



T.C.

ALANYA ALAADDİN KEKUBAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLADA ALL-ON-FOUR
KONSEPTİNE DAYALI FARKLI ALTYAPI
MATERYALLERİNİN GERİLİM DAĞILIMININ ÜÇ
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Hassan Majid Naji AGHA OGHALI

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK

2. Danışman

Doç. Dr. Numan TATAR

2025 - Alanya

T.C.
ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLADA ALL-ON-FOUR
KONSEPTİNE DAYALI FARKLI ALTYAPI
MATERYALLERİNİN GERİLİM DAĞILIMININ ÜÇ
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Hassan Majid Naji AGHA OGHALI

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK

2. Danışman

Doç. Dr. Numan TATAR

2025 - Alanya

ONAY SAYFASI

Arş. Gör. Dt. Hassan Majid Naji AGHA OGHALI tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir./...../.....

İmza

Üye : Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ

Erciyes Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Erhan DİLBER

Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK

Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi

Bu tez,/...../..... tarih ve/..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK İLKE VE KURALLARINA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerimin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel ilke ve etik kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilemeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi tarafından kullanılan bilimsel intihal tespit programıyla tarandığını ve intihal içermediğini beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

Dt. Hassan Majid Naji AGHA OGHALI

TEŞEKKÜR SAYFASI

Bütün eğitim hayatım boyunca desteklerini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli annem Dr. Esra AĞAOĞLU babam Dr. Macit AĞAOĞLU Abim Op. Dr. Ahmet AĞAOĞLU ve kardeşim Mehmet AĞAOĞLU'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim ve tez yazım sürecimde değerli bilgi ve tecrübeleriyle çalışmama katkı sağlayan, desteklerini esirgemeyen ve yol gösteren danışman hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK'a ve Doç. Dr. Numan TATAR'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim ve tez yazım sürecimde değerli bilgi ve tecrübeleriyle çalışmama katkı sağlayan, desteklerini esirgemeyen ve yol gösteren Doç. Dr. Erhan DİLBER ve Dr. Öğr. Üyesi Deniz YILMAZ'a, aynı zamanda değerli Doç. Dr. Erkan BAHÇE'nin bu tez sürecinde bana her türlü katkılarından dolayı, ayrıca süreç boyunca desteğini hissettiren değerli arkadaşlarım Arş. Gör. Ayşenur KULAÇ ve Arş. Gör. Yakup ALTIN'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

ATROFİK MAKSİLLADA ALL-ON-FOUR KONSEPTİNE DAYALI FARKLI ALTYAPI MATERYALLERİNİN GERİLİM DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Bu çalışmada, atrofik maksillada All-on-Four konseptine dayalı implant destekli hibrit protezlerdeki altyapı materyallerinin (titanyum, krom-kobalt, zirkonya ve trilor) oluşturduğu von mises gerilim dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Yöntem: Çalışmada, üst çene modeli üzerinde önde lateral diş bölgesinde aksiyal, arkada ise ikinci premolar bölgesinde 30° distal açılı olmak üzere toplam dört implant yerleştirilmiştir. Modellerde dört farklı altyapı materyali (titanyum, krom-kobalt, zirkonya ve trilor) ve üstyapı olarak tüm modellerde monolitik zirkonya kullanılmış, oklüzal yükleme ise 2. premolar ve 1. molar dişlerin fonksiyonel tüberküllerine, “foodstuff” çiğneme simülasyonunu temsil eden 150 N değerinde tek taraflı kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Bulgular: Altyapı materyalinin elastisite modülü arttıkça yüksek stres değerleri altyapı içerisinde yoğunlaşırken, implant, abutment ve çevre kemikteki stres seviyeleri azalma eğilimi göstermiştir. Bu bağlamda, zirkonya altyapılı grupta implant ve çevre dokularda en yüksek stres değerleri tespit edilirken, trilor altyapılı grupta ise hem implant hem de kemik üzerinde oluşan stres değerlerinin en düşük seviyede olduğu belirlenmiştir. Trilor’un nispeten düşük elastisite modülü, çiğneme kuvvetlerini daha homojen dağıtarak implant ve kemik üzerindeki gerilimi azaltıcı bir etki sağlamıştır.

Sonuç: Elde edilen sonuçlara göre, trilorun özellikle atrofik maksillalarda biyomekanik açıdan avantajlı bir altyapı materyali olabileceğini, implant ve çevre dokulardaki gerilim seviyelerini minimize etmesi sayesinde uzun dönem klinik başarıya katkı sunma potansiyeli taşıdığını ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler: All-on-four, gerilme dağılımı, krom-kobalt, protetik altyapı, sonlu elemanlar analizi, titanyum, trilor, zirkonya.

ABSTRACT

Comparative Evaluation of Stress Distribution in Various Framework Materials for the All-on-Four Concept in the Atrophic Maxilla Using Three-Dimensional Finite Element Analysis

Objective: This study aimed to compare the von mises stress distributions generated by different framework materials (titanium, cobalt-chromium, zirconia, and Trilor) in implant-supported hybrid prostheses based on the All-on-Four concept in the atrophic maxilla, using three-dimensional finite element analysis (FEA).

Methods: In a maxillary model, four implants were placed: two axially in the anterior lateral incisor region and two with 30° distal angulation in the posterior second premolar region. Four different framework materials (titanium, cobalt-chromium, zirconia, and Trilor) were used in the models, and monolithic zirconia crowns were used as the superstructure in all models. Occlusal loading was applied as a unilateral 150 N force simulating a “foodstuff” chewing condition, distributed to the functional cusps of the second premolar and first molar.

Results: As the elastic modulus of the framework material increased, higher stress values concentrated within the framework, whereas stress levels in the implant, abutment, and surrounding bone tended to decrease. Accordingly, the zirconia framework group exhibited the highest stress values in the implant and peri-implant tissues, while the Trilor framework group showed the lowest stress levels on both the implant and the bone. The relatively low elastic modulus of Trilor facilitated a more homogeneous distribution of masticatory forces, thereby reducing stress transfer to the implant and bone.

Conclusion: The findings indicate that Trilor may be a biomechanically advantageous framework material—particularly in atrophic maxillae—by minimizing stress levels in the implant and surrounding tissues, thus holding potential to contribute to long-term clinical success.

Keywords: All-on-four, cobalt-chromium, finite element analysis, prosthetic framework, stress distribution, titanium, Trilor, zirconia.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Üst Çene Atrofisi.....	4
2.1.1. Üst çenede atrofiye neden olan faktörler.....	4
2.1.2. Üst çene atrofisinin tedavi yöntemleri	4
2.2. Kemik Dokusu ve Özellikleri.....	14
2.3. İmplant Destekli Protezler	16
2.3.1. SP-3 protezler	17
2.3.2. Hibrit protezler (İmplant destekli tam ark sabit protezler)	18
2.4. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri.....	21
2.4.1. Soy metal alaşımlar.....	22
2.4.2. Soy olmayan metal alaşımları (Krom-kobalt alt yapılar)	23
2.4.3. Titanyum alt yapılar	24
2.4.4. Zirkonya alt yapılar.....	25
2.4.5. Trilor alt yapılar.....	27
2.5. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Dayanaklar	28
2.5.1. Geçici dayanaklar	29
2.5.2. Daimi dayanaklar	29
2.6. Stres Analiz Yöntemleri	36
2.6.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi.....	37
2.6.2. Kırılabilir vernikle kaplama tekniği kullanımı ile stres analizi	37
2.6.3. Gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi.....	37
2.6.4. Radyometri ile stres analizi yöntemi.....	37
2.6.5. Holografik interferometreyle stres analizi.....	37
2.6.6. Termografik kuvvet analiz yöntemi	37
2.6.7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.....	38
2.6.8. Stres Analizinde Kullanılan Biyomekanik Kavramlar.....	43
2.7. Optimizasyon	46
2.7.1. Tasarım (Hacim, Boyut) optimizasyonu	46
2.7.2. Şekil optimizasyonu	46
2.7.3. Topoloji optimizasyonu	47
3. GEREÇ ve YÖNTEM	50
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşamaları.....	50

3.2 İmplant, Altyapı ve Üstyapı Materyallerin Modellemesi.....	51
3.3. Geometrik Modelleme Süreci	54
3.4. Çalışma Modelleri	55
3.5 Materyal Tanımları	57
4. BULGULAR	59
4.1. Altyapılarda Görülen Von Mises Stresleri (σ_M).....	59
4.2. İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Stresleri (σ_M):	64
4.3. Üstyapılar Üzerinde Görülen Von Mises Stresleri (σ_M):.....	69
4.4. Altyapı ve Üstyapının Bileşke Hali Üzerinde Görülen Von Mises Stresleri (σ_M):	72
5. TARTIŞMA	76
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	84
7. KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ	110

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Materyallerin Poisson oranı ile Elastik modülü57

Tablo 3.2. Sayısal Model Bilgileri.....58



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Lekholm & Zarb'ın kemik sınıflandırması (84).....	15
Şekil 2.2. Cawood & Howell'in kemik sınıflandırması (85).....	15
Şekil 2.3. Misch'in kemik sınıflandırması (86).....	16
Şekil 3.1. İmplantın tek bük çizimi ve boyutlandırılması	51
Şekil 3.2. İmplant yerleşim model görüntüsü.....	51
Şekil 3.3. Düz ve 30° açılı multiünit abutment ve vida modelleri	52
Şekil 3.4. Altyapı tasarım ölçümleri.....	53
Şekil 3.5. Üstyapı tasarım ölçümleri	54
Şekil 3.6. Tasarlanan üstyapının mesh görüntüsü.....	55
Şekil 3.7. 150N' lik kuvvet yükleme	55
Şekil 3.8. Üstyapı Tasarım Görseli	56
Şekil 3.9. Altyapı Tasarım Görseli.....	56
Şekil 4.1. Grup 1 Posterior Co-Cr gerilme dağılımı.....	60
Şekil 4.2. Grup 1 Anterior Co-Cr gerilme dağılımı.....	60
Şekil 4.3. Grup 2 Posterior Titanyum gerilme dağılımı	61
Şekil 4.4. Grup 2 Anterior Titanyum gerilme dağılımı	61
Şekil 4.5. Grup 3 Posterior Trilor gerilme dağılımı.....	62
Şekil 4.6. Grup 3 Anterior Trilor gerilme dağılımı.....	62
Şekil 4.7. Grup 4 Posterior Zirkonya gerilme dağılımı	63
Şekil 4.8. Grup 4 Anterior Zirkonya gerilme dağılımı	63
Şekil 4.9. Grup 1 Posterior implanta gelen gerilme dağılımı (Co-Cr)	65
Şekil 4.10. Grup 1 Anterior implanta gelen gerilme dağılımı (Co-Cr).....	65
Şekil 4.11. Grup 2 Posterior implanta gelen gerilme dağılımı (Titanyum)	66
Şekil 4.12. Grup 2 Anterior implanta gelen gerilme dağılımı (Titanyum).....	66
Şekil 4.13. Grup 3 Posterior implanta gelen gerilme dağılımı (Trilor)	67
Şekil 4.14. Grup 3 Anterior implanta gelen gerilme dağılımı (Trilor)	67
Şekil 4.15. Grup 4 Posterior implanta gelen gerilme dağılımı (Zirkonya).....	68
Şekil 4.16. Grup 4 Anterior implanta gelen gerilme dağılımı (Zirkonya).....	68
Şekil 4.17. Co-Cr altyapı üzerine monolitik zirkonya üstyapıdaki gerilme dağılımı.....	69
Şekil 4.18. Titanyum altyapı üzerine monolitik zirkonya üstyapıdaki gerilme dağılımı	70
Şekil 4.19. Trilor altyapı üzerine monolitik zirkonya üstyapıdaki gerilme dağılımı.....	70

Şekil 4.20. Zirkonya altyapı üzerine monolitik zirkonya üstyapıdaki gerilme dağılımı	71
Şekil 4.21. Co-Cr Altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin anterior gerilme dağılımı	72
Şekil 4.22. Co-Cr Altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin posterior gerilme dağılımı	72
Şekil 4.23. Titanyum Altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin anterior gerilme dağılımı	73
Şekil 4.24. Titanyum Altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin posterior gerilme dağılımı	73
Şekil 4.25. Trilor Altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin anterior gerilme dağılımı	74
Şekil 4.26. Trilor Altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin posterior gerilme dağılımı	74
Şekil 4.27. Zirkonya altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin anterior gerilme dağılımı	75
Şekil 4.28. Zirkonya altyapı ve monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinin posterior gerilme dağılımı	75

SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Simgeler

<	küçüktür	3D	Üç boyutlu
>	büyüktür	N	Newton
%	yüzde	Gpa	Gigapaskal
°C	Santigrat derece	Mpa	Megapascal
mm	Milimetre	σ_M	Von Mises Stresleri
cm	Santimetre		

Kısaltmalar

SEA / FEA	Sonlu Elemanlar Analizi
FEM	Sonlu Elemanlar Yöntemi
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
vb.	ve benzeri
ark.	Arkadaşları
DO	Distraksiyon Osteogenezi
YKR	Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu
SP / HP	Sabit Protezler / Hareketli Protezler
A/P mesafesi	Antero-Posterior mesafe
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
PEEK	Polietereterketon
Co-Cr	Kobalt-Krom
Ti	Titanyum
Zr	Zirkonya
Trilor	Fiber ile Güçlendirilmiş Rezin Kompozit
CP Ti	Ticari Saf Titanyum
CT	Bilgisayarlı Tomografi
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
3Y-TZP	%3 İttriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal

1. GİRİŞ

Diş hekimliği, teknolojik yenilikler ve biyomateryal bilimindeki ilerlemelerle birlikte hastaların yaşam kalitesini artırmaya yönelik tedavi yöntemleri geliştirmektedir. Özellikle tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda, geleneksel tedavilerin yetersiz kaldığı durumlarda implant destekli protezler, hem fonksiyonel hem de estetik çözümler sunmaktadır. Bu bağlamda, All-on-Four konsepti gibi yenilikçi tedavi yaklaşımları, sınırlı kemik hacmine sahip hastalarda dahi başarılı sonuçlar elde edilmesine olanak tanımaktadır.^(1,2)

All-on-Four konsepti, tamamen dişsiz hastaların rehabilitasyonunda kullanılan, ön bölgeye dikey, arka bölgeye eğimli dört implant yerleştirilerek sabit bir protez sağlama yöntemidir. Bu konsept, geleneksel yöntemlere kıyasla daha kısa tedavi süresi, daha düşük maliyet ve cerrahi işlem gerekliliğini azaltmasıyla öne çıkmaktadır.⁽³⁾ Atrofik üst çene gibi zorlu vakalarda, All-on-Four konsepti, implant stabilitesini artırmak ve protez başarısını optimize etmek için etkili bir yöntem sunmaktadır.⁽⁴⁾

All-on-Four konseptinde kullanılan sabit protezlerin altyapı materyalleri, hem biyomekanik performans hem de estetik sonuçlar açısından kritik öneme sahiptir. Krom-kobalt ve titanyum, dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleriyle öne çıkarken, zirkonya estetik avantajlarıyla özellikle ön bölgelerde tercih edilmektedir.⁽⁵⁾ Trilor, karbon fiber destekli yapısıyla hafiflik ve esneklik sunmasına rağmen kullanım alanı sınırlıdır ve genellikle belirli klinik endikasyonlarda tercih edilmektedir.⁽⁶⁾

İmplant destekli protezlerde, farklı altyapı materyallerinin ve dayanak sistemlerinin biyomekanik etkilerini anlamak için sonlu elemanlar analizi (SEA) yaygın olarak kullanılmaktadır. SEA, materyallerin ve bağlantı sistemlerinin stres dağılımını ve yük taşıma kapasitelerini simüle ederek protez başarısını optimize etmeye yönelik değerli veriler sunar.⁽⁷⁾

Bu çalışmanın amacı, atrofik üst çenede All-on-Four konseptine dayalı, monolitik zirkonya üstyapılı implant destekli hibrit protezlerde farklı altyapı materyallerinin (Titanyum, Kobalt-Krom, Zirkonya ve Trilor) kuvvet yükleme koşullarındaki gerilme dayanımını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (SESA) ile karşılaştırarak değerlendirmektedir. Tüm gruplarda sınır ve yükleme koşulları aynı tutulacağı varsayılmaktadır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi “Atrofik üst çenede all-on-four konseptine dayalı tasarımlarda kullanılan kobalt-krom, titanyum, trilor ve zirkonya altyapı materyalleri arasında von mises gerilme dağılımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı” yönündedir. Kobalt-Krom, Titanyum, Trilor ve Zirkonya altyapı tasarımları ve üzerine monolitik zirkonya üstyapı kullanılarak oluşturulan implant destekli protezler sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Çalışmamızın akışı ile alakalı şema aşağıda (Şekil 1.1.) belirtilmiştir.





