

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HEX VE NON-HEX VİDALI DAYANAKLARLA HAZIRLANAN
İMLANT ÜSTÜ RESTORASYONLARIN SONLU ELEMANLAR
ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Hasan Alpay ÇELİK

Danışman

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

HATAY - 2021

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HEX VE NON-HEX VİDALI DAYANAKLARLA HAZIRLANAN
İMLANT ÜSTÜ RESTORASYONLARIN SONLU ELEMANLAR
ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Hasan Alpay ÇELİK

Danışman

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Bu çalışma Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 20.U.004 proje numarası ile desteklenmiştir.

HATAY - 2021

Kabul ve Onay

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

HEX VE NON-HEX VİDALI DAYANAKLARLA HAZIRLANAN İMLANT ÜSTÜ RESTORASYONLARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Hasan Alpay ÇELİK

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 22/04/2021 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi:

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Üye: Doç. Dr. Fehmi GÖNÜLDAŞ

Üye: Doç. Dr. Ersan ÇELİK

Bu tez, Dekanlığımız Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

.../.../20..

Prof.Dr. Nizami DURAN

Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin başladığı günden bu yana her konuda benden desteğini, sabrını ve hoşgörüsünü esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Mustafa ZORTUK'a,

Her türlü konuda bilgisini, deneyimini paylaşan desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Caner ÖZTÜRK'e,

Asistanlığımın başından sonuna kadar Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda birlikte çalıştığım için şanslı hissettiğim sevgili asistan arkadaşlarıma,

Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde çalışma fırsatı bulduğum diğer anabilim dallarındaki değerli öğretim üyeleri ve asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde benden hiçbir zaman sevgilerini ve desteklerini esirgemeyen her zaman yanımda olan annem Hatice ÇELİK ve babam Münir ÇELİK'e,

Hayatıma ışık tutan bana sevgi ve hayat enerjisi veren sevgili eşim Gizem ÜNAL ÇELİK'e

İçtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ÖZET	X
ABSTRACT	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant	3
2.2. İmplant Sınıflandırması	3
2.3. İmplant Endikasyonları	3
2.4. İmplant Kontrendikasyonları	4
2.5. İmplant Destekli Protezler	4
2.5.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları	5
2.5.2. İmplant Uygulamalarında Başarı Kriterleri	6
2.6. İmplant Üstü Sabit Protezlerin Komponentleri	7
2.7. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Dayanakların Sınıflandırılması	10
2.7.1. Geçici Dayanaklar	10
2.7.2. Daimi Dayanaklar	10
2.8. Biyomekanik	22
2.8.1. Kuvvetin Tanımı ve Çiğneme Kuvvetleri	22
2.8.2. Stres (Gerilme)	23
2.8.3. Strain (Gerinim)	24
2.8.4. Elastisite (Young's) Modülü	24
2.8.5. Poisson Oranı	25
2.8.6. İzotropi ve Anizotropi	25
2.9. Stres Analiz Yöntemleri	25
2.9.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	26
2.9.2. Gerilimölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	26

2.9.3. Kırılgan Vernik Kaplama Yöntemi İle Stres Analizi	27
2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) İle Kuvvet Analizi	27
2.9.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	27
2.9.6. Radyotelemetri İle Kuvvet Analiz Yöntemi	27
2.9.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Modellerin Oluşturulması	35
3.2. Matematiksel Modellerin Oluşturulması	38
3.3. Çalışmanın Sınır Koşulları	40
3.4. Yükleme Koşulları	40
3.5. Oluşan Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Çıkan Sonuçların Değerlendirilmesi	42
4. BULGULAR	44
4.1. İmplant Boynunda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	44
4.1.1. Örneklerde İmplant Boynundaki Von Mises Stres	44
4.2. Dayanaklarda oluşan Von Mises Stres Değerleri	45
4.2.1. Dayanaklardaki Von Mises Stres	45
4.3. İmplant İç Vidasında Oluşan Von Mises Stresler	46
4.3.1. Dayanaklarda İç Vidadaki Von Mises Stres	46
4.4. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler	47
4.4.1. Örneklerde Kortikal Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres	48
4.5. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler	48
4.5.1. Örneklerde Kortikal Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres	49
4.6. Spongioz Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler	50
4.6.1. Örneklerde Spongioz Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres	51
4.7. Spongioz Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler	52
4.7.1. Örneklerde Spongioz Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres	53
4.8. Genel Yapıda Oluşan Streslerin Bir Gösterimi	54
4.9. Tüm Yapılan Analizlerin Genel Bir Gösterimi	55
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	64
7. KAYNAKLAR	65
EKLER	71
EK-1	71
ÖZGEÇMİŞ	72

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. İmplantlarda Kademe Sistemi	8
Şekil 2.2. Sabit protezleri destekleyen implantlarda vida ve simantasyona ilişkin kararların yolunu gösteren karar ağacı. ¹⁶	9
Şekil 2.3. Straumann Ti-Base (Variobase) Dayanaklar ³²	16
Şekil 2.4. Eksternal Bağlantı Tasarımı	19
Şekil 2.5. Butt Joint ve Friction Fit Bağlantı Tasarımlarının Bir Gösterimi ⁴⁵	20
Şekil 2.6.İnternal Konik Bağlantı Tasarımı	21
Şekil 2.7. İnternal Üçgensel Bağlantı Tasarımı	21
Şekil 2.8. Kuvvetlere Karşı Oluşan Stresler	23
Şekil 2.9. Elastisite (Young) Modülü	24
Şekil 2.10. Üç Boyutlu katı elemanlar	30
Şekil 3.1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya), Optik Tarayıcı.....	35
Şekil 3.2. Oluşturulan Kortikal Kemik	36
Şekil 3.3. Oluşturulan Spongioz Kemik	36
Şekil 3.4. Hex Model İçin Oluşturulan Diğer Yapılar, a: hex dayanak, b: siman, c: metal altyapı, d: köprü porselen	37
Şekil 3.5. Non-Hex Model İçin Oluşturulan Diğer Yapılar, a: non-hex dayanak, b: siman, c: metal altyapı, d: köprü porselen	37
Şekil 3.6. Sabitlenen Model Bukkal Görünüm	40
Şekil 3.7. Sabitlenen Model Okluzal Görünüm	40
Şekil 3.8. Okesonun belirttiği okluzal temas noktalarına göre yükleme yapılan noktalar ..	41
Şekil 3.9. Dik yükleme yönü	41
Şekil 3.10. Oblik Yükleme Yönü.....	42
Şekil 3.11. Von Mises Stres Formülü	43
Şekil 4.1. Hex Örneklerde İmplant Boynunda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	44
Şekil 4.2. Non-Hex Örneklerde İmplant Boynunda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	44
Şekil 4.3. Hex Dayanaklarda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	45
Şekil 4.4. Non-Hex Dayanaklarda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm.....	45
Şekil 4.5. Hex Dayanaklarda İç Vidada Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm.....	46
Şekil 4.6. Non-Hex Dayanaklarda İç Vidada Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	46
Şekil 4.7. Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	48
Şekil 4.8. Non-Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	48

Şekil 4.9. Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	50
Şekil 4.10. Non-Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	50
Şekil 4.11. Hex Örneklerde Spongioz Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	52
Şekil 4.12. Non-Hex Örneklerde Spongioz Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	52
Şekil 4.13. Hex Örneklerde Spongioz Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	54
Şekil 4.14. Non-Hex Örneklerde Spongioz Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm	54
Şekil 4.15. a) hex dik yükleme, b) non-hex dik yükleme, c) hex oblik yükleme, d) non-hex oblik yükleme.....	54



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. İtalya Ortak Görüş Konferansı Kararları	6
Çizelge 2.2. İmplant üstü dayanakların genel sınıflandırması.....	10
Çizelge 2.3. Vida Tutuculu Dayanakların Avantaj Dezavantajları ²²	12
Çizelge 2.4. Siman Tutuculu Dayanakların Avantaj Dezavantajları ²²	13
Çizelge 3.1. Çalışma Grupları.....	35
Çizelge 3.2. Young modülü ve Poisson oranları	38
Çizelge 3.3. Eleman ve Düğüm Sayıları.....	39
Çizelge 4.1. İmplant Boynunda Oluşan Von Mises Stresler	44
Çizelge 4.2. Dayanaklarda Oluşan Von Mises Stresler	45
Çizelge 4.3. İç Vidada Oluşan Von Mises Stresler.....	46
Çizelge 4.4. Dik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki maksimum principal değerler	47
Çizelge 4.5. Oblik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki maksimum principal değerler	47
Çizelge 4.6. Dik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki minimum principal değerler	49
Çizelge 4.7. Oblik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki minimum principal değerler	49
Çizelge 4.8. Dik Yükleme yapılan gruplarda spongioz kemikteki maksimum principal değerler	51
Çizelge 4.9. Oblik Yükleme yapılan gruplarda spongioz kemikteki maksimum principal değerler	51
Çizelge 4.10. Dik Yükleme yapılan gruplarda spongioz kemikteki minimum principal değerler	53
Çizelge 4.11. Oblik Yükleme yapılan gruplarda spongioz kemikteki minimum principal değerler	53
Çizelge 4.12. Dik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde Von Mises değerler	55
Çizelge 4.13. Oblik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde Von Mises değerler ...	55
Çizelge 4.14. Dik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde maksimum ve minimum principal değerler	56
Çizelge 4.15. Oblik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde maksimum ve minimum principal değerler	56

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CAD/CAM	:Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım, Bilgisayar Destekli Üretim)
CBCT	:Cone Beam Computed Tomography
Gpa	:Gigapascal
Hex	:Hekzagonal
Mpa	:Megapascal
N	:Newton
nm	:Nanometre
Non-Hex	:Non-Hekzagonal
PEEK	:Poli eter eter keton
SEA	:Sonlu Elemanlar Analizi
SP	:Sabit Protez
Ti	:Titanyum
UCLA	:University of California at Los Angeles Abutment
%	:Yüzde
°C	:Celcius
°F	:Fahreheit
ν	:Poisson oranı
μm	:Mikrometre
σ_1	:Maximum Principal Stress
σ_2	:Intermediate Principal Stress
σ_3	:Minimum Principal Stress

ÖZET

Hex ve Non-Hex Vidalı Dayanaklarla Hazırlanan İmplant Üstü Restorasyonların Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile Karşılaştırılması

Giriş ve Amaç: Gelişmekte olan diş hekimliği pratiğinde diş eksikliklerinin tedavisinde implant uygulamaları çok önemli yer tutmaktadır. Protetik diş tedavisi uygulamalarında geleneksel olarak diş eksikliği durumlarında kron köprü protezleri veya hareketli bölümlü protezler uygulanmaktadır. Ancak gelişen implant tedavileri sayesinde bu gibi uygulamaların yerine implant tedavisiyle hastanın kaybedilen dişinin yerine implant üzeri restorasyon yapılarak fonksiyonun iadesi sağlanmış olur. İmplant üstü protezler simante veya vidalı olarak iki çeşit uygulanabilir. Bu çalışmada incelediğimiz tip protezler vidalı dayanaklar kullanarak hazırlanan protezlerdir. Bu çalışmanın amacı, rutin implant üstü köprü restorasyonların tedavilerinde kullanılan non-hex yapıya sahip vidalı dayanakların yerine hex yapıya sahip vidalı dayanak kullanıldığında okluzal kuvvetlere karşı herhangi bir biyomekanik avantajın olup olmadığının stres analiz yöntemiyle incelenmesi ve her iki sisteminde kendi içinde dayanıklılıklarının ölçülmesidir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada; aynı çap ve boya sahip (4.1mm-10 mm) 2 adet implant alt çene arka bölgede ikinci premolar ve ikinci molar bölgeye tamamen paralel biçimde yerleştirilmek üzere seçilmiştir. Toplam iki adet model oluşturulmuş ve modellerden biri için hegzagonal yapıda implant dayanak bağlantı tasarımına sahip dayanaklar seçilirken diğeri içinse klinik pratikte implant üzeri köprü restorasyonlarında sıklıkla kullanılan non-hegzagonal bağlantı tasarımlı dayanaklar sanal ortamda yerleştirilmek üzere seçilmiştir. Bu seçilen dayanaklar üzerine üç üyeli vida destekli bir metal destekli seramik köprü restorasyon sanal ortamda yerleştirilmiş ve kronların belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 4 adet çalışma grubu elde edilmiştir. Uygulanan kuvvetler sonucunda implant boyun bölgesinde, vidada ve dayanakta meydana gelen Von Mises gerilme değerleri ayrıca kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi yardımıyla incelenmiştir.

Bulgular: Hex ve non-hex bağlantı tasarımı olan modeller arasında implant bileşenleri üzerinde farklı stres değerleri gözlenirken kemik üzerinde benzer değerler elde edilmiştir. Bağlantıdaki altıgen tasarımın antirotasyonel etkisi bu stres değerlerinin farklı olmasını etkilemiştir. Ayrıca implant üzerine gelen kuvvetlerden oblik kuvvetler dikey kuvvetlere göre stresi daha fazla artırıcı yönde etki göstermiştir.

Sonuç: Her iki sistemde sınır değerler aşılmadığından kullanılabilir sistemlerdir. Ancak oluşan stres değerlerine bakıldığında hex sistemlerde implant ve iç vidaya gelen stres değerleri non-hex sistemlere göre daha düşüktür. Bu sebeple iki implant arası açı 30 derece aşılmadığı durumlarda hex sistemlerin kullanımının uygun olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, dayanak, hegzagonal bağlantı, sonlu elemanlar analizi.

ABSTRACT

Comparison of Implant Supported Restorations Produced with Hex and Non-Hex Screw Abutments Concept with Finite Element Analysis Method

Introduction and Aim: Implant treatments have an important role in the rehabilitation of dental deficiencies in developing dentistry practice. In cases of tooth deficiency, traditional treatment options are crowns, bridges and partial dentures. However, due to the developing implant treatments, the implant treatment is replaced with the restoration of the patient's lost tooth, and the function is returned by replacing such applications. Implant prostheses can be applied in two types as cemented or screwed. The types of prostheses we examine in this study are prostheses prepared using screw abutments. The aim of this study is to examine whether there is any biomechanical advantage against occlusal forces when screw abutments with hex structure are used instead of screw abutments with non-hex structure used in the treatment of routine over implant bridge restorations, and to measure their durability in both systems.

Materials and Methods: In this study; 2 implants with the same diameter and length (4.1 mm-10 mm) were selected to be placed completely parallel to the first premolar and second molar regions in the posterior region of the lower jaw. A total of two models were created, and for one of the models, abutments with a hexagonal implant abutment design were selected, and for the other, abutments with non-hexagonal connection design, which are frequently used in clinical practice in bridge restorations over implants, were selected to be placed in virtual environment. A three-member, screw-supported, metal-supported ceramic bridge restoration was placed on these selected abutments in a virtual environment, and a total of 4 study groups were obtained by applying vertical and oblique force separately from certain points of the crowns. Von Mises stress values occurring in the implant neck region, screw and abutment as a result of the applied forces, as well as the maximum and minimum principal stress values in cortical and cancellous bone were analyzed with the help of finite element stress analysis method.

Results: While different stress values were observed on the implant components between the hex and non-hex connection designs, similar values were obtained on the bone. The antirotational effect of the hexagonal design in the connection affected the difference of these stress values. In addition, oblique forces from the forces on the implant increased the stress more than the vertical forces.

Conclusion: Border limit values are not exceeded in both systems, they are usable systems. However, considering the resulting stress values, the stress values on the implant and internal screw in hex systems are lower than in non-hex systems. For this reason, it is thought that the use of hex systems is appropriate when the angle between two implants is not exceeded 30 degrees.

Keywords: Implant, abutment, hexagonal connection, finite element analysis.

1. GİRİŞ

Gelişmekte olan diş hekimliği pratiğinde eksik dişlerin yerine konmasına yönelik tedavi yöntemleri, reimplantasyondan günümüzün implantlarına, yani üçüncü dentisyona doğru evrilmiştir. İmplantlar diş hekimliği pratiğinde yeni bir sayfa açmış ve geleneksel sabit veya hareketli protezlerde karşılaşılan sınırlamaların çoğunun üstesinden gelmeye yardımcı olmuştur. Aynı zamanda uzun vadeli öngörülebilirliğe sahip estetik ve fonksiyonel bir tedavi seçeneği sunulmuştur.¹ Sonuç olarak osseointegre implantlar ile devam eden yüksek başarı oranının bir sonucu olarak daha fazla sayıda hasta konvansiyonel hareketli protezler veya köprü protezleri yerine sabit protezlerin faydalarından yararlanabilir.²

İmplant üstü protezler, bu klasik tedavilerin alternatifi olarak sunulmuştur. Osseointegrasyonun Branemark tarafından açıklanmasından bugüne kadar olan süreçte özellikle yakın süreçte implant diş hekimliği hızla gelişmiş, kısmi ve tam dişsiz hastaların tedavisinde çok sık kullanılmaya başlamıştır.³

Son yıllardaki gelişmelerle dişsiz ve kısmen dişsiz çenelerin protetik rehabilitasyonu için implant tedavisi ilk seçeneklerden biri haline gelmiştir. Bir implant dayanak sistemi, bir implant ve implanta bağlanmak için çok sayıda bağlantı özelliğine sahip bir dayanak ve dayanağı implanta kilitlemek için bir dayanak vidasının bir kombinasyonunu kullanır. Bağlantıda hekzagonal (hex) veya non-hekzagonal (non-hex) yapıya sahip implantlar için birkaç çeşit dayanak vardır. Hex dayanaklar rotasyonel pozisyon bilgisi ve anti-rotasyonel etkiler sağlar; ancak hex olmayan dayanaklar çeşitli klinik durumlarda da kullanılmaktadır.⁴

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan malzemelerin mekanik dayanıklılıkların iyileştirilmesi ve dental yapılardaki stresin tespit edilmesi amacıyla, bunların streslerinin analizinin yapılması son zamanlarda önem kazanmıştır.⁵ Sonlu elemanlar analizi dental implant sistemlerinin biyomekanik performanslarının tahmininde yaygın olarak kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi, mühendislik alanından dental implant biyomekaniğine uyarlanmış etkili bir hesaplama aracıdır. Sonlu elemanlar analizi ile birçok tasarım özelliği optimizasyonu tahmin edilmiştir ve gelecekte potansiyel yeni implant sistemlerine de uygulanacaktır.⁶

İmplant üstü protezlerdeki en iyi dayanak seçiminde literatürde hala tartışmalar devam etmektedir. En yaygın olarak kullanılan iki yapı ise bu çalışmada incelenen hex ve non-hex dayanaklardır. Hex dayanaklarda implant ve dayanak stabilitesinin non-hex yapıya göre daha başarılı olduğu birçok çalışmada ortaya konulmuştur. Aynı zamanda da olası mikrosızıntı açısından da önemli ölçüde mikro hareketliliğinde az olduğu gösterilmiştir. Buna göre, bir sistemin diğerine göre biyomekanik avantajı olup olmadığı tartışma konusu olmaya devam etmektedir.⁷ Bu çalışmanın amacı bu yönde yeni bilgiler elde edip materyallerin gelişimine bir katkıda bulunmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant

2007 yılında yayınlanan implant terimleri sözlüğüne göre implantlar mevcut bir durumun iyileştirilmesi için cerrahi olarak alıcıya yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu alloplastik materyal, doku veya maddedir.⁸ Ayrıca protetik terimler sözlüğüne göre ise dental implantlar; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan alloplastik materyal/materyaller şeklinde tanımlanmaktadır.⁹

2.2. İmplant Sınıflandırması

Dental implantların 3 ana alt grubu vardır;

- Subperiosteal
- Transosteal
- Endosteal

Subperiosteal ve transosteal total dişsiz hastalarda protezi sabitlemek için kullanılan implantlarda rutinde pek kullanımı yoktur. Endosteal implantlar, cerrahi olarak alveoler veya bazal kemik içine yerleştirilir ve en sık olarak tek başına veya çoklu olarak kısmen dişsiz hastaların tedavisi için kullanılır. Bunlar ayrıca şekil olarak blade form ve kök formu olarak sınıflandırılabilir.²

2.3. İmplant Endikasyonları

- Doku toleransı az olan hastalar
- Protezi olumsuz etkileyecek olan parafonksiyonel alışkanlıklar
- Tam protezlerden aşırı beklentisi olan hastalar
- Bulantı refleksi olup tam protezleri tolere edemeyecek olan hastalar

- Sabit bölümlü protez kullanmak isteyen ancak uygun destek bulunmayan hastalar
- Tek diş eksikliğinde destek dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanamayacak olan hastalar¹⁰

2.4. İmplant Kontrendikasyonları

- Hamilelik durumu
- İmplant yapılacak olan alanda tümör vb. yapıların varlığı
- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlık durumu
- Gerçekleştirilemeyecek hasta beklentileri
- Yapılacak olan implantın protetik olarak rehabilite edilemeyeceği durumlar
- Akut hastalık²

2.5. İmplant Destekli Protezler

İmplant destekli protezler dentisyonun durumuna göre değişik varyasyonlarda yapılabilir¹¹:

- a) Tek diş eksikliğinde uygulanan implant destekli protezler
- b) Parsiyel dişsiz ağızlarda uygulanan implant destekli protezler
 - İmplant-implant destekli protezler
 - Diş-implant destekli protezler
- c) Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler
 - Total implant destekli sabit protezler
 - Overdenture protezler
 - a) Mukoza destekli overdenture protezler
 - b) Mukoza-implant destekli overdenture protezler
 - c) İmplant destekli overdenture protezler.

