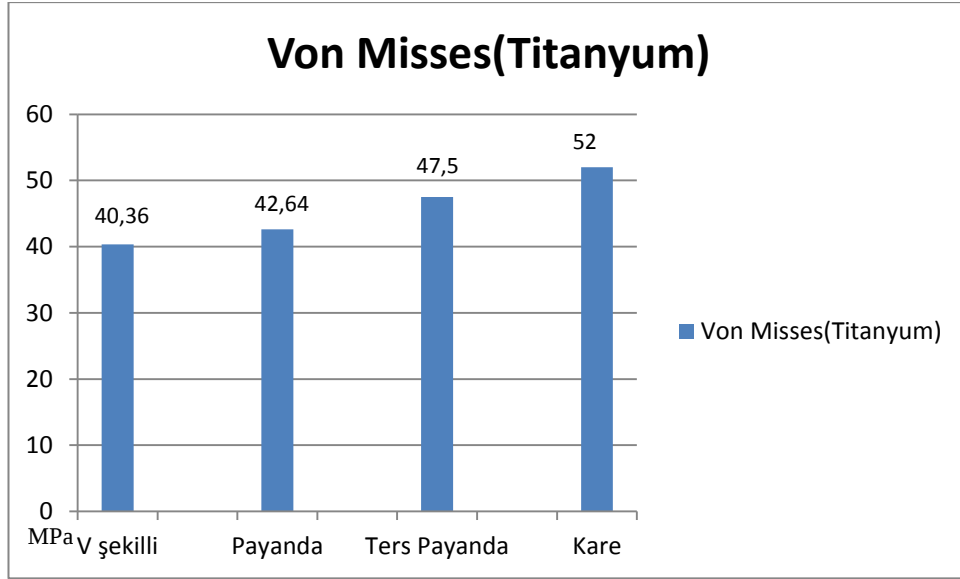


Şekil 3.19. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki TPt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



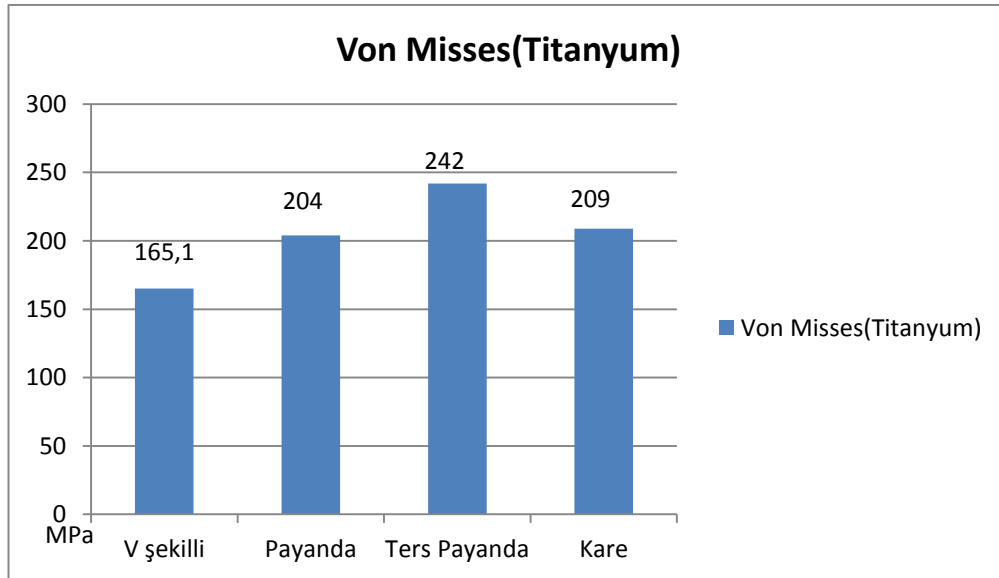
Şekil 3.20. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Kt İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

3.1.2. Titanyum İmplantlarda Oluşan Stres Değer Tabloları



Şekil 3.21. Dik yüklemede titanyum implantlarda oluşan von misses stres değerleri

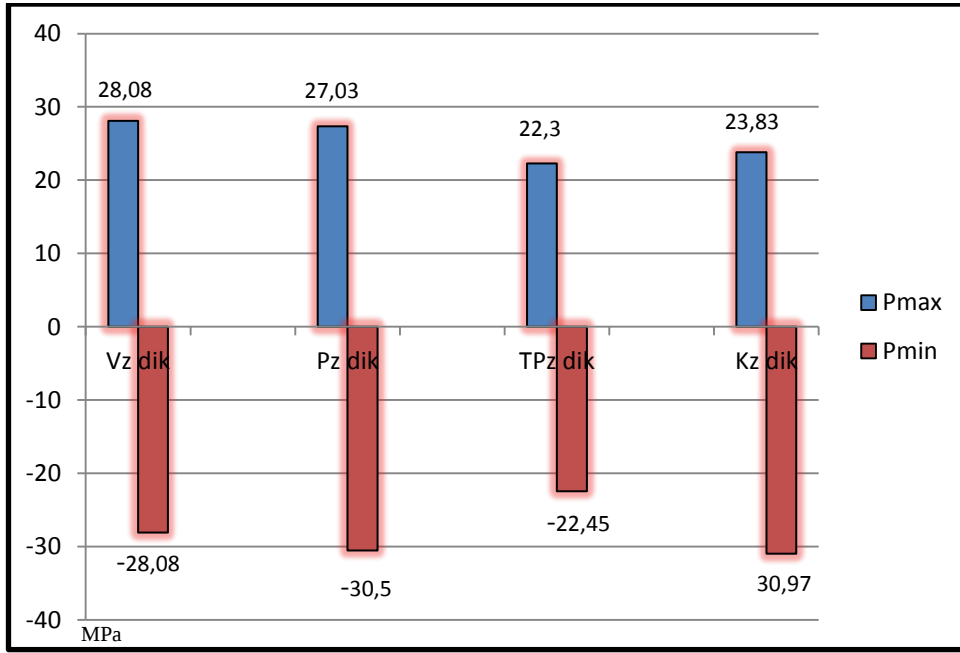
Dik yükleme koşulunda titanyum implantlar arasında en yüksek Von Misses değeri 52 MPa ile kare yiv formuna sahip implantta iken en düşük Von Misses değeri 40,36 MPa ile V şekilli yiv formuna sahip implantta görülmüştür.



Şekil 3.22. Oblik yüklemede titanyum implantlarda oluşan von misses stres değerleri

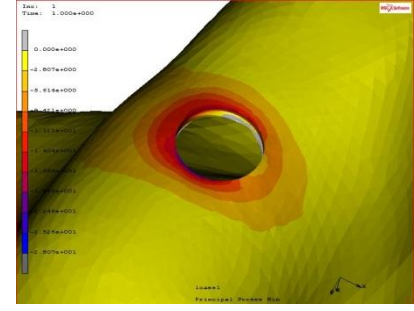
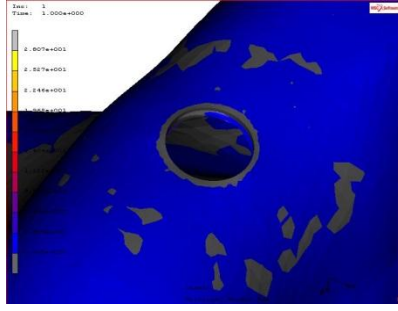
Oblik yükleme koşulunda titanyum implantlar arasında en yüksek Von Misses değeri 242 MPa ile ters payanda yiv formuna sahip implantta iken en düşük Von Misses değeri 165 MPa ile payanda yiv formuna sahip implantta görülmüştür.

3.1.3. Zirkonyum İmplantlarda Kortikal ve Trabeküler Kemik Üzerindeki Stres Değer Tabloları

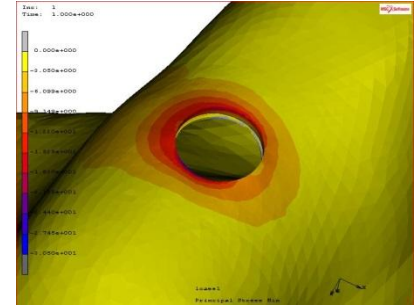
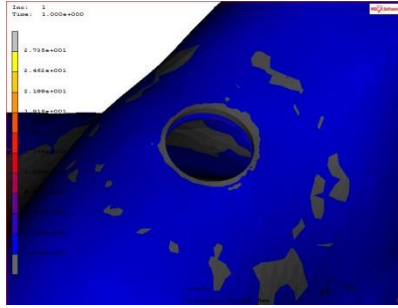


Şekil 3.23. Kortikal Tabakada Dik Yüklemelerdeki Stres Değerleri

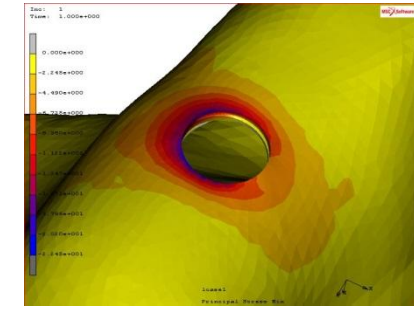
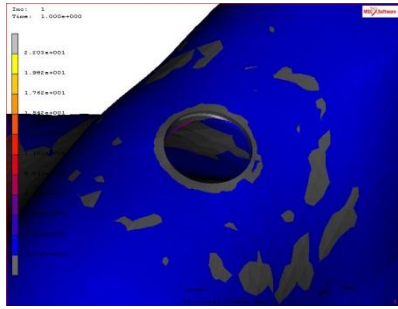
Dik yüklemede kortikal tabakada zirkonyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 28,08 MPa ile V şekilli yive sahip Vz modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) zirkonyum implantlar arasında -30,97 MPa ile Kt modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde Vz modeli dışında, her model kendi içinde dik yükleme koşulunda kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir.



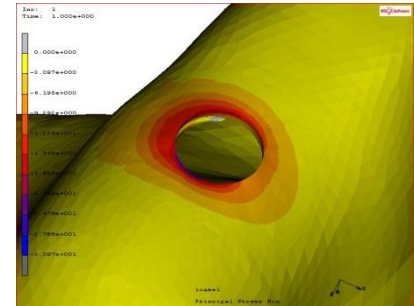
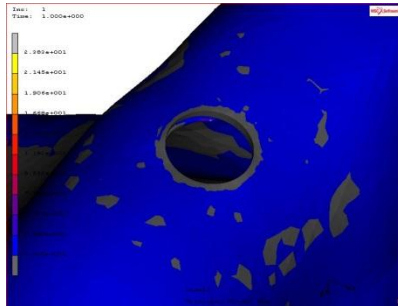
Şekil 3.24. Kortikal Tabakada Dik Yüklemedeki Vz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



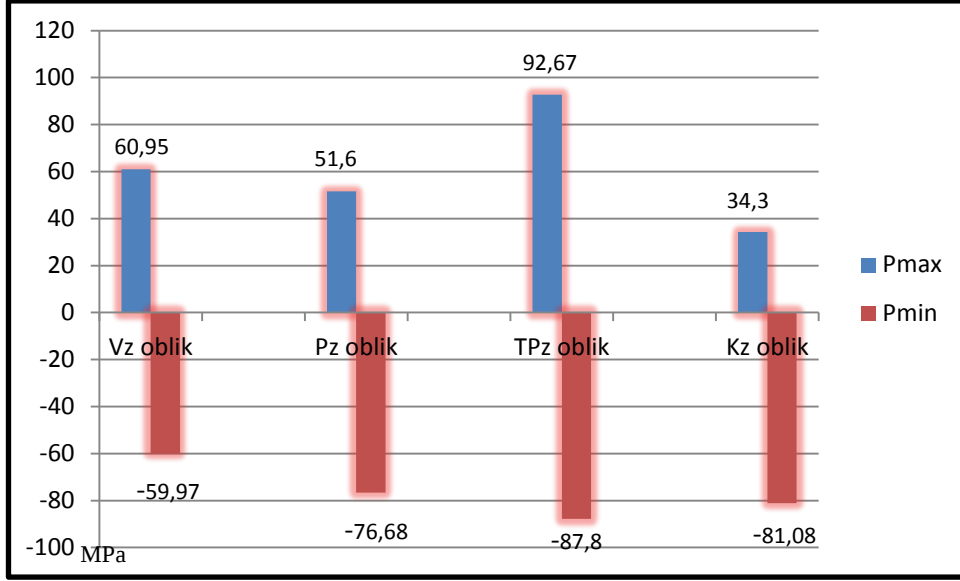
Şekil 3.25. Kortikal Tabakada Dik Yüklemedeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.26. Kortikal Tabakada Dik Yüklemedeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

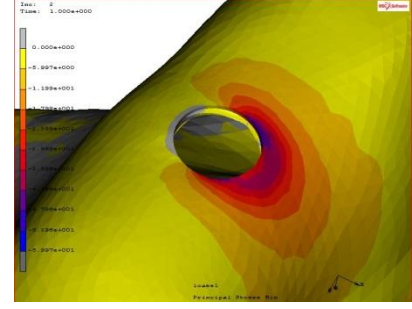
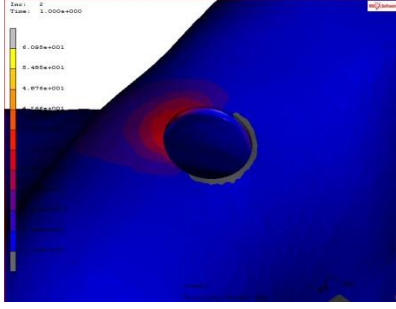


Şekil 3.27. Kortikal Tabakada Dik Yüklemedeki Kz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

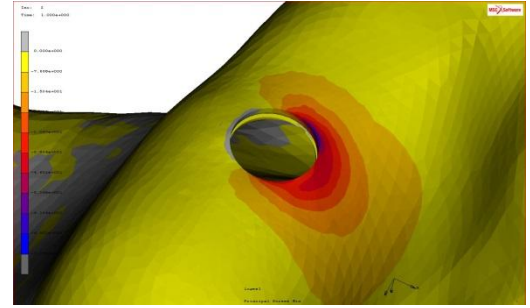
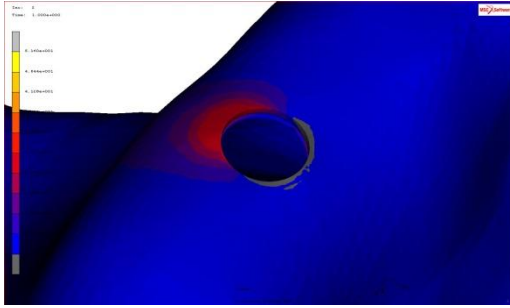


Şekil 3.28. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemelerdeki Stres Değerleri

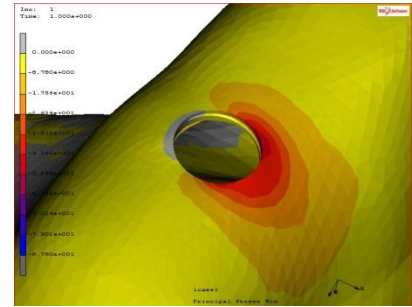
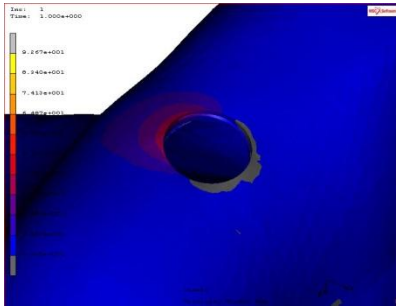
Oblik yüklemelerde kortikal tabakada zirkonyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 92,67 MPa ile ters payanda yive sahip TPz modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) zirkonyum implantlar arasında -87,8 MPa ile TPzt modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde Vz modeli dışında, her model kendi içinde oblik yükleme koşulunda kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir. Vz modelde gerilme kuvveti daha baskın olduğu görülmektedir.