Şekil 1.1. Çalışmanın akış şeması

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Üst Çene Atrofisi

Atrofi terimi sözlükte “yıpranma; bir hücre, doku, organ veya parçanın boyutunda azalma” olarak tanımlanmaktadır.⁽⁸⁾ Wolff Yasası'na göre, “kemik uygulanan kuvvetlere göre yeniden şekillenir” ve osseöz fonksiyon her modifiye edildiğinde, iç mimari ve dış konfigürasyonda kesin bir değişiklik görülür.^(2,9) Üst çene arkında çeşitli sebeplerle görülen uyaran eksikliği yükseklik ve genişlik bakımından alveolar kemikte rezorpsiyonlara neden olur.⁽¹⁰⁾

2.1.1. Üst çenede atrofiye neden olan faktörler

Atrofi oranı farklı bireyler arasında ve hatta aynı bireyde farklı zamanlarda veya çene içinde farklı bölgelerde büyük farklılıklar gösterir.^(11,12) Bununla birlikte, atrofi en çok diş kaybından sonraki ilk yıl boyunca görülür ve yaşam boyu devam eder.⁽¹³⁾ Çenelerin anatomik koşulları, cinsiyet ve yaş gibi sistemik faktörler, hormonal denge, lokal enflamasyonlar ve çiğneme alışkanlıkları diş kaybından sonra rezidüel kret rezorpsiyonunun gelişiminde ortak faktörler olarak rol oynamaktadır.^(14,15)

2.1.2. Üst çene atrofisinin tedavi yöntemleri

Atrofik üst çene rehabilitasyonu için tedavi protokolleri son yıllarda evrim geçirmiş ve zaman içinde çeşitli tedavi seçenekleri geliştirilmiştir. Önceleri, rezidüel kemik yüksekliğinin/genişliğinin üst çenede geleneksel dental implantların yerleştirilmesine izin vermediği durumlarda, kemik greftleme teknikleri altın standart olarak kabul edilirdi.⁽¹⁶⁾ Zaman içinde, tıbbi açıdan risk altında olan veya ek cerrahi prosedürlere girmek istemeyen bireyler için zaman ve maliyet açısından etkin bir tedavi sağlamak amacıyla alternatif tedaviler savunulmuştur.⁽¹⁷⁾ Üst çene rehabilitasyonu için yaygın tedavi seçenekleri, kemiğin niceliksel ve niteliksel özelliklerine ve bu özelliklerle ilgili farklı tekniklere dayanmaktadır.

Standart dental implantlar

Standart uzunluktaki dental implantlar, öncelikle 8 mm'den fazla kemik içi uzunluğa sahip bir dental implant türü olarak tanımlanır. Posterior ve anterior üst çene arasındaki başarı farkı incelendiğinde, anatomik özellikler, çiğneme dinamikleri ve fonksiyonel zorluklar nedeniyle posterior üst çene implant yerleştirilmesi için en sorunlu kısım olarak bilinmektedir. Genel olarak aksiyel ve açılı olmak üzere iki çeşit implant

vardır. Kabul edilebilir başarı oranlarını sağlamak için, bazı araştırmacılar posterior bölgede standart bir implant için minimum kemik yüksekliğinin en az 10 mm yükseklik ve 6 mm genişlikte olması gerektiğini bildirmişlerdir.^(4,18)

Tüberozite implantları

Bu teknikte implant, sinüs invazyonu olmaksızın maksiller sinüsün posteriorunda maksiller tüberozite bölgesinde bir eğim üzerine yerleştirilir. Bu bölgedeki kemik süngerimsi olduğundan ve esas olarak tip III ve IV olduğundan, hemen yükleme önerilmez.⁽¹⁹⁾ Modern yüzey tedavileri bikortikal ankraj ihtiyacını ve tüberozite kırığı riskini azaltmasına rağmen, bazı çalışmalar düşük yoğunluklu kemik için bikortikal fiksasyonun sağlandığını bildirmiştir.^(20,21) Maksiller arter ve dalları, özellikle de büyük palatin arter göz önünde bulundurularak tüberozitenin arka ve medialindeki bölgeye özel dikkat gösterilmelidir.⁽¹⁹⁾

Pterigoid implantlar

Pterigoid implantlar, palatin kemiğin piramidal çıkıntısına ve sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntısına 35° ile 55° arasında bir açıyla sabitlenen 10-20 mm'lik implantlardır.⁽²²⁾ Yoğun kortikal kemiğe yerleştirilen ve %90,7'lik bir başarı oranı ile geleneksel implantlara benzer marjinal kemik kaybı seviyelerine sahip olan pterigoid implantlar, üst çenede yetersiz kemik hacmine sahip hastaların tedavisinde tüberozite implantlarına göre daha öngörülebilir bir alternatif olarak görünmektedir.⁽²³⁾ Komplikasyonlar açısından, peri-cerrahi kanamaların lokal hemostatik yöntemlerle yönetilmesi nispeten kolaydır, ancak pterigoid implantlarda nadir görülen ancak olası bir komplikasyon, pterigomaksiller sütürün 1 cm üzerinden geçen internal maksiller arterin yakınlığı nedeniyle şiddetli kanamadır.⁽²⁴⁾ Ayrıca, posterior bölgede doğru açılma için minimum 35 mm'lik bir ağız açıklığı gerekli görülmüştür.⁽²³⁾

All-on-four tedavi konsepti

Bu tedavi konsepti ilk olarak 1990'larda, anında işlev kazandırmak ve herhangi bir greftleme tekniği veya ek ameliyat ihtiyacını ortadan kaldırmak amacıyla ortaya çıkmıştır. Anteriora yerleştirilen iki aksiyel implant ve distale 30° ile 45° arasında açılı iki posterior implant olmak üzere toplam dört implantın, kemik atrofisi vakalarında bile oklüzal kuvvetlerin eşit dağılımı ve kantilever uzantılarının azaltılması için güvenilir olduğu kanıtlanmıştır.^(25,26) Açılı implantların kullanımı daha fazla uzunluğa izin vererek sınırlı kemik yüksekliğini yönetmenin greftleme olmayan bir yoludur. Anatomik yapılar

ve protetik parametreler için optimum üç boyutlu (3D) implant konumlandırmasını sağlamak amacıyla, açılı implantlar için bilgisayar destekli implant yerleştirme şiddetle tavsiye edilir.⁽³⁾

İlk olarak, all-on-four tedavi konsepti alt çene için geliştirildi ve bu teknik atrofik dişsiz üst çene için de savunuldu. All-on-four tedavi konseptinin, Cawood ve Howell sınıflandırmasına göre tip IV, V ve VI olarak klasifiye edilmiş sırtlar sergileyen hastalarda güvenli ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olduğu görülmüştür.⁽²⁷⁾ Bu tedavi için zorunlu kemik hacmi kaninden kanine 5 mm genişlik ve 10 mm yüksekliktir. Çoğu zor vakada, standart all-on-four ile rehabilitasyon mümkündür ve hibrid all-on-four ve zigomatik implantlar sadece aşırı kemik atrofileri için endikedir.⁽²⁸⁾ Anatomik yapıya bağlı olarak implant eğimi 30 ila 45 derece arasında değişebilir.⁽²⁹⁾ İmplantlar için %99'a varan mükemmel bir kümülatif başarı oranı ve 10 yıllık takip sonrasında %95'lik bir protez başarı oranı bildirilmiştir.^(30,31) Ortalama iki yıllık takip sonrasında sadece az sayıda peri-implantitis gibi biyolojik komplikasyonlar rapor edilmiştir.⁽²⁹⁾ Bununla birlikte, bu teknik büyük ölçüde bir eğitim dönemine ve hem cerrahi hem de restoratif becerilerin kazanılmasına bağlıdır.⁽²⁸⁾

Kantilever varlığı, biyomekanik açıdan protezi zorlayan bir durum olup protezde gerilim oluşumuna yol açar. Kantilever uzunluğunun artması, vida gevşemesi, vida kırığı ve implant çevresinde kemik kaybı gibi komplikasyonlara neden olabilir.⁽³²⁾ Bu tür komplikasyonları en aza indirmek için kantilever uzunluğunun mümkün olduğunca kısa tutulması gereklidir.⁽³³⁾ All-on-four tekniğinde, arkadaki implantların distale doğru eğimlendirilmesiyle kantilever uzunluğu azaltılmaktadır.⁽³⁴⁾ Bu teknikte, en distaldeki implanttan itibaren kantilever uzunluğu genellikle iki diş ile sınırlandırılmıştır.⁽³⁵⁾

All-on-four tekniğinin endikasyonları

1. Hastanın genel sağlık durumu iyi olmalı ve oral hijyen seviyesi yeterli düzeyde olmalıdır.
2. Minimum 10 mm uzunluğunda dört implantın yerleştirilmesi için yeterli miktarda kemik dokusu bulunmalıdır.
3. İmmediat yükleme için implantlarda primer stabilite sağlanmalıdır.
4. Kemik genişliği en az 5 mm, kemik yüksekliği ise üst çene ön bölgede en az 10 mm ve mental foramenler arasında en az 8 mm olmalıdır.

5. İmplant desteği, altyapı ve protetik restorasyon için çeneler arası mesafe en az 20 mm olmalıdır.^(33,34,36)

All-on-four tekniğinin kontrendikasyonları

1. Alveolar kemiğin ince, düzensiz ve yetersiz olması nedeniyle kemik hacminin implant yerleştirilmesi için uygun olmaması.
2. İmplant planlamasını veya yerleştirilmesini engelleyen mevcut dişlerin varlığı.
3. Ağız açıklığının 50 mm'den daha küçük olması, prosedürün gerçekleştirilmesini kısıtlayan anatomik bir faktör olarak değerlendirilir.⁽³⁷⁾

All-on-four tekniğinin avantajları

1. Anatomik yapılardan kaynaklanan sınırlamalar, açılı posterior implantlar sayesinde elimine edilir.
2. Kaliteli kemiğe yerleştirilen uzun implantlar, açılı posterior implantlarla birlikte protez desteğini artırır.
3. Açılı posterior implantlar sayesinde arka bölgedeki kantilever uzunluğu önemli lde kısılır.
4. Özellikle mandibula ve maksilla arka bölgelerinde implant yerleştirilmeden önce kemik grefti ihtiyacı ortadan kalkar.
5. Yüksek başarı oranlarına sahiptir.
6. Biyomekanik olarak avantaj sağlar.
7. Açılı implantların yerleşimi, implantlar arasındaki mesafeyi artırarak oral hijyeni kolaylaştırır.
8. İmmediat yükleme imkanı sunar, böylece hastanın dişsiz kalma süresi minimuma indirilir.
9. Daimi restorasyon seçeneği hareketli veya sabit olarak uygulanabilir.
10. Daha az greft ihtiyacı ve implant sayısının azlığı, yöntemi ekonomik açıdan avantajlı hale getirir.⁽³³⁾

All-on-four tekniğinin dezavantajları

1. Uygulama hassasiyet gerektirdiğinden, cerrahi işlem öncesinde detaylı bir hazırlık ve planlama süreci gereklidir.
2. Kantilever uzunluğu, teknik sınırlamalara bağlı olarak belirli bir seviyenin ötesine geçemez ve bu durum tedavi planlamasında dikkat edilmesi gereken bir faktördür.⁽³⁴⁾

Son zamanlarda, karşılaştırmalı bir çalışmada, all-on-four bir model simüle edilmiş ve von Mises gerilmeleri beş farklı yükleme modunda incelenmiştir.⁽³⁸⁾ Farklı yükler altında simüle edildiğinde, her iki model de benzer stres modellerinin dağılımını sergilemiştir; bu da all-on-four yönteminin atrofik dişsiz sırtlar için protezin genel ömrünü artıran ve stres dağılımını büyük ölçüde en aza indiren terapötik bir seçim olduğunu göstermektedir.

All-on-six tedavi konsepti

Dişsiz üst çenelerde altı implantın, atrofik dişsiz üst çenelerin immedat restorasyonu için kemik greftlerine karşı maliyet ve zaman açısından son derece etkili bir alternatif sağlayabileceği ve hasta morbiditesini azaltabileceği belirtilmiştir.⁽³⁹⁾ Bu tedavi konseptinde iki aksiyel ve dört açılı implanttan yararlanılmaktadır. İki tekniğin (All-on-four ve All-on-six) 5 yıllık klinik ve radyolojik sonuçları karşılaştırıldığında, iki grup arasında teknik ve biyolojik komplikasyonlar ve marjinal kemik kaybı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.⁽²⁷⁾ Altı implantlı tasarımın, all-on-four konseptine kıyasla implantlar, dayanaklar ve kemik destekleri üzerinde daha düşük strese sahip olduğu ve bunun da daha iyi klinik sonuçlarla neticelendiği belirtilmiştir.⁽⁴⁰⁾

Endosseöz İmplantlarla Birlikte Kullanılan Kemik Greftleme Teknikleri

On yıllar boyunca, standart implantların yerleştirilmesinin kontrendike olduğu durumlarda, farklı alveolar kret ogmentasyonu türlerinin kullanılması altın standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmiştir.⁽¹⁶⁾ Kemik ogmentasyonu, daha az atrofik sırtlarda (Cawood ve Howell sınıf IV) eş zamanlı dental implant yerleştirme ile (kısa ve/veya dar ve/veya açılı implantların alternatif olduğu durumlarda) fakültatif bir endikasyon olarak da savunulabilir. Bu, dişsiz bölgelerdeki yeterli kemik hacminin dental implantların uzun vadeli başarı oranını sağladığı gerçeğine dayanmaktadır.⁽⁴¹⁾ Endosseöz implantlardan önce aşamalı yaklaşım veya eş zamanlı olarak çeşitli greftleme teknikleri önerilmiş ve savunulmuştur, böylece kemik hacmini artırmak amaçlanmıştır. Dental implant yerleşimi

için uygun bir temel sağlamanın yanı sıra optimum estetik sonuçlar için yumuşak doku desteği sağlamak hedeflenmiştir.⁽⁴²⁾ Rekonstrükte edilmiş üst çeneye yerleştirilen dental implantların genel sağkalım oranları, doğal kemiğe yerleştirilenlerden önemli ölçüde daha düşüktür; ancak, bazı araştırmacılar ikisini karşılaştırırken önemli bir fark olmadığını bildirmiştir.^(43,44)

Atrofik üst çenelerde kemik ogmentasyonu elde etmek için en popüler cerrahi prosedürler arasında onlay blok greftler, sinüs tabanı elevasyonu, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR), distraksiyon osteogenezi (DO) ve interpozisyon greftleri yer almaktadır. Şiddetli atrofik vakalarda, tekniklerin kombinasyonu uygulanabilir.