Farklı bir sınıflamaya göre¹²;

SP-1 → Sabit protez sadece dişin kronunu restore eder, restorasyon aynen doğal diş gibi görünür.

SP-2 → Sabit protez kronun ve kökün bir kısmını restore eder, kronunun kronun konturları okluzal yarıda normaldir ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.

SP-3 → Sabit protez eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır ancak metal-porselen de olabilir.

HP-4 → Hareketli protez, sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.

HP-5 → Hareketli protez, implant ve yumuşak doku desteklidir.

2.5.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

a) Tamamen Dişsiz Hastalarda Çıkarılabilir İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

- Tedavi hasta için daha ucuz olabilir.
- Daha az implant gerekebilir.
- İmplant yerleştirilmeden önce daha az kemik augmentasyonu gerekebilir.
- Kemik augmentasyonu gerekmiyorsa tedavi daha kısa olacaktır.
- Yüz estetiği, özel metal veya porselen dişlere kıyasla labial flanjlara ve protez dişleriyle güçlendirilebilir. Çıkarılabilir restorasyonun labial konturları, kayıp kemik genişliğinin ve yüksekliğinin yerini alabilir ve hijyenden ödün vermeden labial yumuşak dokuları destekleyebilir.
- Günlük evde bakım daha kolaydır.
- Gece parafonksiyonunu yönetmek için protez geceleri çıkarılabilir.
- Komplikasyonların uzun süreli tedavisi kolaylaştırılmıştır.

b) Tamamen veya Kısmen Dişsiz Hastalarda Sabit Restorasyonların Avantajları

- Psikolojik (doğal dişlere daha çok benziyor)

- Çıkarılabilir bir overdenture için çok kemik varlığı ve yetersiz kron yüksekliği
- Ömür (implantların ömrünü uzatır)
- Az bakım (değiştirmek veya ayarlamak için eklenti olmaması)
- Daha az gıda sıkışması
- Tamamen implant destekli overdenture gibi benzer implant sayısı
- Tamamen implant destekli overdenture ile benzer laboratuvar ücretleri¹³

2.5.2. İmplant Uygulamalarında Başarı Kriterleri

2007 yılında yapılan İtalya Ortak Görüş Konferansında belirlenen kararla, James-Misch Sağlık Skalasında değişiklik yapılarak, implant başarısı, sağ kalımı (survival) ve başarısızlık koşullarını belirten 4 klinik kategori bildirilmiştir (Çizelge 2.1).¹⁴

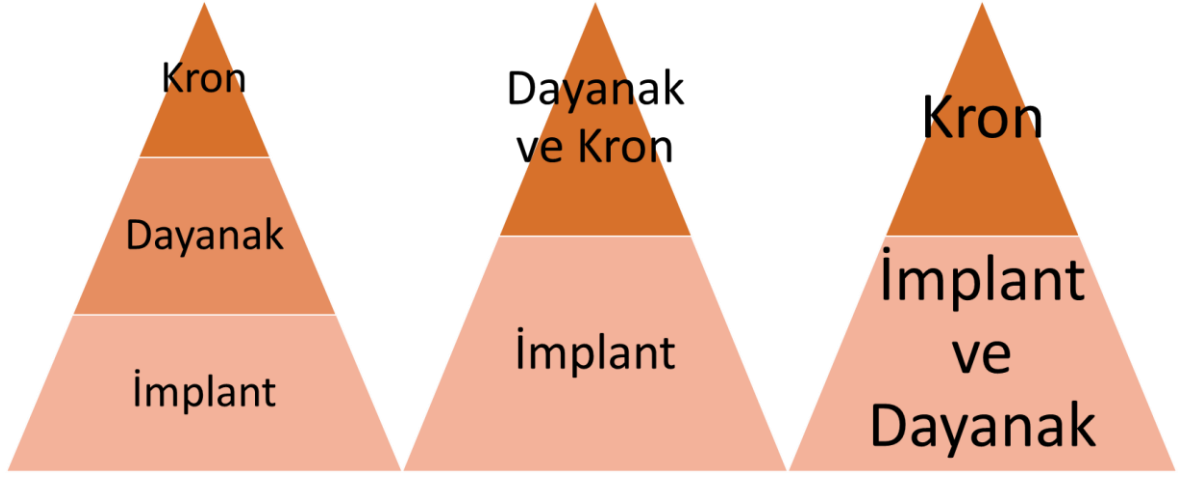
Çizelge 2.1. İtalya Ortak Görüş Konferansı Kararları

İmplant Kalite Skalası	Klinik Durumlar
I. Başarı(Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı veya hassasiyet yok b. Mobilite yok c. İlk ameliyattan itibaren 2 mm radyografik kemik kaybı d. Eksüda oluşma durumu yok
II. Tatmin Edici Sağ Kalım	a. Fonksiyonda ağrı yok b. Mobilite yok c. 2-4 mm radyografik kemik kaybı d. Eksüda oluşma durumu yok
III. Sağ Kalımda Tehlike	a. Fonksiyonda hassasiyet olabilir b. Mobilite yok c. Radyografik kemik kaybı 4 mm'den büyük (implant gövdesinin 1 / 2'sinden az)

	d. Prob derinliği 7 mm'den büyük e. Eksüda geçmişı olabilir
IV. Başarısızlık (klinik veya mutlak başarısızlık)	Aşağıdakilerden herhangi biri: a. Fonksiyonda ağrı b. Mobilite var c. Radyografik kemik kaybı implant uzunluğunun 1/2'sinden fazla d. Kontrol edilemeyen eksüda e. Artık ağızda bulunmaması

2.6. İmplant Üstü Sabit Protezlerin Komponentleri

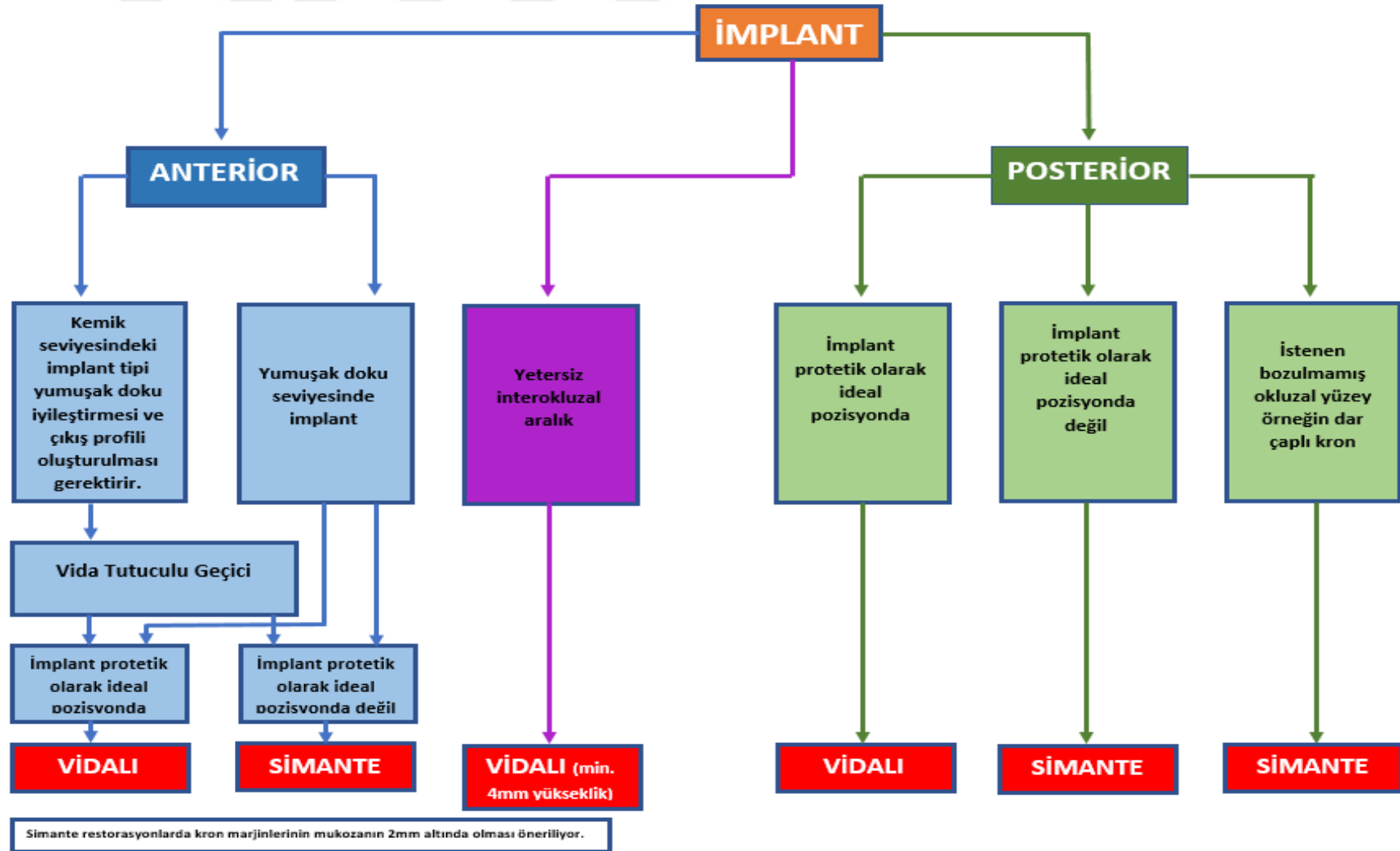
İmplant üstü sabit protezler gelişen diş hekimliği uygulamalarında kısmi veya tam dişsizlik olgularında en çok başvurulanan yöntem haline gelmiştir. İmplant üstü sabit protezler implant gövdesine yerleştirilen bir dayanak ve bunu içine alan kron veya köprü restorasyonundan oluşmaktadır. Sabit implant üstü protezler genelde 3 komponentten oluşur ve kademeli bir sistemdir (Şekil 2.1). Bunlar implant, dayanak ve kromdur. Dayanakların çoğu implant platformuna bir vida ile tutturulur ve final kron doğrudan dayanağa (Üçlü Kademe sistemi) veya doğrudan implant platformuna (İkili Kademe sistemi) vidalanabilir. Alternatif olarak kron, implanta bir vida (Üçlü Kademe sistemi) ile yerleştirilen dayanak üzerine geleneksel bir kron ve köprü protokolünde olduğu gibi simante edilebilir. Ayrıca, bir vida veya simante yöntem olmadan dayanağın kilitlenmesini veya sürtünmenin implant içine oturmasını sağlayan mevcut implant sistemleri de vardır.¹⁵



Üçlü Kademe Sistemi

İkili Kademe Sistemi

Şekil 2.1. İmplantlarda Kademe Sistemi

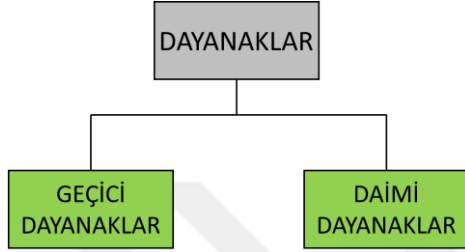


Şekil 2.2. Sabit protezleri destekleyen implantlarda vida ve simantasyona ilişkin kararların yolunu gösteren karar ağacı.¹⁶

2.7. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Dayanakların Sınıflandırılması

Dayanaklar implantların ağız içine açılan kısımlarıdır. Farklı çeşitleri bulunmaktadır. İmplant destekli protezlerde tutuculuk ve ideal bir çıkış profili sağlamak için kullanılmaktadırlar. Genel olarak 2 gruba ayırabiliriz.¹⁷

Çizelge 2.2. İmplant üstü dayanakların genel sınıflandırması



2.7.1. Geçici Dayanaklar

Geçici dayanaklar genellikle hazır prefabrike bir şekilde üretilirler. Ölçü dayanakları, iyileşme dayanakları ve metal veya plastik geçici dayanakları içerir.¹⁵ İmplant üstü geçici restorasyon, cerrahi operasyondan sonra iyileşme döneminde çevre dokuların ideal şekillenmesini sağlamak için kullanılır.¹⁸

2.7.2. Daimi Dayanaklar

Daimi dayanaklar final restorasyon için kullanılır ve kesin olarak yerinde kalacaktır. Diş hekimi, bu son üretim sırasında, standart bir prefabrik, özel dökülebilir veya bilgisayar tarafından üretilen kişiye özel dayanak kullanma seçeneğine sahiptir. Seçim klinik vakanın durumu, hekimin klinik deneyim düzeyi veya hasta tercihi ile belirlenir.¹⁵ Daimi dayanaklar; implant-dayanak bağlantı tasarımına, kullanılan materyale, üretim şekline ve üst yapının retansiyon şekline göre olmak üzere 4 başlık altında incelenebilirler.¹⁷

2.7.2.1. Üst Yapının Retansiyon Şekline Göre Dayanaklar

İmplant ideal pozisyona yerleştirildiğinde, öngörülebilir estetik vida veya siman tutuculu bir protezle gerçekleştirilebilir. İmplantın, estetik bölgede vida erişiminin ortaya çıkmasına neden olacak bir pozisyona yerleştirildiği durumda, siman tutuculu bir restorasyon tercih edilecek yöntemdir. Siman tutuculu restorasyonların dayanağı doğal dişlerde olduğu gibi hazırlanabilir ve kron daha sonra simante edilebilir. İmplant elverişsiz bir konumda olduğunda estetik bir alana yerleştirilebilen vidalı restorasyonlar vida erişim kanalının pozisyonu nedeniyle eleştirilmiştir. Bu problemlerin üstesinden gelmek için, vida erişim açıklığının singuluma veya oklüzal yüzeye yeniden yerleştirilmesi için önceden ayarlanmış / açılı / özel dayanaklar kullanılmıştır. Genel olarak, yeterli tedavi planlaması ve cerrahi kılavuzların kullanımı ile implantlar ideal pozisyona yerleştirilmeli ve üst yapıyı yapacak olan diş hekimine vida veya siman tutuculu restorasyonları seçebilmesine olanak sağlanmalıdır.^{19, 20}

Sonuç olarak protez veya üst yapının retansiyon şekline göre açıklanan üç ana kategori vardır. Vida tutuculu protezler, protezi veya üst yapıyı tutmak için bir vida kullanır. Siman tutuculu protezler, protezi veya üst yapıyı yerleştirmek için siman kullanılır. Hareketli bir protezin retansiyonu için bir ataşmanın (örneğin O-ring) kullanıldığı ataşman için dayanağın bulunduğu sistemler de vardır.²¹

2.7.2.1.1. Vida Tutuculu Protezler

İmplant destekli protezlerde vidalı sistem, oklüzyon ve estetikten feda edilmesine rağmen kolay çıkarılabilirlik ihtiyacına yanıt olarak geliştirilmiştir. Vidalı protezlerin imalatında hataya karşı neredeyse hiç tolerans yoktur, çünkü doğrudan metalden metale bağlantı vardır ve doktorun kontrolünde olmayan birçok değişken vardır. Gerçekten pasif oturan vida tutuculu protezlerin üretilmesi neredeyse imkansızdır ve Branemark tarafından ideal bir protezin 10µm aralığında olduğu açıklanmıştır. Ölçü alımındaki oluşabilecek problemler, alçının dökümü sırasında meydana gelebilecek olumsuzluklar, mum distorsiyonları, metal, akrilik veya porselen büzülmeleri ve implant parçalarında üretici kaynaklı problemler, tamamen pasif bir protezin üretimiyle alakalıdır ve bunların tamamı

diş hekimi tarafından kontrol altında tutulamaz. Bununla birlikte, vida tutuculu protezlerdeki bu dezavantajlar, tüm problemler ile birlikte birçok uygulayıcı için tercih edilen mekanizma olmaya devam etmektedir.¹

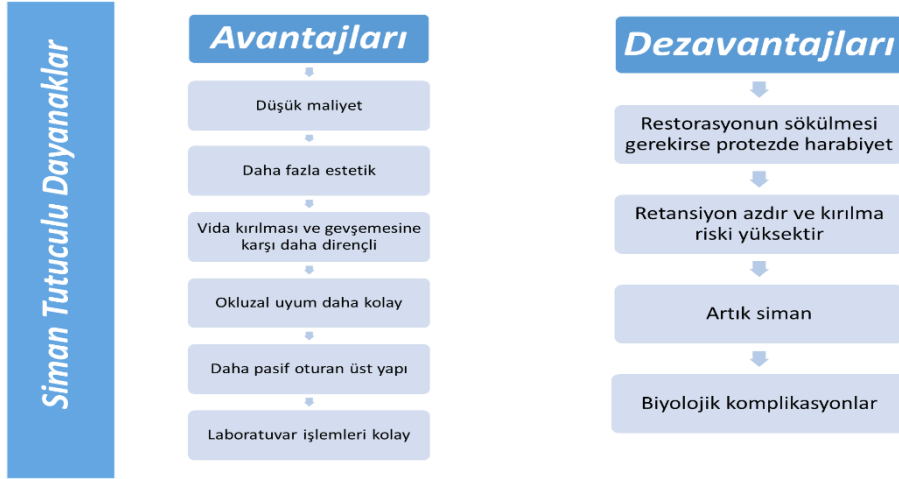
Çizelge 2.3. Vida Tutuculu Dayanakların Avantaj Dezavantajları²²



2.7.2.1.2. Siman Tutuculu Protezler

Birçok mevcut implant sisteminde üst yapıların simante edilebileceği dayanaklar bulunur. Simante implant protezlerinde, sabit protez, implanta bağlanmış bir dayanak üzerine yapıştırılır. Simante dayanaklar, tek diş implanttan tam ark restorasyonlara kadar metal destekli tüm geleneksel porselenlerde seçilebilir. Bu restorasyonlar, istenen oklüzal interdigitasyonun gelişmesine, gelişmiş estetik ve doğru yükleme özelliklerinin iyileştirilmesine izin verir. Dayanak preparasyon tasarımı ve simantasyon tekniği doğal dişler için geleneksel sabit protez prosedürlerini taklit eder. Ayrıca, kuron ve dayanak arasında bulunan siman boşluğu, restorasyonun destekler üzerine oturmasındaki küçük hataların telafi edilmesine olanak sağlar.¹

Çizelge 2.4. Siman Tutuculu Dayanakların Avantaj Dezavantajları²²



2.7.2.2. Üretim Şekline Göre Dayanaklar

Üretim şekline göre dayanakları standart stok dayanaklar, dökülebilir kişiye özel dayanaklar ve bilgisayar üretimi olan kişiye özel dayanaklar olarak 3 grupta sınıflayabiliriz.¹⁷

2.7.2.2.1. Standart Stok Dayanaklar

Stok dayanaklar, diş hekimi veya laboratuvar teknisyeni tarafından değiştirilebilen fabrikasyon dayanaklardır. İmplant üreticileri son zamanlarda diş hekimi tarafından hazırlık süresini kısaltmak için kronun doğal konturlarını içeren stok dayanakları da üretmişlerdir ve bunlar estetik dayanaklar olarak da adlandırılmaktadır. Ayrıca, bu dayanaklar implant pozisyon problemleriyle başa çıkmak için de çeşitli açılanmalarla da üretilmektedir.^{15, 18} İmplantlar ideal aksenal pozisyonlara yerleştirilmediğinde açılı dayanaklar uygun bir restoratif seçenek olabilir. Açılı dayanakların klinik başarısı hakkında sınırlı bilgi mevcut olmasına rağmen, çalışmalar kullanımlarında herhangi bir kontrendikasyon gösterememiştir.²³

2.7.2.2.2. Dökülebilir Kişiyi Özel Dayanaklar

Kişiyi özel dayanaklar, aşırı açılanma problemlerini düzeltmek veya doğru kron tasarımına göre uygun dayanak elde etmek için stok dayanakların kullanılmadığı durumlarda ve mevcut diş eti dokusuyla daha uyumlu bir restorasyon elde etmek için kullanılırlar. Bu dayanaklar teknisyenler tarafından gerekli konturlara mum modelasyonu yapılarak özel olarak uyarlanır. Oldukça emek gerektiren ve maliyetli ürünlerdir.¹⁵ İmplant üstü dayanakların seçimi her zaman implant tedavisinin kritik bir parçası olmuştur. Uzun yıllar boyunca standart stok dayanaklar implant üreticileri tarafından sağlanan klinisyen için mevcut tek seçenektir. Sonunda, doktorlar, önceden belirlenmiş marjin pozisyonu ve çıkış profili eksikliği de dahil olmak üzere bu ürünlerin tüm eksikliklerini kabul etmek zorunda kaldı. Şu anda, literatürde, simantasyon için standart stok dayanakların kullanımının, siman artıklarının giderilmesinde yetersiz olduğuna dair zorlayıcı kanıtlar nedeniyle artık haklı olmadığına dair görüşler artmaktadır. Bu nedenle, modern protez implant diş hekimliği, özelleştirilmiş implant dayanakları kullanılmadan hayal edilemez.²⁴

2.7.2.2.3. Bilgisayar Üretimi Olan Kişiyi Özel Dayanaklar

CAD/CAM teknolojisi 1980'lerde implant dayanakları ve altyapı üretimine dahil edilmiştir.²⁵ Bu dayanaklar mevcut restoratif protokolleri temelden değiştirmektedir. Geleneksel teknikler, ölçü malzemeleri, alçı döküm işlemi, döküm işlemlerinin doğruluğu gibi çeşitli işlemlerin doğruluğuna dayanıyordu. CAD/CAM, geleneksel döküm yöntemlerinden daha hassas bir restorasyon üretmek için son ölçüyü dijital olarak alma ve tarama yöntemleriyle üretme ve daha sonra prefabrik metal alaşımlarını frezeleme yöntemlerini tanıttı. Piyasada şu anda birçok CAD/CAM sistemi bulunsa da hepsi benzer protokol izlemektedir:

- Taranabilir Dayanaklar
- Taranmış Prepare Edilebilir Dayanaklar
- Sanal Asiste Tasarımı
- Robotik Analog Tasarımı¹⁵

Bu sistemin iddia edilen avantajları şunlardır: (1) daimi dayanak için anatomik bir çıkış profili sağlar; (2) mukavemetten ödün vermeden 30 dereceye kadar bir implant açısını düzeltme yeteneği vardır; (3) mum modelasyonu veya döküme gerek yoktur, bu nedenle laboratuvar süresi ve maliyeti azalır ve (4) implant düzeyinde bir ölçü almak gerekmediği ve intraoral dayanak preparasyonuna ihtiyaç olmadığı için kullanımı kolaydır.²⁶

2.7.2.3. Kullanılan Materayale Göre Dayanaklar

Dayanak materyali olarak piyasada pek çok çeşitte malzeme bulunmaktadır.²⁷ Farklı implant dayanak materyallerinin seçimi peri-implant yumuşak dokusunun rengini ve görünümünü etkileyebilir.²⁸ Piyasada kullanılan en yaygın implant dayanak materyalleri şu şekildedir;

- Titanyum(Ti)
- Altın Döküm
- Zirkonya
- Polieter eter Keton (PEEK)²⁹

2.7.2.3.1. Titanyum Dayanaklar

Titanyum; biyolojik uyumu, korozyona direnci, düşük moleküler ağırlığı, düşük yoğunluğu ve yüksek gerilme dayanıklılığı nedeniyle dayanak üretiminde en çok kullanılan metal alaşımdır.³⁰ Titanyum, son derece dayanıklı ve güçlü olmanın yanı sıra, mukavemet, hafiflik ve biyouyumluluğun eşsiz kombinasyonunu sunan tek elementtir. Titanyum bilinen herhangi bir elementin yüksek korozyon direncine ve en yüksek mukavemet / ağırlık oranına sahiptir. Titanyum dayanaklar ya ticari olarak saf titanyum ya da titanyum alaşımından yapılır.¹⁷

Ticari olarak saf titanyum, korozyona dayanıklı, yüksek mukavemetli ve biyouyumlu uygulamaları nedeniyle tıbbi uygulamalar için yaygın olarak kullanılmaktadır. Ticari olarak saf titanyumun mekanik özellikleri küçük oksijen ve demir ilavelerinden etkilenir. Bu ilavelerin dikkatle kontrol edilmesiyle, farklı uygulamalara uygun özellikler vermek için

çeşitli derecelerde ticari olarak saf titanyum üretilir. En düşük oksijen ve demir seviyesine sahip ticari olarak saf titanyumun mekanik özelliklerinin, yapıya eklenen küçük miktarlardaki oksijen ve demirden etkileneceği bildirilmiştir.³¹

Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V, Ti6Al4V veya Ti-6-4) aynı zamanda grade 5 titanyum olarak da adlandırılır. Titanyum alaşımı % 6 alüminyum, % 4 vanadyum, % 0.25 (maksimum) demir, % 0.2 (maksimum) oksijen ve % 88-90 oranında titanyum içerir.²⁹⁻³¹ Ti-6Al-4V alaşımı, ticari olarak saf titanyumdan önemli ölçüde daha güçlüdür ve daha iyi gerilme mukavemeti ve kırılma direnci sunar. Titanyumun benzersiz fiziksel özellikleri nedeniyle, titanyum dayanaklar posterior implantlar için ilk tercihtir. Bu abutmentler prefabrike stok veya CAD/CAM frezelenmiş kişiselleştirilmiş dayanaklar olarak mevcuttur.²⁹

➤ Ti Base Dayanaklar;



Şekil 2.3. Straumann Ti-Base (Variobase) Dayanaklar³²

Dayanak tasarımları arasında en güncel olanlardan biridir. Özellikle estetik gereksinimin olduğu bölgelerde bu dayanakların üzerlerine şekillendirilen restorasyonların istenilen estetik sonuçları verdiği görülmüştür.^{33, 34} Direkt olarak zirkonyadan üretilen dayanakların aksine bu parçalar üzerine üretilen restorasyonların implant ile temas eden yüzeyinin titanyum oluşu mekanik avantaj sağlamaktadır. Bu gibi durumlar UCLA dayanağın modifikasyonundan sonra başladı, bu da restoratif çözümlerde yeni bir felsefeye yol açtı. Bu durumda implant üreticilerinin öngöremediği estetik ve açığı problemlerinin üstesinden gelmek için özelleştirilmiş dayanakların üretilmesi sonucuna yol açtı.¹ En sık kullanılan vidalar altın ve titanyumdur. Retansiyon, implantın içi ile sabitleme vidasının dişleri arasında oluşan sürtünme direnci ile elde edilir.³⁵ Bu tip dayanakların en önemli dezavantajı ise implantın çevresindeki yumuşak dokunun kalın olduğu veya gereğinden fazla derin yerleştirilen implant olgularında dayanak boynu retansiyon için yetersiz kalacak olmasıdır.¹⁷

2.7.2.3.2. Altın Döküm

Döküm altın abutmentler 1980'lerde ve 1990'larda popülerdi, ancak daha sofistike stok abutmentler ve CAD/CAM frezelenmiş abutmentleri ile popülerliğini yitirdiler.

2.7.2.3.3. Zirkonya

Zirkonyanın, düşük ısı iletkenliği, estetik kapasitesi, freze edilebilmesi, biyolojik olarak uyumlu oluşu ve kırılma dayanımı sebebiyle diş hekimliği alanında yaygın bir kullanım alanı oluşmasına neden olmuştur.³⁶ Estetik gereksinimler dayanağın seçimi sırasında iyi değerlendirilmelidir. Zirkonya dayanaklar, titanyum dayanakların estetik dezavantajlarına alternatif sunmak amacıyla kullanıma sunulmuştur.³¹ İmplantın yüzeyel yerleşimli ve dişeti biyotipinin ince olduğu durumlarda; titanyum dayanağın dişetinden yansıyan metal rengi estetik olarak kötü görünebilir. Bu gibi durumlarda, zirkonya dayanak kullanımı ile daha estetik sonuçlar elde edilebilir.³⁷

2.7.2.3.4. Polieter eter Keton (PEEK)

PEEK son zamanlarda geçici dayanak üretimi için en popüler malzeme haline gelmiştir. Bej veya beyaz renkli bir organik polimer ve mükemmel mekanik ve kimyasal direnç özelliklerine sahip yarı kristal termoplastiktir. Young modülü 3.6 GPa ve gerilme mukavemeti 90-100 MPa'dır. PEEK, 143 °C civarında bir cam geçiş sıcaklığına sahiptir ve 343 °C (662 °F) civarında erir. Hem organik elementler hem de nemli ortamlar tarafından gelen etkilere rağmen termal bozulmaya karşı oldukça dayanıklıdır. Bu sağlam özellikler PEEK'i geçici dayanak için ideal bir malzeme haline getirmiştir.²⁹

2.7.2.4. İmplant-Dayanak Bağlantı Tasarımına Göre Dayanaklar

İmplant ve dayanak arasında birleştirmeyi oluşturan kısma implant-dayanak bağlantısı denir. Bu bağlantı implantın prognozunun uzun dönemdeki sağlamlığını sağlayan önemli bir etkidir.³⁸ Bu zamana kadar yapılan çalışmalarda protetik restorasyonlarda en sık görülen komplikasyonun dayanak vidasındaki gevşeme ve kırılma olduğu belirtilmiştir. Bu tür komplikasyonların önlenmesi için firmalar çeşit çeşit bağlantı tasarımları geliştirmişlerdir. Şu an sıklıkla dayanağın implanta vida ile tutturulduğu vidalı implant dayanak bağlantısı kullanılmaktadır.¹⁷

İmplant sistemlerinin en önemli önceliği; başarılı cerrahi operasyon sonucu yerleştirilmiş implant ve sonrasında protetik restorasyon yerleşimine izin verecek transmukozal parçaların uygun bir biçimde yerleştirilmesidir. Bu transmukozal parçalar implant gövdesine internal ya da eksternal geometri aracılığıyla bir vida yardımıyla bağlanırlar. Dayanağın implant gövdesine yerleşme ve uyum işlemi tamamlandıktan sonra, üreticinin belirttiği değerler doğrultusunda elemanlar arasında kenetleme işlemi diğer bir deyişle vida torklaması gerçekleştirilir.³⁹

İmplant ve dayanak arasında oluşan mikrogaplar, mekanik dezavantajının yanı sıra mikrobiyal sızıntıya da sebep olabilmektedir. Mikroorganizmalar 10 µm'a kadar olan boşluklara nüfuz edebilirler. Bu durumun sonucu olarak implant-dayanak oluşumunun ara yüzeyinde plak gözlenir ve bu çevre dokularda enflamasyona sebep olmaktadır. Daha olumsuz bir durumda ise bu enflamasyon gingivitise, kemik kaybına ve hatta implant kaybına neden olabilmektedir.⁴⁰

Dayanakları bağlanma prensibine göre eksternal ve internal bağlantı olarak ikiye ayırabiliriz.

2.7.2.4.1. Eksternal Bağlantı Tasarımları

Bu tasarımında; dayanağın implanta bağlanan elemanı, implant gövdesini etrafından sarar. Rotasyonu engellemek için implant dayanak bağlantı bölümü, hekzagonal veya

oktagonel forma sahiptir. Dayanak içerisinde bulunan antagonist bir hekzagon ya da oktagon yapı da bu parça üzerine yerleşir.⁴¹



Şekil 2.4. Eksternal Bağlantı Tasarımı

Eksternal bağlantı tasarımındaki mekanik ve biyolojik sorunlar farklı implant-dayanak bağlantı tasarımlarının geliştirilmesine yol açmıştır.¹⁷

2.7.2.4.2. İnternal Bağlantı Tasarımları

İnternal bağlantı tasarımı, eksternal bağlantı tasarımında karşılaşılan komplikasyonları azaltmak ve daha stabil bir implant-dayanak bağlantısı için geliştirilmiştir. İnternal bağlantı tasarımında; dayanağın implanta uzanan parçası, implantın içine uzanmaktadır. İnternal bağlantının, konikal, hekzagonal veya üçgensel gibi biçimleri bulunmaktadır.^{38, 42}

Şu anda 20'den fazla farklı geometrik şekilde implant dayanak ara yüz şekli bulunmaktadır. 20 yıl öncesinde eksternal bağlantılar popüler ve sektörün çoğunluğu tarafından tercih edilmesine rağmen şu anda internal bağlantılar neredeyse sektörün tamamına ulaşmış durumdadır.⁴³

İnternal Hekzagon Sistemin Avantajları;

- İmplant dayanak birleşimi daha kolaydır.
- Tek aşamalı implant yerleşimine uygundur.
- Daha geniş temas yüzeyi vasıtasıyla daha iyi stabilite ve anti rotasyonel kabiliyet.
- Lateral kuvvetlere daha yüksek direnç

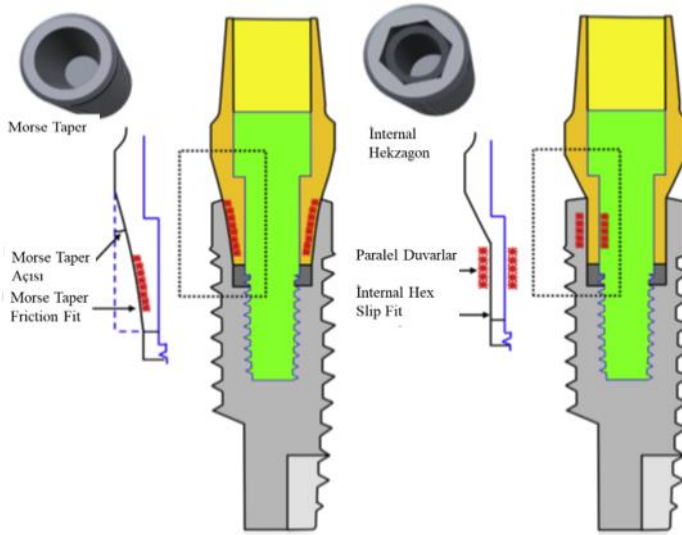
- Dengeli stres dağılımı

İnternal Hekzagon Sistemin Dezavantajları;

- Birleşim bölgesinde implantın lateral duvarının incelmesi.
- İmplantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlükler.⁴⁴

2.7.2.4.2.1. İnternal Hekzagonal Bağlantı Tasarımları

Hekzagonal bağlantı tasarımları implant ve dayanak arasında daha geniş bir temas alanı oluşturarak dayanak stabilitesini arttırmaya yardımcı olur. Bu sistemde iki farklı bağlantı tasarımı sayılabilir; friction fit (Morse Taper) joint ve butt joint(slip fit joint).¹⁷



Şekil 2.5. Butt Joint ve Friction Fit Bağlantı Tasarımlarının Bir Gösterimi⁴⁵

Butt joint bağlantı türü implant ve dayanak arasında az bir boşluğun bulunduğu pasif bir bağlantı tipidir. Friction fit bağlantı tipi ise konik bir ara yüz tasarımı bulunan ve sürtünme vasıtasıyla oturan bir tiptir.

2.7.2.4.2.2. İnternal Konikal Bağlantı Tasarımları

İnternal konikal bağlantı sisteminde birbirine paralel hazırlanmış konik duvarların iç içe oturması, sıkı bir implant dayanak bağlantısı sağlamaktadır. Bu sistemde implant dayanak bağlantısının fiksasyon ve stabilitesini tek başına vida sağlamamaktadır.¹⁷



Şekil 2.6.İnternal Konik Bağlantı Tasarımı

2.7.2.4.2.3. İnternal Üçgensel Bağlantı Tasarımları

İnternal üçgensel bağlantı tasarımı; butt joint bağlantıyı esas alır ve diğer bağlantı tasarımlarıyla karşılaştırıldığında daha derinde bir implant dayanak birleşimi görülmektedir.¹⁷



Şekil 2.7. İnternal Üçgensel Bağlantı Tasarımı

2.8. Biyomekanik

Biyomekanik belirli mekanik prensipler çevresinde canlı dokular tarafından gelen yanıtla ilgilenen, fizyoloji, biyoloji, tıp ve mekanik gibi alanların birleşimi olan multidisipliner bir yaklaşımdır.⁴⁶

İmplantların uzun dönem prognozunda biyomekanik faktörlerin etkisi kaçınılmazdır.⁴⁷ İmplant üstü protetik restorasyonlarda fonksiyon sırasında meydana gelen yükler protez elemanları ve dayanaklar vasıtasıyla implantlara ve çevre dokulara iletilir. Bu çevre dokulardan da biyolojik bir yanıt oluşur.⁴⁸

2.8.1. Kuvvetin Tanımı ve Çiğneme Kuvvetleri

Hareket eden bir cismi durduran, durmakta olan bir cismi ise harekete geçiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Birimi SI sisteminde ‘Newton (N)’ olarak ifade edilir ve kuvvet, vektörel bir büyüklüktür.⁴⁹ İmplantın başarısızlığına sebep olarak uygun olmayan yükleme koşullarının varlığından bahsedilmiştir. Kemiğe etki gösteren kuvvetler belli limitler içerisinde olduğunda kemiğin rezorpsiyon ve apozisyonu denge içerisinde olduğundan kemiğin seviyesi de bu sayede korunmuş olur.⁵⁰

İmplanta gelen normalin üzerindeki yükler kemiğin rezorbe olmasına sebep olur. Bununla beraber implantta kırılmada oluşabilir. Az yük gelmesinden dolayı ise kullanılmama atrofi sonucu kemik rezorpsiyonları da görülebilmektedir.^{51, 52} Yapılan araştırmalar sonucunda ısırma kuvvetlerinin molar dişlerin olduğu bölgeden kesiciler bölgesine doğru gittikçe azaldığı sonucuna varılmıştır.⁵³

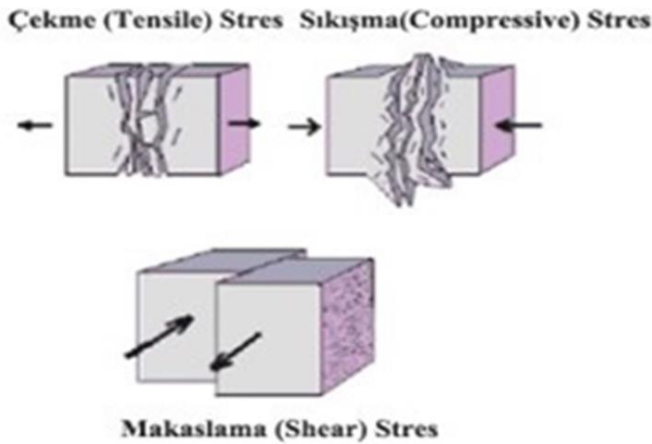
2.8.2. Stres (Gerilme)

Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu, kuvvete karşı bir direnç gelişir. Bu kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepkiye stres denir. Bu stres dışarıdan gelen kuvvetle eşit şiddette ancak ona zıt yöndedir. Uygulanan kuvvet ve içeride oluşan direnç cismin tüm yüzeyine dağılır.⁵⁴

$$\text{Stres (Pascal)} = \text{Kuvvet (Newton)} / \text{Alan (m}^2, \text{mm}^2)$$

Yapıda oluşan stresin türü kuvvetin bileşenleri tarafından belirlenmektedir. Dik (normal) stres bileşenlerini alana dik yönde olanlar, kayma makaslama (shear) bileşenleri ise alana teğet yönde olanlar yaratmaktadırlar. Çekme veya baskı kuvvetleri ise dik stresler tarafından oluşturulmaktadır.⁵⁵

Uygulanan kuvvet sonucu sıkışma (compressive stress), çekme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) gibi üç çeşit stres oluşabilmektedir (Şekil 2.2). Aynı doğrultu ve farklı yönde gelen iki kuvvetin cisim etkilmesi sonucu sıkışma stresi oluşur. Aynı doğrultuda, fakat ters yönde gelen iki kuvvetin cisim etkilmesi sonucu çekme stresi oluşur ve cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlar. Kortikal kemik tarafından en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma stresleridir. Sıkışma stresleri kemik-implant ara yüzü oluşumunda pozitif etkisi olan kuvvetlerdir. Kesme “makaslama” gerilmesi farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilme tipidir. Kuvvetler cismin üzerinde etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar. Makaslama ve gerilme stresleri ise kemik implant bağlantısına negatif etkisi olan kuvvetlerdir.²²



Şekil 2.8. Kuvvetlere Karşı Oluşan Stresler

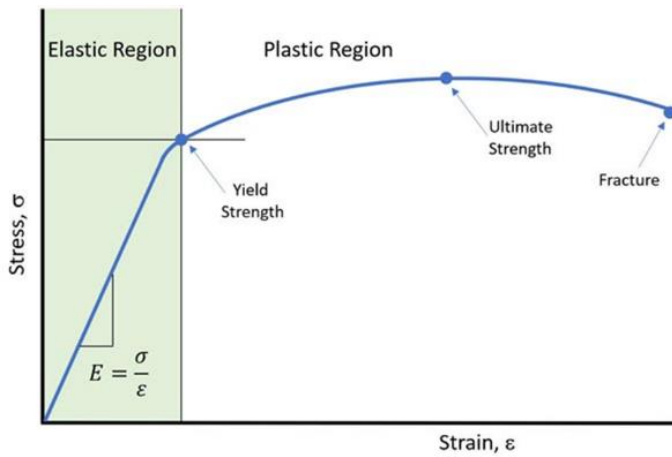
2.8.3. Strain (Gerinim)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur. Bir cisme gelen bir kuvvet gerilim oluşturduğunda, bu kuvvet aynı zamanda gerinim de oluşturur.⁵

Gerilme (Stres) ve gerinim (strain) birbirinden tamamen farklı niceliklerdir, gerilim büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim sadece bir büyüklüktür.^{5, 53}

2.8.4. Elastisite (Young's) Modülü

Gerilmenin gerinime (stres/strain) oranıdır ve materyalin sertlik ölçüsünü verir, birimi Gpa'dır.⁵ Elastisite modülü kg/cm2 cinsinden ölçülür ve her maddenin kendine özel bir elastisite modülü vardır.⁵⁶ Elastisite modülü arttıkça cismin katılık oranı da artar. Elastisite modülü yüksek olan bir cisim, aynı kuvvetler altında, elastisite modülü düşük olan bir cisimden daha az deformasyona uğrar.⁵



Şekil 2.9. Elastisite (Young) Modülü

2.8.5. Poisson Oranı

Cisme gelen kuvvete dik yönde olan gerinimin, yükleme yönündeki elastik sınırlar içerisindeki oranıdır. Poisson oranı bütün maddeler için 0.1 ile 0.5 arasında değişir ve cisme ait ayırt edici bir özelliktir. Buna gerdirilen bir lastiğin boyunun uzmasına karşın eninin daralması örnek olarak verilebilir.^{5, 57}

2.8.6. İzotropi ve Anizotropi

Üç asal eksen yönünde farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellik gösterenlere ise izotropik denilmektedir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle oluşan çekme, sıkışma ve makaslama gerilme streslerinde aynı sabit elastik modülüne sahip iken anizotrop cisimler ise farklı elastik modülüne sahiptirler.⁵⁸