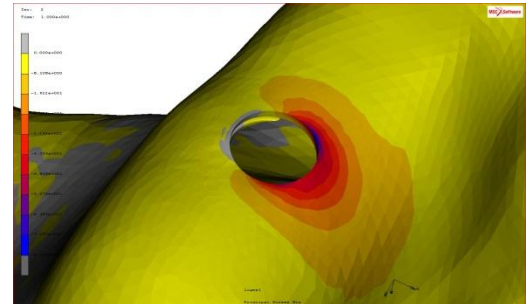
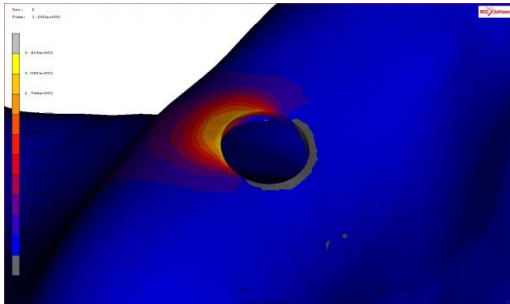
Şekil 3.29. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemedeki Vz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



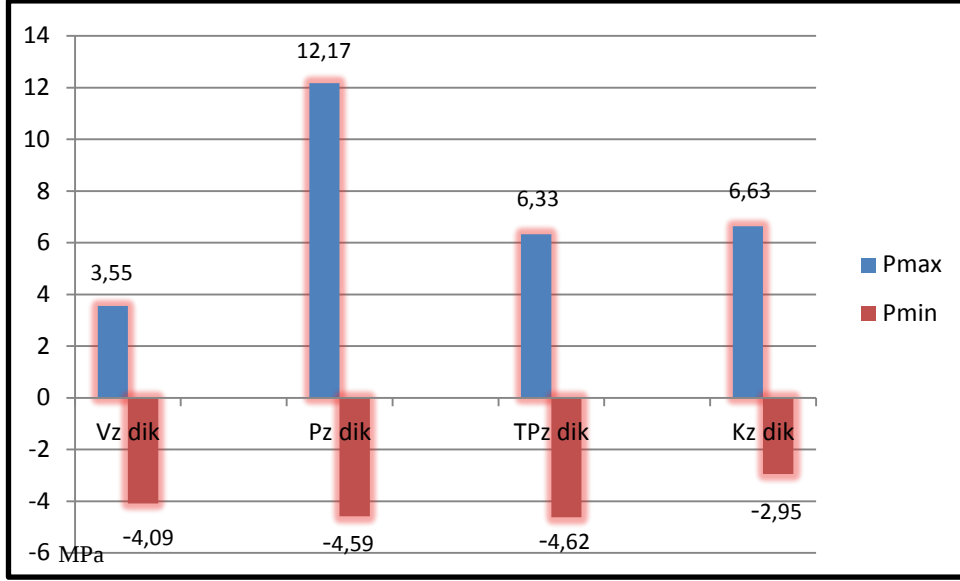
Şekil 3.30. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemedeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.31. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemedeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

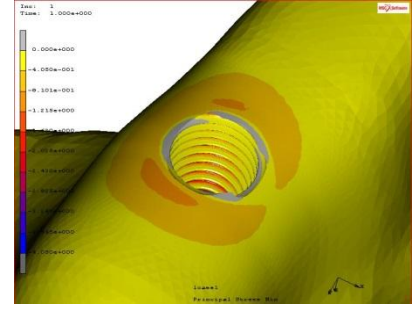
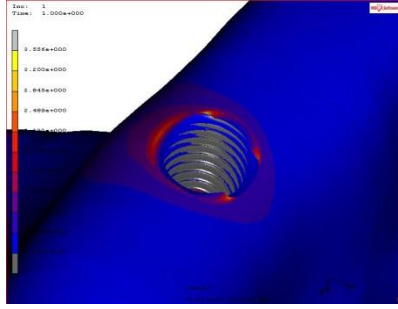


Şekil 3.32. Kortikal Tabakada Oblik Yüklemedeki Kz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

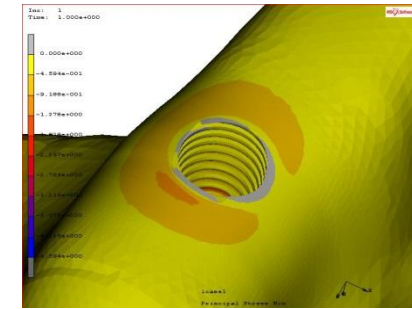
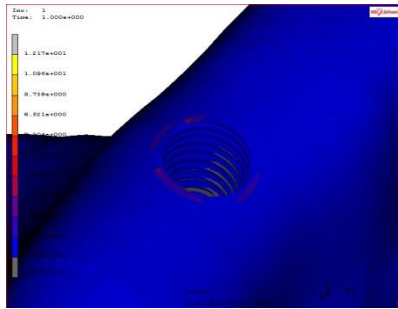


Şekil 3.33. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemelerdeki Stres Değerleri

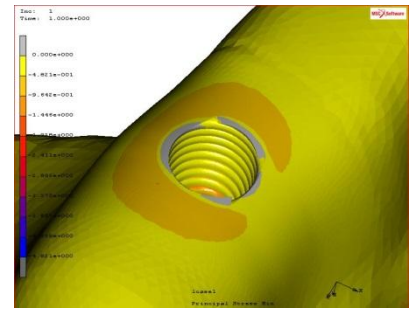
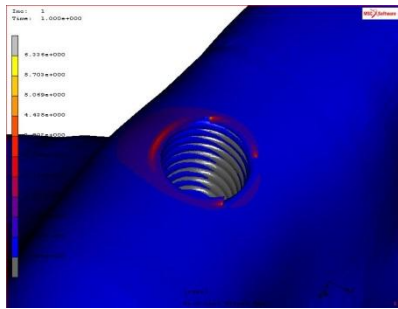
Dik yüklemde trabeküler tabakada zirkonyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 12,17 MPa ile payanda yive sahip Pz modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) zirkonyum implantlar arasında -4,62 MPa ile TPz modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde Vz modeli dışındaki modellerde gerilme tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir. Vz modelinde ise sıkışma tipi kuvvetin daha baskın olduğu görülmektedir.



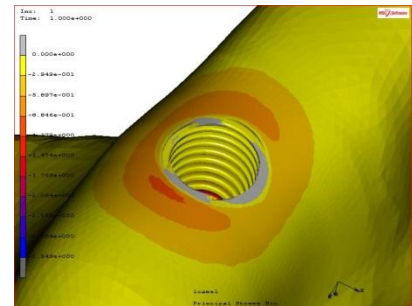
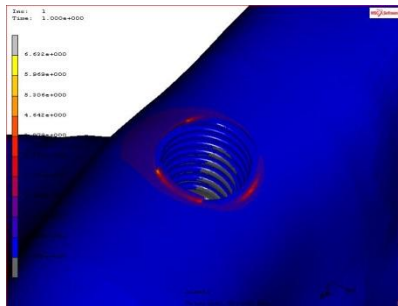
Şekil 3.34. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Vz İmplantının Pmax ve Pmin Stres Değerleri



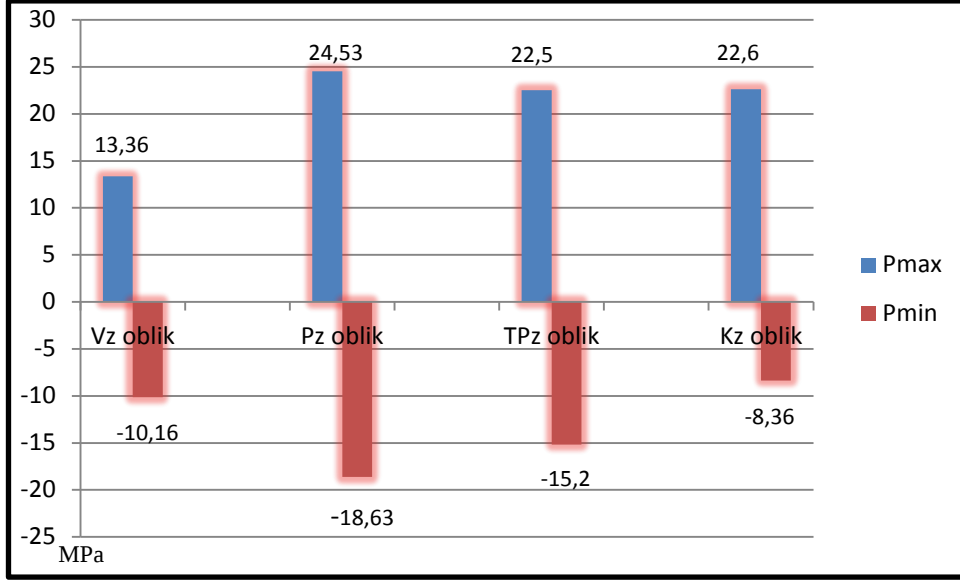
Şekil 3.35. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.36. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

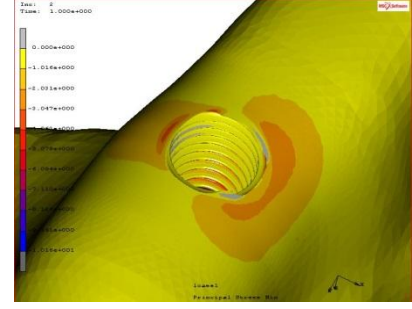
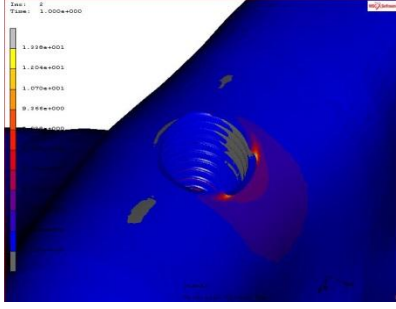


Şekil 3.37. Trabeküler Tabakada Dik Yüklemedeki Kz İmplantının Pmax ve Pmin Stres Değerleri

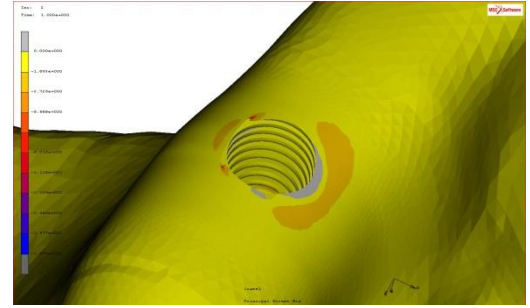
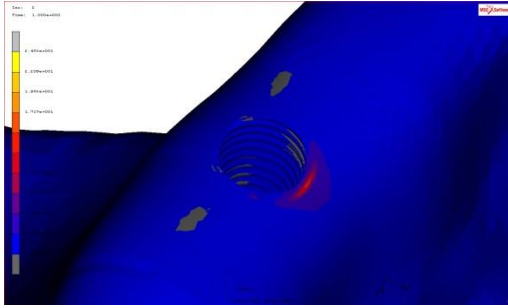


Şekil 3.38. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemelelerdeki Stres Değerleri

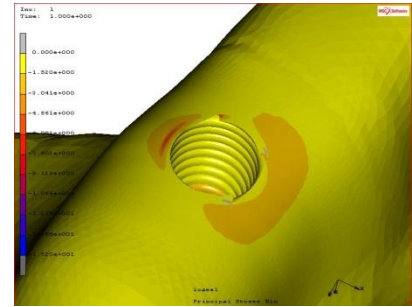
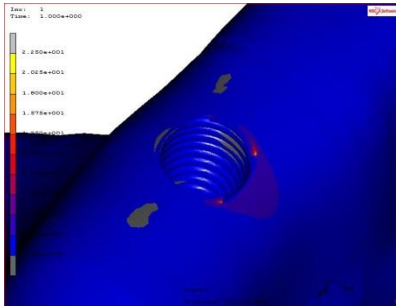
Oblik yüklemede trabeküler tabakada zirkonyum implantlar arasında en yüksek Principal Stres Max (gerilme kuvveti) değeri 24,53 MPa ile payanda yive sahip Pz modelinde bulunmuştur. En yüksek Principal Stres Min (sıkışma kuvveti) zirkonyum implantlar arasında -18,63 MPa ile Pz modelde bulunmuştur. Bu değerlere göre farklı yiv şekillerindeki modellerde gerilme tipi kuvvetlerin daha baskın olduğu görülmektedir.



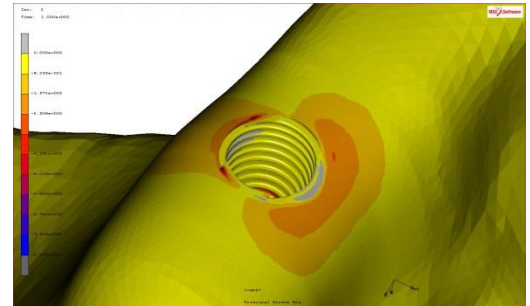
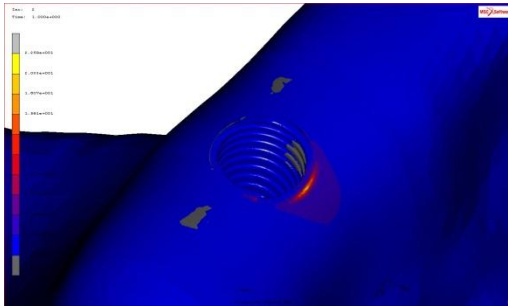
Şekil 3.39. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Vz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



Şekil 3.40. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Pz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

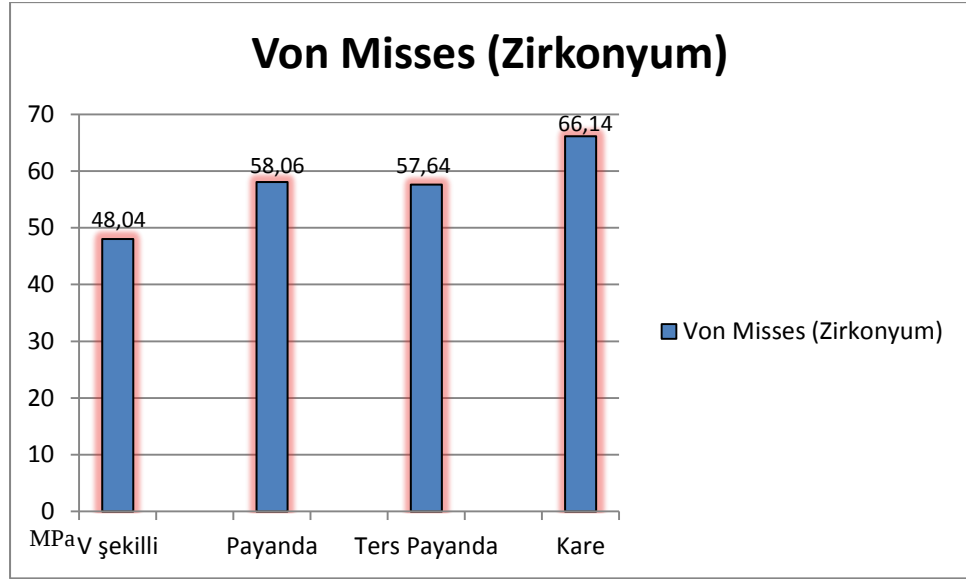


Şekil 3.41. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki TPz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri



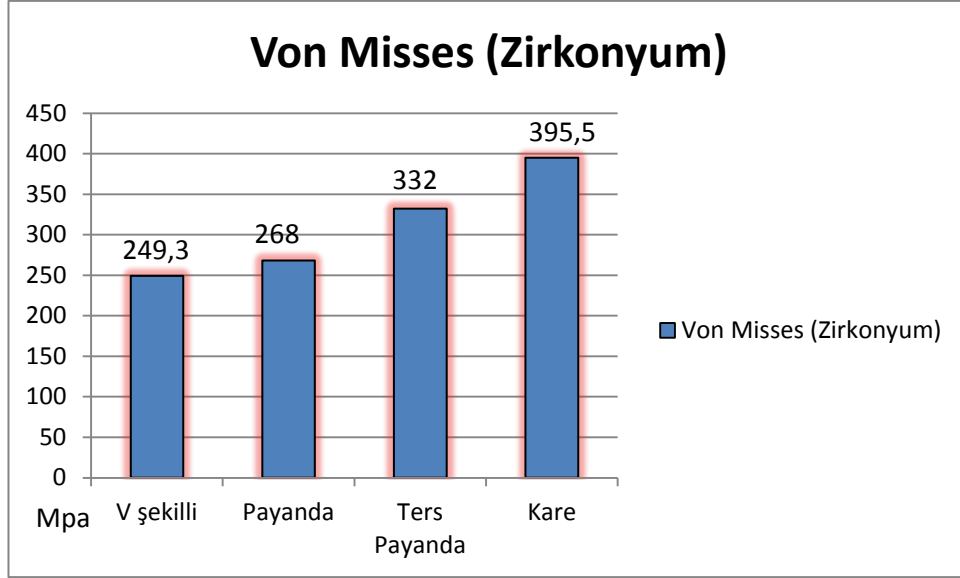
Şekil 3.42. Trabeküler Tabakada Oblik Yüklemedeki Kz İmplantının Oluşturduğu Pmax ve Pmin Stres Değerleri

3.1.4. Zirkonyum İmplantlarda Oluşan Stres Değer Tabloları



Şekil 3.43. Dik yüklemede zirkonyum implantlarda oluşan von misses stres değerleri

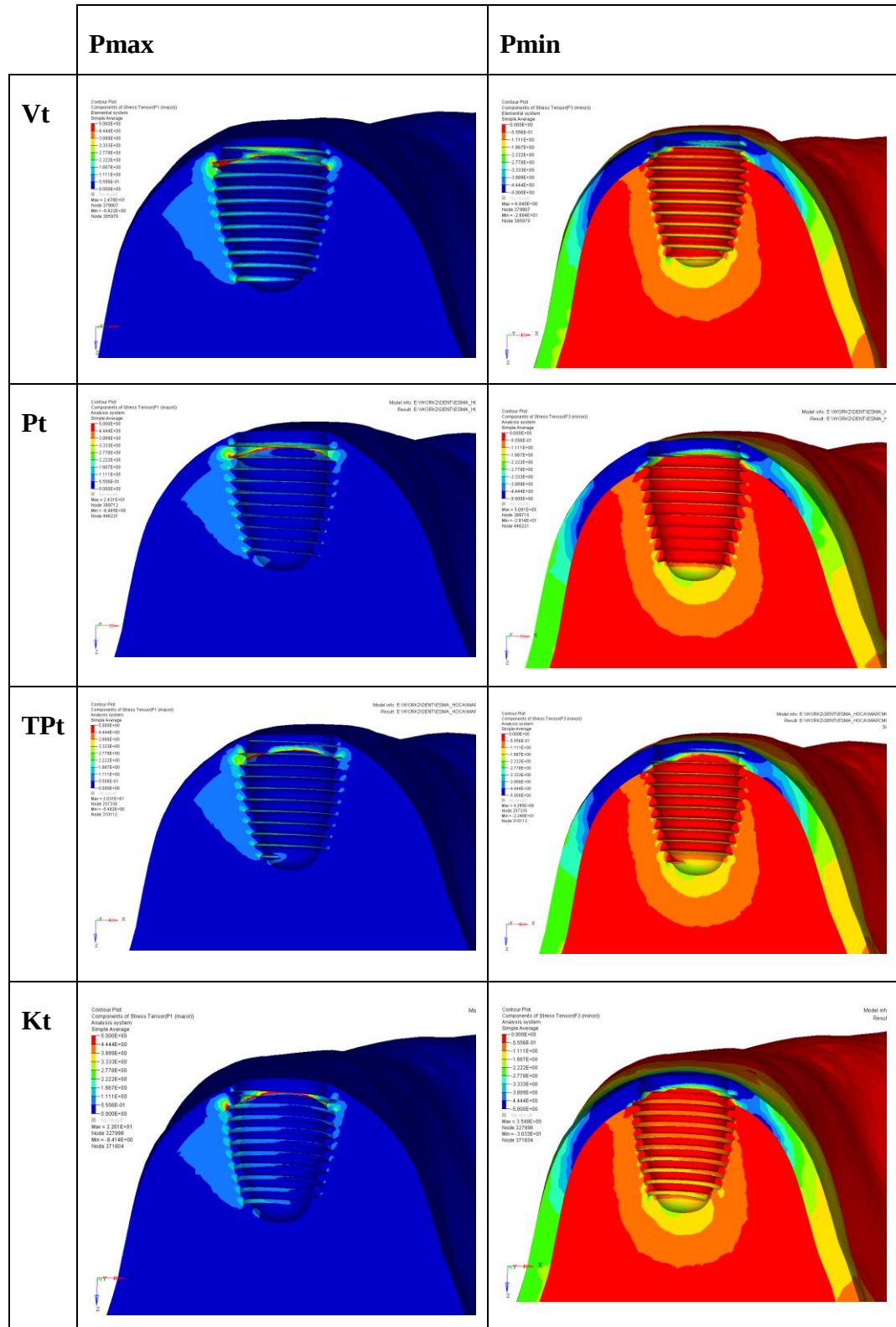
Dik yükleme koşulunda zirkonyum implantlar arasında en yüksek Von Misses değeri 66,14 MPa ile kare yiv formuna sahip implantta iken en düşük Von Misses değeri 48,04 MPa ile V şekilli yiv formuna sahip implantta görülmüştür.



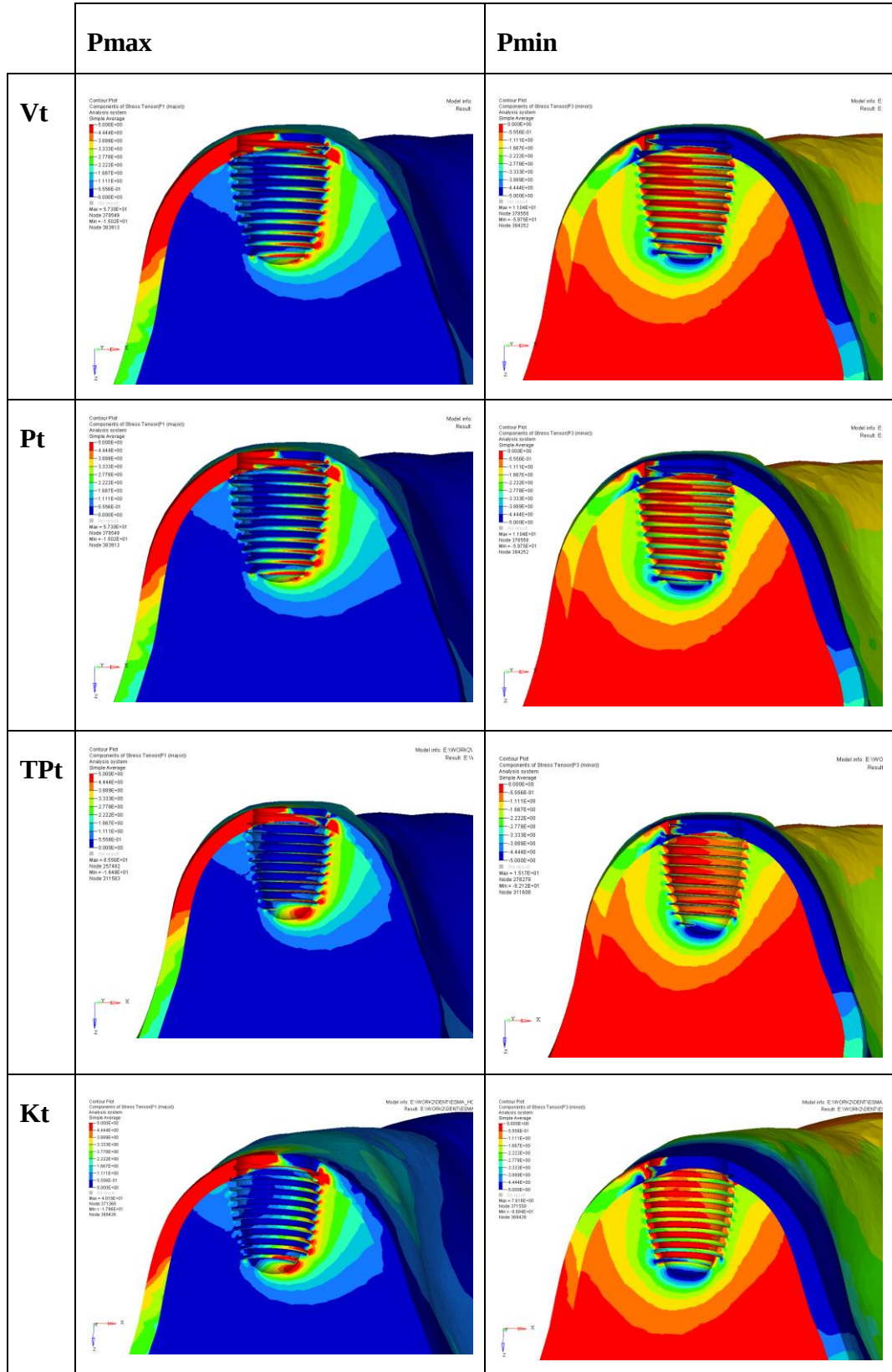
Şekil 3.44. Oblik yüklemede zirkonyum implantlarda oluşan von misses stres değerleri

Oblik yükleme koşulunda zirkonyum implantlar arasında en yüksek Von Misses değeri 395,5 MPa ile kare yiv formuna sahip implantta iken en düşük Von Misses değeri 249,3 MPa ile v şekilli yiv formuna sahip implantta görülmüştür.

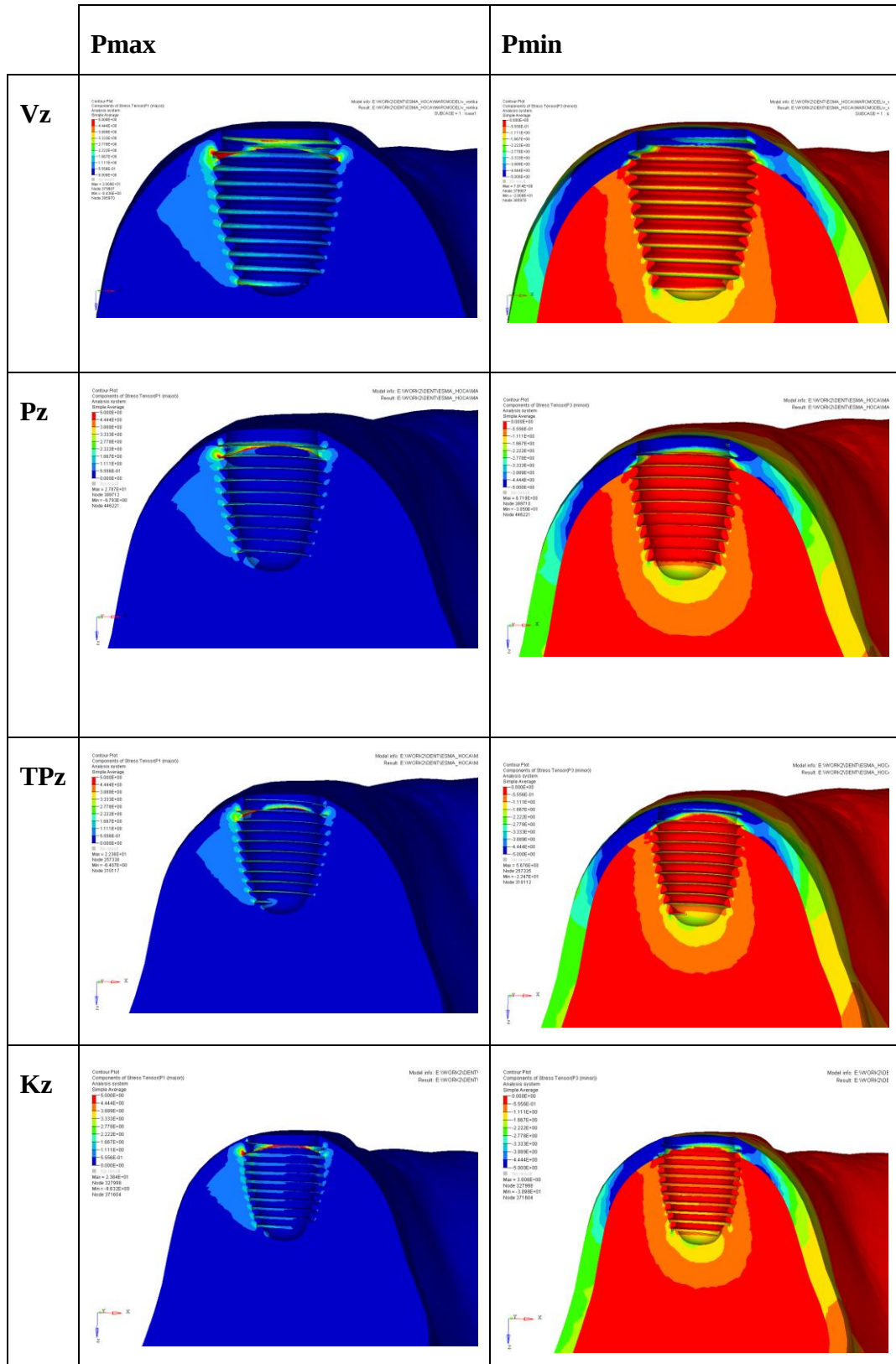
Tablo 3.1. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum İmplantlarda (Vt, Pt, TPt, Kt) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler



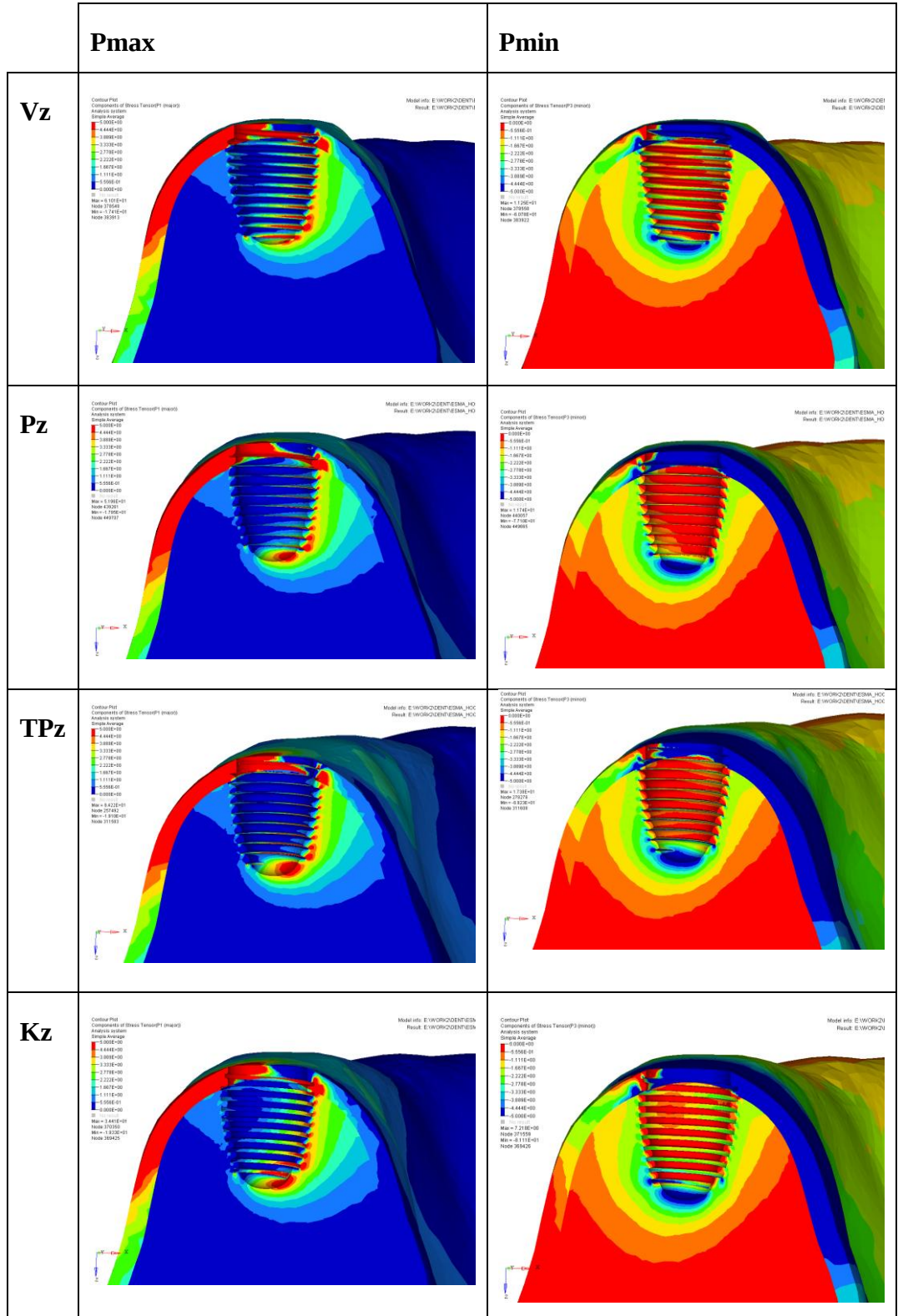
Tablo 3.2. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum İmplantlarda (Vt, Pt, TPt, Kt) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler

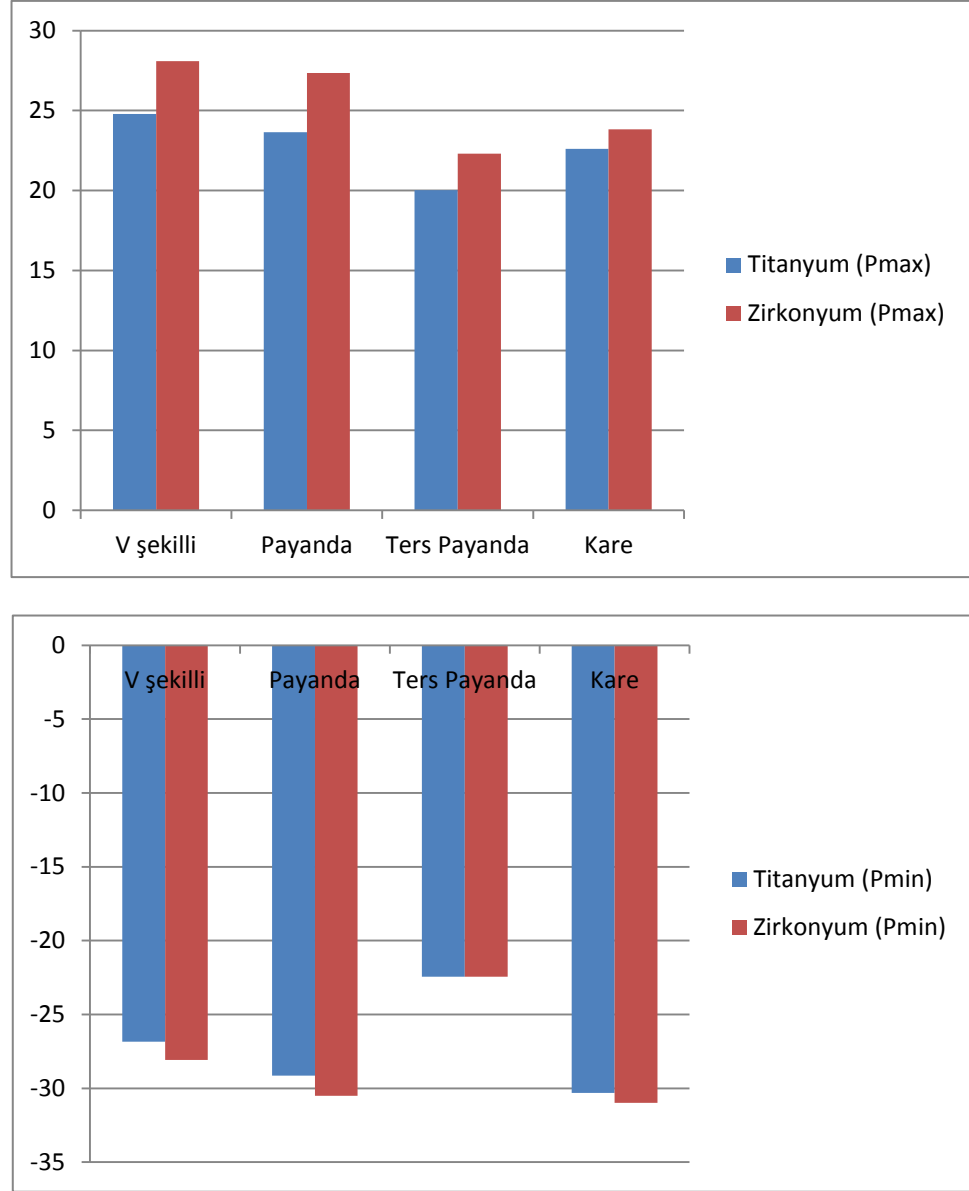


Tablo 3.3. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Zirkonyum İmplantlarda (Vz, Pz, TPz, Kz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler



Tablo 3.4. Kortikal ve Trabeküler Kemik Seviyesinde Zirkonyum İmplantlarda (Vz, Pz, TPz, Kz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler





Şekil 3.45. Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda dik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum V Şekilli Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Vt, Vz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum V şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (Vz 28,08 MPa > Vt 24,78 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (Vz 28,08 MPa > Vt 26,84 MPa).

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Pt, Pz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

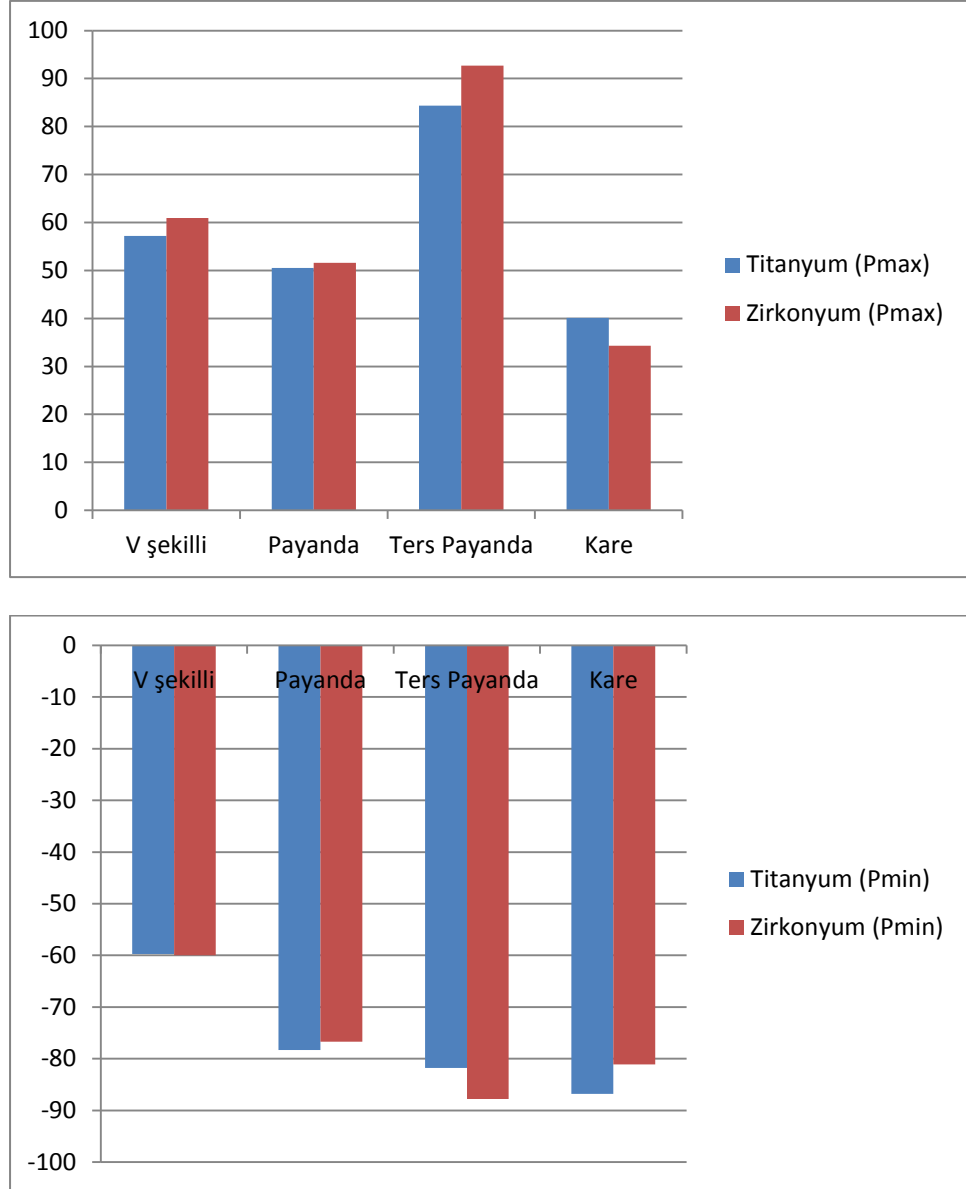
Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum payanda şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (Pz 27,03 MPa > Pt 23,65 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (Pz 30,05 MPa > Pt 29,13 MPa).

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Ters Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (TPt, TPz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum ters payanda şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (TPz 22,3 MPa > TPt 20,03 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (TPz 22,45 MPa > TPt 22,44 MPa).

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Kare Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Kt, Kz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum kare şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (Kz 23,83 MPa > Kt 22,6 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (Kz 30,97 MPa > Kt 30,3 MPa).



Şekil 3.46. Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda oblik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum V Şekilli Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (V_t , V_z) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum V şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (V_z 60,95 MPa > V_t 57,23 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma

tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($V_z 59,97 \text{ MPa} > V_t 59,73 \text{ MPa}$).

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Pt, Pz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

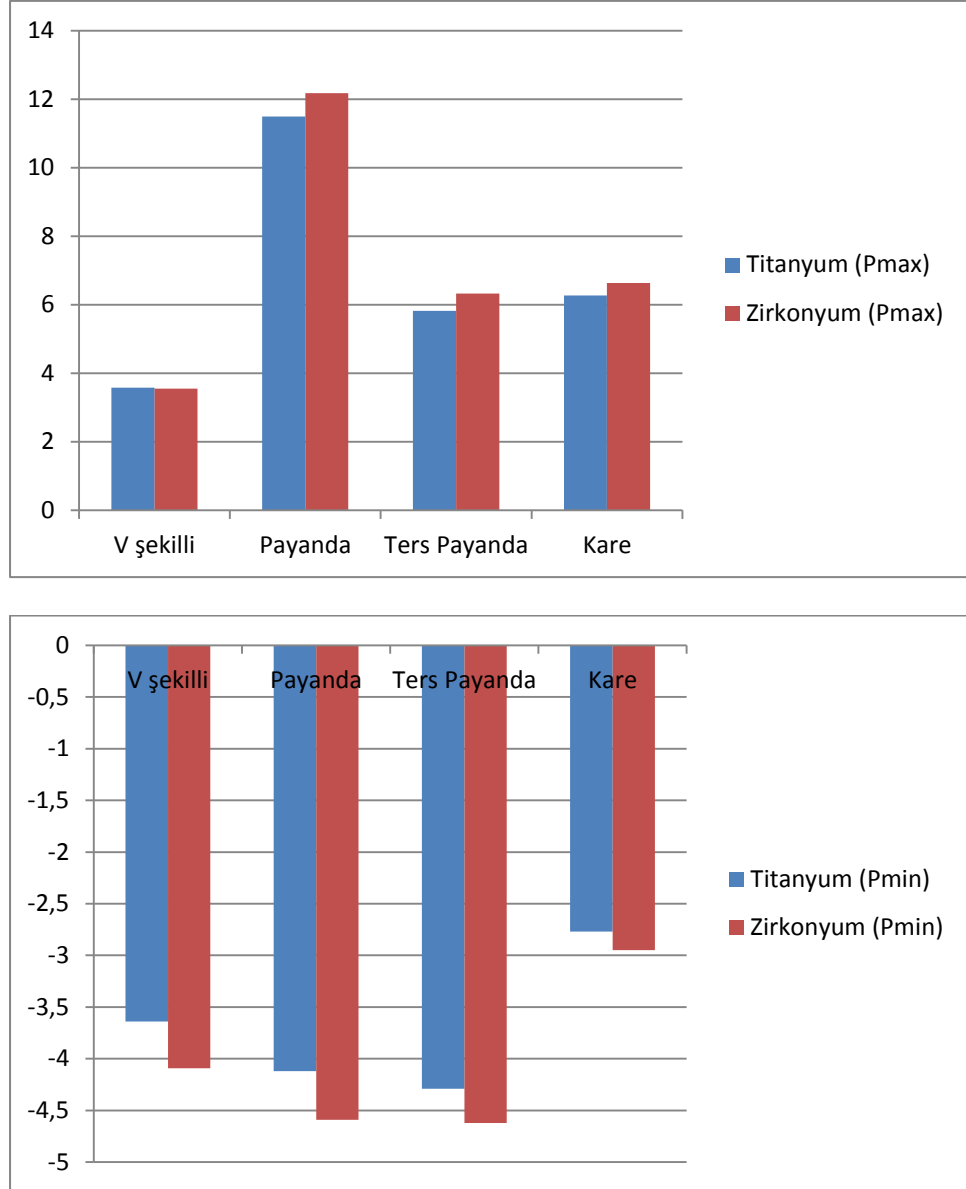
Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum payanda şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında P_{max} (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. ($P_z 51,6 \text{ MPa} > P_t 50,5 \text{ MPa}$). Benzer şekilde P_{min} (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($P_t 78,32 \text{ MPa} > P_z 76,68 \text{ MPa}$).

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Ters Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (TPt, TPz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum ters payanda şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında P_{max} (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. ($TP_z 92,67 \text{ MPa} > TP_t 84,37 \text{ MPa}$). Benzer şekilde P_{min} (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($TP_z 87,8 \text{ MPa} > TP_t 81,74 \text{ MPa}$).