Onlay blok greftler

Tarihsel olarak, bu kemik ogmentasyon tekniği 5 mm'den daha az yüksekliğe sahip dikey ve yatay kemik defektleri için (Cawood ve Howell sınıf IV-VI) ve/veya 4 mm'den daha az genişliğe sahip veya yüksek labial hatta sahip estetik bölgelerde 5 mm'den az genişliğe sahip kemikler için uygulanmıştır.^(45,46) Greft materyalleri arasında onlay greftler, özellikle yatay kemik kayıplarında implantasyon için daha elverişli bir ortam sağlar. Çeşitli çalışmalarda bu teknikle yüksek başarı oranları ve kemik kazanımına dair kanıtlar bulunmuştur.^(43,47)

Sinüs tabanı elevasyonu

Bu prosedür sinüs pnömatizasyonunu dengelemek amacıyla önerilmektedir. Teknik yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu ilkelerine dayanır ve Schneiderian membranını doğuştan gelen doğal bir bariyer olarak kabul eder. Bu membranın çoğunlukla kemik materyalleri ile birlikte apikal olarak yükseltilmesi kemik oluşumunu uyarır.⁽²³⁾ Amaç serbest sonlu üst çenelerde direk ya da indirek olarak 5-9 mm dikey kemik yüksekliği sağlamaktır.⁽⁴⁸⁾ Maksiller sinüs ogmentasyonunda trombosit zengin plazma kullanıldığında implant sağkalımı, kemik kazanımı ve kemik yüksekliği açısından daha iyi klinik sonuçlar bildirilmiştir.⁽⁴⁹⁾ Sinüs tabanı elevasyonuna bağlı olarak membran perforasyonu, kanama ve iyatrojenik perforasyon nedeni ile enfeksiyon en sık görülen komplikasyonlardır. Cerrahi sonrası sinüzit nadirdir ve vakaların sadece %1-3'ünde görülebilir. Enfeksiyonun kavernoöz sinüs yoluyla intrakraniyal yapılara yayıldığı nadir ancak hayati vakalar da olmuştur. Ayrıca, kemik oluşumunun uzun iyileşme süreleri bu tekniğin bir diğer önemli eksikliğidir.⁽²³⁾

Kullanılan iki yaklaşımla ilgili olarak, dikkate değer düşük komplikasyon oranı %4,7 ile %95,5 sağkalım oranı lateral pencere yaklaşımı için bildirilmiştir. Benzer şekilde, kalan kemik ve kemik kalitesine dayalı olarak, 5 mm yüksekliğinde bir başlangıç sırtı çoğunlukla eşzamanlı implant yerleştirme için eşik olarak kabul edilmiştir.⁽⁵⁰⁾ Bununla birlikte, 2-4 mm'lik kretlerin bu teknikle eş zamanlı implant yerleştirilmesi için birkaç olumlu sonuç da bildirilmiştir.^(51,52) Bu nedenle, sonuç primer stabiliteye ulaşma olasılığına dayanmaktadır. Klinisyenin iki aşamalı bir prosedürü tercih etmesi durumunda, sinüs elevasyonu prosedürü ile implantasyon arasındaki ortalama süre otogreftler ve kemik ikameleri için 5-6 ay olmuştur.⁽⁵⁰⁾

Minimal kemik yüksekliği ve tatmin edici primer stabilite mevcut olduğunda, indirekt tekniğin (yani transkrestal yaklaşım) kullanılması, lateral pencere tekniğine kıyasla daha güvenilir ve daha az invaziv bir yaklaşım olabilir.⁽¹⁶⁾ Thoma ve arkadaşları tarafından geliştirilen tedavi konseptine göre, indirekt sinüs elevasyonu yaklaşımı, dikey kret boyutları 8 mm'yi aştığında ve standart implantlar tercih edilen seçenek olduğunda uygulanabilir.⁽⁵³⁾ Schneiderian membran perforasyonu ve yetersiz primer stabilite gibi peri-implantasyon komplikasyonları durumunda, cerrahinin iptal edilmesini önlemek için indirekt teknik direkt tekniğe çevrilebilir.⁽⁵⁴⁾

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR)

Bu yaklaşım, hızla çoğalan epitel ve bağ dokusu hücreleri de dahil olmak üzere belirli hücre tiplerini uzak tutmak ve konakçı bölgeden osteojenik hücrelerin büyümesini farklı şekilde teşvik etmek için yatay veya dikey kemik defektleri üzerinde alan koruması için bariyer membranların kullanılmasına dayanır. Bu tekniğin en sık görülen komplikasyonları erken dönem membran açığa çıkması (%38'e kadar) ve rejenere kemik kaybıyla sonuçlanan müteakip enfeksiyon olasılığıdır.^(23,55) Rezorbe olmayan membranlar aracılığıyla YKR, kemik büyütme için sağlam ve öngörülebilir bir prosedür olarak görünmektedir; ancak tekniğe oldukça duyarlıdır ve kesinlikle cerrahin uzmanlığına bağlıdır. Bu konuda kolajen membran gibi rezorbe olan bir elemanın veya politetrafloroetilen titanyumla güçlendirilmiş membran gibi rezorbe olmayan bir membranın kullanılması olmak üzere iki farklı yaklaşım savunulmaktadır. Her iki yaklaşımda da dikey kret augmentasyonu için, membran titanyum ağ veya titanyum osteosentez plağı tarafından yer tutucu olarak desteklenir ve alttaki kemiğin bozulmadan konsolidasyonuna izin verir.⁽⁵⁶⁾ YKR prosedürlerinden sonra erken dönemde veya daha sonrasında membranın açığa çıkması, biyomateryalin kontaminasyonuna ve

enfeksiyonuna yol açarak kemik ogmentasyonunun başarısı üzerinde zararlı bir etki yaratır.

Distraksiyon Osteogenezi (DO)

Çene, yüz bölgesi için ilk olarak 1996 yılında Chin ve Toth tarafından tanıtılan distraksiyon osteogenezi, dikey veya yatay kemik defektlerini yeniden yapılandırmak için kullanılmıştır. Bu teknik, alveolar kretin yeni kemik oluşumu (osteogenez) ve çevredeki yumuşak dokuda önemli bir artış (histogenez) yoluyla büyütülmesine izin verir ve kemik grefti yerleştirilmesine gerek yoktur.⁽⁵⁷⁾ Bu tekniğin birincil endikasyonu, en az 6-7 mm rezidüel kemik yüksekliği ve komşu kemik duvarlardan ölçüldüğünde en az 4 mm dikey defekt ile üç veya daha fazla eksik diş içeren dişsiz bölgelerdir. Orta dereceli atrofilerde önce DO yapıp ardından onley kemik grefti uygulanırken, şiddetli atrofilerde dört aylık bir iyileşme döneminden sonra primer onley kemik greftini DO izleyebilir.⁽¹⁶⁾ Distraksiyon osteogenezi için önerilen sağkalım oranları yukarıda bildirilen diğer ogmentasyon tekniklerine benzer olmasına rağmen kabul edilemeyecek kadar yüksek komplikasyon oranları bildirilmiştir ve çok tercih edilen bir yöntem değildir.^(23,58)

İnterpozisyonel Greftler

1987 yılında Keller ve arkadaşları tarafından tanıtılan bu teknik, ciddi derecede atrofik üst çenelerde implantasyon için gereken büyük miktarlarda kemiği sağlayabilir ve hem nazal hem de sinüs tabanları ile üst çene arasında sabitlenen greft ile üst çeneyi hem öne hem de aşağı doğru yeniden konumlandırarak ideal çeneler arası ilişkiyi yeniden kurabilir.⁽⁵⁹⁾ İki aşamalı implant yerleştirme protokolü bu teknikte tercih edilmiştir. Orijinal teknikte, osteotomi hatları sinüsün içinden geçip büyük miktarda kemiğe ihtiyaç duyulması nedeniyle sinüs membranı boyunca devam eder ve iliyak krest kemiği esas olarak donör bölge olarak kullanılır.⁽⁶⁰⁾ Bununla birlikte, Terheyden tarafından önerilen yeni bir modifikasyonda, nazal ve sinüs tabanı membran elevasyonu aşağı kırıktan önce gelir ve sinüs tabanı implantını iyileşme için daha uygun bir konumda bırakır. Bu, iliyak greftler yerine partiküllü greftler ve/veya kemik ikameleri ile doldurulabilecek her taraftan kapalı bir alıcı bölge oluşturur.⁽⁶¹⁾ Dişsiz üst çenelerde interpozisyonel greftleme sonrası implantasyon için %89,6'lık sağkalım oranı bildirilmiştir.⁽⁶²⁾ Ancak yeni modifikasyonların ardından daha yüksek sağkalım oranları (10 yıllık sağkalım %95,1) bildirilmiştir. Ayrıca, bu teknikle anterior maksillada dikey kemik ogmentasyonu, palatal yumuşak dokuların sertliği nedeniyle 2-4 mm yükseklik kazancı ile sınırlıdır.⁽⁵⁹⁾ Bununla

beraber mevcut klinik veriler, bu tekniğin tedavi için güvenilir bir seçenek olduğunu ve bildirilen komplikasyonların çoğunlukla geçici olduğunu ve sonraki implant yerleştirme için uygun koşullar sağladığını göstermiştir.⁽⁶³⁾

Subperiosteal implantlar

İlk olarak Dahl ve arkadaşları tarafından tanıtılan subperiosteal implantlar, en başarılı sonuçlar alt çenede elde edilmesine rağmen her iki çenede de oral rehabilitasyon için tasarlanmıştır.⁽¹⁷⁾ Üst çenede subperiosteal implantlar için bilinen komplikasyonlar kemik rezorpsiyonu, implantın fibröz enkapsülasyonu, sinüs perforasyonu ve sinüzittir.^(64,65)

Kısa implantlar

Kısa implantlar (5 mm ila 10 mm uzunluğunda) atrofik maksillada kullanılır çünkü karmaşık kemik greftleme prosedürlerine ihtiyaç duymazlar ve normal implantlarla greftleme tekniklerine benzer sağkalım oranları sunarlar. Bu tedavi, rezidüel kemik yüksekliği 6 mm'den fazla olduğunda ve en az 5 mm çapında bir implant yerleştirmek için yeterli genişlik olduğunda önerilir.⁽⁶⁶⁾ Benzer şekilde, kısa implantlar, normal implantlarla sinüs elevasyonu/kemik ogmentasyonu prosedürlerine kıyasla daha uygun bir protez tasarımı ve daha düşük komplikasyon oranı ile kullanılabilir.⁽⁶⁷⁾ Sinüs tabanı yükseltme teknikleri ile 5-6 mm'den kısa implantların kullanılması sağ kalım oranlarını önemli ölçüde azaltmıştır; bu nedenle, kısa implantların kullanılması genellikle yeterli genişliğe sahip 6 mm'den fazla rezidüel alveolar yükseklik olduğunda bildirilmiştir.⁽⁶⁸⁾ Kemik kalitesi düşük olan ve kortikal kemik tutulumunu sağlamada başarısız olabilen üst çene posterior bölgedeki kısa implantların başarısızlık oranının anterior bölgeye göre yüksek olduğu unutulmamalıdır. Yüzey işlemlili kısa implantlar bu zorluğun üstesinden gelmek için tanıtılmıştır.⁽⁶⁹⁾

Zigomatik implantlar

Tedavi sonuçları, sağkalım oranları ve komplikasyonlar zigomatik implantlarla yapılan oral rehabilitasyonun ardından elde edilen sonuçlar çeşitli sistematik incelemelerde rapor edilmiştir. Ayrıca, kısa vadeli ve uzun vadeli karşılaştırmalı olmayan makaleleri içeren meta-analizler, zigoma kemiğinin bir ankraj olarak kullanılmasının, özellikle kemik greftleri alınamayan hastalarda ve yetersiz primer stabilite ve/veya implant yerleştirme veya kullanımının ancak birkaç ay gecikmeden sonra gerçekleştirilebildiği durumlarda, düşük kemik kalitesinde bile ciddi atrofik maksillada

önemli kemik augmentasyon prosedürlerine umut verici bir alternatif olduğunu göstermiştir. Atrofik maksillalarda zigomatik implantlar için %95,2 ile %100 arasında değişen bir sağ kalım oranı bildirilmiştir , ancak bu sayı rezeke edilmiş üst çeneleri olan hastalar için daha düşüktür.⁽⁷⁰⁻⁷³⁾ Bu implantlar yeterli primer stabilite sağlayan yetersiz krestal kemiğe sahip atrofik çenelerde bile zigoma kemiği içinde minimum 8-10 mm kemik implant temasına sahip olmalıdır.⁽⁷⁴⁾ Bu tedavi seçeneği komplikasyonlardan yoksun değildir, ancak zigomatik implantların çoğunun yönetimi kolaydır ve nadiren ciddi komplikasyonlara neden olurlar.⁽⁷²⁾ Zigomatik implantların yerleştirilmesiyle ilişkili nispeten nadir (%15) ancak önemli bir sorun sinüzittir; ancak sinüs girişinden veya membran perforasyonundan kaçınmak gibi başlangıçtaki modifikasyonlar sinüzit oranını ve muhtemelen zigomatik implantların çıkarılmasını gerektiren daha fazla oroantral fistül oluşumunu önemli ölçüde azaltmıştır. Ayrıca, herhangi bir sinüs semptomu bu implantların yerleştirilmeden önce tedavi edilmelidir. Zamanla, zigomatik implantların modifikasyonları daha çok sinüs invazyonundan kaçınarak eksternalize bir pozisyon bulma üzerine ortaya çıkmış ve son olarak daha uygun protetik rehabilitasyonlar sağlayan ekstra maksiller bir protokol savunulmuştur.^(75,76) Zigomatik implantların yerleştirilmesi konusunda, cerrahın klinik uzmanlığı başarı ve komplikasyonların en aza indirilmesi için kritik öneme sahiptir.