2.9. Stres Analiz Yöntemleri

Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin biriktiği bölgeleri görmek ve işlemler sırasında o cismin de güçlü ve dayanıklı olabilmesi için bulunması gerektiği yapıyı önceden saptayabilen bir takım analiz yöntemleri bulunmaktadır.⁵⁹

Dış Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

- Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- Gerilimölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
- Kırılğan Vernik Kaplama Yöntemi İle Stres Analizi
- Holografik İnterferometri (Lazer Işını) İle Kuvvet Analizi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyoteleometri İle Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi⁶⁰

2.9.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Doğrudan gerilimin gözlenmesine imkân veren, diğer yöntemlere kıyasla modeldeki iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştüren bir analiz yöntemidir. Bu yöntem için iki temel prensip vardır. Bunlar ışığın polarizasyonu ve bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesidir. Işığın polarizasyonu Nicol prizmasından geçince olur. Bu polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiği zaman materyali farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı, polarize filtre veya Polariskop yardımıyla gözlenir.⁶⁰

Çalışması yapılacak olan konunun fotoelastik bir materyalden üç boyutlu bir modeli hazırlanır. Bu model özel koşullarda yüklenir ve meydana gelen kuvvetler saptanır. Modelden kesitler alınıp polariskop yardımıyla incelenir ve fotoğrafları çekilir. Kuvvetlerin dondurulması esasına dayanan bu teknik ‘üç boyutlu fotoelastik analiz yöntemi’ ismini alır. Eğer kuvvet analizi yapılması istenen konu iki boyutlu ve ya düzlemsel ise 3-5 mm'lik kalınlıktaki fotoelastik materyalden oluşan levhalardan model hazırlanır ve polariskop üzerinde yükleme yapıp incele yapılır, fotoğrafları çekilir.⁶⁰

Bu yöntemin avantajları; ucuzdur ve kolay kullanımlı olması, mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi ve obje içerisindeki yükleme koşullarını göstermesidir. Dezavantajları ise; invivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanım gerekliliği, internal rezidüel streslerin ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi ve nicel ölçümlerde kullanımının zor olmasıdır.⁶¹

2.9.2. Gerilimölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Yük altında bulunan yapıların içerisinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlar gerilimölçer olarak adlandırılır. Bunların mekanik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır.⁶⁰ Gerilimölçer ile cisim elastikiyet limitleri sınırlarında gerilir, böylece ince ve uzun bir şekle dönüşür. Oluşan değişiklikler yapı içinde sırasıyla elektriksel direnci arttıracaktır ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yapacak ve böylece cismin boyu kısılacak, kalınlaşacak ve bu

sayede elektriksel direnci azalacaktır. Gerilimölçer yönteminde, bu elektriksel direncin ölçülmesiyle yapı içinde oluşan stres miktarı bu şekilde belirlenir.⁶²

2.9.3. Kırılğan Vernik Kaplama Yöntemi İle Stres Analizi

Analizi yapılacak olan modelin üstüne özel bir vernik sürölüp model fırınladıktan sonra yükleme yapılması sağlanır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu verirler.⁶⁰

2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) İle Kuvvet Analizi

Lazer ışını kullanılarak bir maddenin üç boyutlu görüntüsünün holografik bir film üzerine kaydedilmesini sağlayam optik bir tekniktir. Bu yöntem vasıtasıyla yüzeydeki deformasyonlar nanometre (nm) boyutunda algılanıp bunları görünür ışık saçaklarına dönüştürebilen bir yöntemdir. Test edilen model üzerinde herhangi bir tahribat oluşturmayan, cismin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzeydeki deformasyonların nm boyutunda kaydedilebildiği hassas bir kuvvet analiz yöntemidir.⁶⁰

2.9.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz yönteminde kuvvet karşısında cismin içerisinde oluşan moleküler seviyedeki ısı değişimlerinin ölçümü amaçlanır. Homojen materyallere uygulanan kuvvetler sonucu elde edilen gerilimlerin toplamı ile orantılı biçimde oluşan ısı değişimleri, cismin üzerinde yoğunlaştığı görülen belirli bölgelerde gözlenebilir.⁵³

2.9.6. Radyoteleometri İle Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile ulaşılan verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Teknikte, bir güç

kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilimölçerler, gerilimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilimölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine neden olmakta ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçları meydana getirmektedir. Bu tekniğin en büyük avantajı veri iletimi sırasında kablo kullanılmamasıdır.⁶⁰

2.9.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

Biyomekanik sistemlerin gerçeğe uygun şekilde matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözülmesi esasına dayanan bu analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde doğalın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar analizi (SEA), fiziksel modelleri tanımlayan matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, günümüzün en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır.⁶³

Yapısal mühendislik problemlerinin çözümü amacıyla sonlu elemanlar analizi senelerdir kullanılmaktadır. İlk kez 1960 yılında havacılık ve uzay sanayisinde geliştirilmiş ve günümüzde medikal ve dental alanlarda da çoğunlukla kullanılmaya başlamıştır.⁶¹

Bu yöntemin avantajları; yüksek derecede doğruluk, farklı stres durumlarını göstermesi, farklı mekanik parametrelere sahip cisimlerin incelenebilmesi ve canlı üzerinde yapılamayan deneylerin simule edilebilmesidir. Dezavantajları ise; cisimlerin geometrisinin matematiksel modele çevirme gerekliliği, üst düzey teknoloji bilgisayarla ihtiyaç duyulması ve malzeme parametreleri ile ilgili varsayım yapılması gerekliliğidir.⁶¹

Analiz yöntemlerinin çoğuna alternatif olan sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlerden üstün olan özellikleri aşağıdadır;

1. Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilmektedir.
2. Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilmektedir.
3. Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilmektedir.
4. Sebep ve sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle

edilebilmektedir. Sonlu eleman yönteminin bu özelliği problemlerin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılabilen hem de basitleştirmektedir.

5. Sınır şartları kolayca uygulanabilmektedir.⁵

2.9.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Çalışma Prensibi

Sonlu elemanlar analizinin çalışma prensibi, karışık olan geometriler ve basit analitik sonuçlar ile çözümlenemeyen durumlar içeren sistemlerin daha küçük ve daha basit alanlara bölünmesidir.⁶⁴

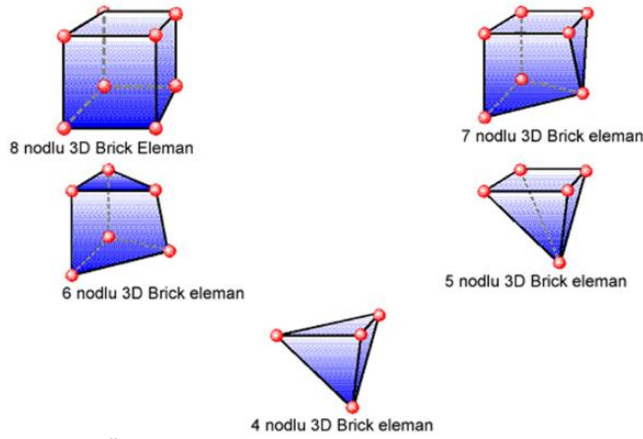
Bu analizde ilk aşama analizi yapılacak olan canlı veya cansız yapıların bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde üç boyutlu çalışma modelinin oluşturulmasıdır. Bu bilgisayar destekli tasarım yazılımlarından, manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi cihazlarından elde edilen verilerden ve koordinat belirleme cihazları yardımıyla sağlanır. Sıradaki aşamada ise bu komplike geometrideki modeller küçük parçalara bölünür. Bu küçük parçalara eleman denilir. Elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir ve ana yapının her alanında belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler. Yapının, boyut ve geometrisine uygun seçilen elemanlara bölünmüş haline ise matematiksel model denilir. Yapısal bir modelin küçük parçalara, yani elemanlara, bölünme işlemine ‘ağ yapısı oluşturulması’, ‘mesh generation’ denilir.^{65, 66}

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan temel eleman çeşitleri aşağıdadır^{66, 67};

Çizgisel Elemanlar: Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler.

2 Boyutlu Katı Elemanlar: Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır.

3 Boyutlu Katı Elemanlar: Temel üç boyutlu elemanlar dört yüzeyli veya altı yüzeyli şekillerdedir (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Üç Boyutlu katı elemanlar

Doğru sonuçlar elde edilebilmek için eleman boyutunun mümkün olduğunca küçük, fakat hesaplamalarında bilgisayar tarafından yapılabilmesi için ise eleman sayısının optimum büyüklükte olması gerekir. Elemanların küçük aynı zamanda çok sayıda olması, sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim göstereceği modellerde avantaj sağlar. Elemanları birleştiren köşe noktalarına ‘düğüm noktaları’ denir. Düğümler vasıtasıyla bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır.^{65, 67-69}

2.9.7.2. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin aşamaları

Uygulamada, bir SEA genellikle 3 temel adımdan oluşur⁶⁵;

1. **Pre-processing:** Bu aşama incelenecek olan yapının modelinin elde edilmesidir. Katı model oluşturmak için gerekli yöntemlerden birini kullanılıp, bilgisayar ortamında da programlar vasıtasıyla dijital modelin oluşturulması ile ilk aşama sonuçlanmış olur. Gerekli olan programların kullanılmasının akabinde, analizi yapılacak olan yapı; boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek “matematiksel model” denilen bir ağ yapı (mesh) oluşturulur.^{6, 70}
2. **Analiz:** Elde edilen verilerin yazılım programına yüklenmesi aşamasıdır. Elde edilen modelde var olan farklı elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmalıdır. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü (Young’s Modulus) ve poisson oranları kullanılır. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile

birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir. Modelde bulunan her eleman, analizi planlanan katı modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Yüklemeler altında elde edilen veriler depolanır.^{63, 70}

- 3. Post-processing:** Oluşturulan analizin çözümlendiği aşamadır. Analizlerin tüm verileri ikinci aşamada elde edilir. Ancak oluşturulan veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Dolayısıyla verilerin bu şekliyle yorumu zordur. Bu son aşamada bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel defleksiyonu, streslerin dağılımı ve farklı veriler hakkında görüntüler elde edilir.^{63, 70}

Sonlu eleman analizinde kullanıcının denklemleri çözebilmesi için bilgisayara aktarması gereken bilgiler;

1. İncelenecek yapının geometrisini oluşturan koordinatlar
2. Yapının geometrisine uygun eleman tipi
3. Elemanların Poisson oranı ve elastisite modül değerleri
4. Sınır koşulları
5. Yükleme koşulları
6. Yapılacak olan analiz tipidir.⁵⁷

Uygulanan kuvvetler sonucunda meydana gelen stresler iki grupta toplanır:

1. Normal Stres (Gerilme ve sıkışma stresleri)
2. Makaslama Stresleri

Üç boyutlu bir stres elemanının x,y,z düzlemlerine, normal ve makaslama tipi stres etki eder. Dolayısıyla, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stres komponenti ile tanımlanır. Üç boyutlu bir elemenda maksimum stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda bulunduğu anda, bu streslere “Principal Stress” denir. 3 çeşit principal stres vardır^{6, 70, 71,}

- Maximum Principal Stress: (σ_1) Pozitif bir değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stress) ifade eder.
- Intermediate Principal Stress: (σ_2) Ara değerleri ifade eder.

- Minimum Principal Stress: (σ_3) Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive stress) ifade eder. Bu değerler şu şekilde sıraya konabilir; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$

Kemik gibi kırılğan materyaller için principal stres değerleri önemlidir. Çünkü maksimum principal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principal stres mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur. Analiz sonuçlarından ulaşılan verilerde pozitif değerler maksimum principal stres değerlerini, negatif değerler ise minimum principal stres değerlerini ifade etmektedir. Bir stres elemanında hangi principal stres değeri daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan principal stres tipinin etkisi altındadır.⁵⁴ Örneğin bir düğüm noktasında maksimum principal stres değeri 100 MPa, minimum principal stres değeri -150 MPa ise, o düğüm noktasında minimum principal stres daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken bu stres değeridir.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile elde edilen bir diğer veri Von Mises gerilme (Von Mises Stress) değerleridir. Bu değerler, özellikle titanyum gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir. Von Mises stres değerleri “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir” prensibine dayanır.⁵

Von Mises Stres iki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılması olarak da açıklanabilir. Aşağıdaki gibi üç principal stres değerinden hesaplanır⁵;

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

σ_1 : Maximum Principal Stress

σ_2 : Intermediate Principal Stress

σ_3 : Minimum Principal Stress

Bu sayede ara yüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.⁵⁷



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın Etik kurul onayı; Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Etik Kurulu'ndan 26.12.2019 tarihli 6 karar numarası ile alındı (Ek-1).

Bu çalışmada; aynı çap ve boya sahip (4.1mm-10 mm) 2 adet implant alt çene arka bölgede ikinci premolar ve ikinci molar bölgeye tamamen paralel biçimde yerleştirilmek üzere seçilmiştir. Toplam iki adet model oluşturulmuş ve modellerden biri için hekzagonal yapıda implant dayanak bağlantı tasarımına sahip dayanaklar seçilirken diğeri içinse klinik pratikte implant üzeri köprü restorasyonlarında sıklıkla kullanılan non-hekzagonal bağlantı tasarımlı dayanaklar sanal ortamda yerleştirilmek üzere seçilmiştir. Bu seçilen dayanaklar üzerine üç üyeli vida destekli bir metal destekli seramik köprü restorasyon sanal ortamda yerleştirilmiş ve kronların belirli noktalarından dik ve oblik yönde kuvvet ayrı ayrı uygulanarak, toplam 4 adet çalışma grubu elde edilmiştir. Uygulanan kuvvetler sonucunda implant boyun bölgesinde, vidada ve dayanakta meydana gelen Von Mises gerilme değerleri ayrıca kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi yardımıyla incelenmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı (Şekil 3.1) ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros⁷² 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio⁷³ (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro⁷⁴ (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Çalışma için öncelikle kullanılacak çalışma grupları oluşturuldu (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Çalışma Grupları

Modelin Tipi		Uygulanan Kuvvet	Çalışma Grubu
	Hex Model	Dik Yönde	1
		Oblik Yönde	2
	Non-Hex Model	Dik Yönde	3
		Oblik Yönde	4

3.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılacak Modellerin Oluşturulması

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı (Şekil 3.1) ile 3 boyutlu olarak tarandı.

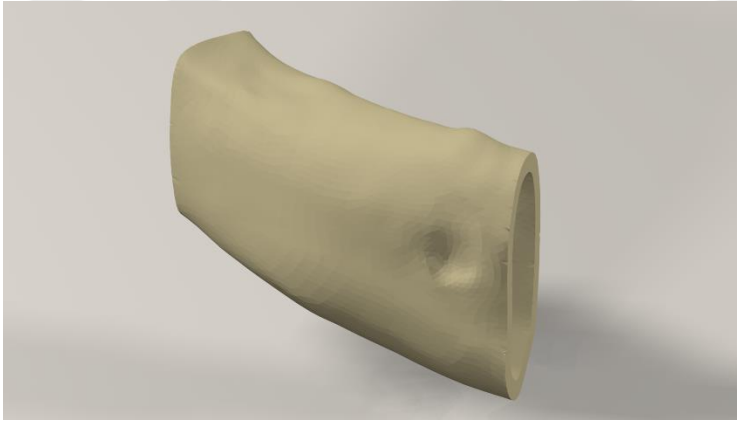


Şekil 3.1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya), Optik Tarayıcı

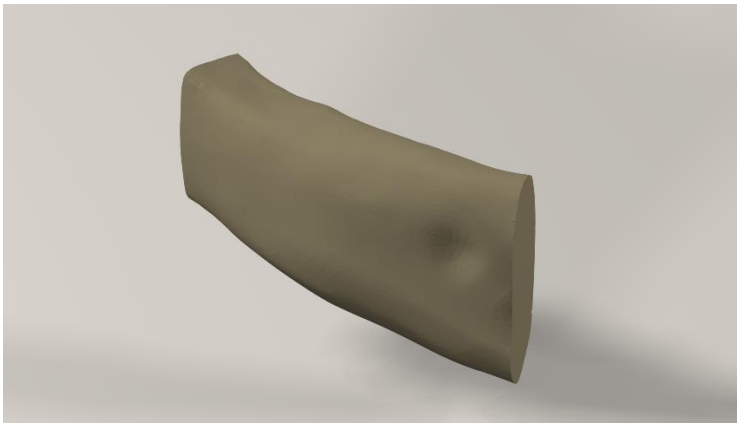
Çalışmamızda tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı ve .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros⁷² 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarıldı. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Kemik dokularının modellenmesi çalışmanın yapıldığı firmadan (Ay Tasarım Tıbbi ve Endüstriyel Ürünler Makine Sanayi İthalat İhracat Ticaret Limited Şirketi, Ankara) temin edilmiştir. Kullanılan kemik modeli elde etmek için tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimde 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı.

Çekilen filmler, 3D-Doctor⁷⁵ yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu (Şekil 3.2) modellenmiş oldu. Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik (Şekil 3.3) elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



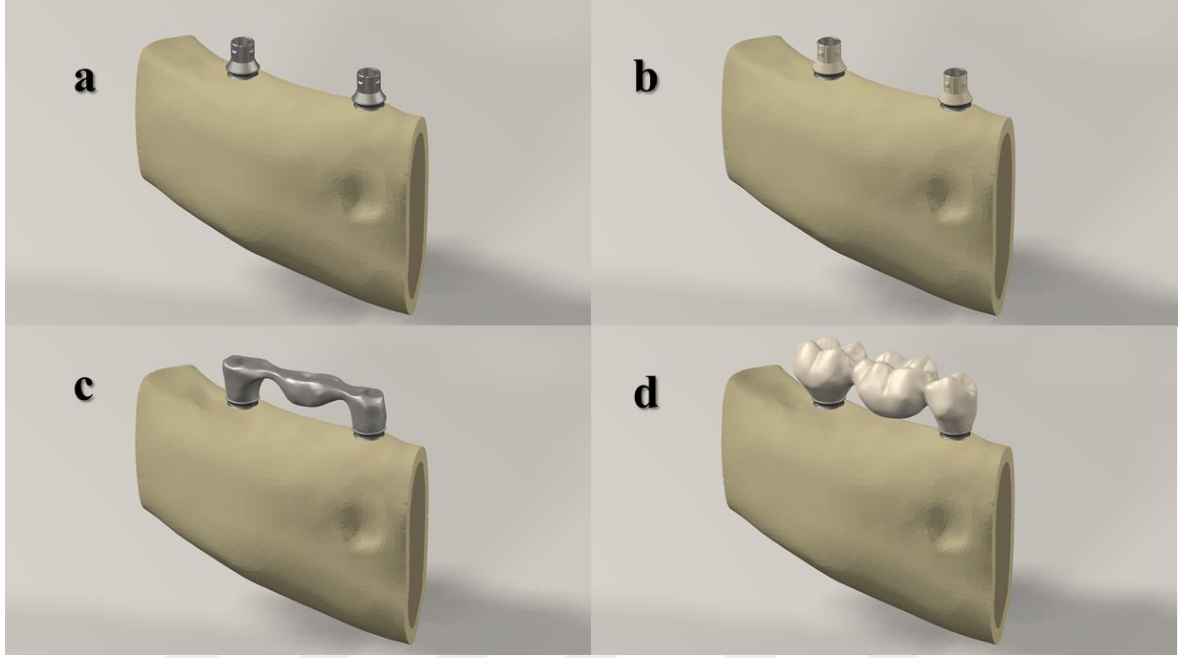
Şekil 3.2. Oluşturulan Kortikal Kemik



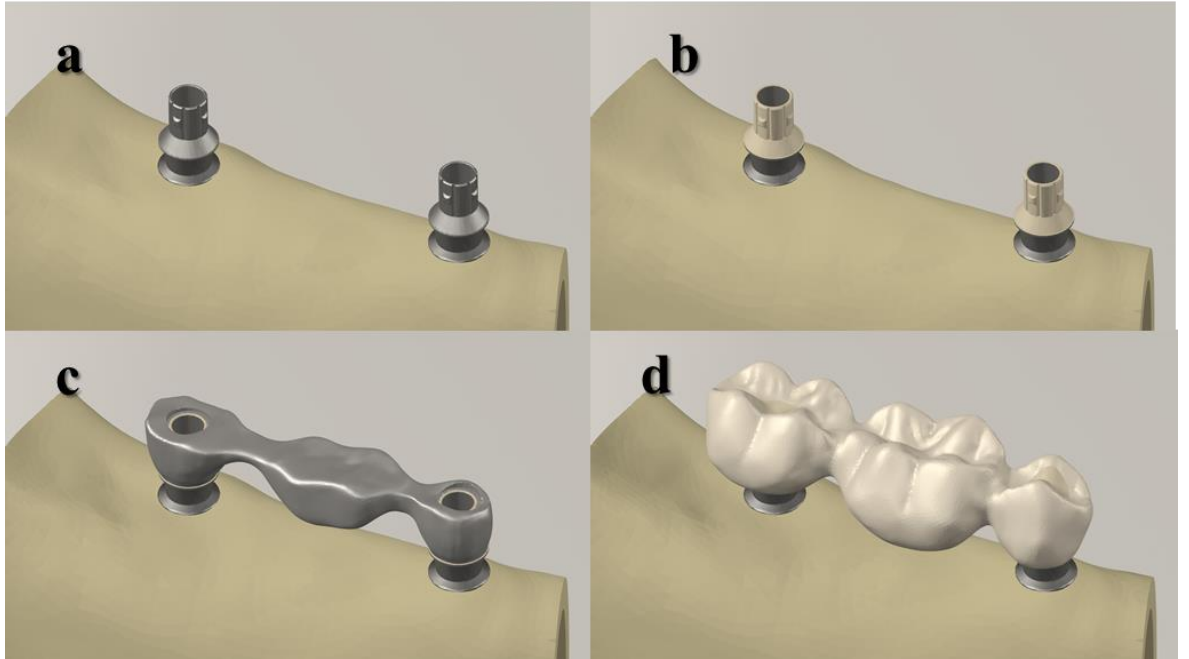
Şekil 3.3. Oluşturulan Spongioz Kemik

Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongioz kemik, porselen, metal alt yapı, implant, dayanak ve vida gibi parçalar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı (Şekil 3.4, 3.5). Yapılan modellemeler Rhinoceros⁷² yazılımında modeller 3 boyutlu

uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro⁷⁴ yazılımına aktarıldı.