- **Kortikal Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Kare Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Kt, Kz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Kortikal kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum kare şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında P_{max} (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. ($K_t 40,1 \text{ MPa} > K_z 34,3 \text{ MPa}$). Benzer şekilde P_{min} (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($K_t 86,78 \text{ MPa} > K_z 81,08 \text{ MPa}$).



Şekil 3.47. Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda dik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum V Şekilli Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (V_t , V_z) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum V şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (V_t 3,58 MPa > V_z 3,55 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi

kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (Vz 4,09 MPa > Vt 3,64 MPa).

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Pt, Pz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

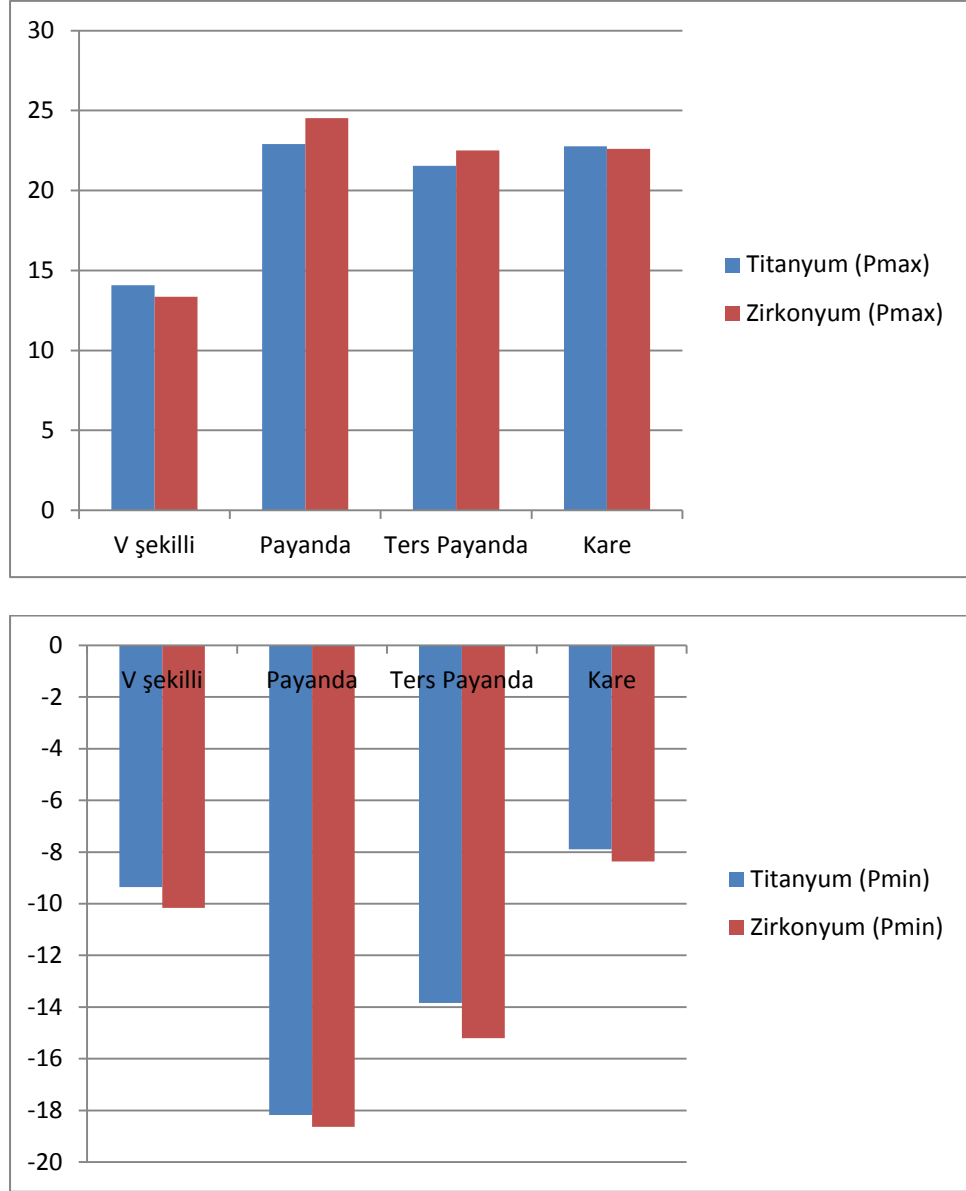
Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum payanda yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (Pz 12,17 MPa > Pt 11,49 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (Pz 4,59 MPa > Pt 4,12 MPa).

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Ters Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (TPt, TPz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum ters payanda yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (TPz 6,33 MPa > TPt 5,82 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (TPz 4,62 MPa > TPt 4,29 MPa).

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Kare Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Kt, Kz) Dik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum kare yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (Kz 6,63 MPa > Kt 6,27 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. (Kz 2,95 MPa > Kt 2,77 MPa).



Şekil 3.48. Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum implantlarda oblik yükleme koşulunda Pmax ve Pmin

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum V Şekilli Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (V_t , V_z) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum V şekilli yiv özelliğine sahip implantlar arasında Pmax (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. (V_t 14,07 MPa > V_z 13,36 MPa). Benzer şekilde Pmin (sıkışma

tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($V_z 10,16 \text{ MPa} > V_t 9,35 \text{ MPa}$).

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Pt, Pz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum payanda yiv özelliğine sahip implantlar arasında P_{max} (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. ($P_z 24,53 \text{ MPa} > P_t 22,9 \text{ MPa}$). Benzer şekilde P_{min} (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($P_z 18,63 \text{ MPa} > P_t 18,17 \text{ MPa}$).

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Ters Payanda Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (TPt, TPz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum ters payanda yiv özelliğine sahip implantlar arasında P_{max} (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. ($TP_z 22,5 \text{ MPa} > TP_t 21,55 \text{ MPa}$). Benzer şekilde P_{min} (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($TP_z 15,2 \text{ MPa} > TP_t 13,84 \text{ MPa}$).

- **Trabeküler Kemik Seviyesinde Titanyum ve Zirkonyum Kare Yiv Özelliğine Sahip İmplantlarda (Kt, Kz) Oblik Yükleme Koşulunda Oluşan Stresler;**

Trabeküler kemik seviyesinde titanyum ve zirkonyum kare yiv özelliğine sahip implantlar arasında P_{max} (gerilme tipi kuvvetler) açısından belirgin bir fark bulunamamıştır. ($K_t 22,77 \text{ MPa} > K_z 22,6 \text{ MPa}$). Benzer şekilde P_{min} (sıkışma tipi kuvvetler) yönünden de belirgin bir fark bulunamamıştır. ($K_z 8,36 \text{ MPa} > K_t 7,9 \text{ MPa}$).

TARTIŞMA

Bu çalışmada ileri derecede atrofik posterior maksilla bölgesine mevcut kemik yüksekliğini artırmak amacıyla ileri cerrahi işlemler uygulanmadan var olan kemiğe yerleştirilebilecek kısa implantlar araştırılmıştır. Farklı yiv şekilli ve materyal özellikli kısa implantların dik ve oblik yükler altında kortikal, trabeküler kemik ve implant dayanağı üzerinde oluşan stres değerleri ve dağılımları incelenmiştir.

Günümüzde giderek yaygınlaşan implant uygulamaları, hareketli protez kullanmak zorunda olan hastalara sabit protetik restorasyon kullanabilme imkanı yanında komşu dişlere zarar vermeden eksik dişi yerine koyabilme imkanı sunar. Dental implant başarısı endojen ve ekzojen faktörlere bağlıdır. Kemik kalitesi ve miktarı endojen faktörlerden olup, implant çapı, boyu, şekli, yiv şekli, derinliği ve kalınlığı ekzojen faktörlerdendir. (154). Genellikle D3, D4 kemik kalitesine sahip posterior maksillaya uygulanan dental implantlarda başarı oranı diğer bölgelere göre oldukça düşüktür. Posterior maksillanın anatomik konumundan dolayı, zayıf kemik kalitesi ve maksiller sinüse olan komşuluğu bu bölgeye uygulanan implantların başarı oranlarını düşürmektedir. Dişsiz maksilla posterior bölgedeki kemik atrofisi ve sinüs pnömatisasyonu optimal uzunlukta implant yerleştirilmesini engeller.

Posterior maksilla bölgesine yapılacak implantın başarı oranını artırmak için çeşitli cerrahi teknikler ve greft materyali kullanımı önerilmiştir. 1996'da posterior maksillaya uygulanacak cerrahi prosedür ile ilgili kararın mevcut kemik yüksekliğine göre yapılması gerektiği 1996 sinüs lifting konsensusunda karara bağlanmıştır (26);

Sınıf A (KKM ≥ 10.0 mm).....Klasik implant prosedürü

Sınıf B (KKM 7.0-9.0 mm).....Osteotom tekniği ile implant

Sınıf C (KKM 4.0-6.0 mm).....Hemen ya da gecikmiş implant ile birlikte lateral pencere yöntemi ile greftleme

Sınıf D (KKM 1.0-3.0 mm).....Lateral pencere yöntemi ile greftleme ve gecikmiş implant uygulaması

Bu konsensustan sonra yeni bir konsensus yayınlanmamıştır. Ancak bu karar günümüzde geçerliliğini yitirmiştir. Tablo 4.1'deki gibi kemik 6 mm'den kısa ise sinüs lift ile tedavi edilmektedir.

Tablo 4.1. Rezorbe maksillada tedavi için yeni sınıflama 2014 (159)

Alveolar kemik yüksekliği *	Kemik tipi I, II, III	Kemik tipi IV, periodontitis geçmişi, sigara kullanımı, hasta yaşı
<5 mm	Sinüs lift	Sinüs lift
5, ≤ 6 mm	Kısa implant	Sinüs lift
≥ 6 mm	Kısa implant	Kısa implant

*Bu sınıflama alveolar genişlik en az 5 mm olduğunda uygundur.

Yeterli kemik yüksekliği olmadığı durumlarda ileri cerrahi yöntemler ile kemik yüksekliğini artırmak gereklidir. Ancak ileri cerrahinin getirdiği riskler, tedavi süresi ve maliyeti bazı hastalarda uygulanmasını zorlaştırmaktadır. Bu durumdaki hastalara ileri cerrahi uygulamadan kısa implantlarla desteklenen protetik yaklaşımlar uygun tedavi seçeneği olarak sunulabilmektedir.

Bu çalışmada da tip IV kemik yoğunluğuna sahip atrofik maksillada cerrahi prosedürlerden kaçınarak 6 mm boyunda kısa implant uygulanmıştır. Kemik yoğunluğunun azlığı nedeniyle tip IV kemikte kısa implantlarla primer stabilizasyonu sağlamak güçtür (155). Ancak Esposito ve diğerlerinin yaptığı randomize klinik çalışmada, 5 mm implant ile agumentasyon yapılmış alanda (mandibulada interpozisyonel kemik blok ve ya maksillada sinüs lift) 10 mm implant karşılaştırılmış ve her iki teknikte de benzer sonuçlar elde edilmiştir (156). Ayrıca Felice ve diğerlerinin sırasıyla 2010 ve 2011 yıllarındaki iki çalışmada da agumentasyon yapılmış uzun implant ve kısa implant uygulaması karşılaştırılmış ve her ikisinde de kısa implant tercih edilebilir sonucuna varılmıştır (157,158). Slotte ve diğerlerinin çalışmasında 4 mm kısa implantın posterior mandibulaya uygulanması ve yüklemmeden iki yıl sonraki survival oranı %92.3 olarak rapor edilmiştir (159).

Atieh ve diğerlerinin posteriorda parsiyel dişsizliğin tedavisi için kullanılan kısa implantlar üzerine yaptığı sistematik derlemede, ileri cerrahi prosedürlerinin gerekli olduğu alanlarda 8.5 mm ve daha kısa implant kullanımının alternatif tedavi olduğu sonucuna varılmıştır (37). Esposito ve diğerlerinin yaptığı randomize klinik çalışmada kısa implantların dikkate değer bir şekilde daha az kemik kaybı gözlenmiştir (160). Dental implantlardaki başarı oranının artması ve osseointegrasyonla ilgili tartışmaların geride kalması nedeniyle çalışmalar implantlarda meydana gelen mekanik komplikasyonlara yönelmiştir (161). Kemikteki stres dağılımını etkileyen faktörler implant materyali, implant tasarımı, üst yapı materyali, implant-kron oranı, implant kemik ara yüz mekanizmasıyla ilgili bir çok çalışma yapılmıştır (49,52,84,88,89,119,151). Bu çalışmada da zayıf kemik kalitesinin olduğu posterior maksillada uygulanacak kısa implantların kemik içerisinde temas alanını ve primer stabilizasyonunu arttırmak için farklı yiv tasarımlı implantlara; bükülme ve fraktür ve bükülme dayanıklılığını artırmak için farklı materyal özellikli implantlar araştırılmıştır.

Bazı klinik çalışmalar implant başarı oranının implant boyuyla orantılı olduğunu gösterirken (162), Meijer ve diğerlerinin 2 boyutlu sonlu eleman analizi ile yaptığı çalışmada implant boyunun stres miktarını düşünülmesi kadar etkilemediğini gözlemişlerdir (163). Buser ve diğerleri maksilla posterior bölgede sinüs elevasyonu gibi cerrahi prosedürlerden kaçınmak amacıyla kısa implant kullanımının avantajlarını rapor etmişlerdir (164). İlave cerrahi prosedürler ekstra maliyet ve ek radyograflar (genellikle bilgisayarlı tomografi) gerektirir ve enfeksiyon, membran perforasyonu, kemik greft materyalinin kaybı, komşu dişlerde hassasiyet gibi olası komplikasyon risklerini artırır (107). Kısa implant kullanımı ile hastalarda olası komplikasyonlardan kaçınıp, daha kısa sürede ve daha az maliyetle tedavi elde edilir.

İmplant dizayn özellikleri, osseointegrasyon süresince ya da sonrasında yüklemeyi devam ettirmek için implant primer stabilizasyonu üzerine etkiye sahip en önemli temel öğelerden biridir (165). İmplant dizaynı iki ana kategoriye bölünebilir: makrodizayn ve mikrodizayn. Makrodizaynı yivi, gövde şeklini ve yiv dizaynını (örn: yiv geometrisi, yüz açısı, yiv adımı, yiv derinliği, yiv kalınlığı ve yiv heliks

açısı) içerir (47,118). Mikrodizaynını ise implant materyalleri, yüzey morfolojisi ve yüzey kaplaması oluşturur (165).

Konik tipli implantlar implant yerleştirilirken ve yerleştirme sonrasında etrafındaki kemiği sıkıştırarak primer stabilizasyonu artırır (166). Ayrıca konik gövde yakınsak kökler arasına, labial konkavite olan alanlara ve çekim bölgelerine immediyat implant yerleştirmeyi kolaylaştırır (166) Rieger ve diğerleri dental implantoloji için yüksek elastisite modülü olan konik (tapered) implantların en uygun implant olduğu sonucuna varmışlardır (167). Astrand ve diğerleri yumuşak-kalite kemikte sağkalım oranını artırmanın olası yolunu konik implant kullanımı olarak göstermişler (168). Friberg ve diğerleri pratik deneyimleri yoluyla konik implantla silindirik implantı karşılaştırmış ve tip 4 kemik bölgelerinde önemli olabilen konik implant dizaynının primer stabilizasyonu artırdığı sonucuna varmışlar (169). O'Sullivan ve diğerlerinin çalışmasında implant şekline bağlı primer stabilizasyon değerlendirilmiş ve konik-vidalı implantın tip IV kemikte düz-vidalı implanta göre belirgin bir şekilde yüksek ISQ (implant stability quotient) değeri gösterdiği bulunmuştur (170). Mailath ve diğerlerinin silindirik ve konik implantı SEA ile karşılaştırdığı çalışmada silindirik implantın konik implanta tercih edilebileceğini rapor etmiştir (171). Ayrıca, Siegele ve Soltesz silindirik, konik, kademeli(steppe), vidalı ve delikli silindirik implantlarla yaptığı sonlu eleman analizi ile karşılaştırdığı çalışmanın sonucunda konik ve kademeli (stepped) implantların belirgin bir şekilde silindir ve vidalı implantlardan daha fazla strese neden olduğunu belirtmişlerdir (172). Tüm bu bilgilerin ışığında, özellikle tip IV kemikte karşılaşılabilecek primer stabilizasyon sorunlarına karşı bu çalışmada konik şekilli implant kullanıldı. .