Genel olarak, kombine seçenek (standart implantlarla birlikte iki zigomatik implant) daha düşük maliyet ve cerrahi yerleştirme sırasında orbital penetrasyon gibi ciddi komplikasyon riskinin daha düşük olması nedeniyle tercih edilmiştir.⁽⁷⁷⁾ Posterior zigoma implantı ile birlikte tercih edilen anterior implantlar, minimum 10 mm uzunluğa sahip standart uzunluktaki implantlardır. Kalan anterior kemik standart uzunluktaki implantların yerleştirilmesini engelliyorsa, “Quad Zygoma” olarak adlandırılan protetik rehabilitasyon için dört adet zigomatik implantın uygun ön ve arka açılanmayla her iki zigomatik kemiğin içerisine yerleştirildiği teknik uygulanır.⁽⁷⁸⁾ Zigomatik implantların tedavi seçenekleri, başarı oranları ve uygulama protokolleri detaylı bir şekilde ele alındıktan sonra, bu implantların yerleştirildiği ortam olan kemik dokusunun özelliklerinin ve yapısal gerekliliklerinin incelenmesi önem taşımaktadır.

2.2. Kemik Dokusu ve Özellikleri

Kemik doku, osteoprogenitör, osteoklast, osteoblast ve osteosit gibi hücrelerin yanı sıra magnezyum, kalsiyum ve fosfor gibi mineralleri bünyesinde barındırır. Ayrıca, kemik dokuda kollajen lifler de yer alır.⁽⁷⁹⁾

Kemik dokusu, kortikal (kompakt) ve trabeküler (süngerimsi) olmak üzere iki farklı yoğunlukta sınıflandırılmaktadır. Kortikal kemikte havers kanalları bulunur ve bu kanalların çevresinde lameller, hücreler ve matriks yer alır. Trabeküler kemik ise düzensiz yapıdaki kemik trabeküllerinden oluşur. Trabeküller arasındaki boşluklar, kemik iliği ile doludur. Sert yapıya sahip kortikal kemik genellikle dış kısımda, daha gözenekli ve süngerimsi özellikteki trabeküler kemik ise iç kısımda konumlanır.^(80,81)

Alveolar kemik, hem kortikal hem de trabeküler kemikten oluşmakla birlikte bazal kemiği de içerir. Dişleri destekleyen bir kemik türü olarak, çiğneme fonksiyonundan doğrudan etkilenir ve bu fonksiyona katkıda bulunur. Çiğneme kuvvetinin etkisiyle alveolar kemikte yeniden yapılanma (remodeling) gerçekleşir. Ancak, çiğneme fonksiyonunun yerine getirilemediği durumlarda (örneğin diş kaybı veya eklem problemleri), kemik rezorpsiyonu ortaya çıkabilir.⁽⁸²⁾

Mevcut kemik kalitesi ve miktarını değerlendirmek amacıyla çeşitli sınıflama sistemleri geliştirilmiştir. Bunlar arasında en yaygın kullanılanlar Misch (1999) ile Lekholm ve Zarb (1985) tarafından yapılan sınıflamalardır.

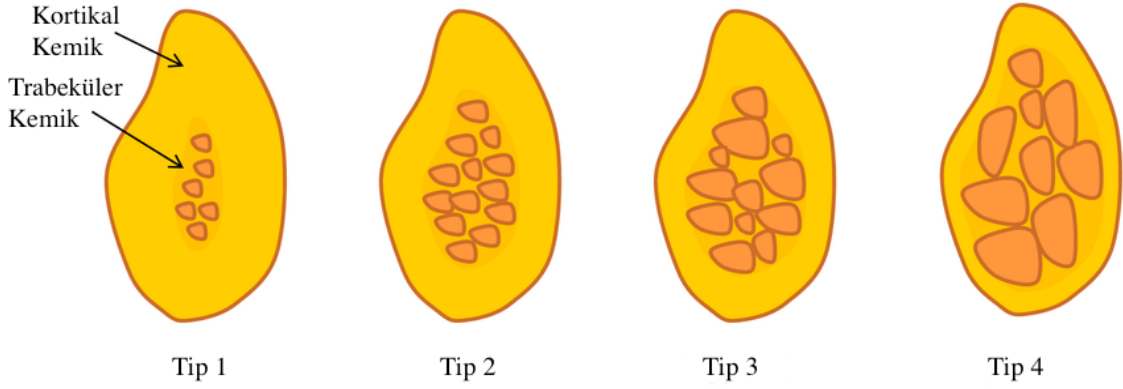
Linkow ve Chercheve'nin 1970 yılında geliştirdiği kemik sınıflaması şu şekilde tanımlanmıştır:⁽⁸³⁾

- **Sınıf 1:** En ideal kemik tipidir; küçük kansellöz yapılar ve düzenli trabeküler boşluklar içerir.
- **Sınıf 2:** Daha büyük kansellöz boşluklara ve düzensiz bir kemik paternine sahiptir.
- **Sınıf 3:** Daha geniş kansellöz boşluklara ve düzensiz trabeküler yapıya sahip kemiktir.

Lekholm ve Zarb'ın 1985 yılında geliştirdiği kemik sınıflaması (Şekil 2.1.)'de gösterilmektedir ve şu şekilde tanımlanmıştır:⁽⁸⁴⁾

- **Tip 1:** Homojen kortikal kemikten oluşur.
- **Tip 2:** Kalın bir kortikal tabaka içinde yoğun spongios kemik bulunur.

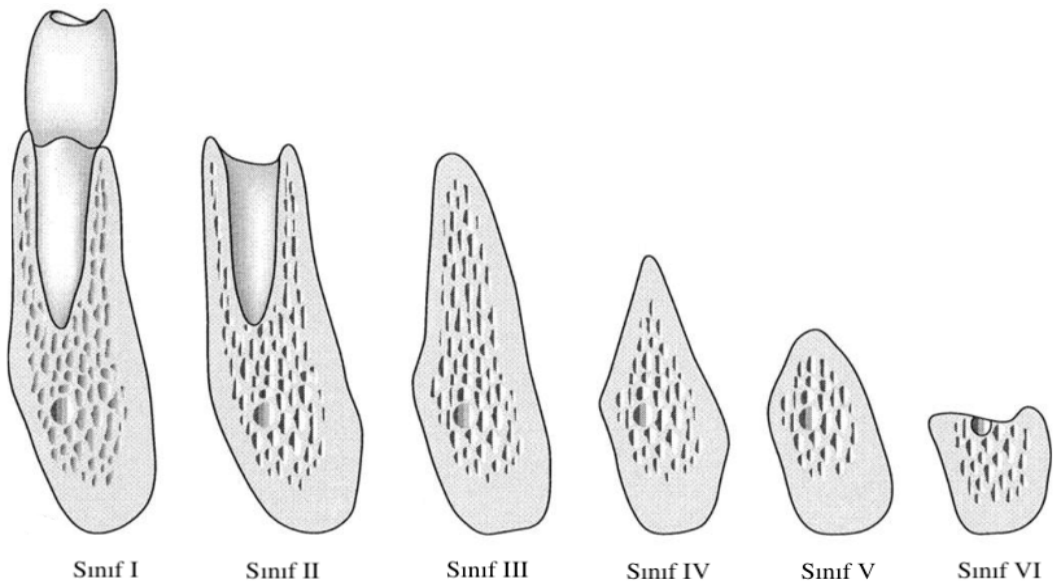
- **Tip 3:** İnce kortikal tabaka içinde yoğun spongiöz kemik yer alır.
- **Tip 4:** İnce kortikal tabaka içinde düşük yoğunluklu spongiöz kemikten oluşur.



Şekil 2.1. Lekholm & Zarb'ın kemik sınıflandırması⁽⁸⁴⁾

Cawood ve Howell'in 1988 yılında geliştirdiği kemik sınıflaması (Şekil 2.2.) şu şekilde tanımlanmıştır:⁽⁸⁵⁾

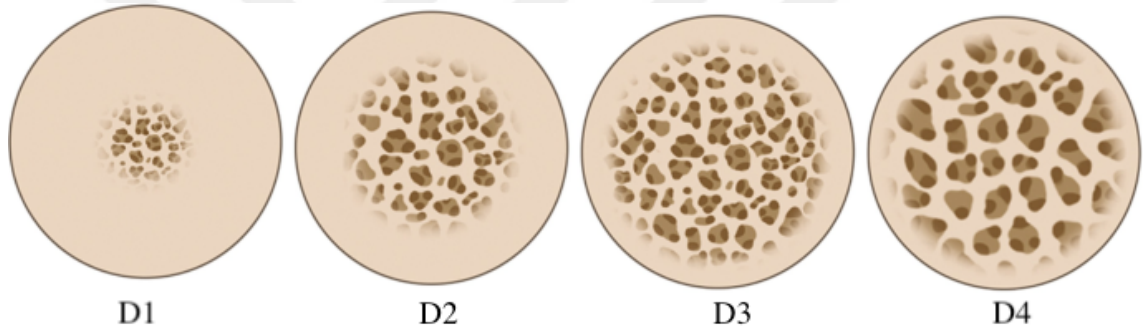
- **Sınıf I:** Dişli alveolar kemik.
- **Sınıf II:** Yeni iyileşmiş dişsiz krestal kemik.
- **Sınıf III:** Yuvarlak şekilli, yükseklik ve genişliği yeterli krestal kemik.
- **Sınıf IV:** Yüksekliği iyi, ancak genişliği yetersiz krestal kemik.
- **Sınıf V:** Düzleşmiş, yükseklik ve genişliği yetersiz krestal kemik.
- **Sınıf VI:** Bazal kemiğin eksik olduğu ve negatif formda krestal kemik.



Şekil 2.2. Cawood & Howell'in kemik sınıflandırması⁽⁸⁵⁾

Misch'in 1999 yılında geliştirdiği kemik sınıflaması (Şekil 2.3.) şu şekilde tanımlanmıştır:⁽⁸⁶⁾

- **D1:** Yoğun kortikal kemik; alt çenenin anterior bölgesinde yaygındır.
- **D2:** Kalın kortikal tabaka içinde yoğun spongiöz kemik; genellikle alt çenenin anterior ve posterior bölgelerinde, nadiren üst çene posterior bölgede görülür.
- **D3:** İnce ve gözenekli kortikal kemik tabakası içinde ince spongiöz kemik; üst çenenin anterior ve özellikle posterior bölgelerinde, alt çenenin posterior bölgelerinde bulunur.
- **D4:** Kortikal kemiğin neredeyse hiç bulunmadığı, hacmin büyük ölçüde ince spongiöz kemikten oluştuğu bir yapı.
- **D5:** Olgunlaşmamış, mineralize olmamış yumuşak kemik tipidir.



Şekil 2.3. Misch'in kemik sınıflandırması⁽⁸⁶⁾

2.3. İmplant Destekli Protezler

Tam dişsiz hastaların tedavisinde kullanılan geleneksel diş hekimliği yöntemleri, çoğu durumda yetersiz kalmaktadır. Bu bağlamda, ek cerrahi prosedürler ve implant uygulamaları, mevcut dişsizlik durumunu iyileştirerek farklı protetik tedavi seçeneklerinin uygulanabilirliğini artırmayı amaçlamaktadır. Özellikle implant destekli protezler, dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda etkili ve başarılı bir tedavi yaklaşımı olarak öne çıkmaktadır. Ancak, çeneler arası ilişki, kemik hacmi, ağız hijyeni, yumuşak doku durumu, interforaminal bölge ve hasta tercihleri gibi faktörler, protezin sabit ya da hareketli olması konusunda belirleyici parametreler arasında yer almaktadır.^(1,87)

İmplant destekli protezler, 2014 yılında Misch tarafından, doku kaybı dikkate alınarak implant destekli sabit protezler (SP) ve hareketli protezler (HP) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır.⁽⁸⁸⁾ Sabit protezler üç alt kategoriye ayrılmaktadır:

- **SP-1:** Doku kaybının az olduğu durumlarda yalnızca eksik kuron kısmını tamamlayan, orijinal diş görüntü olarak oldukça benzeyen implant destekli sabit protezlerdir.
- **SP-2:** Doku kaybının nispeten daha fazla olduğu, kuronla birlikte kökün bir kısmını da kapsayan implant destekli sabit protezlerdir.
- **SP-3:** Eksik kuron, diş eti ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden implant destekli sabit protezlerdir. Bu protezlerde genellikle akrilik diş ve diş eti kullanılır, ancak metal destekli porselen de tercih edilebilir.

Hareketli protezler ise iki alt kategoriye ayrılmaktadır:

- **HP-4:** Tüm desteği yalnızca implantlardan sağlayan hareketli protezlerdir.
- **HP-5:** Hem yumuşak dokudan hem de implantlardan destek alan hareketli protezlerdir.

İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

1. Mevcut kemik dokusunun korunmasına katkı sağlar.
2. Protezlerin tutuculuk ve stabilitesinde belirgin bir artış sağlanır.
3. Oklüzal dikey boyutun korunmasına olanak tanır.
4. Hem hareketli hem de sabit protetik tedavi seçenekleri sunar.
5. Protezlerin kullanım ömürleri artar.
6. Daha kalıcı ve uzun vadeli bir tedavi alternatifi sunar.
7. Çiğneme fonksiyonu ve fonasyon performansında iyileşme sağlanır.
8. Protezlerin hacmi ve kullanılabilirliği optimize edilir.
9. Hastaların psikolojik sağlığını olumlu yönde etkiler.⁽⁸⁶⁾

2.3.1. SP-3 protezler

SP-3 protez tipi, doku kaybının fazla olduğu durumlarda eksik dişlerin yanı sıra bir miktar yumuşak doku kaybının da restore edilmesini sağlar. İmplant cerrahisi sırasında gerçekleştirilen kemik redüksiyonu veya zamanla oluşan doğal kemik rezorpsiyonu nedeniyle meydana gelen kemik kaybı durumlarında, daha doğal bir sabit protez görünümünü elde etmek amacıyla gingiva görünümünü taklit eden kompozit, akrilik rezin veya porselen materyaller kullanılmaktadır.⁽⁸⁹⁾

Bu protez tipinde, metal destekli seramik ya da metal altyapı üzerine akrilik veya hibrit protezler tercih edilebilmektedir. Hibrit protezlerde altyapı materyali olarak genellikle krom-kobalt, PEEK (Polietereterketon), titanyum veya zirkonya kullanılmaktadır. Üst yapı materyalleri ise zirkonya veya seramik gibi materyallerden oluşarak hibrit restorasyonlar oluşturulabilir.⁽⁹⁰⁾

Eğer kemik miktarı yeterliyse, alt ve üst çene arasındaki ilişki göz önüne alınarak geleneksel metal destekli seramik üst yapılar tercih edilebilir. Ancak sert veya yumuşak doku kaybının bulunduğu durumlarda hibrit protezlerin kullanımı önerilmektedir.⁽⁹¹⁾

2.3.2. Hibrit protezler (İmplant destekli tam ark sabit protezler)

Hibrit protezler, hareketli protezlerin stabil olmaması nedeniyle oluşan doku iritasyonları gibi problemlerin önlenmesi amacıyla tasarlanmış implant destekli vida tutuculu tam ark sabit protezlerdir. Bu protezler, genellikle metal ve akrilik rezin kombinasyonundan oluşmaktadır. Branemark protokolüne uygun olarak, bu tür protezlerin uygulanmasında 4 ila 6 implant yerleştirilmesi önerilmektedir.⁵⁶ Hibrit protezlerin altyapı ve üst yapı materyallerinin seçimi, üretimi ve tasarımında, gelişen teknolojilerle birlikte çeşitli alternatifler ortaya çıkmıştır.⁽⁸⁹⁾

Bu protez tipi, implant destekli hareketli protezlerin bazı avantajlarını barındıran ve minimum dört implant üzerine uygulanan protetik restorasyonlar olarak tanımlanabilir. Alveolar kret üzerinde kemik kaybının meydana geldiği malignite rezeksiyonları gibi durumlarda, ileri düzeyde kemik kaybı bulunan hastalarda, düzensiz kret rezorpsiyonu vakalarında, estetik kaygılarla yanak ve dudak desteğine ihtiyaç duyulan durumlarda ve maksillofasiyal protez uygulamalarında kullanılmaktadır.^(92,93) Hibrit protez kararı verilirken belirli koşullar göz önünde bulundurulmalıdır:

- **Kretler arası mesafe:** Hibrit protez seçiminde en önemli faktörlerden biri çeneler arası mesafedir. Alveolar kemik ile oklüzal düzlem arasındaki mesafenin 15 mm'den fazla olduğu durumlarda hibrit protez tercih edilir.⁽⁹⁰⁾ Bu karar sürecinde yüksek gülme hattı, düşük alt dudak çizgisi ve hastanın ileri düzeyde estetik beklentileri gibi faktörler de dikkate alınmalıdır.⁽¹⁾
- **Çeneler arası iskeletsel ilişki:** Dişlerin tamamen kaybı sonrasında kemik rezorpsiyonu ilerler, kemik hacmi azalır ve alveolar sırtın incilmesi gibi değişiklikler ortaya çıkar. Bu durum, ideal olmayan çeneler arası ilişkilerin oluşmasına neden olabilir.⁽⁹⁴⁾ Üst çenenin atrofik olduğu sınıf 3 iskeletsel ilişki

varlığında veya doku desteğinin artırılması gerektiği durumlarda SP-1 ve SP-2 protezler uygun değildir.⁽⁹⁵⁾ Sabit bir tedavi isteyen hastalarda bu tür durumlarda hibrit protez endikasyonu değerlendirilir.