Şekil 3.4. Hex Model İçin Oluşturulan Diğer Yapılar, a: hex dayanak, b: siman, c: metal altyapı, d: köprü porselen



Şekil 3.5. Non-Hex Model İçin Oluşturulan Diğer Yapılar, a: non-hex dayanak, b: siman, c: metal altyapı, d: köprü porselen

3.2. Matematiksel Modellerin Oluşturulması

Geometrik modelin mesh adı verilen küçük parçalara bölünmesi vasıtasıyla matematiksel model oluşturulur. İlk mesh oluşturulduktan sonra dar ve dik açılı olan bölgeler kontrol edilir ve bu riskli bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilir.

Geometrik olarak oluşturulan modeller, VRMesh⁷³ yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro⁷⁴ yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor⁷⁴ yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. (Çizelge 3.2)

Çizelge 3.2. Young modülü ve Poisson oranları

MALZEMELER		
	Young Modülü (Mpa)	Poisson Oranı (v)
Titanyum (İmplant, Dayanak, Vida) ⁵⁴	110 000	0,35
Spongioz Kemik ⁷⁶	1 370	0,30
Kortikal Kemik ⁷⁶	13 700	0,30
Cr-Co Alt Yapı ⁷⁷	218 000	0,33
Feldspatik Porselen ⁷⁸	82 800	0,35
Kompozit	12 000	0,24
Siman ⁷⁹	18 600	0.28

VR Mesh⁷³'de yazılımında yapılan modeller, Algor⁷⁴ yazılımına .stl şeklinde yüze verisi olarak atılmıştır. Algor⁷⁴ yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde

gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

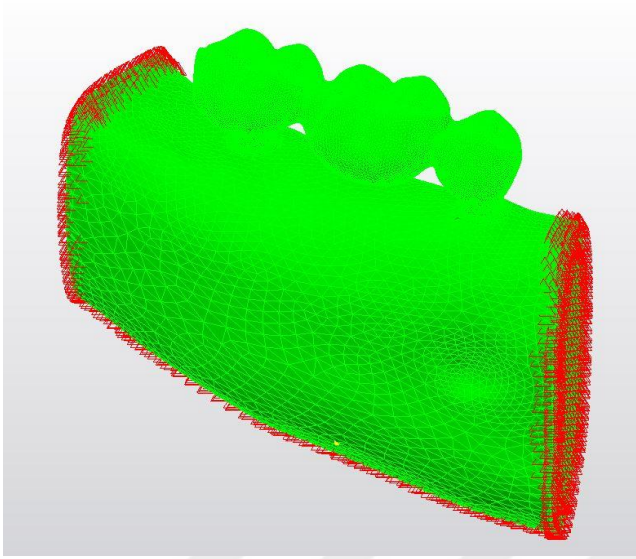
Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.3);

Çizelge 3.3. Eleman ve Düğüm Sayıları

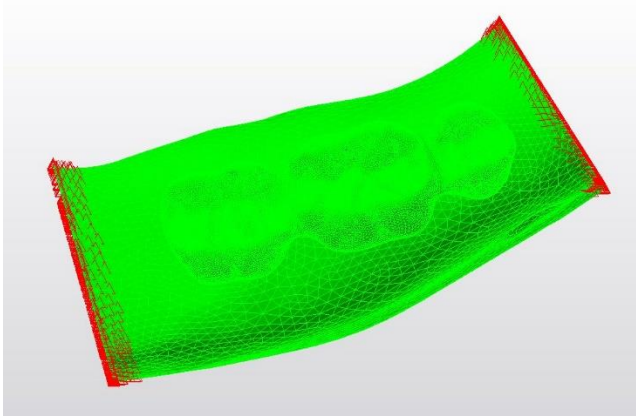
GRUPLAR ve ELEMEN NODE		
Grup 1	Hex + dik yükleme	Number of nodes = 246397 Number of elements = 1275914
Grup 2	Hex + oblik yükleme	
Grup 3	Non hex + dik yükleme	Number of nodes = 199424 Number of elements = 1012643
Grup 4	Non hex + oblik yükleme	

3.3. Çalışmanın Sınır Koşulları

Model çene kemiğinin ön, alt ve arka kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Şekil 3.6 da sabitlenen model bukkalden ve Şekil 3.7 de ise okluzalden görülmektedir.



Şekil 3.6. Sabitlenen Model Bukkal Görünüm

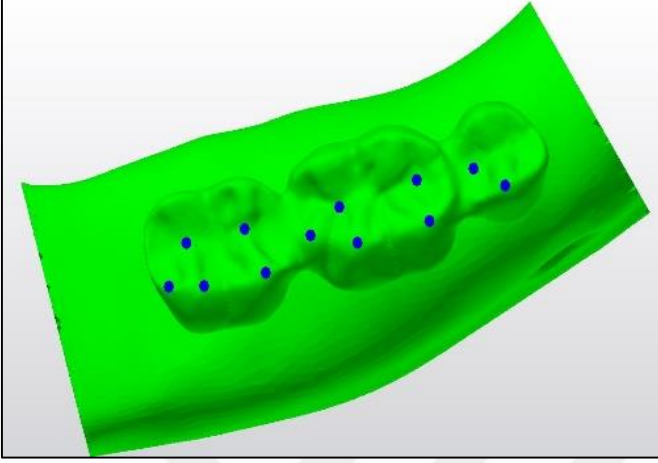


Şekil 3.7. Sabitlenen Model Okluzal Görünüm

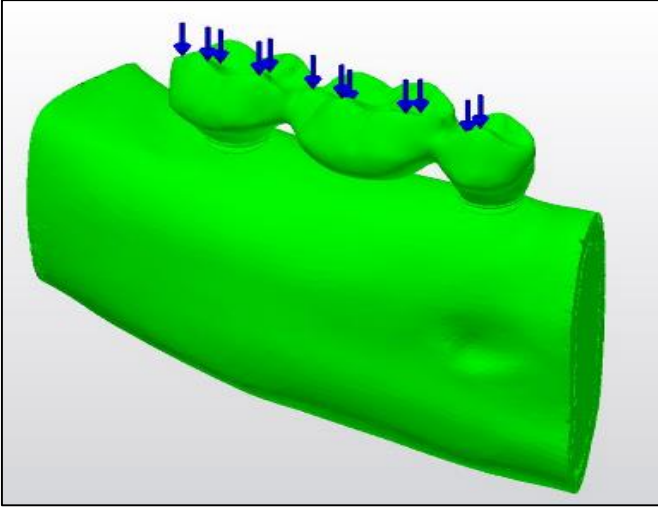
3.4. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda yükleme için iki farklı senaryo oluşturulmuştur. Senaryolardan birincisinde dik yükleme (Şekil 3.9) yapılmış olup ikincisinde ise bukkolingual yönde 45° oblik yükleme (Şekil 3.10) yapılmıştır. Her iki senaryoda da Okesonun belirttiği okluzal

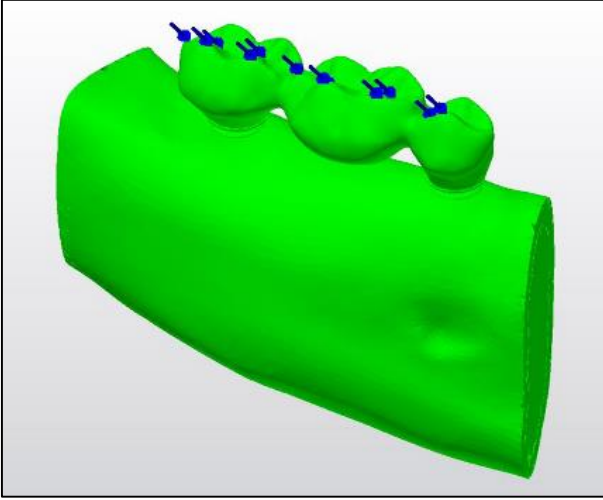
temas noktaları (Şekil 3.8) esas alınmış olup, 1. Molar dişte oklüzal yüzdeki 5 ayrı noktadan her noktadan 40'ar N olmak üzere toplam 200 N, 2. premolar dişte ise 2 noktadan 75'er N toplam 150 N kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3.8. Okesonun belirttiği oklüzal temas noktalarına göre yükleme yapılan noktalar



Şekil 3.9. Dik yükleme yönü



Şekil 3.10. Oblik Yükleme Yönü

Çalışmamızda kullanılan yükleme değerleri çeşitli çalışmalar değerlendirilerek saptandı. Bu değerler Meriske Stern ve diğerlerinin yaptıkları çalışmadaki optimum ısırma kuvvetleri değerlendirilerek saptandı.⁸⁰

3.5. Oluşan Stres Değerlerinin Hesaplanması ve Çıkan Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro⁷⁴ bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir. Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises stresleri ise çekilebilir(ductile) malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcıdır. Herhangi bir yapının bir kısmındaki iç enerji, belirli bir sınır değerini (Yield noktası) aşarsa, bu yapı işte bu noktada şekil değiştirir. Von Mises Stres, 3 principle stres değerinden hesaplanır (Şekil 3.11);

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Şekil 3.11. Von Mises Stres Formülü

Çalışmamızda farklı iki pozisyonda uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen maksimum ve minimum principal stres değerleri ve implant ve bileşenlerinde oluşan Von Mises stres değerleri incelenmiştir.

4. BULGULAR

4.1. İmplant Boynunda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

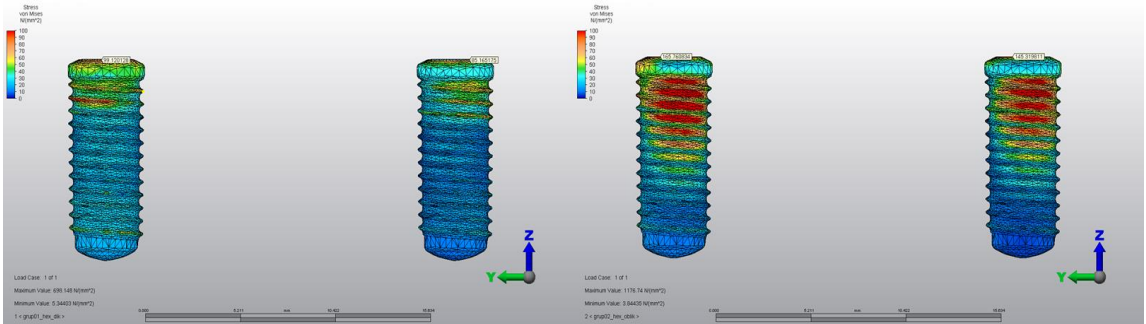
Yapılan analizlerin sonuçları aşağıdaki tabloda bulunmaktadır.

Çizelge 4.1. İmplant Boynunda Oluşan Von Mises Stresler

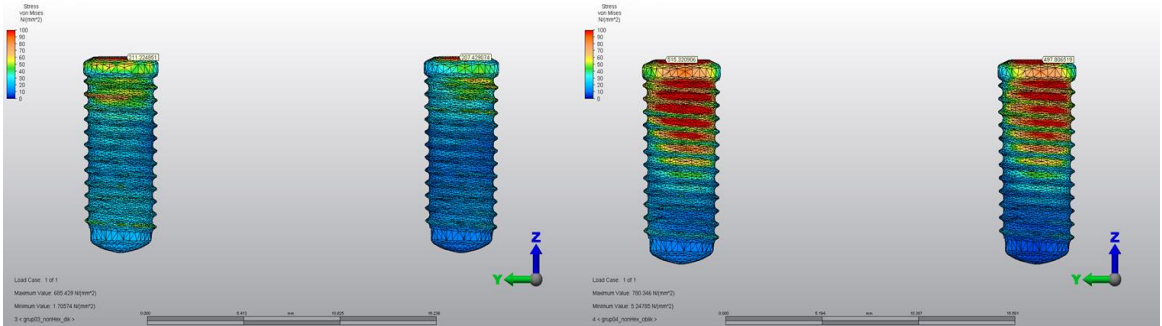
Von Mises Stres (N/mm ²)	Dik Yükleme (7/5)	Oblik Yükleme (7/5)
Hex Grup	99,120128 / 85,165175	165,760834 / 145,319811
Non-Hex Grup	211,224851 / 207,429074	515,320906 / 497,806519

4.1.1. Örneklerde İmplant Boynundaki Von Mises Stres

Çalışmada yapılan analizlerden sonra hex örneklerin implant boynunda oluşan stresler Şekil 4.1'deki gibi iken non-hex örneklerde ise Şekil 4.2'deki gibidir.



Şekil 4.1. Hex Örneklerde İmplant Boynunda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm



Şekil 4.2. Non-Hex Örneklerde İmplant Boynunda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm

4.2. Dayanaklarda oluşan Von Mises Stres Değerleri

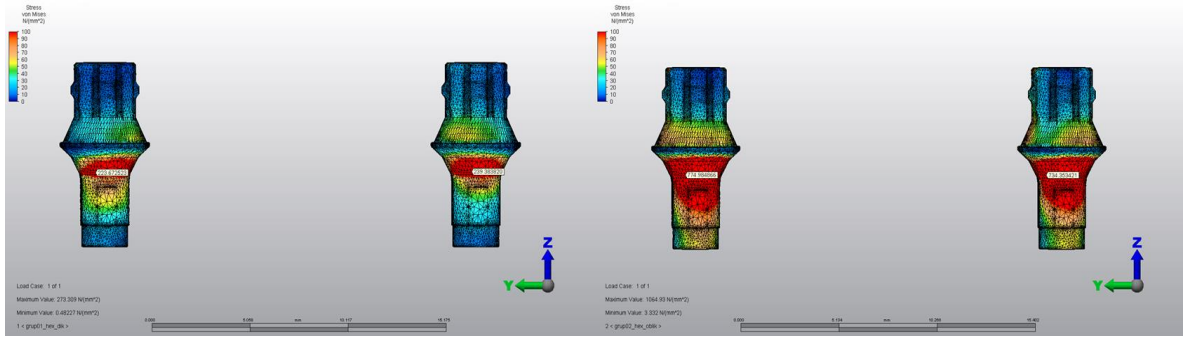
Yapılan analizlerin sonuçları aşağıdaki tabloda bulunmaktadır.

Çizelge 4.2. Dayanaklarda Oluşan Von Mises Stresler

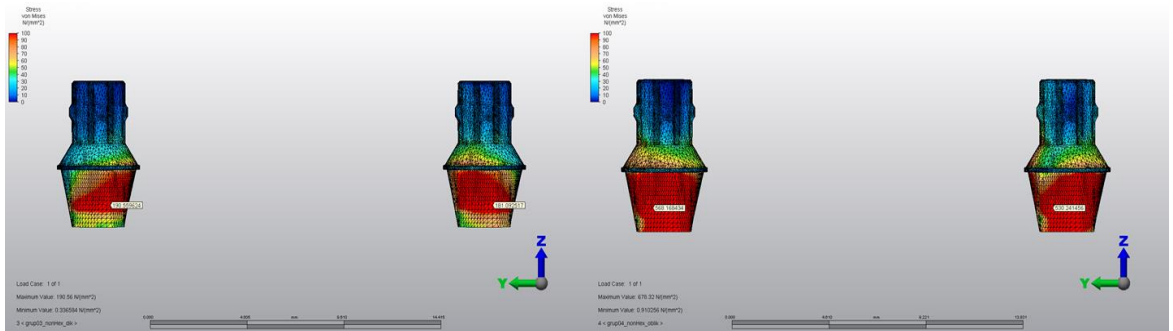
Von Mises Stres (N/mm ²)	Dik Yükleme (7/5)	Oblik Yükleme (7/5)
Hex Grup	223,672523 / 239,383820	774,984866 / 734,353421
Non-Hex Grup	190,559624 / 181,092517	568,168434 / 530,241456

4.2.1. Dayanaklardaki Von Mises Stres

Çalışmada yapılan analizlerden sonra hex dayanaklarda oluşan stresler Şekil 4.3'deki gibi iken non-hex dayanaklarda oluşan stresler ise Şekil 4.4'deki gibidir.



Şekil 4.3. Hex Dayanaklarda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm



Şekil 4.4. Non-Hex Dayanaklarda Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm

4.3. İmplant İç Vidasında Oluşan Von Mises Stresler

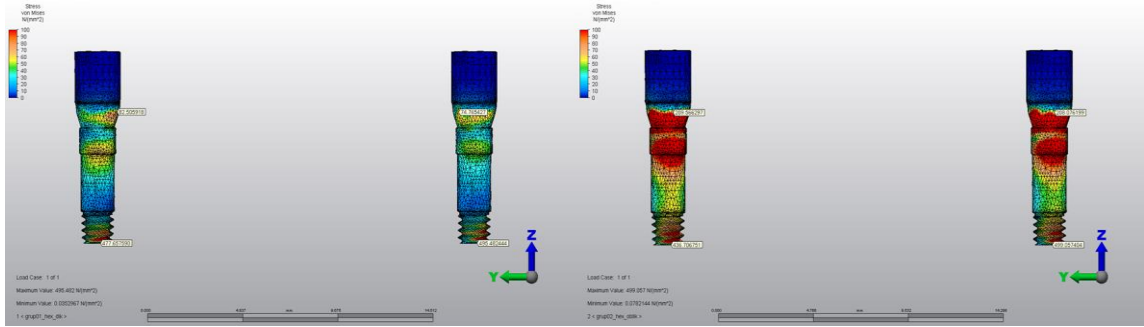
Yapılan analizlerin sonuçları aşağıdaki tabloda bulunmaktadır.

Çizelge 4.3. İç Vidada Oluşan Von Mises Stresler

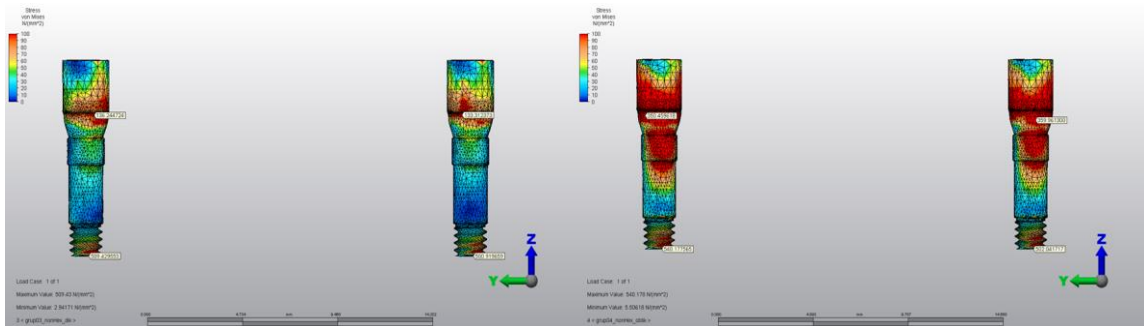
Von Mises Stres (N/mm ²)	Dik Yükleme (7/5)	Oblik Yükleme (7/5)
Hex Grup	477,657590 / 495,482444	436,706751 / 499,057404
Non-Hex Grup	509,429553 / 500,919659	540,177565 / 502,041717

4.3.1. Dayanaklarda İç Vidadaki Von Mises Stres

Çalışmada yapılan analizlerden sonra hex dayanaklarda iç vidadaki oluşan stresler Şekil 4.5’deki gibi iken non-hex dayanaklarda iç vidadaki ise Şekil 4.6’deki gibidir.



Şekil 4.5. Hex Dayanaklarda İç Vidadaki Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm



Şekil 4.6. Non-Hex Dayanaklarda İç Vidadaki Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm

4.4. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler

Çalışmada yapılan analizler sonucunda ortaya çıkan stres değerleri Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5'deki gibidir. Kemikteki stres değerleri yorumlanırken, implant çevresindeki kemik üzerinde tüm elemanlarda aynı yerde olmak üzere 4 farklı noktadan (Bukkal, Lingual, Mesial, Distal) değer alınmıştır.