Birçok araştırmacı kemik-implant kontağını artırarak, bundan dolayı kortikal alveolar krestteki stresi azaltarak, krestal kemik rezorpsiyonunu minimize etme girişiminde bulunmuştur. Kemik-implant kontağını artırma girişimleri için implant boyu ve çapını artırma, implant yüzey özelliği ve şeklini değiştirme ya da implant dizaynını değiştirme üzerine odaklanılmıştır (46). Yiv şekilleri dental implantın biyomekanik özelliklerinin optimizasyonunda önemli bir etkidir. Yivler başlangıç kontağını artırmakta, başlangıç stabilitesini geliştirmekte, implant yüzey alanını artırmakta (117) ve implant arayüzey stresini dağıtmaya yardımcı olmakta (173)

kullanılır. Yiv geometrilerini V şekilli, payanda(buttreass), ters payanda(reverse buttreass), kare şekilli, yiv olarak sınıflandırabiliriz.

Geng ve diğerlerinin mandibulada yaptığı iki boyutlu (2D) sonlu elemanlar analizi sonucu V-şekilli ve geniş kare yivli implantlar vida tipi implant dizaynında kullanım için uygun görünürken, dar kare yivli implant yetersiz bulunmuş ve ince yivli implanttan sakınılması tavsiye edilmiştir (47). Geng ve diğerlerinin sonlu eleman analizi ile yaptığı iki çalışmanın sonucunda yiv şekillendirmelerinin stres dağılımı üzerine etkisini sadece trabeküler kemikte görmüşlerdir (47,118). Kong ve diğerlerinin yaptığı çalışmaya göre, kanselöz kemikte oluşan stres üzerine yiv parametrelerinin etkisi daha çoktur ve vida tipi implantın dizaynında yiv yüksekliğine yiv kalınlığından daha fazla dikkat edilmesi gerekebilir (46).

Gümüş'ün tez çalışmasında da kare yivli implantta trabeküler kemikte en fazla stres iletimine neden olduğu bulunmuştur ve bunun nedenini de kare yiv formunun üçgen ve ters payanda yiv formuna göre daha köşeli olduğu şeklinde yorumlanmıştır (174).

Kare yiv formuna sahip implantların diğerlerine göre daha iyi stres iletimine neden olduğunu söyleyen araştırmacılar da vardır (18,119). Steigenga ve diğerlerinin yaptığı hayvan çalışmasında, V-şekilli, ters payanda ve kare yivlerin karşılaştırılmasında; ters tork değeri ve kemik-implant kontağı kare yivli implantta en fazla bulunmuştur; çalışma sonucu kare yivli implant dizaynı kullanımı daha cazip olarak gösterilmiştir (175). Chang ve diğerlerinin sonlu eleman analizi ile yaptığı çalışmada trapezoidal (ikiz kenar yamuk), V-şekilli, buttreass (payanda) ve kare yiv şekilli derece 4 saf titanyum implantlar karşılaştırılmış; kare yivli implantın mikro hareketlere en iyi direnci gösterdiği bulunmuştur (150).

Shafi ve diğerlerinin yaptığı sonlu eleman analizinde V-şekilli, payanda, ters payanda, sinozoidal ve kare olmak üzere 5 değişik yiv dizaynı karşılaştırılmış; sonuç olarak ters payanda yivli implantın osseointegrasyonu artırdığı ve daha iyi bir stabilite sağladığı bulunmuştur (176).

Bu çalışmada da titanyum implantta ters payanda yivde zirkonyum implantta ise kare yivde von misses stres değeri diğer yiv formlarından daha fazla bulunmuştur,

en düşük von misses stres değeri ise hem titanyumda hem zirkonyumda v şekilli yiv formunda bulunmuştur, ancak belirgin bir fark bulunmamıştır.

Yiv adımı, bir yivin merkezinden sonraki yiv merkezine olan mesafedir, vidanın aksına paralel ölçülür. Yiv adımı lead kavramından farklıdır, lead yivin merkezinden bir tur dönüş sonrası aynı yivin merkezine olan mesafedir. Tek dişli vidalarda lead bir adıma eşittir, fakat çift dişli vidalarda 2 yiv adımına, üçlü dişli olan vidalarda da 3 yiv adımına eşittir. Eğer tüm diğer koşullar eşitse lead temel olarak implantın kemik içine yerleştirilme hızını belirler (165). Ma ve diğerlerinin SEA ile yaptığı çalışmada tek dişli implantların çift dişliden daha stabil olduğu, en az stabiliteye ise üçlü dişli sahip implantlarda görüldüğü rapor edilmiştir (121).

Roberts ve diğerlerinin v-şekilli yivle yaptığı hayvan çalışmasında yiv adımı ne kadar az olursa kemik-implant kontağı o kadar fazladır sonucuna varmışlardır (120). Ma ve diğerlerinin SEA ile yaptığı çalışma da bu sonucu destekler niteliktedir, değişik yiv aralıklı aynı implantlar (0.8, 1.6, 2.4 mm) vertikal ve horizontal yükleme altında karşılaştırılmış ve vertikal yüklemeye en güçlü direnci 0.8 mm yiv aralıklı implant göstermiştir (121). Chung ve diğerlerinin hayvan çalışmasında değişik yiv adımlarında (0.5 mm'e karşı 0.6 mm) 3 grup implantta 6-12 ay yükleme sonrası 0.6 mm yiv aralığında daha fazla kemik kaybı görülmüştür (122).

D3, D4 kemikte ve fazla oklüzal kuvvetin olduğu alanlarda fonksiyonel yüzey alanını arttırmak amacıyla daha fazla yiv kalınlığı avantaj olabilir. Buna karşılık, sık yiv kalınlığı D1 gibi kemik yoğunluğu fazla olan bölgelerde, implantı daha kolay yerleştirmeye izin verir (165). Kong ve diğerlerinin SEA ile implant yiv kalınlığı ve derinliği üzerine yaptığı çalışma sonucunda optimal yiv kalınlığı 0.18-0.30 mm arasında, optimal yiv derinliği ise 0.34-0.50 mm arasında olması gerektiği bulunmuştur (46).

Tüm bu anlatılanların ışığında bu çalışmada 4 mm çapında 6 mm boyunda, D4 kemikte primer stabilizasyonu arttırmak amacıyla konik şekilli, yiv şekillerini ve farklı implant materyallerini daha kolay karşılaştırmak için optimal değerler olan 0.5 mm yiv adımına, 0.35 yiv derinliğine sahip implant modeli kullanılmıştır.

Dişhekimliğinde; tedavi amacıyla yapılacak restorasyonların, diş, periodonsiyum, çene-yüz sistemi üzerinde oluşabilecek gerilmelerin lokalizasyonunu ve şiddetini saptamak amacıyla, çeşitli stres analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bunlar ;

- Gerilim ölçer ile analiz yöntemi,
- Fotoelastik analiz yöntemi,
- Holografik interferometre ile analiz yöntemi,
- Kırılgan vernikle kaplama yöntemi ve
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir.

Biyomekaniği klinik gözlemler ve deneysel araştırmalar ile değerlendirmek oldukça zordur. Bu konuda sonlu elemanlar stres analizi biyomekanik kavramların mekanik esaslı sonuçlarının açıklanmasında çok yardımcıdır. Ayrıca SEA, diş hekimliğinde ileri laboratuvar testleri ve klinik projeleri planlamada başlangıç basamağı olarak kullanılabilecek temel bir araştırma aracıdır.

SEA, sıklıkla bir yapının ya da o yapının bir parçasının belirlenen kuvvet altındaki davranışını incelemektedir. Sonlu elemanlar analizi karmaşık mekanik soruna bir çözüm elde etmek için problemi daha küçük ve daha basit elemanlara bölen bir tekniktir (141). SEA yöntemi kraniyofasiyal yapıların doğal veya restore edilmiş durumlarındaki mekaniksel stres dağılımlarının üç boyutlu olarak incelenebilmesini sağlar.

SEA yönteminin diğer analiz yöntemlerinden üstün olan özellikleri:

- Ele alınan bir cismin geometrisini, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle tam olarak yansıtılabilir.
- Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.
- Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.

- Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, hem de sorunu basitleştirir.
- Sınır şartları kolayca uygulanabilir (9).

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır, çünkü elde edilen değerler varyantı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda meydana çıkar. Bu çalışmada da istatistiksel analiz yapılmadan sonuçlar literatür bilgileri ışığında değerlendirilmiştir.

Son zamanlarda iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar stres analizleri kemiklerdeki stres dağılımlarını ne şekilde etkilediğini araştırmak için yapılmaktadır (50,177). İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, diş hekimliği araştırmalarının farklı dallarında sıklıkla kullanılan bir analiz yöntemi olmasına karşın, kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyallerin çeşitliliği ve üç boyutlu morfolojik yapıların kompleksliği nedeniyle çoğu çalışmada yetersiz kalmaktadır (178). Yapılan çalışmalarda 3D ve 2D modeller karşılaştırılmış ve 3D modellerde streslerin uzaydaki dağılımlarının gerçeğe daha yakın olarak incelenebileceği saptanmıştır (177,179). Bunların ışığında günümüz teknolojisinin sağladığı imkanlardan faydalanılarak bu çalışmada da 3D modeller hazırlanmıştır.

Eleman ve düğüm sayısının fazlalığı gerçek modele daha yakın bir geometrinin elde edilmesi açısından önemlidir. Literatür taramamıza göre, bu çalışmadaki modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayısı (Eleman sayısı/düğüm sayısı: V şekilli: 1.466.090 / 253.625; Payanda: 3.139.978 / 540.903; Ters Payanda: 2.993.756 / 513.933; Kare: 1.253.272 / 218.455) diğer çalışmalarla kıyaslandığında ortalamanın oldukça üzerinde olduğu görülmektedir (45,50,146,179,180).

Kemik, titanyum ve zirkonyum için kullanılan elastisite modülü ve poisson oranları literatür taraması ile belirlendi. Bu şekilde diğer literatür bilgileri ile yaptığımız çalışmayı daha rahat karşılaştırabildik.

SEA yöntemiyle dental implantların mekanik davranışlarının incelenmesindeki asıl sorun kemik dokusunun modellenmesidir çünkü kemik dokusu homojen değildir (non-homojen), farklı alanlarında farklı özellikler gösterebilir (non-izotropik) ve uygulanan kuvvet ile oluşan stres aktarımı orantılı olmayabilir (non-linear) (8). Bunların ışığında modelleme işleminde, bu sayılanların bilgisayar ortamına aktarılması sırasında bazı varsayımlar yapılmalıdır (kemik homojen, izotropik, lineer kabul edilmeli). Ayrıca her hasta için çene kemiğinin biyomekaniksel davranışının farklılık göstermesi osseointegrasyon derecesinin tam olarak modellenmesinin imkansız olduğu anlamına gelir. İmplant ile kemik arasındaki osseointegrasyonda hiçbir zaman %100 implant kemik bağlantısı olamamaktadır (24). Bu temas miktarı ne kadar fazla ise implant başarısı o kadar yüksek olur. SEA yöntemiyle modellemede diğer çalışmalarda da olduğu gibi implantlar % 100 osseointegre kabul edildi (42,46,88,146). Bahsi geçen bu durumlar SEA yönteminin kısıtlamaları olup, bu çalışmada da benzer kısıtlamaların varlığı kabul edilmektedir.

Ticari olarak saf titanyum implantlar, mekanik özellikleri, yeterli biyouyumluluğu ve iyi osseointegrasyonu nedeniyle dental implant uygulamalarında örnek materyaldir. (3,83). Fakat titanyumun başlıca dezavantajı gri renkte olması nedeniyle estetik bölgede yaratabileceği sorunlardır. Bu durumu engellemek amacıyla zironyum dioksit gibi diş rengine yakın materyalin kullanımı düşünülmüştür (84). Manzano ve diğerlerinin yaptığı sistematik derlemede 19 hayvan çalışması analiz edilmiş ve kemik-implant kontağı ve çıkarma torku açısından eşdeğer yüzey tedavi durumunda zirkonyum ve titanyum implantlar karşılaştırıldığında osseointegrasyon dereceleri benzer bulunmuştur (181).

Zirkonyanın titanyuma alternatif olabileceğini gösteren ;

- Korozyona dirençli (74) ,
- Yüksek bükülme dayanıklılığı ve fraktüre dayanıklı (75) ,
- Klinik ve hayvan çalışmalarında biyouyumlu olması (1-7),
- Kemik-implant kontağının titanyuma benzerliği (2,5,7),

- Plak birikiminin titanyumdan daha az olması (1,181) literatür bilgileri mevcuttur.

Fakat doğası seramik tabanlı olan zirkonyanın, kırılmalık ve düşük gerilim dayanıklılığı gibi dezavantajları vardır.

Dental implant uygulamalarında, primer mekanik desteğin sağlanmasında önemli yeri olan kortikal kemiğin aynı zamanda destekleyici kemik oluşumu için önemli bir kaynak olduğu görülmektedir (25). Başlangıçtaki yüklemde, kemik rezorpsiyonu sıklıkla osseointegre implantın ilk yivine yakın alanda, yani özellikle uygulanan bölgedeki kortikal kemikte gözlenmiştir (182). İmplant restorasyonunda, iyi bir osseointegrasyonu elde etmek için kemikte fazla stres oluşumundan kaçınmak gerekir (182); çünkü bunlar çevre kemikte aşırı rezorpsiyona (183), kademeli gevşemeye ve en sonunda implant kaybına sebep olur. Mobilio ve diğerlerinin yaptığı çalışmada kortikal kemikte zirkonya implantın titanyum implanttan daha az strese yol açtığı görülmüştür; yine aynı çalışmada zirkonyumun sertlik derecesi titanyumun iki katı olmasına rağmen, bu iki implantın kemikteki stres seviyeleri tüm vakalarda benzer bulunmuştur (83). Fuh ve diğerlerinin çalışmasında da zirkonyum implantların kortikal kemikteki stresi azalttığı bulunmuştur (84).