- **Anatomik etkenler:** Atrofik çeneler gibi anatomik engellerin bulunduğu durumlarda hibrit protezler tercih edilebilir. Düşük kemik yoğunluğuna sahip maksiller sinüs, mental foramen, mandibular kanal ve nazal boşluk gibi yapılar, implant yerleştirmek için uygun bölgeler değildir. Bu yapılardan kaçınmak için implant yerleşimi sırasında meziodistal sınırlar içinde kalmak ya da kantilever kullanımına başvurmak gerekebilir.⁽⁹⁶⁾

İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezlerin Avantajları

1. Eksik diş, kemik ve yumuşak dokuların yerini alarak ideal bir oklüzal dikey boyut ve yüz yüksekliği sağlar.
2. Restorasyonun vidalı yapısı, artık siman birikimi riskini ortadan kaldırır.
3. Protezin retansiyonu oldukça yüksektir.
4. Hekim tarafından gerektiğinde kolayca çıkarılabilir.

İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezlerin Dezavantajları

1. Kullanılan dişlerin akrilik olması durumunda aşınma, kırılma veya protezden ayrılma gibi problemler görülebilir.
2. Altyapıda kırılma riski mevcuttur.
3. Vidalarda gevşeme veya kırılma oluşabilir.
4. Üst yapının porselen olması durumunda "chipping" (çatlama veya kırılma) riski ortaya çıkabilir.
5. Diş etinin proteze bakan yüzeyi, yetersiz oral hijyen veya temizleme sorunları nedeniyle iltihaplanabilir.
6. Kenarları hareketli protezlere kıyasla daha kısa olduğundan, konuşma sırasında hava kaçıışı meydana gelebilir ve fonetik problemler oluşabilir.^(97,98)

İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Tasarımı

İmplant destekli protezlerde özellikle altyapı tasarımları, uzun dönem klinik başarının sağlanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Bu bağlamda, çeşitli altyapı

tasarım ve üretim yöntemleri geliştirilmiş ve bu tasarımlar, ampirik deneyimlerle daha da olgunlaştırılarak optimize edilmiştir.⁽⁹⁹⁾

İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan altyapı materyalinin rijit olması, protezin uzun dönem başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Gelen kuvvetler, özellikle distal implantlara ve kantilever bölgesine odaklanarak altyapıda stres birikimine yol açabilir. Hatalı tasarlanmış bir altyapı dizaynı, protezin uzun dönem dayanıklılığını tehlikeye atabilir. Stres odaklarının, kuvvetin yönü ve doğrultusuna bağlı olarak uygulanan kuvvetten çok daha yüksek değerlere ulaşabileceği bilinmektedir. Altyapıda meydana gelen metal yorgunluğu, deformasyona ve nihayetinde altyapının kırılmasına neden olabilir, ki bu durum istenmeyen sonuçların başında gelmektedir.⁽¹⁰⁰⁾

İmplant destekli sabit protezlerde kantilever kullanılabilmesi için ideal fonksiyonel dengelerin sağlanması gerekmektedir. Kullanılan materyalin elastisite modülü, uygulanan kuvvetin niteliği ve niceliği, deformasyon üzerinde doğrudan etkili faktörlerdir. Uygun şartlar sağlandığında mekanik komplikasyon riski önemli ölçüde azalır. Ayrıca, distal kantileverde meydana gelen deformasyon miktarı, kantileverin uzunluğu ile doğru orantılı, genişliği ve yüksekliği ile ters orantılı olarak değişmektedir.⁽⁸⁴⁾

En distaldeki iki implant arasından geçen hayali bir çizgi ile bu çizgiye en uzak konumdaki ön implant arasındaki mesafe, A/P mesafesi olarak tanımlanmaktadır. A/P mesafesi ve kantilever uzunluğu, kuvvet dağılımında kritik bir rol oynar ve birbirleriyle doğrudan ilişkilidir. Uygun kemik varlığı durumunda, önerilen kantilever uzunluğu, A/P mesafesinin 1,5 katı olarak belirlenmiştir.⁽¹⁰¹⁾

İmplant destekli protezlerin altyapıları genellikle geleneksel kayıp mum tekniği ve metal alaşımların döküm yöntemi kullanılarak üretilmektedir. Döküm sürecinde meydana gelen hatalar, lehimleme yöntemleriyle düzeltilmektedir. Ancak, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen altyapılar, döküm yöntemine kıyasla daha yüksek uyumluluk sağlamaktadır.^(102,103)

İmplant destekli hibrit protezlerde dikkate alınması gereken önemli bir diğer faktör, pasif altyapı uyumunun sağlanmasıdır. Pasif uyumun yeterli olmadığı durumlarda, protez ağza yerleştirildiğinde vida gevşemesi, kemik kaybı, implant ya da dayanak kırığı gibi biyomekanik komplikasyonlar ortaya çıkabilir.⁽¹⁾

Tasarlanan altyapılar, fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere dayanıklılık gösterecek şekilde yeterli kalınlıkta olmalıdır. Altyapının boyutları; kullanılan materyal, implant sayısı, üretim yöntemi, implant çevresindeki kemik kalitesi ve oklüzyon gibi faktörlere bağlıdır. Ayrıca, altyapının belirlenmiş diş konumlarına uygun olması ve üst yapı için yeterli boşluk (1,5-2 mm) sağlaması gerekmektedir. Üst yapı olarak akrilik rezin tercih edildiğinde, metal bitim yerlerinin birleşim noktalarında undercut bölgelerinin bulunması önemlidir.⁽⁹⁹⁾

Bar tasarımı

Geleneksel implant üstü tam ark sabit hibrit protezlerde kullanılan altyapılar, genellikle bar tasarımı temel alınarak oluşturulmuştur ve uzun yıllar boyunca metal bir bar altyapı üzerine akrilik rezin üst yapı şeklinde uygulanmıştır. Bar altyapılar, proksimal kesit alanlarına göre L, U, I ve eliptik şekillerde tasarlanabilmektedir. Kütle ve ağırlık artışı en az olan I bar, kantileverleri güçlendirmek ve altyapıya dayanıklılık sağlamak amacıyla önerilmektedir. I bar tasarımı, diğer tasarımlara kıyasla daha az strese ve eğilme miktarına sahiptir. Buna karşın, eliptik altyapılar daha fazla eğilme miktarına neden olurken, L bar tasarımında en yüksek stres değerleri gözlemlenmektedir.⁽⁹⁹⁾ Altyapının üretim ve onarım maliyetinin düşük olması, bu seçeneğin yaygın olarak tercih edilmesinin başlıca nedenlerindedir. Akrilik rezinin retansiyonunun sağlanabilmesi için alveolar kret ile oklüzal düzlem arasındaki mesafenin en az 12-15 mm olması gereklidir. Daha kısa mesafelerde akrilik materyalinde kırılmalar meydana gelebilir. Ayrıca, akrilik dişler porselen dişlere kıyasla daha fazla aşınmaya eğilimlidir, bu da fonksiyon, fonasyon ve estetik üzerinde olumsuz etkilere yol açabilir.⁽¹⁰⁴⁾

Bar tasarımı kullanılan altyapılarda retansiyon, tırnakbaşı tutucular, tutucu halkalar veya düzensiz şekilde yerleştirilmiş undercut alanları aracılığıyla sağlanmaktadır. Akrilik kaide için tasarlanan altyapıda yer alan retansiyon elemanlarının, altyapının ayrılmaz bir parçası olması gerekmektedir. Birlikte, diş yerleşimini zorlaştırmayacak şekilde tasarlanması önemlidir.⁽⁹⁹⁾

2.4. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

Tarihsel süreçte, implant destekli hibrit protezlerde altyapı materyali olarak farklı materyaller tercih edilmiştir. En yaygın kullanılan materyaller arasında, iki ya da daha fazla metalin birleştirilmesiyle oluşan metal alaşımları yer almaktadır ve bu alaşımlar, platin ve altın gibi maliyeti yüksek metallere kıyasla daha sık tercih edilmektedir.^(105,106)

Yüksek maliyetleri nedeniyle kıymetli metallere alternatif olarak, titanyumun soy olmayan metallere oluşturduğu alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır.⁽¹⁰⁷⁾ Günümüzde altyapı materyali olarak zirkonya ve PEEK (Polietereeterketon) de tercih edilmektedir.^(108,109)

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan metal alaşımlar, şu şekilde sınıflandırılmıştır.⁽¹¹⁰⁾

- **Soy Metal Alaşımlar**

Altın oranı yüksek alaşımlar

Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd)

Altın-Platin-Tantalyum (Au-Pt-Ta)

Altın oranı düşük alaşımlar

Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag)

Altın içermeyen alaşımlar

Paladyum-Gümüş (Pd-Ag)

- **Soy Olmayan Metal Alaşımlar**

Nikel-Krom Alaşımları (Ni-Cr)

Kobalt-Krom Alaşımları (Co-Cr)

- **Titanyum Alaşımları**

Titanyum Oksit Alaşımlar

2.4.1. Soy metal alaşımlar

Bu alaşım türleri, oksidasyona ve asidik ortam korozyonuna dayanıklıdır. Dental alaşımlarda yaygın olarak kullanılan dört soy metal; altın, paladyum, gümüş ve platindir.⁽⁹⁹⁾

Altın alaşımları

Diş hekimliğinde genellikle tip 3 ve tip 4 altın alaşımları tercih edilmektedir. Bu alaşımlar, ISO standardizasyonuna göre sınıflandırılmaktadır.

Tip 3 altın alaşımları: Yüksek dayanıklılık gösterir ve onley, ince koping, pontik ve kron uygulamalarında kullanılabilir.

Tip 4 altın alaşımları: Ekstra yüksek dayanıklılık sunar ve bar, kroşe ile iskelet yapılarında tercih edilir.⁽¹⁰⁶⁾

Paladyum-gümüş alaşımları

Dayanıklılık açısından tip 3 altın alaşımlarına benzer özellikler gösteren bu alaşımlar, düşük maliyetleri nedeniyle tercih edilmektedir. Yaklaşık %50-60 oranında paladyum içeren bu alaşımlar, kararma ve korozyona karşı yüksek direnç sunar. Alaşımdaki gümüş oranı arttıkça dökülebilirlik özelliği artarken, sertlik ve kararmaya karşı direnç azalır. Ancak, üzerine porselen uygulandığında renginin yeşile dönme eğilimi göstermesi nedeniyle hibrit protez altyapılarında kullanılmak için uygun bir seçenek olarak değerlendirilmez.⁽⁹⁹⁾

2.4.2. Soy olmayan metal alaşımları (Krom-kobalt alt yapılar)

Diş hekimliğinde, altyapı materyali olarak kullanılan soy olmayan metal alaşımlar, yüksek dayanıklılık ve uygun maliyetleri nedeniyle tercih edilmektedir. Bu alaşımlar arasında en yaygın kullanılanlar nikel-krom (Ni-Cr) ve kobalt-krom (Co-Cr) alaşımlarıdır. Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları, diş hekimliğinde dayanıklılık, korozyon direnci ve uygun maliyetleri nedeniyle yaygın olarak kullanılan soy olmayan metal alaşımlar arasında yer almaktadır.⁽¹¹¹⁾

Diş hekimliğinde krom-kobalt alaşımları 1929'dan beri kullanılmaktadır. Sert metaller krom ve kobalt baskın olsa da, arzu edilen özellikleri elde etmek için alaşıma başka birçok element eklenir. Yaygın bir kobalt-krom alaşımı olan Wirobond® C (BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co, Bremen, Almanya), üreticiye göre aşağıdaki kimyasal bileşime sahiptir: Co 63.3, Cr 24.8, W 5.3, Mo 5.1, Si<1, Fe<1, Ce<1, C <0.02 (yüzde olarak ağırlık).⁽¹¹²⁻¹¹⁵⁾ Buna göre yoğunluk [g/cm³], elastisite modülü [GPa], çekme mukavemeti [MPa] ve Vickers sertliği değerleri sırasıyla 8.5, 210, 720 ve 310'dur.^(106,112) Pasifleştirici bir etki yaratan yüzeydeki krom bazlı oksitlerin yapışkan (adherent) tabakası nedeniyle korozyon direnci mükemmel olarak kabul edilir.^(116,117) Minör elementler genellikle dökülebilirliği, kullanımı ve mekanik özellikleri iyileştirmek için eklenir. Örneğin, karbon sünmeyi, sertliği ve mukavemeti etkiler, ancak çok fazla karbon sünmeyi azaltır ve kırılabilirliği ve kırılma riskini artırır.^(113,117) Buna ek olarak, tungsten korozyon direncini artırmaya yardımcı olur.⁽¹¹⁸⁾ Krom-kobalt alaşımları, titanyum alaşımları dışındaki tüm döküm alaşımları arasında en yüksek erime aralıklarına sahiptir fakat laboratuvar da döküm, ayarlama ve parlatma gibi manipülasyonları zor ve

zaman alıcıdır.^(105,117) İmplant destekli alt yapılar için krom-kobalt alaşımları uzun yıllardır kullanılmaktadır, ancak bu altyapıların klinik performansına ilişkin daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. 1991 yılında Hulterström ve Nilsson, döküm bozulmalarını telafi etmek amacıyla altın silindirleri kobalt-krom çerçevelere bağlamak için farklı yöntemler göstermişlerdir.^(119–121)