Çizelge 4.4. Dik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki maksimum principal değerler

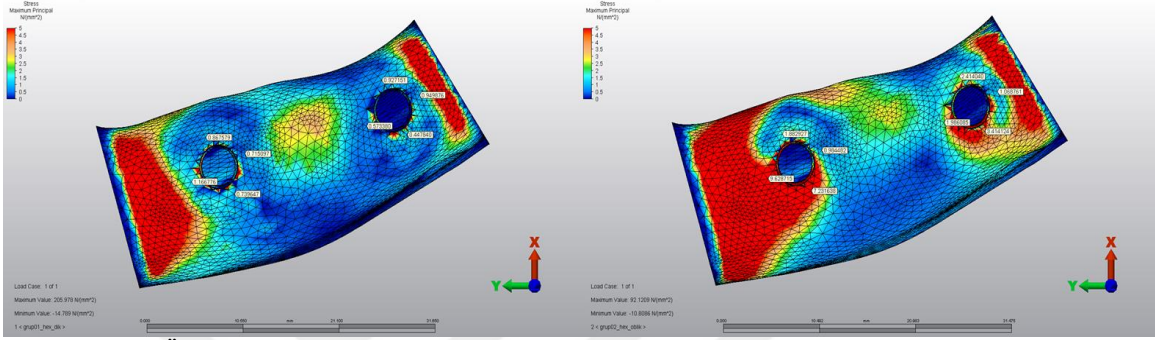
Kortikal Kemikteki Maksimum Principal (N/mm ²)	DİK YÜKLEME				
	İmplantlar	Bukkal	Lingual	Mesial	Distal
Hex Grup	7	0,739647	0,867579	0,715097	1,166776
	5	0,447840	0,927151	0,949876	0,573380
Non-Hex Grup	7	0,615509	0,880021	0,623256	0,935486
	5	0,355082	1,090554	0,917599	0,437119

Çizelge 4.5. Oblik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki maksimum principal değerler

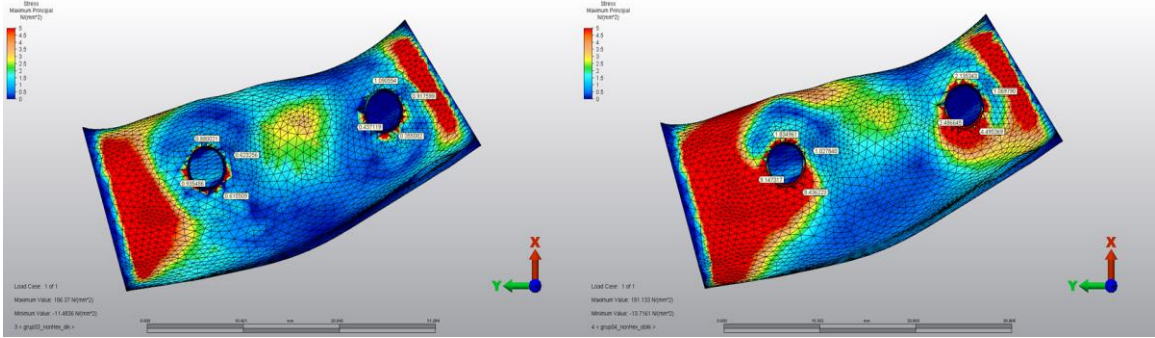
Kortikal Kemikteki Maksimum Principal (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME				
	İmplantlar	Bukkal	Lingual	Mesial	Distal
Hex Grup	7	7,231638	1,882927	0,984482	9,628715
	5	3,414124	2,414040	1,068761	1,986085
Non-Hex Grup	7	8,436223	1,834961	1,027840	9,147317
	5	4,495369	2,135343	1,069790	2,486645

4.4.1. Örneklerde Kortikal Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres

Çalışmada yapılan analizlerden sonra hex örneklerin bulunduğu gruplarda kortikal kemikte oluşan stresler Şekil 4.7’deki gibi iken non-hex örneklerin bulunduğu gruplarda ise Şekil 4.8’deki gibidir.



Şekil 4.7. Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm



Şekil 4.8. Non-Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm

4.5. Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler

Çalışmada yapılan analizler sonucunda ortaya çıkan stres değerleri Çizelge 4.6 ve Çizelge 4.7’deki gibidir. Kemikteki stres değerleri yorumlanırken, implant çevresindeki kemik üzerinde tüm elemanlarda aynı yerde olmak üzere 4 farklı noktadan (Bukkal, Lingual, Mesial, Distal) değer alınmıştır.

Çizelge 4.6. Dik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki minimum principal değerler

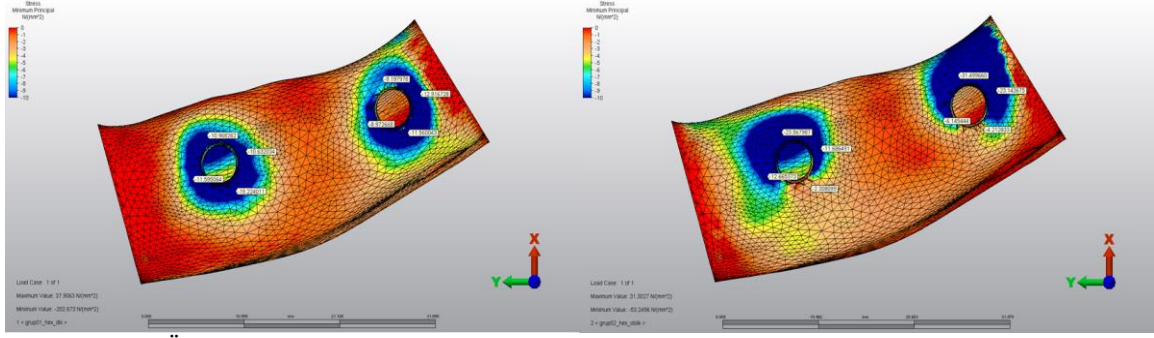
Kortikal Kemikteki Minimum Principal (N/mm ²)	DİK YÜKLEME				
	İmplantlar	Bukkal	Lingual	Mesial	Distal
Hex Grup	7	-15,224011	-10,968262	-10,632034	-11,595064
	5	-11,560043	-9,197978	-12,916728	-8,972668
Non-Hex Grup	7	-15,899912	-11,324281	-9,950587	-12,557494
	5	-12,238268	-9,524399	-14,462382	-8,904106

Çizelge 4.7. Oblik Yükleme yapılan gruplarda kortikal kemikteki minimum principal değerler

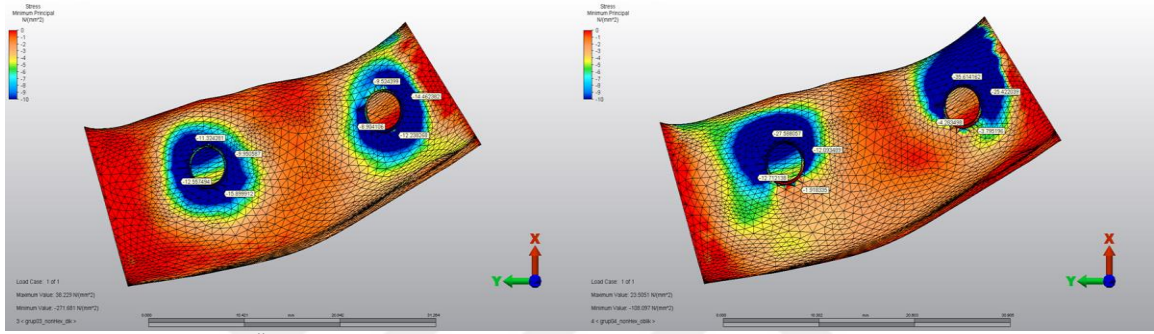
Kortikal Kemikteki Minimum Principal (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME				
	İmplantlar	Bukkal	Lingual	Mesial	Distal
Hex Grup	7	-2,308099	-23,567987	-11,686491	-12,665373
	5	-4,212833	-31,499660	-23,143675	-6,145444
Non-Hex Grup	7	-1,918335	-27,588057	-12,093489	-12,712138
	5	-3,795196	-35,614162	-25,422039	-4,283498

4.5.1. Örneklerde Kortikal Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres

Çalışmada yapılan analizlerden sonra hex örneklerin bulunduğu gruplarda kortikal kemikte oluşan stresler Şekil 4.9'deki gibi iken non-hex örneklerin bulunduğu gruplarda ise Şekil 4.10'deki gibidir.



Şekil 4.9. Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm



Şekil 4.10. Non-Hex Örneklerde Kortikal Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm

4.6. Spongios Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stresler

Çalışmada yapılan analizler sonucunda ortaya çıkan stres değerleri Çizelge 4.8 ve Çizelge 4.9'daki gibidir. Kemikteki stres değerleri yorumlanırken, implant çevresindeki kemik üzerinde tüm elemanlarda aynı yerde olmak üzere 4 farklı noktadan (Bukkal, Lingual, Mesial, Distal) değer alınmıştır.

Çizelge 4.8. Dik Yükleme yapılan gruplarda spongios kemikteki maksimum principal değerler

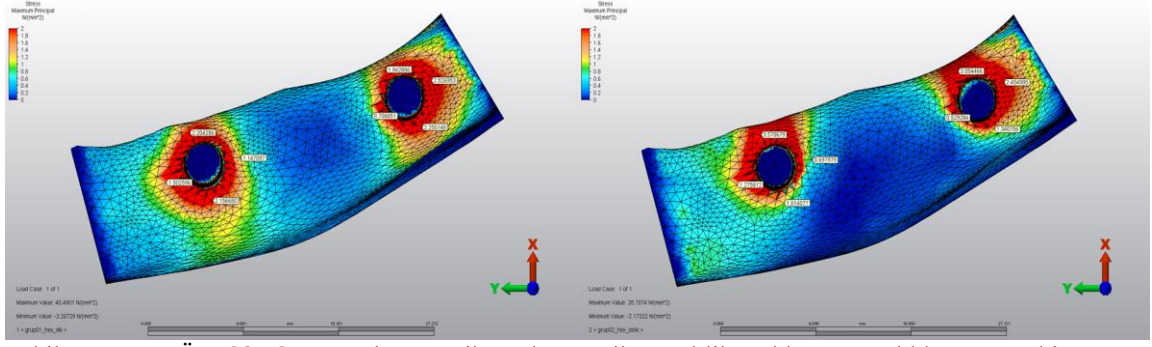
<i>Spongios Kemikteki Maksimum Principal (N/mm²)</i>	<i>DİK YÜKLEME</i>				
	<i>İmplantlar</i>	<i>Bukkal</i>	<i>Lingual</i>	<i>Mesial</i>	<i>Distal</i>
<i>Hex Grup</i>	7	2,156680	2,204286	1,147097	1,502596
	5	2,255148	1,942886	2,526953	0,706651
<i>Non-Hex Grup</i>	7	2,025428	2,195650	1,078538	1,478574
	5	2,118801	1,880679	2,497039	0,670156

Çizelge 4.9. Oblik Yükleme yapılan gruplarda spongios kemikteki maksimum principal değerler

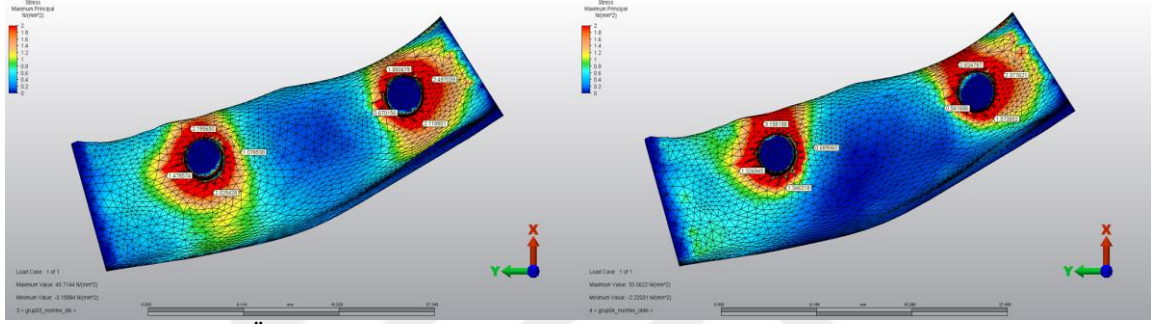
<i>Spongios Kemikteki Maksimum Principal (N/mm²)</i>	<i>OBLİK YÜKLEME</i>				
	<i>İmplantlar</i>	<i>Bukkal</i>	<i>Lingual</i>	<i>Mesial</i>	<i>Distal</i>
<i>Hex Grup</i>	7	1,014077	3,578679	0,697979	1,275812
	5	1,340756	3,054466	2,454985	0,529284
<i>Non-Hex Grup</i>	7	1,346318	3,158198	0,689060	1,326945
	5	1,573852	2,824797	2,377621	0,541686

4.6.1. Örneklerde Spongios Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres

Çalışmada yapılan analizlerden sonra hex örneklerin bulunduğu gruplarda spongios kemikte oluşan stresler Şekil 4.11'deki gibi iken non-hex örneklerin bulunduğu gruplarda ise Şekil 4.12'deki gibidir.



Şekil 4.11. Hex Örneklerde Spongios Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm



Şekil 4.12. Non-Hex Örneklerde Spongios Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm

4.7. Spongios Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stresler

Çalışmada yapılan analizler sonucunda ortaya çıkan stres değerleri Çizelge 4.10 ve Çizelge 4.11'deki gibidir. Kemikteki stres değerleri yorumlanırken, implant çevresindeki kemik üzerinde tüm elemanlarda aynı yerde olmak üzere 4 farklı noktadan (Bukkal, Lingual, Mesial, Distal) değer alınmıştır.

Çizelge 4.10. Dik Yükleme yapılan gruplarda spongios kemikteki minimum principal değerler

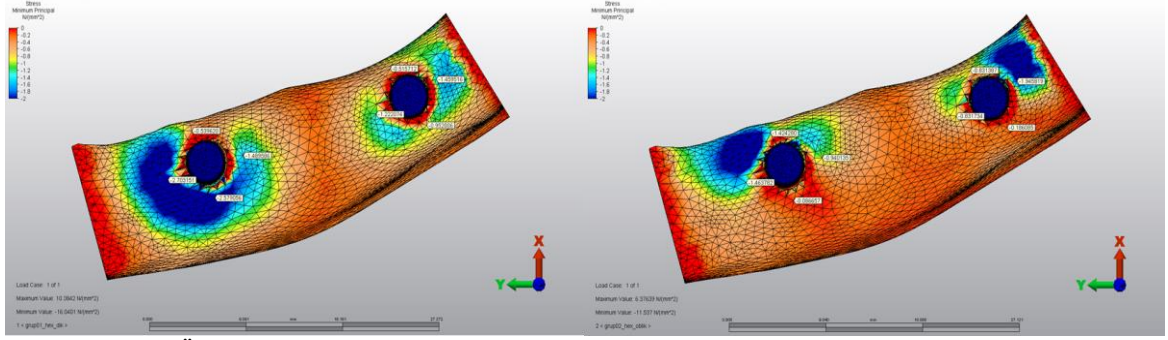
Spongios Kemikteki Minimum Principal (N/mm ²)	DİK YÜKLEME				
	İmplantlar	Bukkal	Lingual	Mesial	Distal
Hex Grup	7	-2,579056	-0,539620	-1,489586	-2,703151
	5	-0,952006	-0,515712	-1,459516	-1,222074
Non-Hex Grup	7	-2,687778	-0,492917	-1,509616	-2,827865
	5	-0,907600	-0,450763	-1,460293	-1,224614

Çizelge 4.11. Oblik Yükleme yapılan gruplarda spongios kemikteki minimum principal değerler

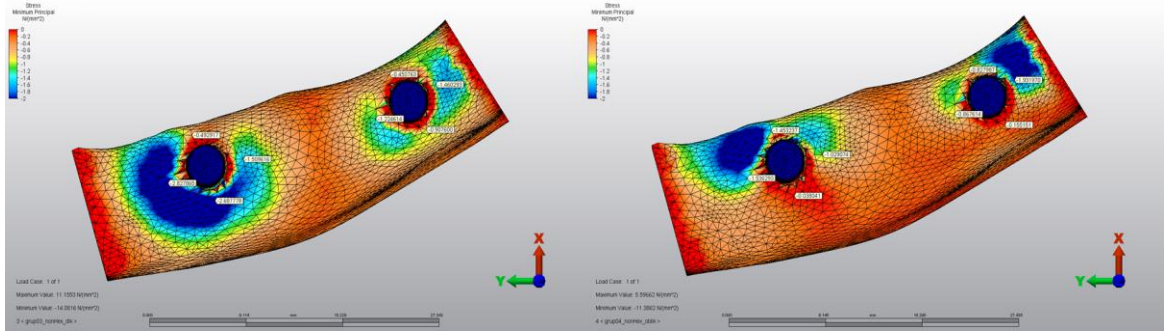
Spongios Kemikteki Minimum Principal (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME				
	İmplantlar	Bukkal	Lingual	Mesial	Distal
Hex Grup	7	-0,086657	-1,424280	-0,940135	-1,463782
	5	-0,186085	-0,831387	-1,945819	-0,831734
Non-Hex Grup	7	-0,038041	-1,453237	-1,029074	-1,536293
	5	-0,155151	-0,827987	-1,931970	-0,867614

4.7.1. Örneklerde Spongios Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres

Çalışmada yapılan analizlerden sonra hex örneklerin bulunduğu gruplarda spongios kemikte oluşan stresler Şekil 4.13'deki gibi iken non-hex örneklerin bulunduğu gruplarda ise Şekil 4.14'deki gibidir.

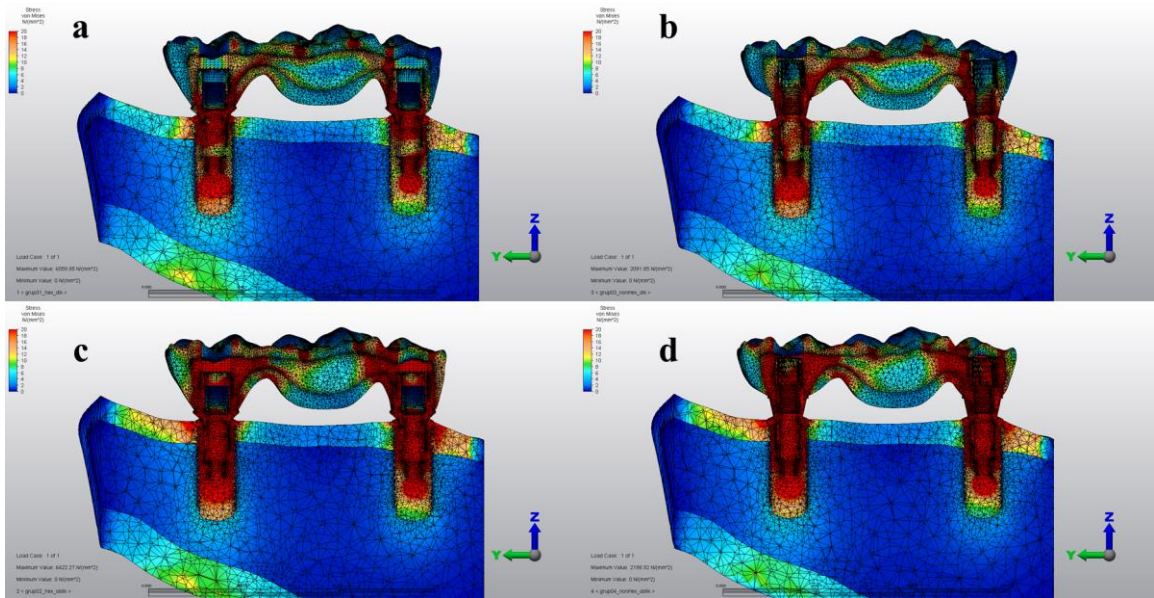


Şekil 4.13. Hex Örneklerde Spongioz Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm



Şekil 4.14. Non-Hex Örneklerde Spongioz Kemikte Oluşan Dik ve Oblik Yükleme Yapıldıktan Sonraki Görünüm

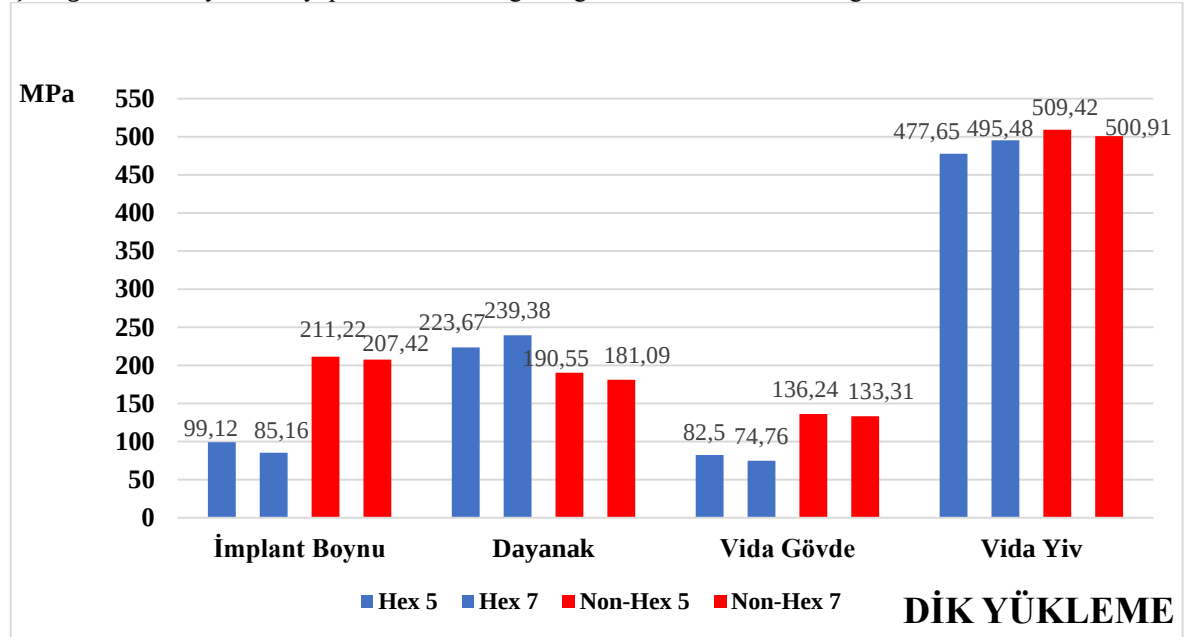
4.8. Genel Yapıda Oluşan Streslerin Bir Gösterimi