Bu çalışmada zirkonyum, titanyum gibi iki farklı materyalden yapılmış, farklı yiv formundaki implantlar karşılaştırıldı, titanyum implantta ters payanda yivde zirkonyum implantta ise kare yivde von misses stres değeri diğer yiv formlarından daha fazla bulunmuştur. Her iki implantta kendi içinde yivler arasında von misses stres değerleri arasında belirgin bir fark bulunmamıştır. En düşük von misses değeri hem titanyum hem de zirkonyum v şekilli yiv formundaki implantta görülmüştür, daha geniş çalışmalara ihtiyaç duysak da bu çalışmaya göre bu implantın kemiğe stresi daha az iletmediği şeklinde yorumlanabilir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda yapılan analizlerin klinik açıdan kullanılabilir sonuçlar verebilmesi için gerçeğe yakın yönde ve büyüklükte kuvvetler uygulanmalıdır. İmplant üzerindeki fonksiyonel oklüzal yükleme alveolar kemik etrafının yeniden şekillenmesini tetikler (165). Hafif yükleme yeniden şekillenmeyi ve reaktif örgü kemik üretimini indükler

fakat aşırı yükleme rezorpsiyona sebep olan mikrofraktürler ile sonuçlanır (165). Kemik yeniden şekillenme kapasitesi mikro hasarlara ayak uydurmaya yetersiz olduğu zaman, bu defektler birikir ve daha büyük defektler oluşturur (184). Nihayetinde, şiddetli kemik kaybı meydana gelir, implant etrafını destekleyen kemik azalır ve implant başarısızlık riski artar. Tüm bunlar fizyolojik sınırlarda kuvvet uygulanmasının önemini ortaya koymaktadır.

Literatürde kuvvetin yönü ile benzer çalışmalar bulunurken, kuvvetin büyüklüğü konusunda çok farklı değerlere rastlanmaktadır. Xiao (51) yaptığı sonlu elemanlar analizi çalışmasında 100 N, Akça ve İplikçioğlu (41) 400 N, Eskitaşçıoğlu (185) 300 N, Chang (42) 100 N, Sevimay (149) 300 N'luk kuvvetler uygulanmıştır. Bu yapılan çalışmalar göz önüne alınarak bu çalışmada 100 N'luk kuvvet 0° dik ve 30° oblik açılarla uygulanmıştır.

Dental implantta SEA uygulamalarında, sadece aksiyel ve horizontal kuvvetleri değil oblik kuvvetleri de göz önünde bulundurmak önemlidir, çünkü ikincisi daha gerçekçi oklüzal yönleri temsil eder (141).

İmplantlara hem statik hem dinamik yükleme SEA ile modellenmiştir. Statik yükleme çalışmalarında, daha gerçekçi modelleme için oblik oklüzal kuvvetleri içermesi gerekmektedir ve bir çok çalışma aşırı horizontal kuvvetlerden kaçınılması gerektiği sonucuna varmıştır. Zhang ve Chen üç boyutlu SEA modellerde, implantlar için değişik elastisite modüllerinde, statik ve dinamik yüklemeleri karşılaştırmıştır ve sonuçları dinamik yüklenen modellerde kemik-implant ara yüzeyinde daha fazla maksimum stres olduğu görülmüştür (141). Bundan sonraki çalışmalarda, dinamik yüklemelerle SEA yapılması, klinik çalışmalara yol göstermesi açısından önem taşımaktadır.

SONUÇLAR

1) Çalışmada elde edilen bulgular sonucu implantların uygulanan kuvvetlere en yakın konumda olan boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte, trabeküler kemiğe göre çok yüksek stres değerleri tespit edilmiştir.

2) Oblik yükleme dik yüklemeye göre belirgin şekilde daha fazla stres oluşturmaktadır.

3) Aynı parametrelerin varlığında kullanılan dört farklı yiv formunun kemikte oluşturduğu stres değerleri farklı etki etmekle birlikte arasında belirgin farklılık bulunmamıştır.

4) Kullanılan dört farklı yiv formunun farklı implant materyali kullanımı ile kemikte oluşturdıkları stres değerleri açısından da belirgin farklılık bulunmamıştır.

5) Tüm modeller kıyaslandığında, dik yükleme koşulunda, kortikal tabakada, titanyum ve zirkonyum implantların ters payanda yiv formunun en az sıkışma (compressive) ve çekme (tensile) tipi kuvvet ilettiği bulunmuştur.

6) Tüm modeller kıyaslandığında, oblik yükleme koşulunda, kortikal tabakada, titanyum ve zirkonyum implantların kare formunun en az çekme (tensile) tipi kuvvet ilettiği bulunmuştur.

7) Tüm modellerdeki implantlar kıyaslandığında, oblik yüklemede en düşük *Von Misses* stres değeri v şekilli yive sahip titanyum implantta ölçülmüştür. Bu durum titanyum, v şekilli implantların stresleri daha az ilettiklerini gösterebilir.

8) Ayrıca oblik yüklemede, hem titanyum hem zirkonyum implant modellerinde en düşük *Von Misses* stres değerleri v şekilli implantlardadır. Yine bu durumda v şekilli implantların stresleri daha az ilettiklerini gösterebilir.

9) Tüm modellerdeki implantlar kıyaslandığında, oblik yüklemede en yüksek *Von Misses* stres değeri kare yiv özelliğine sahip zirkonyum implantta ölçülmüştür. Bu durum zirkonyum, kare yiv formlu implantların stresleri daha fazla ilettiklerini gösterebilir.

10) Tüm modellerde titanyum implantların *Von Misses* değerleri zirkonyum implantlar ile karşılaştırıldığında, titanyum implantlarda daha düşük olduğu görülmüştür. Maksilla posterior alan gibi kemik yoğunluğunun az olduğu bölgelerde, zirkonyum implantın kırılma dayanıklılığının ve elastisite modülünün yüksek olması nedeniyle tercih edilebilen bir implant olabilir.

Çalışmada modeller arasında stres değerleri karşılaştırıldığında belirgin bir fark görülmemektedir. Kullanılan kemiğe ve implanta ait mekanik özellikler literatürde tanımlanan şekliyle belirlenmiş ve sınırlandırılmıştır. Fakat anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerdeki çeşitlilik bu çalışmanın şeklini ve elde edilecek bulguları değiştirebilir. İleride benzer çalışmalar farklı implant sistemleri ve farklı kemik kalitesinde araştırılmalıdır. Bu sonuçlar simule edilen modellerden elde edilmiş olup biyolojik farklılıklar meydana gelebilir. Bu sebeple sonuçların klinik kararlar üzerinde sadece yardımcı bir unsur olduğu unutulmamalıdır.

KAYNAKLAR

- 1.Kohal, R.J., Weng, D., Bachle, M.,Strub, J.R. (2004) Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol*, 75 (9), 1262-1268.
- 2.Sennerby, L., Dasmah, A., Larsson, B.,Iverhed, M. (2005) Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7 Suppl 1, S13-20.
- 3.Depprich, R., Zipprich, H., Ommerborn, M., Naujoks, C., Wiesmann, H.P., Kiattavorncharoen, S. ve diğerleri. (2008) Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*, 4, 30.
- 4.Depprich, R., Ommerborn, M., Zipprich, H., Naujoks, C., Handschel, J., Wiesmann, H.P. ve diğerleri. (2008) Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head Face Med*, 4, 29.
- 5.Kohal, R.J., Wolkewitz, M., Hinze, M., Han, J.S., Bachle, M.,Butz, F. (2009) Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat. *Clin Oral Implants Res*, 20 (4), 333-339.
- 6.Rocchietta, I., Fontana, F., Addis, A., Schupbach, P.,Simion, M. (2009) Surface-modified zirconia implants: tissue response in rabbits. *Clin Oral Implants Res*, 20 (8), 844-850.
- 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. *Clin Oral Implants Res*, 20 (11), 1247-1253.
- 8.Cochran, D.L. (2000) The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res*, 11 Suppl 1, 33-58.
- 9.Sonugelen, M.,Artunc, C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik: Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Yayınları.
- 10.Bancroft, J.D.,Stevens, A. (1996). Theory and Practice of Histological Techniques (4 bs.). New York: Churcill Livingstone.
- 11.Geramy, A. (2000) Alveolar bone resorption and the center of resistance modification. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 399-405.
- 12.Dubravka, K., Asja, C.,Biserka, L. (2002) Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture Wearers. *Acta Stomat Croat*, 36, 261-265.
- 13.Woodbury, S., Hennig, T.,Fonseca, R. (2000). Reconstruction of the Edentulous Maxilla. Reconstructive and Implant Surgery (1 bs., c. 7, s. 59-70). Philadelphia: Saunders
- 14.Bodic, F., Hamel, L., Lerouxel, E., Baslé, M.F.,Chappard, D. (2005) Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*, 72 (3), 215-221.

- 15.Misch, C.E.,Dietsch, F. (1993) Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent*, 2 (3), 158-167.
- 16.Atwood, D.A. (1971) Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent*, 26 (3), 266-279.
- 17.Atwood, D.A.,Coy, W.A. (1971) Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent*, 26 (3), 280-295.
- 18.Misch, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis: Elsevier Mosby.
- 19.Glossary of implant terms. (2007) *Journal of Oral Implantology*, suppl 1, 2-14.
- 20.Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. ve diğ erleri. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16, 1-132.
- 21.Albrektsson, T., Branemark, P.I., Hansson, H.A.,Lindstrom, J. (1981) Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 52 (2), 155-170.
- 22.Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P.,Eriksson, A.R. (1986) The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1 (1), 11-25.
- 23.Misch, C.E., Perel, M.L., Wang, H.L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P. ve diğ erleri. (2008) Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*, 17 (1), 5-15.
- 24.Misch, C.E. (1999). Contemporary Implant Dentistry.
- 25.Ole, T.,Jensen, M. (1999). The Sinus Bone Graft: Quintessence.
- 26.Jensen, O.T., Shulman, L.B., Block, M.S.,Iacono, V.J. (1998) Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 Suppl, 11-45.
- 27.Linkow, L. (1980) Tuber blades. *J Oral Implantol*, 9 (2), 190-216.
- 28.Ashkinazy, L.R. (1982) Tomography in implantology. *J Oral Implantol*, 10 (1), 100-118.
- 29.Branemark, P.I., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lindstrom, J.,Rockler, B. (1984) An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg*, 42 (8), 497-505.
- 30.Linkow, L.I. (1980) Maxillary pterygoid extension implants: the state of the art. *Dent Clin North Am*, 24 (3), 535-551.
- 31.Sailer, H.F. (1989) A new method of inserting endosseous implants in totally atrophic maxillae. *J Craniomaxillofac Surg*, 17 (7), 299-305.

- 32.Keller, E.E., Van Roekel, N.B., Desjardins, R.P.,Tolman, D.E. (1987) Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2 (3), 155-165.
- 33.Tatum, O.H., Jr. (1989) Maxillary implants. *Fla Dent J*, 60 (2), 23-27.
- 34.Misch, C.E. (1987) Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. *Int J Oral Implantol*, 4 (2), 49-58.
- 35.Boyne, P.J.,James, R.A. (1980) Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg*, 38 (8), 613-616.
- 36.Linkow, L.I. (1994) Inferior approach to sinus elevations with sub-antral bone augmentations. *Dent Today*, 13 (6), 70-71.
- 37.Atieh, M.A., Zadeh, H., Stanford, C.M.,Cooper, L.F. (2012) Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27 (6), 1323-1331.
- 38.Rieger, M.R., Mayberry, M.,Brose, M.O. (1990) Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 63 (6), 671-676.
- 39.Frost, H.M. (2004) A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*, 74 (1), 3-15.
- 40.Duyck, J., Ronold, H.J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten, J.,Ellingsen, J.E. (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*, 12 (3), 207-218.
- 41.Akca, K.,Iplicioglu, H. (2002) Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*, 29 (4), 350-356.
- 42.Chang, C.L., Chen, C.S.,Hsu, M.L. (2010) Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25 (2), 295-304.
- 43.Huang, H.L., Fuh, L.J., Ko, C.C., Hsu, J.T.,Chen, C.C. (2009) Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 (3), 455-462.
- 44.Petrie, C.S.,Williams, J.L. (2005) Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 16 (4), 486-494.
- 45.Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C. ve diğ erleri. (2002) Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 29 (6), 565-574.
- 46.Kong, L., Hu, K., Li, D., Song, Y., Yang, J., Wu, Z. ve diğ erleri. (2008) Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23 (1), 65-74.

47. 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 (3), 233-239.
48. 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 (5), 393-402.
49. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., Kusakari, H. (2003) Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18 (3), 357-368.
50. Koca, O.L., Eskitascioglu, G., Usumez, 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 (1), 38-44.
51. Xiao, J.R., Li, Y.F., Guan, S.M., Song, L., Xu, L.X., Kong, L. (2011) The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg*, 69 (7), e273-281.
52. Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., Takashima, F. (2003) Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*, 14 (1), 97-102.
53. Carr, A.B., Laney, W.R. (1987) Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2 (2), 101-108.
54. Dean, J.S., Throckmorton, G.S., Ellis, E., 3rd, Sinn, D.P. (1992) A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg*, 50 (12), 1284-1288.
55. Braun, S., Bantleon, H.P., Hnat, W.P., Freudenthaler, J.W., Marcotte, M.R., Johnson, B.E. (1995) A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod*, 65 (5), 367-372.
56. Braun, S., Hnat, W.P., Freudenthaler, J.W., Marcotte, M.R., Honigle, K., Johnson, B.E. (1996) A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthod*, 66 (4), 261-264.
57. van Eijden, T.M.G.J. (1991) Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of Oral Biology*, 36 (7), 535-539.
58. Morneburg, T.R., Proschel, P.A. (2002) Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*, 15 (1), 20-27.
59. Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter, A.P., van't Hof, M.A., Geertman, M.E., Kalk, W. (1998) Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res*, 77 (10), 1832-1839.

60. Raadsheer, M.C., van Eijden, T.M., van Ginkel, F.C., Prah-Andersen, B. (1999) Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res*, 78 (1), 31-42.
61. Swanberg, D.F., Henry, M.D. (1995) Avoiding implant overload. *Implant Soc*, 6 (1), 12-14.
62. Davies, J.E. (1998) Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont*, 11 (5), 391-401.
63. Edgerton, M., Levine, M.J. (1993) Biocompatibility: its future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent*, 69 (4), 406-415.
64. O'Neal, R.B., Sauk, J.J., Somerman, M.J. (1992) Biological requirements for material integration. *J Oral Implantol*, 18 (3), 243-255.
65. Wataha, J.C. (1996) Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*, 23 (2), 79-90.
66. Wang, R.R., Fenton, A. (1996) Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 27 (6), 401-408.
67. Brunski, J.B., Puleo, D.A., Nanci, A. (2000) Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (1), 15-46.
68. Dubruille, J.H., Viguier, E., Le Naour, G., Dubruille, M.T., Auriol, M., Le Charpentier, Y. (1999) Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (2), 271-277.
69. Andreietelli, M., Kohal, R.J. (2009) Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res*, 11 (2), 158-166.
70. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille, C.N. (1989) Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23 (1), 45-61.
71. Akagawa, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H. (1993) Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent*, 69 (6), 599-604.
72. Scarano, A., Di Carlo, F., Quaranta, M., Piattelli, A. (2003) Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol*, 29 (1), 8-12.
73. Ozkurt, Z., Kazazoglu, E. (2011) Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol*, 37 (3), 367-376.
74. Kasemo, B., Lausmaa, J. (1993). Biomaterials and interfaces. I. Naert, D. van Steenberghe & P. Worthington (Ed.). *Osseointegration in Oral Rehabilitation* (s. 63-75). London: Quintessence
75. Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial *Biomaterials* (s. 1-25)

- 76.Sykaras, N., Iacopino, A.M., Marker, V.A., Triplett, R.G.,Woody, R.D. (2000) Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (5), 675-690.
- 77.Huiskes, R., Weinans, H.,van Rietbergen, B. (1992) The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat Res* (274), 124-134.
- 78.Huang, H.L., Chang, C.H., Hsu, J.T., Fallgatter, A.M.,Ko, C.C. (2007) Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22 (4), 551-562.
- 79.Sumner, D.R.,Galante, J.O. (1992) Determinants of stress shielding: design versus materials versus interface. *Clin Orthop Relat Res* (274), 202-212.
- 80.Brull, F., van Winkelhoff, A.J.,Cune, M.S. (2014) Zirconia dental implants: a clinical, radiographic, and microbiologic evaluation up to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 (4), 914-920.
- 81.Hoffmann, O., Angelov, N., Gallez, F., Jung, R.E.,Weber, F.E. (2008) The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23 (4), 691-695.
- 82.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. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 189-194.
- 83.Mobilio, N., Stefanoni, F., Contiero, P., Mollica, F.,Catapano, S. (2013) Experimental and numeric stress analysis of titanium and zirconia one-piece dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28 (3), e135-142.
- 84.Fuh, L.J., Hsu, J.T., Huang, H.L., Chen, M.Y.,Shen, Y.W. (2013) Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28 (2), e64-71.
- 85.Hobkirk, J.A.,Psarros, K.J. (1992) The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7 (3), 345-352.
- 86.Cibirka, R.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R.,Stohler, C.S. (1992) Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*, 67 (3), 361-364.
- 87.Lin, S., Shi, S., LeGeros, R.Z.,LeGeros, J.P. (2000) Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant Dent*, 9 (1), 53-60.
- 88.Bozkaya, D., Muftu, S.,Muftu, 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 (6), 523-530.