2.4.3. Titanyum alt yapılar

Titanyum ve titanyum alaşımları, kimyasal, fiziksel ve biyolojik özelliklerinin uygun kombinasyonu ve korozyona karşı dirençleri nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve biyoyumlulukları en önemli avantajları arasındadır. Titanyum korozyon korumasını, çevresindeki oksijenle kendiliğinden oluşan ince bir pasif oksit filminden (yaklaşık 10 nm kalınlığında) alır. Titanyum, diş restorasyonları ve protezleri için kullanılan en biyoyumlu metal olarak kabul edilir.^(106,122,123) Bununla birlikte, korozyon meydana gelebilir ve korozyon ürünlerinin uzun süreli birikimi alaşım-implant arayüzünde, implant dayanağında veya implant gövdesinde kırılmalara yol açabilir. Stres, korozyon ve bakteri kombinasyonu implant başarısızlığına katkıda bulunur.⁽¹²²⁾ Titanyum yüksek bir erime noktasına (1668 °C) ve 900 °C'nin üzerinde yüksek bir oksidasyon oranına sahiptir. Oksitleyici olmayan bir haznede yüksek sıcaklıkta eritme özelliğine sahip özel bir döküm makinesi gerektirir. Titanyum dökümleri bitirmek ve ayarlamak için diş laboratuvarında özel aletler gereklidir.⁽¹⁰⁶⁾

Amerikan Test ve Materyal Derneği Standardı'na göre, safsızlıkların konsantrasyonuna bağlı olarak dört alaşımsız ticari saf titanyum (CP Ti) derecesi vardır. Grade 1'den Grade 4'e gittikçe titanyum içeriği %99,48'den %98,94'e azalır. Bununla birlikte içeriğindeki oksijen, demir, azot, karbon ve hidrojenin artmasına bağlı olarak dayanıklılık artar.^(106,123–125) Ticari saf titanyumun (CP Ti) elastik modülü diş minesini ve soy alaşımlarınkiyle karşılaştırılabilir, ancak diğer baz-metal alaşımlarınkinden daha düşüktür. CP Ti, özellikle yüksek mukavemetin gerekli olmadığı uygulamalarda, mükemmel korozyon direnci nedeniyle sıklıkla seçilir. Başlıca güçlendirici unsur oksijendir. CP Ti'nin oksijen içeriğinin artırılması sadece eğilme mukavemetini değil aynı zamanda yorulma mukavemetini de artırır. Eritme işlemi sırasında titanyum sünger titanyum artıkları ile karıştırılırsa, oksijen ve demir içeriği artar ve titanyum sertleşir. Azot ve oksijen içeriğindeki artış çekme mukavemetini artırır, ancak sünmeyi ve kırılma mukavemetini azaltır.^(123,126,127)

Maliyetleri azaltmanın yanı sıra, ağızdan alınan metallerin sayısını ve karışımını en aza indirmenin olumlu olduğu savunulmuştur.^(128,129) Bu nedenle, CP Ti implant üstü protez iskeletleri için popüler hale gelmiştir. Geleneksel dental lehimleme veya sert lehimleme yöntemleri, yüksek erime noktası (1668°C) ve yüksek sıcaklıklarda çevre elementlerle aşırı yüksek reaktivitesi nedeniyle titanyum için kullanılamaz.^(126,127,130,131) Titanyum döküm de gaz emilimi, porozite ve yüzey kontaminasyonu riskleri nedeniyle sorunludur.⁽¹³²⁾ Soğutma sırasında, genellikle α -faz olarak adlandırılan sertleşmiş bir reaksiyon yüzeyi gelişir ve kaplama (venerleme) prosedürlerini engeller.^(126,133) Düşük yoğunluğu, 4,51 g/cm³, soy alaşımlardan daha az kolay akmasını sağlar ve yüksek sıcaklıklardaki aşırı reaktivitesi, eritme odasını ya inert bir gazla, genellikle argonla doldurarak ya da vakumda tutarak korumayı gerekli kılar. 885°C'de CP Ti altıgen α fazından gövde merkezli kübik kristal yapıya (β fazı) dönüşür. α fazından β fazına yapısal değişim, dental porselenin metal yüzeye kaynaşma kabiliyetini etkiler. Bu nedenle, dental porselen 800°C'nin altındaki sıcaklıklarda titanyum ile pişirilir.^(126,134,135)

2.4.4. Zirkonya alt yapılar

Diş Hekimliğinde kullanılmaya başlandığından bu yana, polikristalin zirkonyum dioksit (zirkonya), mükemmel mekanik özellikleri ve metal seramiklere kıyasla daha iyi doğal görünümlü olması nedeniyle protetik diş tedavisinde özellikle cazip hale gelmiştir.⁽¹³⁶⁾

Zirkonyum kimyasal olarak oksit, suda çözünmeyen, hem in vitro hem de in vivo çalışmalarla gösterildiği gibi sitotoksik olmayan ve titanyumdan daha düşük bakteriyel adezyona sahip olduğu kanıtlanmış bir seramik materyaldir; ayrıca, uygun bir radyoopasite ve düşük bir korozyon potansiyeli sergiler.⁽¹³⁶⁻¹⁴²⁾ Saf, alaşımsız zirkonyum ortam basıncında polimorfik ve allotropiktir. Farklı sıcaklıklarda üç kristalografik forma dönüşmektedir: Kübik (k) fazı, erime noktası 2680 °C'den 2370 °C'ye kadar olan aralıkta; tetragonal (t) fazı, 2370 °C'den 1170 °C'ye kadar olan aralıkta; ve monoklinik (m) fazı ise 1170 °C'den oda sıcaklığına kadar olan aralıkta görülmektedir.⁽¹⁴²⁾ Soğutulduktan sonra (t) fazından daha kararlı (m) fazına kendiliğinden dönüşüm gerçekleştiğinde, kristallerde eşzamanlı, gözle görülür bir hacim artışı (% 4-5) meydana gelir ve materyalde yüksek basınç gerilmeleri yaratır.^(143,144) “Stabilizatörler” olarak adlandırılan magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO), itriyum oksit (Y₂O₃) ve seryum oksit (CeO₂) gibi diğer “kübik” oksitlerle alaşım yapıldığında, faz dönüşümü önlenir, böylece zirkonyum kristalleri oda sıcaklığında tetragonal veya kübik şekillerinde, termodinamik olarak

metastabil bir durumda tutulur. Bu özellik, son yıllarda biyomedikal araştırmaların bu tür bir materyale giderek daha fazla odaklanmasının ana nedenidir.^(145,146) Ayrıca, zirkonyumun çatlak sınırlayıcı özelliği bulunur.⁽¹⁴⁷⁾

Zirkonyanın mekanik performansları hem tek kronlar hem de 3 ve 4 üniteli sabit bölümlü protezler üzerinde kapsamlı bir şekilde araştırılmış, deneysel koşullar ve ölçümlerdeki belirgin farklılıklar nedeniyle değişken veriler rapor edilmiştir. Zirkonyumun mekanik özelliklerinin, 6-10 MPa/ m^{1/2} kırılma dayanımı, 900-1200 MPa eğilme dayanımı ve 2000 MPa basma direnci ile dental kullanım için diğer tüm seramiklerden daha yüksek olduğu kanıtlanmıştır.^(136,148,149) Zirkonyum restorasyonlar için ortalama 755 N yük taşıma kapasitesi bildirilmiştir. Kırılma yüklerinin 706 N, 2000 N ve 4100 N arasında değiştiği bildirilmiştir; tüm çalışmalar dental restorasyonlarda zirkonyumun alümina veya lityum disilikattan daha yüksek kırılma yükleri oluşturduğunu göstermiştir.⁽¹⁵⁰⁻¹⁵²⁾ Zirkonyum sabit bölümlü protezlerin 379 ila 501 MPa arasında değişen, ortalama insan ısırma kuvvetinden daha yüksek olan başarısızlık (Failure) yükleri kanıtlanmış ve bu tür alt yapıların tatmin edici hizmet verilebilirliği doğrulanmıştır.⁽¹⁵³⁾

Bilgisayar destekli dizayn ve/veya üretim (CAD/CAM) zirkonyum alt yapılar önceden sinterlenmiş boşlukların “yumuşak işlenmesi” veya tamamen sinterlenmiş boşlukların “sert işlenmesi” gibi iki farklı tekniğe göre üretilebilir.^(136,154) Yumuşak işleme süreci, itriyum kısmen stabilize tetragonal zirkonya polikristaller (3Y-TZP) için en yaygın üretim sistemidir ve son aşamada tamamen sinterlenmiş önceden sinterlenmiş boşlukların frezelenmesine dayanır. Zirkonyum boşlukları, zirkonyum tozlarının soğuk, izostatik bir presleme işlemi ile sıkıştırılmasıyla üretilir; bu, çok dar bir gözenek boyutu (20-30 nm) ve boşluğun içindeki bileşenlerin olduğuça homojen dağılımı ile sonuçlanır.^(136,155) Zirkonyumun uygun bir ön sinterleme sıcaklığında işlenmesi çok önemli bir faktördür, çünkü bu parametre boşlukların sertliğini, işlenebilirliğini ve pürüzlülüğünü etkiler. En uygun üretim tekniğinin seçimi konusunda üreticilerin bakış açısına göre, sertlik ve işlenebilirlik birbirine zıt faktörler olarak hareket eder: 3Y-TZP işlenmemiş parçaların güvenli bir şekilde işlenmesi için yeterli bir sertlik gereklidir, ancak aşırı olması durumunda uygun işlenebilirlik için zararlıdır. Ayrıca, daha yüksek ön sinterleme sıcaklıkları daha pürüzlü işlenmemiş yüzeyler yaratır.^(136,155)

Destekleyici dayanakların kalıbı tarandıktan sonra, gelişmiş bilgisayar destekli dizayn (CAD) yazılımları ile sanal, büyütülmüş bir altyapı tasarlanır. Ardından, bilgisayar destekli üretim (CAM) frezeleme prosedürü aracılığıyla, büyütülmüş, doğru bir şekilde

kontrol edilen boyutlara sahip alt yapı işlenmemiş parçadan işlenir. Sonunda, sinterizasyon yüksek sıcaklıkta tamamlanır: zirkonyum iskelet, yaklaşık %25'lik doğrusal bir hacim küçülmesi geçirerek nihai mekanik özelliklerini kazanır ve böylece uygun boyutlarına ulaşır. Bu tür işlemlerin, yüzeyleri neredeyse monoklinik faz içermeyen önemli miktarda tetragonal zirkonyum içeren çok kararlı çekirdekler ürettiği bilinmektedir.⁽¹³⁶⁾ Bununla birlikte, itriyum oksitin eşit olmayan dağılımı nedeniyle belirli miktarda kübik zirkonyum mevcut olabilir. Kübik faz, stabilize edici oksitler bakımından çevresindeki tetragonal kristallerden daha zengindir ve bu durum materyalin stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilir.⁽¹⁵⁶⁾

Sert işleme tekniğinde ise, 3Y-TZP blokları önceden “sıcak izostatik presleme” adı verilen bir işleme yoğun bir şekilde sinterlenir: inert gaz ortamında yüksek sıcaklıklarda (1400-1500 °C) ve yüksek basınçta, tamamen sinterlenmiş zirkonyadan çok sert, yoğun ve homojen bloklar üretilir ve bunlardan alt yapılar, elmas aşındırıcılara sahip güçlü ve dayanıklı freze makineleri kullanılarak uygun, istenen forma ve doğru nihai boyuta göre şekillendirilir.⁽¹⁵⁷⁾ Hangi tekniğin daha iyi sonuçlar elde etmek için uygun olduğu konusu hala tartışmalı bir konu olmaya devam etmektedir. Yumuşak işlemenin en büyük dezavantajı, alt yapının sinterleme büzülmesini yazılım tarafından programlanan büyütme miktarıyla mümkün olduğunca hassas bir şekilde eşleştirme sorunudur.⁽¹⁴⁵⁾ Her halükarda, bazı in vitro araştırmalar, hem sıcak hem de soğuk izostatik preslenmiş zirkonya boşlukları kullanılarak farklı üretim teknikleriyle yüksek kırılma mukavemeti ve eğilme mukavemetini doğrulamıştır.^(158,159)

Yumuşak işleme ile karşılaştırıldığında, sert işleme prosedürünün daha fazla zaman aldığı ve çok sert ve aşınmaya dayanıklı olması gereken kesme cihazları gerektirdiği açıktır; tamamen sinterlenmiş 3Y-TZP blokları, hem tamamen sinterlenmiş zirkonya hem de yoğun sinterlenmiş alümina bloklarından çok daha serttir ve daha az işlenebilir, bu da frezeleme süresini çok daha uzun ve üretim prosedürünü daha pahalı hale getirir.⁽¹⁴²⁾ Operatif açıdan bakıldığında, zirkonya boşlukların ince kesitlerde frezelenmesi çok zordur ve bu durum öngörülemeyen sonuçlara yol açabilir.⁽¹⁶⁰⁾

2.4.5. Trilor alt yapılar

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler matris (sürekli faz), fiberler (dağınık faz) ve aradaki bölge (interfaz) olmak üzere üç farklı bileşene sahip kompozit materyallerdir. Bu kompozit materyalleri, diğer yapısal materyallerle karşılaştırıldığında ağırlık başına

yüksek sertlik ve mukavemet sunar.⁽¹⁶¹⁾ Fiberle güçlendirilmiş kompozitler uzun süredir çeşitli mühendislik ve biyomedikal alanlarında çok sayıda uygulama için kullanılmaktadır. Öte yandan, dental rezinlerin kısa veya uzun fiberlerle güçlendirilmesi literatürde 40 yılı aşkın bir süredir tanımlanmıştır.⁽¹⁶²⁾ Karbon, poliaramid, polietilen ve cam bazlı fiberle güçlendirilmiş kompozitler büyük ölçüde incelenmiştir ve bunların arasında, çeşitli bileşimlere sahip cam fiberler restoratif ve protetik materyaller olarak daha yaygın bir şekilde uygulanmaktadır.^(163,164)

Trilor (Bioloren, Saronno, İtalya) yüksek performanslı biyouyumlu bir tekno-polimerdir ve matriksi çok yönlü cam fiberlerle güçlendirilmiştir. Hareketli bölümlü protezler, tam ark implant üstü yapılar ve köprü iskeletleri gibi implantlar üzerindeki çok çeşitli kalıcı estetik metalsiz diş protez restorasyonları için endikedir. Trilor, stres altında esneme ve bükülme kapasitesi nedeniyle implant destekli restorasyonlar için ideal bir frezelenmiş kompozittir ve doğal kemiğe benzeyen özellikleri nedeniyle zirkonyum, lityum disilikat, akrilikler ve kompozitler için esnek çerçeveler / alt yapılar oluşturur.⁽¹⁶⁵⁾ Trilorun çekme mukavemeti 380 MPa, eğilme dayanımı 540 MPa, basma dayanımı 530 MPa, eğilme modülü 26 GPa ve çekme uzanımı %2'dir.⁽¹⁶⁶⁾ Bununla birlikte, toplam hacminin yaklaşık olarak %75'inde cam fiber vardır.⁽¹⁶⁷⁾ Trilor'un daha düşük maliyet, daha hafif ağırlık ve onarım kolaylığı gibi hususlar da dahil olmak üzere zirkonyoya göre potansiyel avantajlar sunduğunu savunulmaktadır. Ayrıca, materyal kimyasal olarak kararlıdır ve korozyona veya oksidasyona karşı dirençlidir. Anizotropik yapısı, fonksiyon sırasında protez üzerine uygulanan streslerin daha düzgün bir şekilde dağılmasını sağlayarak diş hekimliği uygulamalarındaki cazibesini potansiyel olarak artırmaktadır.^(166,168)