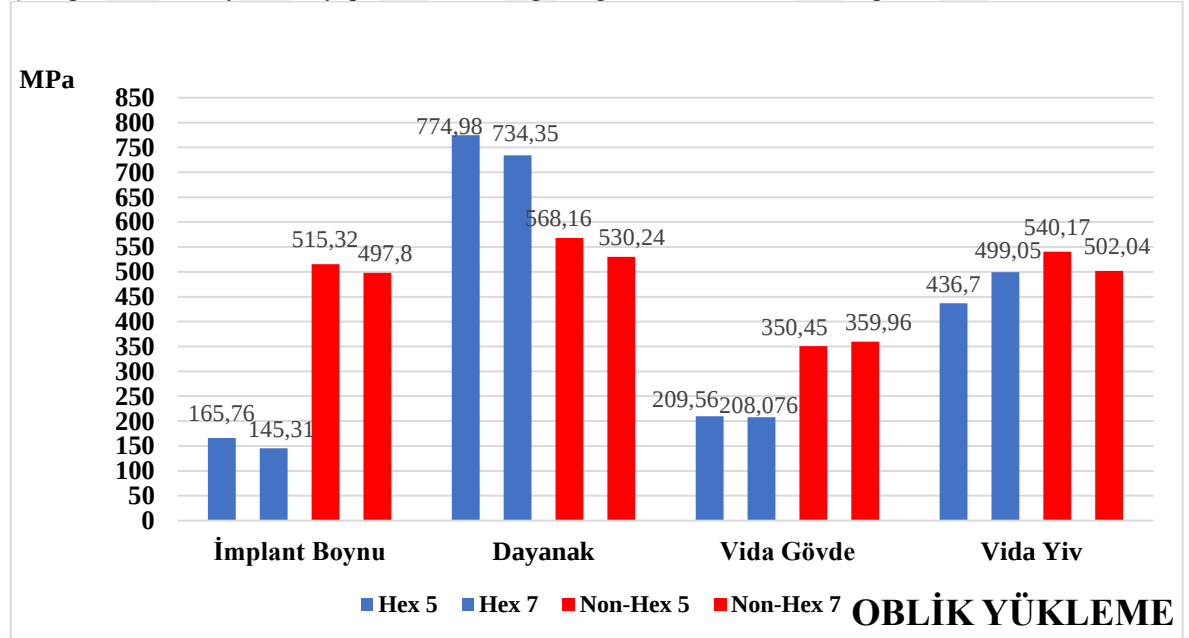
Şekil 4.15. a) hex dik yükleme, b) non-hex dik yükleme, c) hex oblik yükleme, d) non-hex oblik yükleme

4.9. Tüm Yapılan Analizlerin Genel Bir Gösterimi

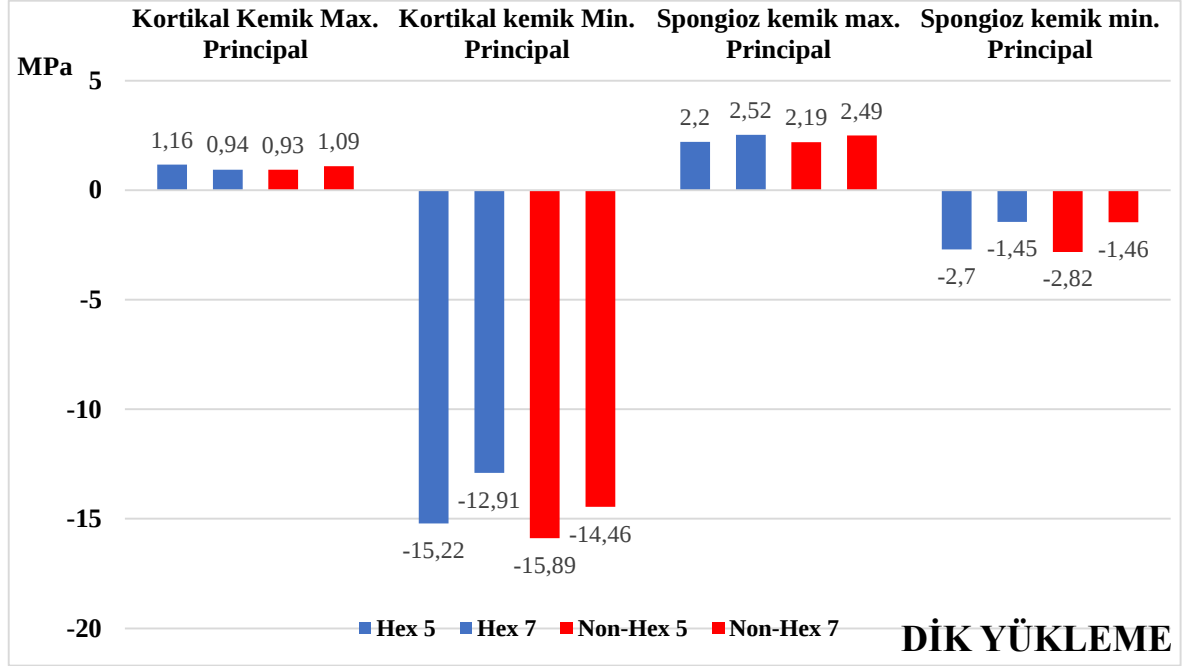
Çizelge 4.12. Dik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde Von Mises değerler



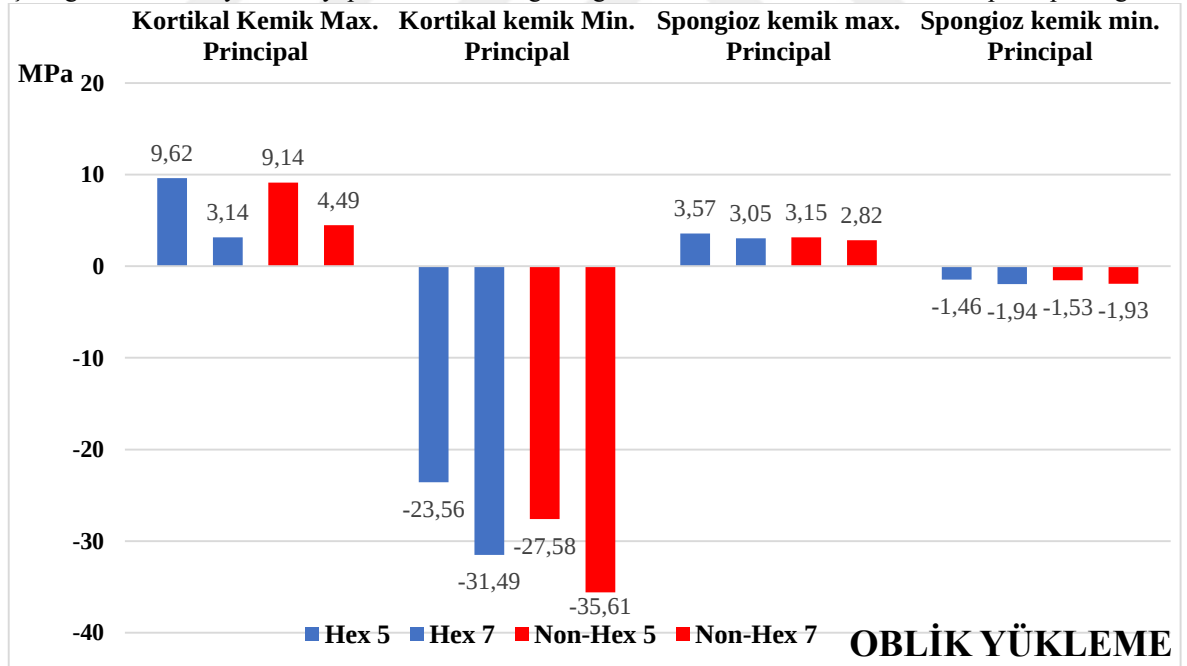
Çizelge 4.13. Oblik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde Von Mises değerler



Çizelge 4.14. Dik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde maksimum ve minimum principal değerler



Çizelge 4.15. Oblik yükleme yapılan örneklerde genel görünümde maksimum ve minimum principal değerler



5. TARTIŞMA

Çalışmadaki sıfır hipotezimiz olan implant-dayanak bağlantısındaki tasarımın, implantların farklı birimlerinde oluşturacağı stresin benzer olacağı yapılan analizler sonucunda reddedilmiş ve non-hex tasarımlarda implantın boyun bölgesi ve vida gövdesinde daha fazla stres oluşmuştur.

Kullanılan ilk implant dayanak bağlantı sistemi Branemark sisteminin kullanıldığı tam dişsiz olgulardaki eksternal hex dizaynıdır. Ancak implant diş hekimliği uygulamaları tekli veya çoklu sabit bölümlü protezlere doğru genişlediğinde, implant-dayanak kompleksinin antirotasyon, mekanik yük direnci ve sızdırmazlık özelliği önemli bir konu haline gelmiştir. Bundan sonraki çalışmalarda stabiliteyi arttırmak, vida gevşeme komplikasyonunu azaltmak için eksternal hex tasarımı konik hex, eksternal oktagonal ve splinte implantlar gibi konularda geliştirilmiş oldu. 1986 yılında, Nickzick 0,5 mm genişliğinde 45 derece eğimli implant platformunun altında 1,7 mm derinlikte internal hexagonal ilk internal bağlantı tasarımlarından birini geliştirdi. Daha sonra yapılan birkaç sonlu eleman yöntemi çalışması, internal hex bağlantı tasarımlarının, external hex bağlantı tasarımlarına kıyasla implantların içinde okluzal kuvveti derinlere dağıtabileceğine işaret etmiştir.⁸¹ Bu yüzden bu çalışmada internal hex dizayn sistemini tercih edilmiştir. İnternal hex bağlantı tasarımı seçimini takiben implant üstü protez sistemlerde en sık karşılaşılan problemlerden biri de olan implantlar arası açısız problemlerin çözümü için dayanak tercihi seçimi yapılmıştır. Bunun için de açısız sorun çözümü için vidalı dayanaklarda geliştirilen non-hex tasarımı seçilmiştir. Sonuç olarak bu çalışmada klasik hex dayanak tasarımıyla non-hex dayanak tasarımı strese karşı oluşan sonuçlar açısından kıyaslanmıştır.

Literatüre bakıldığında implant dayanak bağlantı tasarımlarıyla ilgili çoğunlukla external, internal hex dizayn kıyaslaması yapılmış onun dışında da çoğunlukla friction fit, butt joint, oktagonal dizayn, hekzagonal dizayn kıyaslaması yapılmıştır. Çalışmamızdaki gibi hex ve non-hex dizaynların kıyaslamasını içeren tek üyeler üzerinde yapılmış birkaç çalışma dışında çalışma bulunmamaktadır.

Doğal dişler ve implantlar üzerlerine gelen kuvvetlere farklı yanıtlar verirler.⁸² Bu farklı yanıtların sebebi de aslında esas olarak periodontal bağların doğal dişlerde var olup implantlarda bulunmamasıyla ilgilidir. İmplantlardaki başarı; implanta gelen çiğneme

kuvvetinin implanta nasıl ulaştığına ve çevre dokular tarafından nasıl absorbe edildiğine dayanır. İmplantlardaki başarı kriterlerinden biri; radyografik olarak implant çevresindeki vertikal kemik kaybının ilk yıl 2 mm' den az olmasıdır.⁸³

İmplant protezlerindeki en iyi dayanak seçiminde hala literatürde tartışmalar bulunmaktadır. En yaygın olarak kullanılan iki yapı ise çalışmamızda incelediğimiz hex ve non-hex dayanaklardır. Hex dayanaklarda implant ve dayanak stabilitesinin non-hex yapıya göre daha başarılı olduğu birçok çalışmada ortaya konulmuştur. Aynı zamanda da olası mikrosızıntı açısından da önemli ölçüde mikro hareketliliğinde az olduğu gösterilmiştir. Buna göre, bir sistemin diğerine göre biyomekanik avantajı tartışma konusu olmaya devam etmektedir.⁷

Kim ve Cho'nun 2016 yılında yaptığı çalışmada hex dayanak ve implant yüzeyi arasındaki yaklaşık 10 µm'lik boşluk nedeniyle temas yüzeyinin az olduğu saptandı ancak kuvvet geldiğinde hex yapı implantın iç yüzeyi ile temas ettiği ve dayanaktan implanta gerilimi dağıttığı sonucu bulunmuştur.⁸⁴

Yapılan bir çalışmada elde edilen sonuçlara göre, non-hex dayanaktaki rotasyonel yer değiştirmenin hex dayanağa göre neredeyse iki katı olduğunu göstermiştir. Bu, hex dayanağın konik iç bağlantılı implantlarda da dönme direnci rolü oynadığını gösterir. Ayrıca bu çalışmada eğilme momenti ile rotasyonel yer değiştirme araştırılmış, hex dayanak tüm durumlarda daha az yer değiştirme göstermiştir. Bu dayanak hex'in kısmen bükülme momentine karşı direnç görevi gördüğünü gösterir.⁸⁵

İmplant ve dayanak arasında dayanağın mikro hareketi ve mikro boşluk oluşumu nedeniyle iki parçalı implantların çevresinde şiddetli peri-implant kemik rezorpsiyonunun bulunduğu bildirildi.^{86, 87}

SEA, ağız ortamındaki yükleme koşullarının simülasyonu altında restoratif ve protetik tedavilerin uzun ömürlülüğünü test etmek için yararlı bir araçtır.⁸⁸ Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi, gerçek klinik durumları karakterize eden karmaşıklıkları göz önünde bulundurmada diğer yöntemlere göre birçok avantaj sunar.⁸⁹ Bir SEA modeli 2 boyutlu veya 3 boyutlu olabilir. 2 boyutlu modellerde, düzlem dışı deformasyonlar ve gerilmeler önemsizdir ayrıca yapay kısıtlamalar analizde daha fazla hataya neden olur. Bu nedenle, biyolojik veya biyouyumlu yapıları analiz etmek için 3 boyutlu modellerin kullanılması, 2 boyutlu modellerden daha gerçekçi sonuçlar verir.⁹⁰ Son yirmi yılda, sonlu elemanlar analizi, stresin implant ve çevresindeki kemik üzerindeki etkilerinin tahmin edilmesi için giderek

daha kullanışlı bir araç haline gelmiştir. Çiğnemedi kaynaklanan dikey ve enine yükler, aksenal kuvvetleri ve bükölme momentlerini tetikler ve implantta olduğu kadar kemikte de stres gradyanlarına neden olur. Bir dental implantın başarısı veya başarısızlığı için anahtar faktör, streslerin çevre kemiğe aktarılma şeklidir. Sonlu elemanlar analizi tüm alan için bir sonuç aramak yerine her sonlu eleman için çözüm işlevlerini formüle eden ve bunları uygun şekilde birleştiren bir yöntemdir. Dental implant kemik sistemlerindeki bileşenler geometrik olarak son derece karmaşık olduğundan, sonlu elemanlar analizi bunları analiz etmek için en uygun araç olarak görölmüştür.⁶ İşte bu sebeplerden ötürü de bu çalışmada sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir.

SEA'da eğilebilir (titanyum implant ve dayanak) ve kırılğan malzemeler (kortikal ve spongioz kemik) için farklı stres analizleri yapılır. Von Mises gerilme analizi eğilebilir malzemeler için, maksimum ve minimum principal analizleri ise kırılğan malzemeler için kullanılır. Maksimum principal stres maksimum gerilme stresini ve minimum principal stres ise maksimum sıkıştırma stresini tanımlar.⁸⁹

Gelen oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü, implantın çene üzerindeki yerleşimine bağlı değişmektedir. Çeşitli çalışmalarda bu oklüzal kuvvetler araştırıldığında oluşan maksimum oklüzal ısırma kuvvetlerinin birinci premolar bölgede 200 N'dan düşük ve ikinci premolar ve molar bölgede ise 300 N olarak bulunmuştur.⁹¹

Yine yapılan başka bir çalışmada ise molar dişlerin olduğu bölgede ortalama oklüzal kuvvetin 200 N olduğu belirtilmiştir.⁸⁰ Çalışmamızda ise bu bilgiler ışığında bir ve ikinci molar bölgede 200'er N, ikinci premolar bölgede ise 150 N'luk kuvvet uygulanmıştır.

Gelen ısırma kuvvetinin yönü konusunda ise yine çeşitli çalışmalar yapılmıştır. İmplant üzerine gelen kuvvetler belirlenirken dikey kuvvetlerin yanı sıra oblik kuvvetlerde unutulmamalıdır. Bu konuda yapılan araştırmalarda bu oblik kuvvetlerin oklüzal kuvvetleri daha iyi gösterdiği ve kemik yapısında da daha yıkıcı etkisi olduğu bulunmuştur.^{92, 93} Bu doğrultuda da çalışmamızda dik ve 45 derece oblik kuvvetler uygulanmıştır. Kuvvetlerin uygulanacağı oklüzal temas noktaları için ise Okeson'un belirttiği noktalar baz alınmış olup molar dişlerde 5 ayrı nokta, premolar dişte ise 2 ayrı nokta belirlenmiştir. Yine çalışmamızda modellenen kronların anatomik şekilleri ise Wheeler Anatomi Atlasındaki⁹⁴ bilgiler baz alınarak belirlenmiştir. Çalışmamızda da oblik kuvvetlerin daha yıkıcı etkisi olacağı bilgisine paralel olarak oblik yükler altında daha fazla stres oluşmuştur.

Kemik gibi kırılğan dokulardaki stres yorumlaması yapılırken principle stres değeri daha güvenilirdir. Ancak implantın materyali de olan titanyum gibi çekilebilir malzemelerde ise Von Mises stres değeriinden faydalanılmıştır. Pozitif çıkan principal stres değeri gerilme tipi stresleri ifade eder iken, negatif değeri ise sıkışma tipi stresleri belirtmektedir. Mutlak olan değeriinden hangisi daha büyük ise o değeri anlatan tip stresin değeriği anlaşılr.⁸⁹

Von Mises gerilim değeri, implantlar gibi kırılğan malzemeler için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır; bu nedenle, bu değeri implant içinde oluşan gerilmeleri yorumlamak için önemli olabilir. Başarısızlık, Von Mises gerilim değeri implant malzemesinin sıkışma direncini aştığında ortaya çıkar. Bu çalışmada Von Mises gerilim değeri implantın sıkışma direnci ile karşılaştırıldı (550 MPa).⁸⁹

Bu değeri göz önüne alındığında çalışmamızda dik yükleme yapılan gruplarda hex ve non-hex modellerin hiçbir unsurunda bu değeri aşılmamıştır. Oblik yükleme yapılan grupların her ikisinde de unsurlardan sadece dayanak üzerindeki bazı noktalarda bu sınır değeri aşılmıştır. Bununla beraber ağız içindeki durumlarda kalıcı derformasyonun daha zor gerçekleşeceği düşünölmektedir çünkü çalışmada belli bir alan üzerine yoğunlaşılmiş titiz laboratuvar şartlarında çalışıldığı için durum daha farklı olacağı düşünölmektedir. Bu durum dayanak üzerinde çeşitli komplikasyonlara yol açabilir. Bu nedenle ürünler üzerinde çeşitli iyileştirmeler yapılması uygun olacaktır.⁹⁵

Çalışmada incelenen örneklerde alınan sonuçlara bakıldığında öncelikle implant boynunda oluşan Von Mises Stresler incelendiğinde; dikey kuvvetlerde stres hex örneklerden non-hex örneklere doğru geçildiğinde %121 oranında artmıştır. Oblik kuvvetlerde ise %229 oranında artış meydana gelmiştir. Bu durum yorumlandığında klinik olarak düşünölürse kısa implant kullanılan vakalarda implant boynuna fazla miktarda stres iletilmesi uzun vadede kemikte rezorpsiyona sebep olabilecek ve ileride implantın kaybına kadar gidebilecek sorunlara yol açabilecektir. Bu sebeple kısa implantlarda non-hex sistemlere geçilmemesinin daha uygun olacağı kanaatindeyiz.

Dayanaklarda oluşan stres incelendiğinde ise dikey kuvvetlerde stres hex örneklerden non-hex örneklere doğru geçildiğinde %24 oranında azalmıştır. Oblik kuvvetlerde ise %36 oranında azalma meydana gelmiştir.