- 89.Hansson, S.,Werke, M. (2003) The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*, 36 (9), 1247-1258.
- 90.Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L.,Brose, M.O. (1989) Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 62 (4), 436-440.
- 91.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 (4), 377-381.
- 92.Misch, C.E. (2008). Treatment planning for edentulous maxillary posterior region. Contemporary Implant Dentistry. St Louis: Mosby
- 93.Langer, B., Langer, L., Herrmann, I.,Jorneus, L. (1993) The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8 (4), 400-408.
- 94.Hallman, M. (2001) A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16 (5), 731-736.
- 95.Askary, A. (2003). Reconstructive aesthetic Implant Surgery. B. Munsgaard (Ed.). Aesthetic Implant Placement. Ames: Blackwell
- 96.Misch, C.E.,Judy, K.W. (1987) Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implantol*, 4 (2), 7-13.
- 97.Lum, L.B. (1991) A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 17 (2), 126-131.
- 98.Block, M.S., Delgado, A.,Fontenot, M.G. (1990) The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg*, 48 (2), 174-178.
- 99.Wyatt, C.C.,Zarb, G.A. (1998) Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 (2), 204-211.
- 100.Telleman, G., Raghoobar, G.M., Vissink, A., den Hartog, L., Huddleston Slater, J.J.,Meijer, H.J. (2011) A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol*, 38 (7), 667-676.
- 101.Pommer, B., Frantal, S., Willer, J., Posch, M., Watzek, G.,Tepper, G. (2011) Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *J Clin Periodontol*, 38 (9), 856-863.
- 102.Sun, H.L., Huang, C., Wu, Y.R.,Shi, B. (2011) Failure rates of short (<= 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26 (4), 816-825.

- 103.Kotsovilis, S., Fourmoussis, I., Karoussis, I.K.,Bamia, C. (2009) A Systematic Review and Meta-Analysis on the Effect of Implant Length on the Survival of Rough-Surface Dental Implants. *Journal of Periodontology*, 80 (11), 1700-1718.
- 104.Morgan, M.J., James, D.F.,Pilliar, R.M. (1993) Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8 (4), 409-414.
- 105.Schliephake, H., Neukam, F.W.,Wichmann, M. (1997) Survival analysis of endosseous implants in bone grafts used for the treatment of severe alveolar ridge atrophy. *J Oral Maxillofac Surg*, 55 (11), 1227-1233; discussion 1233-1224.
- 106.Bell, R.B., Blakey, G.H., White, R.P., Hillebrand, D.G.,Molina, A. (2002) Staged reconstruction of the severely atrophic mandible with autogenous bone graft and endosteal implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 60 (10), 1135-1141.
- 107.Schwartz-Arad, D., Herzberg, R.,Dolev, E. (2004) The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *Journal of Periodontology*, 75 (4), 511-516.
- 108.Morand, M.,Irinakis, T. (2007) The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 33 (5), 257-266.
- 109.Bahat, O. (1993) Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8 (2), 151-161.
- 110.Blomqvist, J.E., Alberius, P.,Isaksson, S. (1998) Two-stage maxillary sinus reconstruction with endosseous implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 (6), 758-766.
- 111.Davarpanah, M., Martinez, H., Kebir, M., Etienne, D.,Tecucianu, J.F. (2001) Wide-diameter implants: new concepts. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 21 (2), 149-159.
- 112.Tawil, G., Aboujaoude, N.,Younan, R. (2006) Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21 (2), 275-282.
- 113.Schulte, J., Flores, A.M.,Weed, M. (2007) Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*, 98 (1), 1-5.
- 114.Renouard, F.,Nisand, D. (2005) Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7 Suppl 1, S104-110.
- 115.Fugazzotto, P.A., Beagle, J.R., Ganeles, J., Jaffin, R., Vlassis, J.,Kumar, A. (2004) Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol*, 75 (2), 327-332.

- 116.Ferrigno, N., Laureti, M.,Fanali, S. (2006) Dental implants placement in conjunction with osteotome sinus floor elevation: a 12-year life-table analysis from a prospective study on 588 ITI implants. *Clin Oral Implants Res*, 17 (2), 194-205.
- 117.Ivanoff, C.J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C.,Lekholm, U. (1999) Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (2), 173-180.
- 118.Geng, J.P., Xu, D.W., Tan, K.B.,Liu, G.R. (2004) Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J Oral Implantol*, 30 (4), 223-233.
- 119.Steigenga, J.T., al-Shammari, K.F., Nociti, F.H., Misch, C.E.,Wang, H.L. (2003) Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*, 12 (4), 306-317.
- 120.Roberts, W.E., Smith, R.K., Zilberman, Y., Mozsary, P.G.,Smith, R.S. (1984) Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*, 86 (2), 95-111.
- 121.Ma, P., Liu, H.C., Li, D.H., Lin, S., Shi, Z.,Peng, Q.J. (2007) [Influence of helix angle and density on primary stability of immediately loaded dental implants: three-dimensional finite element analysis]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 42 (10), 618-621.
- 122.Chung, S.H., Heo, S.J., Koak, J.Y., Kim, S.K., Lee, J.B., Han, J.S. ve diğerleri. (2008) Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *J Oral Rehabil*, 35 (3), 229-236.
- 123.Kong, L., Liu, B.L., Hu, K.J., Li, D.H., Song, Y.L., Ma, P. ve diğerleri. (2006) [Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 24 (6), 509-512, 515.
- 124.Motoyoshi, M., Yano, S., Tsuruoka, T.,Shimizu, N. (2005) Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 16 (4), 480-485.
- 125.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), 2166-2172.
- 126.Abrahamsson, I.,Berglundh, T. (2006) Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res*, 8 (3), 107-113.
- 127.Lee, D.W., Choi, Y.S., Park, K.H., Kim, C.S.,Moon, I.S. (2007) Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 18 (4), 465-470.
- 128.Uzun, G.,Keyf, F. (2007) İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Dergisi* (2), 43-50.

129. Iamoni, F., Rasperini, G., Trisi, P., Simion, M. (1999) Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (5), 729-735.
130. Cochran, D.L., Buser, D., ten Bruggenkate, C.M., Weingart, D., Taylor, T.M., Bernard, J.P. ve diğeri. (2002) The use of reduced healing times on ITI (R) implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI (R) SLA implants. *Clinical Oral Implants Research*, 13 (2), 144-153.
131. Buser, D., Schenk, R.K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C.H., Stich, H. (1991) Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, 25 (7), 889-902.
132. Lekholm, U., Zarb, G., Albrektsson, T. (1985). Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence.
133. Caputo, A., Standlee, J. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence.
134. O'Brien, W. (1997). Dental Materials and Their Selection (2 bs.). New York: Quintessence.
135. Craig, R. (1997). Restorative Dental Materials (10 bs.). St. Louis: Mosby.
136. Bueche, F. (1977). Principle of Physics. USA: McGraw-Hill.
137. Philips, R.W. The Science of Dental Materials (9 bs.). Philadelphia and London: Saunders Company.
138. Adıgüzel, Ö. (2010) Sonlu Eleman Analizi: Derleme. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11 (1), 18-23.
139. İnan, M. (1988). Cisimlerin Mukavemeti (6. baskı bs.). İstanbul: İTÜ Vakfı.
140. Çalıkoğlu, S. (1992). Bölümlü Protezler (2. baskı bs.). İstanbul: İstanbul Ü Basımevi.
141. Geng, J.P., Tan, K.B., Liu, G.R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 585-598.
142. Mackerle, J. (2004) Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7 (5), 277-303.
143. DeTolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella, B. (2000) Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 26 (2), 77-81.
144. Şeker, E., Ulusoy, M., Ozan, O., Özdemir Doğan, D., Kuşakcı Şeker, B. (2013) Sinüs Lift Alternatif İmplant Destekli Sabit Protetik Planlamaların Destek Dokulardaki Stres Dağılımlarının İncelenmesi, 3 Boyutlu SESA Çalışması. *Türkiye Klinikleri*, 19 (1), 26-35.
145. Şahin, M. (2008). **Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi.** Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi.

- 146.Kong, L., Sun, Y., Hu, K., Liu, Y., Li, D., Qiu, Z. ve diğerleri. (2008) Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*, 41 (5), 1124-1130.
- 147.Steinemann, S. (1996). The properties of titanium. A. Schroeder, F. Sutter, D. Buser & G. Krekeler (Ed.). *Oral İmplantology* (2 bs., s. 401-412). Stuttgart: Thieme
- 148.Huang, H.L., Hsu, J.T., Fuh, L.J., Tu, M.G., Ko, C.C.,Shen, Y.W. (2008) Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent*, 36 (6), 409-417.
- 149.Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarslan, M.A.,Eskitascioglu, 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 (3), 227-234.
- 150.Chang, P.K., Chen, Y.C., Huang, C.C., Lu, W.H., Chen, Y.C.,Tsai, H.H. (2012) Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27 (6), e96-101.
- 151.Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A.,Konvickova, S. (2004) Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 91 (1), 20-25.
- 152.Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P.,Swain, M.V. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20 (5), 449-456.
- 153.Desai, S., Singh, R., Karthikeyan, I., Reetika, G.,Jyothilaxmi. (2012) Three-dimensional finite element analysis of effect of prosthetic materials and short implant biomechanics on D4 bone under immediate loading. *Journal of Dental Implants*, 2 (1), 2.
- 154.Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H.,Iizuka, T. (2005) Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 37 (6), 776-780.
- 155.C, I.C., Shyh-Yuan, L., Ming-Chang, W., Sun, C.W.,Jiang, C.P. (2014) Finite element modelling of implant designs and cortical bone thickness on stress distribution in maxillary type IV bone. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 17 (5), 516-526.
- 156.Esposito, M., Pellegrino, G., Pistilli, R.,Felice, P. (2011) Rehabilitation of posterior atrophic edentulous jaws: prostheses supported by 5 mm short implants or by longer implants in augmented bone? One-year results from a pilot randomised clinical trial. *Eur J Oral Implantol*, 4 (1), 21-30.

157. Felice, P., Pellegrino, G., Checchi, L., Pistilli, R., Esposito, M. (2010) Vertical augmentation with interpositional blocks of anorganic bovine bone vs. 7-mm-long implants in posterior mandibles: 1-year results of a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 21 (12), 1394-1403.
158. Felice, P., Soardi, E., Pellegrino, G., Pistilli, R., Marchetti, C., Gessaroli, M. ve diğeri. (2011) Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implants versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 4 (3), 191-202.
159. Slotte, C., Grønningssæter, A., Halmoy, A.M., Ohnelt, L.O., Stroh, G., Isaksson, S. ve diğeri. (2012) Four-millimeter implants supporting fixed partial dental prostheses in the severely resorbed posterior mandible: two-year results. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14 Suppl 1, e46-58.
160. Esposito, M., Cannizarro, G., Soardi, E., Pellegrino, G., Pistilli, R., Felice, P. (2011) A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone? *Eur J Oral Implantol*, 4 (4), 301-311.
161. Merz, B.R., Hunenbart, S., Belser, U.C. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (4), 519-526.
162. Jemt, T. (1991) Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (3), 270-276.
163. Meijer, H.J., Kuiper, J.H., Starmans, F.J., Bosman, F. (1992) Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*, 68 (1), 96-102.
164. Buser, D., Belser, U.C., Lang, N.P. (1998) The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol 2000*, 17, 106-118.
165. Abuhusseini, H., Pagni, G., Rebaudi, A., Wang, H.L. (2010) The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, 21 (2), 129-136.
166. Van Staden, R.C., Guan, H., Loo, Y.C. (2006) Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 9 (4), 257-270.
167. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K., Tanquist, R.A. (1989) Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 61 (2), 223-228.
168. Astrand, P., Billstrom, C., Feldmann, H., Fischer, K., Henricsson, V., Johansson, B. ve diğeri. (2003) Tapered implants in jaws with soft bone quality: a clinical and radiographic 1-year study of the Branemark System Mark IV fixture. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5 (4), 213-218.

- 169.Friberg, B., Jisander, S., Widmark, G., Lundgren, A., Ivanoff, C.J., Sennerby, L. ve diğerleri. (2003) One-year prospective three-center study comparing the outcome of a "soft bone implant" (prototype Mk IV) and the standard Branemark implant. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5 (2), 71-77.
- 170.O'Sullivan, D., Sennerby, L.,Meredith, N. (2000) Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2 (2), 85-92.
- 171.Mailath, G., Stoiber, B., Watzek, G.,Matejka, M. (1989) [Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study]. *Z Stomatol*, 86 (4), 207-216.
- 172.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 (4), 333-340.
- 173.Brunski, J.B. (1988) Biomechanical considerations in dental implant design. *Int J Oral Implantol*, 5 (1), 31-34.
- 174.Gümüş, H.Ö. (2007). **Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırılması.** Hacettepe, Ankara.
- 175.Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti, F.H., Jr.,Wang, H.L. (2004) Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*, 75 (9), 1233-1241.
- 176.Shafi, A.A., Kadir, M.R.A.,Sulaiman, E. (30.11.2010-02.12.2010 2010). Simulation on the Effects of Dental Implant Threads to the osseointegration potential [Poster]. Conference on Biomedical Engineering and Sciences. Malaysia.
- 177.Ismail, Y.H., Pahountis, L.N.,Fleming, J.F. (1987) Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol*, 4 (2), 25-31.
- 178.Yang, H.S., Lang, L.A., Molina, A.,Felton, D.A. (2001) The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 558-567.
- 179.Fanuscu, M.I., Vu, H.V.,Poncelet, B. (2004) Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *J Oral Implantol*, 30 (2), 59-68.
- 180.van Staden, R.C., Li, X., Guan, H., Johnson, N.W., Reher, P.,Loo, Y.C. (2014) A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 (2), e147-154.
- 181.Manzano, G., Herrero, L.R.,Montero, J. (2014) Comparison of clinical performance of zirconia implants and titanium implants in animal models: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 (2), 311-320.

- 182.Chang, C.L., Chen, C.S., Yeung, T.C.,Hsu, M.L. (2012) Biomechanical effect of a zirconia dental implant-crown system: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27 (4), e49-57.
- 183.Rangert, B., Krogh, P.H., Langer, B.,Van Roekel, N. (1995) Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10 (3), 326-334.
- 184.Prendergast, P.J.,Huiskes, R. (1996) Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis. *J Biomech Eng*, 118 (2), 240-246.
- 185.Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E.,Unsal, E. (2004) The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91 (2), 144-150.