2.5. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Dayanaklar

İmplant destekli protezlerde dayanaklar, implant ile protez arasında köprü görevi gören ve rehabilitasyonun başarısında kritik bir rol oynayan yapı elemanlarıdır. Dayanaklar, protezin tutuculuğunu, stabilitesini ve işlevselliğini sağlarken aynı zamanda biyolojik ve mekanik uyumluluğu da destekler. İmplantoloji alanında teknolojinin gelişimi, farklı klinik ihtiyaçları karşılamak üzere birçok farklı dayanak türünün geliştirilmesine olanak sağlamıştır.⁽¹⁶⁹⁾

Dayanakların seçiminde, hastanın anatomik yapısı, implant yerleşim açısı, protez türü ve estetik gereklilikler gibi faktörler dikkate alınır. Bu bağlamda, dayanaklar standart dayanaklar, açılı dayanaklar, multi-ünit dayanaklar, geçici dayanaklar, kişiye özel

(custom) dayanaklar, simante tutuculu dayanaklar ve vida tutuculu dayanaklar gibi çeşitli alt gruplara ayrılmaktadır.⁽¹⁷⁰⁾

2.5.1. Geçici dayanaklar

Geçici dayanaklar, geçici restorasyonların yapımına uygun şekilde üretici firmalar tarafından titanyum veya plastik materyaller kullanılarak üretilmektedir. İmplant destekli geçici restorasyonlar, cerrahi işlem sonrası iyileşme sürecinde yumuşak dokuların ideal formunu kazanmasına katkı sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.⁽¹⁷¹⁾ Ayrıca, daimi restorasyon öncesinde estetik parametrelerin değerlendirilmesine imkan sağlayarak hasta konforunu artırmaktadır.⁽¹⁷²⁾ Geçici dayanaklar, ölçü alımı, iyileşme süreci ve geçici restorasyonların retansiyonunu sağlamak için tasarlanmış, prepare edilebilen metal veya plastik yüzeylere sahip dayanaklardır.⁽¹⁷⁰⁾

2.5.2. Daimi dayanaklar

Daimi dayanaklar, final restorasyonuna destek sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.⁽¹⁷¹⁻¹⁷⁴⁾ Daimi dayanaklar, implant-dayanak bağlantı tasarımı, kullanılan materyal, üretim yöntemi ve yapılacak restorasyonun türüne göre dört başlık altında sınıflandırılabilir.

İmplant-dayanak bağlantı tasarımları

İmplant ve dayanak arasındaki birleşim noktası “implant-dayanak bağlantısı” olarak adlandırılmaktadır. Bu bağlantının, implantın ağız ortamındaki uzun dönem başarısını belirleyen önemli bir faktör olduğu vurgulanmıştır. Araştırmalar, implant destekli protetik restorasyonlarda en sık karşılaşılan sorunların dayanak vidasının gevşemesi veya kırılması olduğunu ortaya koymuştur.^(175,176) Bu tür komplikasyonları önlemek amacıyla çeşitli implant-dayanak bağlantı tasarımları geliştirilmiştir. Günümüzde yaygın olarak, dayanağın implanta bir vida ile sabitlendiği vidalı implant-dayanak bağlantıları tercih edilmektedir.^(173,175,176) Ayrıca, “morse taper” olarak bilinen ve dayanak ile implant arasındaki bağlantının vidasız bir şekilde, bağlantı yüzeyleri arasındaki sıkışma ve sürtünme ile sağlandığı sistemler de kullanılmaktadır.^(171,177)

İmplant ve dayanak birleşimindeki tasarımlardan bir diğer farklılık, dayanağın implanta iç (internal) veya dış (eksternal) geometrik yapılar aracılığıyla bağlanmasıdır.⁽¹⁷⁸⁾ Dayanaklar, bağlanma prensibine göre temel olarak iki gruba ayrılmaktadır: internal ve eksternal bağlantı sistemleri. Rotasyonu önlemek amacıyla bu bağlantılar altıgen, sekizgen veya farklı geometrik şekillerde tasarlanabilmektedir. Geometrik şeklin vertikal

uzunluğu, koniklik açısı gibi özelliklerin bağlantının direncini etkilediği belirtilmiştir.^(172,175,178)

Dış bağlantı (Eksternal bağlantı)

Dış bağlantı tasarımında, dayanağın implanta bağlanan bölümü, implant gövdesini dışarıdan çevrelemektedir. Rotasyonu önlemek amacıyla, implantın dayanak ile bağlanan kısmı altıgen veya sekizgen bir şekle sahiptir. Dayanak içinde bulunan uyumlu altıgen veya sekizgen yapı da bu kısım üzerine yerleştirilmektedir.⁽¹⁷⁸⁾

Dış altıgen bağlantı, ilk olarak Branemark (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) implantlarında kullanılmak üzere geliştirilmiştir ve 0,7 mm yüksekliğinde altıgen bir uzantıya sahiptir. Yapılan araştırmalarda, bu yüksekliğin rotasyonel kuvvetlere karşı yeterli direnç sağlayamadığı, bunun sonucunda dayanak vidasının gevşemesi ve kırılması gibi mekanik sorunların oluşabildiği belirtilmiştir.^(173,178) Günümüzde, 0,7 ila 1,2 mm arasında değişen farklı dış altıgen yüksekliğine sahip implantlar bulunmaktadır. Dış altıgen yüksekliğinin artırılmasının, vidaya etki eden yükleri azaltarak vida gevşemesi ve kırılması gibi komplikasyonların önlenmesine katkı sağlayabileceği belirtilmiştir.⁽¹⁷⁹⁾ Dış bağlantı tasarımında karşılaşılan mekanik (mikrohareketler ve lateral kuvvetlere karşı zayıf direnç) ve biyolojik (mikrobiyal sızıntı) sorunlar, farklı implant-dayanak bağlantı tasarımlarının geliştirilmesine zemin hazırlamıştır.

İç bağlantı (İnternal bağlantı)

İç bağlantı tasarımı, dış bağlantı tasarımında görülen komplikasyonları azaltmak ve daha stabil bir implant-dayanak bağlantısı sağlamak amacıyla geliştirilmiştir.⁽¹⁷⁶⁻¹⁷⁸⁾ İç bağlantı tasarımında, dayanağın implanta bağlanan kısmı implant gövdesinin içine yerleştirilmektedir. Üretici firmalar tarafından geliştirilen bu tasarım, farklı açı ve şekillerde iç bağlantı seçeneklerini sunmuştur. İç bağlantı tasarımları, konik, altıgen veya üçgen gibi çeşitli geometrik şekillerde üretilebilmektedir.^(176,177)

İç altıgen bağlantı

İç altıgen bağlantı, implant ve dayanak arasında daha geniş bir temas yüzeyi sağlayarak dayanak stabilitesini artırmayı amaçlar. Bu bağlantı sistemi iki farklı şekilde gerçekleştirilebilir:

Pasif Bağlantı (Slip-fit joint): Bu tür bağlantıda, implant ve dayanak arasında gevşek bir uyum sağlanır. Örneğin, Frialit-2 iç silindir bağlantısı (Dentsply Sirona, Almanya) bu tasarıma sahiptir.

Sürtünmeli Bağlantı (Friction-fit joint): Bu yöntemde, bağlantı yüzeyleri arasındaki sürtünme etkisiyle stabil bir bağlantı oluşturulur. Üretici firmalara göre değişen açılı arayüz tasarımları kullanılmaktadır. Örneğin, Screw-Vent sürtünmeli iç altıgen bağlantısı (Zimmer Dental, Almanya) ve Friction-fit iç altıgen bağlantısı (BioHorizons, ABD) bu tasarımlara örnek gösterilebilir.

İç altıgen bağlantı, rotasyonel kuvvetlere karşı direnci artırmak amacıyla üretici firmalar tarafından çeşitli şekillerde modifiye edilmiştir. Bu modifikasyonlar arasında iç sekizgen bağlantılar (Straumann, Basel, İsviçre) gibi yeni tasarımlar yer almaktadır.^(180,181)

İç altıgen bağlantı tasarımı, dış altıgen bağlantı tasarımı ile karşılaştırıldığında, dayanak vidasına etki eden yüklerin azalmasını sağlamıştır. Daha az vida gevşemesi, mikrobiyal sızıntının azalması, bağlantı dayanımının artması ve estetik avantajlar, bu sistemin öne çıkan faydaları arasında yer almaktadır.⁽¹⁷⁸⁾

İç konik bağlantı

İç konik bağlantı sisteminde, birbirine paralel şekilde tasarlanmış konik duvarların iç içe geçmesiyle sıkı bir implant-dayanak bağlantısı oluşturulmaktadır. Bu sistemde, implant-dayanak bağlantısının fiksasyonu ve stabilitesi yalnızca vida ile sağlanmamaktadır. Örnek olarak Astra konik vida bağlantısı (Dentsply Sirona), SynOcta tasarımı (Straumann) ve Ankylos konik vida bağlantısı (Dentsply Sirona) gibi sistemler bu tasarıma dayanmaktadır.^(171,177) İmplant ve dayanağın konik yüzeylerinin sürtünme ile sağladığı bağlantı sonucunda, yapının stabilitesinin arttığı ve vida gevşemesi olasılığının azaldığı belirtilmiştir.⁽¹⁸¹⁾

İç üçgensel bağlantı tasarımı

Bu tasarım, pasif bağlantı (slip-fit) prensibine dayanmaktadır ve diğer bağlantı türleriyle karşılaştırıldığında daha derin bir implant-dayanak birleşimi sağlamaktadır. Piyasadaki en derin ve dayanıklı iç bağlantı sistemlerinden biri olarak tanımlanan 'tüp içinde tüp' veya 'cam tüp' bağlantısı (Cam tube connection, Camlog, Almanya), Camlog firması tarafından 5,4 mm derinliğinde geliştirilmiştir.^(182,183) Nobel Biocare firması tarafından tanıtılan 'trichannel' veya 'tri-lobe' bağlantı tasarımı (Trichannel design, Nobel Biocare, İsveç), 'cam tüp' bağlantısıyla benzerlik göstermektedir.⁽¹⁸¹⁾ Bağlantı

derinliğindeki artışın, vida gevşeme sorunlarını azaltacağı ve mikrobiyal sızdırmazlıkta iyileşme sağlayacağı ifade edilmiştir.^(184,185)

Kullanılan materyallere göre dayanaklar

Dayanağın üretiminde kullanılan materyal, implant destekli tedavinin mekanik, biyolojik ve estetik başarısını doğrudan etkileyen faktörlerden biridir. Dayanak üretiminde değerli alaşımlar, titanyum ve alaşımları ile seramikler sıklıkla tercih edilen materyallerdir.

Metal dayanaklar

Metal dayanaklar, üstün biyomekanik ve biyouyumluluk özellikleri nedeniyle implant üstü protetik restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedir. Metal dayanaklar genellikle altın ve titanyum materyallerden üretilmektedir. Ancak, altın dayanak uygulamalarında karşılaşılan olumsuzluklar nedeniyle, ilgi titanyum dayanaklara kaymıştır. Günümüzde, titanyum dayanaklar yaygın olarak kullanılmaktadır.

Altın dayanaklar

Altın alaşımı, bir dönem hazır ve kişisel dayanak materyali olarak kullanılmış, ancak biyouyumluluk eksikliği ve artan maliyetler nedeniyle tercih edilmemeye başlanmıştır. Abrahamsson ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, altın alaşımlı dayanakların yeterli mukozal bağlantı sağlayamadığı, bu durumun yumuşak doku çekilmesi ve kemik kaybına yol açtığı belirtilmiştir.^(5,186)

Titanyum dayanaklar

Titanyum, biyouyumluluğu, korozyon direnci, düşük yoğunluğu, hafifliği ve yüksek gerilme dayanımı nedeniyle dayanak üretiminde en çok tercih edilen metal alaşımdır. Titanyum dayanaklar, ticari saf titanyumdan veya titanyum alaşımlarından üretilebilmektedir.⁽¹⁸⁷⁾

Ticari saf titanyum, mekanik ve fiziksel özellikleri birbirinden farklı dört tipe sahiptir. Materyalin mekanik özelliklerinin, yapıya eklenen küçük miktarlardaki oksijen ve demirden etkilendiği belirtilmiştir. Bu bileşenler dikkatle kontrol edilerek, farklı klinik durumlara uygun dört farklı tip ticari saf titanyum üretilmiştir. Tip 1'den Tip 4'e doğru ilerledikçe materyalin mekanik dayanımı ve sertliği artmaktadır.^(187,188)

Titanyum alaşımı, Tip 5 titanyum olarak da adlandırılmaktadır ve %88-90 titanyum, %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0,25 demir ve %0,2 oksijen içermektedir. Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımı (Ti-6Al-4V), diğer metalik biyomateryallerle

karşılaştırıldığında biyouyumluluğu ve yüksek mekanik dayanımı ile öne çıkmaktadır. Ticari saf titanyuma kıyasla, titanyum alaşımının en önemli avantajı mekanik dayanımının daha yüksek olmasıdır. Bu üstün mekanik özellikleri sayesinde, özellikle molar bölgede kullanılan implant dayanaklarında hekimler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir.^(187,188)

En yeni dayanak tasarımlarından biri de 'ti-base' dayanak tasarımıdır. Özellikle estetik gereksinimlerin yüksek olduğu bölgelerde, ti-base dayanaklar üzerine hazırlanan restorasyonların hem mekanik hem de estetik açıdan başarılı sonuçlar sunduğu belirtilmiştir.^(189,190) Ayrıca, zirkonya dayanakların aksine, implant ile bağlanan kısmın titanyumdan yapılması sayesinde yapının mekanik dayanımının arttığı ifade edilmiştir.⁽¹⁹¹⁾ Ti-base dayanaklar, uygulama ve üretim kolaylığı ile öne çıkmaktadır. Kişiyeye özel restorasyonlar veya dayanaklar, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD-CAM) sistemleri kullanılarak hekim tarafından tasarlanıp üretilmektedir. Ancak, Ti-base dayanakların bazı dezavantajları da bulunmaktadır. İmplant çevresindeki yumuşak dokunun kalın olduğu ya da implantların derin yerleştirildiği durumlarda, Ti-base dayanak boyu yeterli retansiyon sağlamak için yetersiz kalabilmektedir. Ayrıca, estetik gereksinimlerin yüksek olduğu ve bukko-lingual mesafenin dar olduğu alt ön bölge restorasyonlarında, Ti-base yerine zirkonya dayanakların daha estetik sonuçlar sunduğu ifade edilmiştir.^(190,192)

Zirkonya dayanaklar

Zirkonyanın düşük ısı iletkenliği, estetik özellikleri, frezelenabilirliği, yüksek biyolojik uyumu, yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanımı, diş hekimliğinde kullanımının giderek yaygınlaşmasını sağlamıştır.⁽¹⁹³⁾

Dayanak seçiminde estetik gereksinimlerin dikkatlice değerlendirilmesi önemlidir. Zirkonya dayanaklar, titanyum dayanakların estetik açıdan yetersiz kaldığı durumlara alternatif olarak geliştirilmiştir.⁽¹⁸⁸⁾ İmplantın yüzeyel yerleştirildiği ve diş eti kalınlığının ince olduğu hastalarda, titanyum dayanakların metal renginin diş etinden yansması estetik açıdan olumsuz bir etki yaratabilmektedir. Bu tür durumlarda, zirkonya dayanakların kullanımıyla daha estetik sonuçlar elde edilebileceği ifade edilmiştir.⁽¹⁹⁴⁾ Yapılan çalışmalarda, zirkonyanın titanyuma kıyasla daha az plak birikimine neden olduğu ve klinik izlemlerde kısa dönemde zirkonya dayanaklarla ilgili herhangi bir kırık komplikasyonunun yaşanmadığı belirtilmiştir.^(139,187,188) Fakat in vitro çalışmalarda,

titanyum dayanakların zirkonya dayanaklara göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir.^(187,193,195) Zirkonya dayanakların uzun vadeli klinik başarısı için uygun bir bağlantı tasarımı, dikkatle değerlendirilmiş bir oklüzyon ve iyi planlanmış restorasyonlar gereklidir.