İmplant iç vidasının 2 ayrı bölgesinden alınan sonuçlara göre ise vidanın hex örneklerden non-hex örneklere doğru geçildiğinde dikey kuvvetlerde vidanın gövdesinde

stres %80 oranında artarken, vidanın yivlerinde ise %3 oranında artma meydana gelmiştir. Oblik kuvvetlerde oluşan stres değerleri incelendiğinde ise gövdede %69 oranında artarken, yivde ise %10 oranında artma meydana gelmiştir. Vidada oluşan bu fazla stres uzun vadede gevşemeye ve hatta kırılmaya yol açabilecektir. Literatür incelendiğinde vida gevşeme mekanizmasında rol oynayan faktörler şu şekilde sıralanabilir, implant dayanak bağlantı tasarımı, ön yük, restorasyonun siman veya vida tutuculu olup olmaması, protetik dayanak materyali, vida materyali, yerleşme etkisi, implant çapı ve sayısı, bruksizm, kantilever varlığı ve mikrosızıntı.⁹⁶ Yapılan bir çalışmada vida gevşemesinin sebeplerinden birinin mikrobiyal kontaminasyon olduğu ve morse taper şeklin vida gevşemesine karşı en avantajlı sistem olduğu belirtilmiştir.⁴⁸

Bu bilgiler ışığında bakıldığında hex sistemlerden non-hex sistemlere geçildiğinde implant unsurlarında stres sadece dayanak üzerindeki bazı noktalarda azalmaktadır. Bu stresin sebebinin de dönme direnci olduğu düşünülmekte, ayrıca hex sistemlerde de gerilim dağılımı önemli ölçüde daha iyi sağlandığı için non-hex dayanaklarda bu bölgelerde daha düşük stres değerleri elde edilmiştir. İç vidadaki ve implant boynunda oluşan gerilim hex ve non-hex dayanaklarda çalışma sonucunda incelendi ve tüm olgularda non-hex dayanaklarda daha yüksek sonuçlar verdi. Non-hex kullanıldığı zaman temas yüzeyinin azaldığı ve ayrıca anti rotasyonel özelliğin ortadan kalktığı düşünülmektedir. Bunun sonucunda da daha stabil olan vidaya gelen yükün artması beklenebilir. Uzun dönemde düşünüldüğünde bu durum vidada gevşemeye neden olabilir. Vidada gevşeme sorunu sıklıkla implantların ve implant destekli protezleri etkiler. Vida gevşemesi ve vidadaki bir bozulmanın klinik bulguları muhtemelen vidada meydana gelen yüksek gerilmelerden kaynaklanmaktadır.⁶ Bu çalışma sonucunda da non-hex tasarımlı dayanak kullanılan modellerde vidada meydana gelen stresin çok olması sonucu vidada bir gevşeme veya bozulmaya sebep olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca anti rotasyonel özelliğin ortana kalkmasıyla mikrogapler oluşabilir ve bu durum kemik rezorpsiyonu ve bakteri tutulumuna yol açabilir. Bu durumda zamanla farklı komplikasyonlara sebep olabilecektir. Bu konuda yapılan başka bir çalışmanın sonuçlarına bakıldığında yine bu çalışmadakine benzer sonuçlar elde edilmiş olup vida özelindeki sonuçlara bakıldığında; dayanak vidalarına uygulanan gerilim hem hex hem de non-hex tip dayanaklarda incelenmiş, non-hex tip dayanaklar tüm durumlarda daha yüksek sonuçlar vermiştir. Sonuçlardan, hex kısmın vidalara uygulanan gerilimi dağıttığı varsayılabilir tarzında bir açıklama yapılmıştır. Ayrıca bu durum dayanak vidasının

gevşemesinin diğer bileşenler üzerinde artan gerilmeye neden olduğu ve bu da vidaların, dayanakların veya implantların kırılmasına yol açabileceği sonucundan anlaşılabılır.⁹⁵

İmplant kemik birleşimindeki rezorpsiyonun en önemli değerleri principal stres değerleridir. Nihai kemik kuvvetinin fizyolojik bir sınır olduğu varsayıldığında, kortikal kemikte maksimum principal stres değeri (gerilme) modül olarak 100-130 MPa'yı aştığında ve minimum principal stres değeri (sıkışma) 170-190 MPa'yı aştığında kemikte aşırı yüklenme meydana gelir. Ayrıca spongios kemikte ise bu değerler 5 MPa'ı geçtiğinde lokal aşırı yüklenme meydana gelir.^{97,98} Çalışmamızdaki oluşan değerleri incelediğimizde bu sınır değerler aşılmamıştır. Kortikal kemikte oluşan principal stres değerleri incelendiğinde en yüksek maksimum principal stres değeri dik ve oblik yüklemde 10 MPa'ı aşmazken, minimum principal stres değeri ise 36 MPa'ı aşmamıştır. Bu sonuçlara göre diyebiliriz ki her iki sistemde de sınır değerlerin çok altında kalınmış ve iki sistem arasında da anlamlı bir fark görülmemiştir. Spogios kemikte oluşan principal stres değerleri incelendiğinde ise en yüksek maksimum principal stres değeri her iki yüklemde de 4 MPa'ı aşmazken, minimum principal stres değeri ise 3 MPa'ı aşmamıştır. Bu değerlere göre de spongios kemikte her iki sistemde de sınır değerler aşılmamış ve birbirleri arasında da yine anlamlı bir fark görülmemiştir. Yani buradan çıkaracağımız sonuç protezlere gelen streslerin implant ve bileşenleri tarafından karşılandığı ve kemiğe farklı streslerin iletilmediğidir. Ancak daha yüksek kuvvetler ve farklı koşullarda farklı sonuçlar elde edilebilecektir.

Çalışmamızda kullandığımız modellerdeki implantlar tamamen birbirine paralel şekilde yerleştirilerek tasarlanmış ve hex dayanakların açısız sebeple oturmamama problemi ortadan kaldırılmış olmuştur. Ayrıca çalışmamızda kullanmış olduğumuz Straumann Variobase dayanaklar için üretici firmanın kataloğunda belirtmiş olduğu üzere vakalarda iki implant arası açı 30 dereceye kadar olduğu sürece tolere edilebilecektir. Bundan yola çıkarak cerrahi olarak yerleştirilen implantlar mümkün mertebe paralel yerleştirildiğinde hex dayanak kullanmamız implant boynu ve iç vidadaki stresin daha az bulunmuş olması sebebiyle avantaj olacaktır. Bununla beraber iki implant arasındaki problemlerden dolayı hex dayanak kullanılamayacağı durumlarda simante çalışılması da istenmiyorsa vidalı seçim olarak non-hex dayanağın da sınır değerler aşılmadığından güvenle kullanılacağı düşünülmektedir.

Yukarıda tartışılan fikirlere göre bakıldığında tek üyeli bir restorasyon yapılacaksa her koşulda hex tipi dayanak seçimi uygun olacakken, çalışmamızdaki gibi 2 implant

barındıran bir restorasyon planlandığında eğer 2 implant arası açı 30 dereceden az ise hex tipi dayanak seçimi implant bileşenlerinin yararına olacaktır. Aynı zamanda bu çalışmadaki sonuçlara bağlı olarak çıkan stres değerleri incelendiğinde sınır değerleri aşılmadığından iki implant arası açısının hex dayanak kullanımına izin vermediği olgularda non-hex dayanak güvenle kullanılabilir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler şu şekildedir;

1. Bağlantı tasarımı değiştiğinde implant bileşenlerinde oluşan streslerde farklı bulunmuştur.
2. Kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerine baktığımızda ise tasarım değiştiğinde anlamlı değişiklikler görülmemiştir.
3. Kemikte oluşan stres değerleri incelendiğinde hiçbir durumda patolojik problemler yaratacak sınır değerler aşılmamıştır.
4. Non-hex bağlantı tasarımının olduğu modellerdeki stres hex modellerdeki stresten dayanağın bazı noktaları hariç diğer bileşenlerde her durumda daha yüksek olmuştur. Bu duruma sebep olarak hex sistemlerin aktif durumda yüzey alanı arttığından stresi diğer bileşenlere dağıttığı, non-hex dayanakta ise belli bölgelerde yoğunlaşma olduğu gözlenmiştir.
5. Tüm durumlarda oblik yüklemelerde oluşan stres vertikal yüklemelerde oluşan stresten yüksek bulunmuştur.
6. Bu çalışmada yapılan analizler sonucunda elde edilen verilere bakıldığında non-hex tasarımlarda dayanak üzerindeki stresin az olmasına rağmen diğer bileşenlerde çok olması hex tasarımların anti rotasyonel özellikte olmasına bağlanmıştır. Bu sayede gelen kuvvet hex tasarımlarında dağılırken, non-hex tasarımlarda vida ve implant boynunda yoğunlaşmıştır.
7. Bu çalışma sonucunda her ne kadar mekanik değerlendirmeler yapılsa da bunun kapsamı tam olarak bilinmemektedir. Bu zamana kadar yapılan stres analiz çalışmalarında da stres değerlerinin incelenmesi konusunda kesin bir sonuca varılamamıştır. Bu sebeple bu çalışmanın klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.
8. Aynı zamanda çalışmanın limitasyonları dahilinde model sayısı artırılarak üst yapı materyali, kron boyu gibi parametreler değiştirilerek çalışma genişletilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. **Modi R, Mittal R, Kohli S, Singh A, Sefa I.** Screw versus cement retained prosthesis: A review. *Int J Adv Health Sci.* **2014**;1(6):26-32.
2. **Rosenstiel SF, Land MF.** Contemporary Fixed Prosthodontics. Elsevier Health Sciences; **2015**: 318.
3. **Minichetti JC.** Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology.* **2003**;29(3):111-116.
4. **Lee H, Kwon K-R, Paek J, Pae A, Noh K.** A Method for Minimizing Rotational Errors of Implant Prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* **2017**;32(5).
5. **Adıgüzel Ö.** Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi.* **2010**;11:18-23.
6. **Geng JP, Tan KB, Liu GR.** Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* Jun **2001**;85(6):585-598.
7. **Lee H, Park S-M, Noh K, Ahn S-J, Shin S.** Biomechanical stability of internal bone-level implant: Dependency on hex or non-hex structure. *Structural Engineering and Mechanics.* **2020**;74(4):567-576.
8. Oral implantology. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol.* **2007**;Suppl 1:2-14.
9. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* May **2017**;117(5s):e1-e105.
10. **Zarb G, Zarb F, Schmitt A.** Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dental Clinics of North America.* **1987**;31(3):457-472.
11. **Acar A, İnan Ö.** İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* **2001**;4(1):52-56.
12. **Misch CE.** Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today.* May **1989**;8(4):39-44.
13. **Misch CE.** *Dental Implant Prosthetics 2nd Edition*: Elsevier Health Sciences; **2014**.
14. **Misch CE, Perel ML, Wang H-L, Sammartino Gea.** Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry.* **2008**;17(1):5-15.
15. **Karunakaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S.** A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* Fall-Winter **2013**;93(2):18-23; quiz 23-14.
16. **Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Bragger U.** Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000.* Feb **2017**;73(1):141-151.
17. **Şen N, Uş YÖ.** İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar için Dayanak Seçimi. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi.* **2019**;25(1):104-112.
18. **Binon PP.** Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Jan-Feb **2000**;15(1):76-94.
19. **Lee A, Okayasu K, Wang HL.** Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent.* Feb **2010**;19(1):8-15.

20. **Hebel KS, Gajjar RC.** Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1997**;77(1):28-35.
21. **Misch CE, Misch CM.** Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. Nov **1992**;68(5):809-812.
22. **Misch CE.** Dental Implant Prosthetics. Vol 1: Elsevier Health Sciences; **2004**: 32-41.
23. **Grossmann Y, Madjar D.** Prosthetic treatment for severely misaligned implants: a clinical report. *J Prosthet Dent*. Sep **2002**;88(3):259-262.
24. **Linkevicius T, Vaitelis J.** The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*. **2015**;26:139-147.
25. **Priest G.** Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*. Sep **2005**;63(9 Suppl 2):22-32.
26. **Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM.** A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*. Mar **2006**;95(3):258-261.
27. **Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U.** Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*. Jul-Aug **2010**;23(4):299-309.
28. **Kim A, Campbell SD, Viana MA, Knoernschild KL.** Abutment material effect on peri-implant soft tissue color and perceived esthetics. *Journal of Prosthodontics*. **2016**;25(8):634-640.
29. **Shafie HR, White BA.** Implant Abutment Materials. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*; **2014**: 1-16.
30. **Linkevicius T, Apse P.** Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. May-Jun **2008**;23(3):449-456.
31. **Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ.** Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*. Sep **2009**;20 Suppl 4:32-47.
32. **Straumann Variobase.** Available at: <https://www.straumann.com/tr/tr/dental-professionals/products-and-solutions/implant-borne-prosthetics/products/variobase.html>.
33. **Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB.** Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. **2017**;10 Suppl 1:139-146.
34. **Kelly JR, Rungruanganunt P.** Fatigue Behavior of Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Ceramic Abutments as a Function of Design and Ceramics Processing. *Int J Oral Maxillofac Implants*. May-Jun **2016**;31(3):601-609.
35. **Lewis S, Beumer III J, Hornburg W, Moy P.** The "UCLA" abutment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **1988**;3(3):37-58.
36. **Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY.** Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont*. Jan **2009**;18(1):17-22.
37. **Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, et al.** Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*. May-Jun **2004**;17(3):285-290.

38. **Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG.** Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont.* Nov-Dec **2007**;20(6):623-625.
39. **Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, et al.** In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil.* Dec **2008**;35(12):917-924.
40. **Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH.** Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent.* Jun **2012**;40(6):467-474.
41. **de Barros Carrilho GP, Dias RP, Elias CN.** Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr **2005**;18(2):165-166.
42. **Quek HC, Tan KB, Nicholls JI.** Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Mar-Apr **2008**;23(2):253-262.
43. **Tang CB, Liul SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, et.al.** Nonlinear finite element analysis of three implant- abutment interface designs. *Int J Oral Sci.* Jun **2012**;4(2):101-108.
44. **Ekren O, Kurtoğlu C.** Dayanak-İmplant Birleşme Tipinin İmplant Destekli Sabit Restorasyonların Klinik Başarısına Etkisi Konusunda Bir Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* **2009**;2009(2):131-137.
45. **Hung H-C, Huang C-S, Pan Y-H.** The compressive strength of implant-abutment complex with different connection designs. *Journal of dental sciences.* **2019**;14(3):318-324.
46. **Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG.** *Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers:* Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; **2012**.
47. **Tonetti MS.** Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res.* Jun **1999**;13:173-180.
48. **Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E.** The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* Sep-Nov **2002**;30(7-8):271-282.
49. **Nanda RS, Tosun YS.** *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice.* Vol '1st ed.'. : Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.; **2010**.
50. **Frost HM.** A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* Feb **2004**;74(1):3-15.
51. **Pilliar R, Deporter D, Watson P, Valiquette N.** Dental implant design--effect on bone remodeling. *Journal of biomedical materials research.* **1991**;25(4):467-483.
52. **Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D.** Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* **1996**;11(3).
53. **Craig RG, ML W.** *Restorative Dental Materials.* Vol 10th ed.: St Louis, Mosby; **1996**.
54. **O'Brien, J W.** *Dental Materials and Their Selection.* Vol 3rd. Hanover Park IL: Quintessence; **2002**: 12-24.
55. **Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ.** Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol.* **1992**;18(3):220-230.

56. **İnan M, Sönmez, F.** Cisimlerin Mukavemeti. 6. Baskı ed. İstanbul: İTÜ vakfı; **1998**: 2-25.
57. **Shigley J.E., C.R. M.** Mechanical Engineering Design. 5th ed. Singapore: Mcgraw-Hill Book, Co. Inc.; **1989**.
58. **DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B.** The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*. **2000**;26(2):77-81.
59. **Çalikkocaoğlu S.** *Bölümlü Protezler*. 2. Baskı ed. İstanbul: İstanbul Ü Basımevi; **1992**.
60. **Ulusoy M, Aydın K.** Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; **2010**: 94-119.
61. **Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A.** Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. Jun **2009**;17(2):50-57.
62. **Glantz PO, Rangert B, Svensson A, et al.** On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. Jun **1993**;4(2):99-105.
63. **Ramoğlu S, Ozan O.** Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **2014**;24(3).
64. **Sadri Ş, BAYINDIR YZ, GÜLER Ç.** İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **2012**:31-39.
65. **Srirekha A, Bashetty K.** Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. **2010**;21(3):425.
66. **Moaveni S.** *Finite element analysis theory and application with ANSYS*. 3 ed: Pearson Education India; **2011**.
67. **Geng J, Yan W, Xu W.** *Application of the finite element method in implant dentistry*: Springer Science & Business Media; **2008**.
68. **Shetty P, Hegde A, Rai K.** Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. **2010**;34(3):281-285.
69. **Geng J-P, Tan KB, Liu G-R.** Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2001**;85(6):585-598.
70. **Ebrahimi F.** Finite Element Analysis: New Trends and Developments. BoD—Books on Demand; **2012**: 5-20.
71. **Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, et.al.** Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*. **2010**;21(3):696-702.
72. **Robert McNeel & Associates.** *Rhinoceros. Version 4.0, USA, 2007* [computer program]. Version.
73. **VirtualGrid Inc.** *VRMesh Studio. Version 6.5. WA, USA, 2011* [computer program]. Version.
74. **ALGOR Inc.** *Algor Fempro. Version 21. USA, 2009*.
75. **Able Software Corp.** *3D Doctor. Version 4.0, MA, USA, 2002*.

76. **Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS.** Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1992**;67(3):361-364.
77. **Hojjat B, Anusavice K.** Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. *Journal of biomechanics*. **1990**;23(11):1157-1166.
78. **Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D.** 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*. **1997**;25(6):485-491.
79. **Tribst JPM, Dal Piva AMdO, Penteado MM, Borges ALS, Bottino MA.** Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. *Brazilian oral research*. **2018**;32.
80. **Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W.** Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. May-Jun **1995**;10(3):345-353.
81. **Hong H-C, Chang Y-M, Pan Y-H.** The Stability of Implant-abutment Complex with Different Implant-abutment Connection Designs—Review of Literature. *Taiwan J Oral Maxillofac Surg*. **2015**;26(4):262-286.
82. **Pesqueira AA, Goiato MC, Monteiro DR, Santos DMd, Haddad MF.** Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*. **2014**;40(2):217-228.
83. **Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H.** Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dental materials*. **2012**;28(11):1126-1133.
84. **Kim Y-H, Cho H-W.** Comparison of marginal and internal fit of zirconia abutments with titanium abutments in internal hexagonal implants. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*. **2016**;54(2):93-102.
85. **Hyun D-G.** *Influence of a positioning hex on the abutment rotation in tapered internal implant: 3-D finite element model study*, Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University; **2019**.
86. **Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL.** Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology*. **2001**;72(10):1372-1383.
87. **Weng D, José Hitomi Nagata M, Francisco Bosco A, Gustavo Nascimento de Melo L.** Influence of Microgap Location and Configuration on Radiographic Bone Loss Around Submerged Implants: An Experimental Study in Dogs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **2011**;26(5).
88. **Farah J, Craig R.** Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of dental research*. **1974**;53(4):859-866.
89. **Akça K, Iplikçioğlu H.** Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation*. **2002**;29(4):350-356.
90. **Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö.** Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2018**;119(3):437-445.

91. **Mericske-Stern R, Zarb G.** In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical oral implants research*. **1996**;7(2):153-161.
92. **Juodzbals G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM.** Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant dentistry*. **2005**;14(2):166-175.
93. **Chun H-J, Shin H-S, Han C-H, Lee S-H.** Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **2006**;21(2).
94. **Wheeler RC.** *Dental anatomy, physiology, and occlusion*: WB Saunders Company; 1974.
95. **Hyun D-G, Kwon H-B, Lim Y-J, Koak J-Y, Kim M-J.** The Influence of a Positioning Hex on Abutment Rotation in Tapered Internal Implants: A 3D Finite Element Model Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **2020**;35(2).
96. **Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V.** Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. **2017**;29(4):233-246.
97. **Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G.** The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2008**;100(6):422-431.
98. **Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP.** *Skeletal tissue mechanics*. Vol 190: Springer; **1998**.

EKLER

EK-1

HMKÜ

GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL

KARAR FORMU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 06 KARAR 06- Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Mustafa ZORTUK (Arş.Gör.Dr.Hasan Alpay ÇELİK'in uzmanlık tezi) "Hex ve non-hex vidalı dayanaklarla hazırlanan implant üstü restorasyonların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması" isimli çalışması görüşülmüş olup; çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve etik kurallara uygun bulunmuş olup; çalışmanın finans kaynağı olarak gösterilen, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nden (BAP) gerekli belgelerin Kurulumuza ulaştıktan sonra Çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.	Tarih: 26/12/2019
ETİK KURUL ÜYELERİ		
Çalışma Esası:	İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
Etik Kurul Başkanı	Prof.Dr.İbrahim Halil ÇERÇİ	

ETİK KURUL ÜYELERİ						
Ünvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki		İmza
Prof.Dr.İbrahim Halil ÇERÇİ Başkan	Veteriner	HMKÜ Veteriner Fakültesi Fakültesi	E	☐	H✓	☐
Prof.Dr.Hülya YALÇIN Başkan Yrd.	Nükleer Tıp	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	☐	H✓	☐
Doç.Dr. A.Güler OKYAY Başkan Yrd.	Kadın Hast. Ve Doğum	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	☐
Doç.Dr.Alper ASLAN Üye	Beden Eğitimi	HMKÜ BESYO	E	☐	H✓	☐
Doç.Dr.Tümay ÖZGÜR Üye	Patoloji	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	☐	H✓	☐
Dr.Öğr.Üyesi .Cengiz ARLI Üye	Kulak Burun Boğaz	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	☐
Dr.Öğr.Üyesi Fatma DUMAN Üye	Anatomi	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	☐	H✓	☐
Dr.Öğr.Üyesi F. B. ZORTUK Üye	Diş Hekimi	HMKÜ Diş Hekimliği Fakültesi	K	☐	H✓	☐
Doç.Dr. Oğuzhan ÖZCAN Üye	Tıbbi Biyokimya	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	☐
Dr.Öğr.Üyesi Oğuz AKKUŞ Üye	Kardiyoloji	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	☐	H✓	☐
Dr.Öğr.Üyesi Rana CAN Üye	Hemşirelik	HMKÜ Sağlık Hiz. YO.	E	☐	H✓	☐

ÖZGEÇMİŞ