Polietereterketon (PEEK) dayanaklar

Polietereterketon (PEEK), 1978'de geliştirilmiş bir polimerdir ve diş hekimliğinde geçici ve daimi restorasyonlar ile altyapı maddesi olarak kullanılır. PEEK, kortikal kemiğe yakın elastisite modülü, yüksek biyouyumluluk ve estetik gibi avantajlar sunar. Titanyuma göre kemikte daha az stres oluşturarak, elastisite modülünün benzerliğinden fayda sağlar.⁽⁶⁾

Yüksek biyouyumluluğu, alerjik reaksiyonları önlemesi ve düşük plak tutunma oranı sayesinde PEEK, son yıllarda implant diş hekimliğinde iyileşme başlığı olarak tercih edilmektedir. İn vitro bir çalışmada, en düşük biyofilm tabakasının PEEK iyileşme başlıklarında olduğu gösterilmiştir. Ayrıca, rastgele kontrollü bir çalışmada titanyum ve PEEK iyileşme başlıkları arasında kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku enflamasyonu açısından istatistiksel bir fark bulunmamıştır.^(195,196)

PEEK, dayanak maddesi olarak yeterli biyolojik ve estetik özellikler sunar. Elastisite değeri sayesinde çiğneme sırasında implanta iletilen kuvveti ve gerilimi azaltır. Ancak, titanyum ve PEEK dayanakların mekanik özelliklerini inceleyen bir çalışmada, titanyum dayanaklar tüm mekanik testlerde daha başarılı bulunmuştur. PEEK dayanakların %50'sinde tork kaybı gözlenmiş ve kenar sızdırmazlık açısından tamamı başarısız olarak değerlendirilmiştir. Bu nedenle, araştırmacılar PEEK'in implant diş hekimliğinde geçici kullanım için daha uygun olduğunu belirtmiştir.^(6,197)

PEEK dayanaklarda, çene kemiğine yakın elastisite modülü nedeniyle çiğneme kuvvetleri altında plastik deformasyon gözlemlenmektedir. Bu deformasyon, çiğneme sırasında oluşan ısı artışıyla ilişkilidir. Polimer yapıdaki PEEK'in ısıya bağlı deformasyonu, implant-dayanak uyumunu bozarak mikro aralık ve sızıntının artmasına, dolayısıyla mekanik başarısızlıklara yol açabilir.^(198,199)

PEEK'in mekanik özelliklerini iyileştirmek için karbonla güçlendirilmiş versiyonları geliştirilmiştir; ancak gri renk estetik sorunlara, karbon salınımı ise yumuşak doku iltihabına yol açabilmektedir.^(200,201) Bir diğer modifikasyon, titanyum altyapılı seramikle güçlendirilmiş PEEK dayanaklardır. Çalışmalar, bu dayanakların zirkonyum dayanaklara

benzer mekanik başarı sunduğunu ve anterior tek diş eksikliğinde kullanılabileceğini göstermektedir. Ancak, uzun dönemli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.⁽²⁰²⁻²⁰⁴⁾

Tutucu tipine göre dayanaklar

İmplant sistemleri, tutucu tipine göre vida ve siman tutuculu olarak ikiye ayrılır. Her iki tip, tek, bölümlü veya tam dişsizlik olgularında kullanılabilir ve kendine özgü avantaj ve dezavantajlar taşır. Bu nedenle, tutucu tipi klinik olguya uygun şekilde seçilmelidir.

Siman tutuculu dayanaklar

İmplant destekli tedavilerde en yaygın kullanılan tutucu sistemdir. Siman restorasyonlar, az üyeli protezlerde, yanlış açılanmış implantların düzeltilmesinde ve oklüzyon kontrolünün kolaylaştırılmasında tercih edilmektedir.⁽²⁰⁵⁾ Bu tutucu sistemin en büyük dezavantajı, özellikle derin yerleştirilen implantlarda fazla simanın temizlenmesinin zor olmasıdır. Temizlenemeyen siman, zamanla yumuşak dokuda perimukozitis, sert dokuda ise periimplantitis oluşumuna yol açabilir.^(206,207) Bir çalışmada, implant çevresi sert ve yumuşak doku rahatsızlıklarının olduğu vakaların %81'inde artık siman tespit edilmiştir.⁽²⁰⁸⁾ Fazla simanın temizlenebilirliği, implantın kemiğe yerleştirildiği derinlikle ilişkilidir. İn vitro çalışmalar, kronun marjinal sınırının 2 mm veya daha fazla dişeti altına yerleştirildiğinde fazla simanın tamamen temizlenemediğini göstermiştir. Bu nedenle, implant tutucu tipine karar verirken implant derinliği kritik bir faktördür. Siman tutuculu sistemlerde biyolojik sorunları azaltmak ve restorasyonu gerektiğinde kolayca uzaklaştırmak için geçici siman kullanımı önerilmektedir. Geçici simanın zamanla çözünerek implant çevresi dokulara daha az zarar verdiği bilinmekle birlikte, bu durum dayanak ve restorasyon arasındaki pasif uyumu bozarak mikro sızıntıya yol açabilir.^(209,210)

İmplant destekli tedavinin başarısında önemli faktörlerden biri, implant ve bileşenleri arasındaki pasif uyumdur. Pasif uyum sağlandığında implant bileşenlerinde mekanik başarısızlık riski azalır ve implant-kemik ara yüzeyinde daha düşük gerilim oluşur. Siman tutuculu sistemlerde, siman tabakası sayesinde pasif uyumun sağlanması, vida tutuculu sistemlere göre daha kolaydır.⁽¹⁶⁹⁾ Siman tutuculu sistemlerde en sık karşılaşılan sorunlardan biri siman çözünmesidir. Bir çalışmada, 6° konikliğe sahip bir implant dayanağının tutuculuğunun, aynı konikliğe sahip prepare edilmiş doğal diştan üç ila dört kat daha fazla olduğu belirtilmiştir.⁽²¹¹⁾ Tutuculuğun korunması için prefabrik

dayanakların laboratuvar ortamında aşırı uyarlanmasından kaçınılmalıdır. Siman tutuculu sistemlerin tercih edilebileceği klinik durumlar şunlardır.⁽¹⁶⁹⁾

- Restorasyonun marjinal kenarının < 2 mm dişeti altında olduğu vakalar,
- Bukkolingual olarak hatalı yerleştirilmiş implantlar,
- Dar okluzal tablalı restorasyonlar,
- Okluzal yüzeylere müdahalenin istenmediği durumlar,
- Kısa köprüler

Vida tutuculu dayanaklar

İmplant üstü vidalı restorasyonlar, genellikle interokluzal mesafenin sınırlı olduğu (4 mm'den az) durumlarda, çok üyeli restorasyonlarda, fazla simanın temizliğinin zor olduğu olgularda ve estetik bölgelerde yumuşak dokuyu şekillendirme amacıyla tercih edilmektedir.⁽²⁰⁵⁾ Ancak, çok üniteli dayanaklar ve OT-Bridge sistem dayanaklar gibi özel vidalı sistemler, daha spesifik klinik ihtiyaçlara yönelik olarak kullanılmaktadır.

Çok üniteli dayanaklar (Multi-ünit abutmentler)

Dayanak, implant ile restorasyon arasında yer alan ve genellikle bir vida ile implanta tutturulan bileşendir. Dayanak tutuculuk, destek, stabilite ve restorasyon için en uygun pozisyonu sağlar.⁽²¹²⁾ İmplantlar ve protez arasındaki bağlantı, farklı tipte dayanakların kullanımını gerektirir.^(213,214) En çok kullanılan ankraj sistemlerinden biri, implant iç bağlantısını konik bir dış bağlantıya taşıyan farklı yüksekliklerde düz veya açılı bileşenlerden oluşan çok üniteli (Multi-ünit abutment) dayanaktır. Bu şekilde, implant paralelliğinin sağlanamadığı durumlarda bile pasif bir protez uyumuna izin verilir. Ayrıca, okluzal stres implant vidasından çok üniteli dayanak vidasına taşınır.^(213,215)

2.6. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde intraoral ve ekstraoral kuvvetlerin etkisiyle çeşitli deformasyonlar ve komplikasyonlar oluşabilmektedir. Canlı ve dinamik dokular üzerinde bu kuvvetlerin yarattığı şiddeti ve stres dağılımını ağız içinde analiz etmek oldukça güç olduğundan, bu tür çalışmalar genellikle in vivo yerine, canlı dokuların modellenmesiyle gerçekleştirilmektedir. Ayrıca, diş hekimliğinde kullanılan materyallerin dayanıklılığını ve mekanik özelliklerini belirlemek için, oral kuvvetleri taklit eden bilgisayar destekli analiz yöntemleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.^(216,217)

2.6.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi

Çift kırıcılık özelliği sergileyen saydam plastik materyaller, stres uygulandığında polarize ışık veya polariskop yardımıyla farklı renklerde şekiller oluşturur. Bu sayede iç stresler doğrudan gözlemlenebilir. Oluşan renkli kuvvet çizgilerinin miktarının veya yoğunluğunun artması, stres değerinin yükseldiğini gösterir. Bu tür bölgeler, kırılma riski yüksek zayıf noktalar olarak değerlendirilir ve bu alanlarda stresin deformasyona yol açma olasılığı oldukça yüksektir.⁽²¹⁸⁾

2.6.2. Kırılabilir vernikle kaplama tekniği kullanımı ile stres analizi

Analiz edilecek cisim özel bir vernik ile kaplanarak fırınlama işlemi gerçekleştirilir. Vernik sertleştiğinde, materyale kuvvet uygulanır. Kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerde vernikte oluşan çatlaklar gözlemlenerek, kuvvetin yönü ve büyüklüğü belirlenir.⁽²¹⁹⁾

2.6.3. Gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi

Tel veya ince bir şerit, bir cisme yapıştırılarak üzerine kuvvet uygulanır. Kuvvetin etkisiyle tel, basınca bağlı olarak esner, gerilir ve kesiti daralır. Teldeki değişimler göz önünde bulundurularak, uygulanan kuvvetin büyüklüğü hesaplanır.⁽²²⁰⁾

2.6.4. Radyometri ile stres analizi yöntemi

Bu teknik, radyotransmitter, alıcı, güç kaynağı, gerilim ölçer, yükseltici, anten ve veri kaydedici gibi bileşenlerden oluşan bir sistemle çalışır. Toplanan veriler anında iletilir. Dirençteki değişimler gerilim ölçerde voltaj düşüşü olarak algılanır ve frekanstaki değişiklikler üzerinden sonuçlar elde edilir.⁽²¹⁹⁾

2.6.5. Holografik interferometreyle stres analizi

Bu yöntemde, lazer ışını kullanılarak cismin holografik üç boyutlu görüntüsü bir film üzerine kaydedilir. Optik analiz tekniği olarak kullanılan bu yöntemde, yüzey şekli görünür ışın saçakları şeklinde algılanır ve modelin gerçek boyutları incelenebilir.⁽²¹⁹⁾

2.6.6. Termografik kuvvet analiz yöntemi

İzotropik ve homojen özellikteki cisimlere periyodik kuvvetlerin uygulanması esas alınır. Uygulanan kuvvetlerin sebep olduğu ısı değişikliklerinin, asal streslerin toplamı ile orantılı olduğu prensibi temel alınır. Periyodik kuvvetlerin tespit edilebilmesi,

bu yöntemin çiğneme sırasında kullanılabilmesini sağlayan en önemli avantajlardan biridir.⁽²¹⁹⁾

2.6.7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, biyomekanik ve karmaşık yapıların, gerçeğe en yakın modellerinin oluşturulmasını ve bu modellerin bilgisayar destekli programlar aracılığıyla basit ve küçük parçalara ayrılarak çözümlenmesini esas alan bir yöntemdir. Nesnenin kesintisiz bir bölümü, belirli şekillere bölünerek 2 veya 3 boyutlu olarak analiz edilir. Tümevarım ilkesine dayanan bu yöntem, inceleme sürecini daha sistematik ve kolay bir hale getirir.⁽²²¹⁾ Sonlu elemanlar analizi, başlangıçta havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Diş hekimliği alanında ise ilk kez 1976 yılında Weinstein ve çalışma arkadaşları tarafından bir diş modeli oluşturularak uygulanmıştır.⁽²²²⁾ Diş üzerine kuvvet uygulanarak kemikte oluşan stresler analiz edilmiştir. Günümüzde ise sonlu elemanlar analizi daha da geliştirilmiş ve protetik, restoratif diş hekimliği, çene cerrahisi ve ortodonti gibi farklı alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.⁽²²³⁾

Sonlu elemanlar analizinin avantajları

1. Karmaşık yapıdaki lineer ve lineer olmayan sistemler doğru, güvenilir ve etkili bir şekilde analiz edilebilir.
2. Delikli yapılar ve köşeli geometrilere sahip cisimler kolaylıkla değerlendirilebilir.
3. Sınır koşulları ve fizyolojik yüklemeler pratik bir şekilde uygulanabilir.
4. Homojen olmayan ve farklı materyallerden oluşan yapıların analizi kolaylıkla gerçekleştirilebilir.
5. Cisimler parçalara ayrılarak incelendiği için mevcut sorunlar kolayca tespit edilip çözülebilir.
6. Karmaşık yapılar ve problemler için analitik ve deneysel yöntemlere kıyasla daha hassas sonuçlar elde edilir.
7. Yöntem invaziv değildir ve hızlı bir şekilde uygulanabilir.

Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları

1. Herhangi bir aşamada yapılan bir hata, sonuçların yanlış olmasına yol açabilir.

2. Teknolojik gelişmelere paralel olarak kullanılan programların sürekli güncel tutulması gerekmektedir.
3. Yöntemde kullanılan yazılımlar yüksek maliyetli olup, bunları kullanabilecek uzman kişiler gerektirir.^(224,225)

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminde Kullanılan Temel Kavramlar

Eleman (Element)

Modelin bölünebilen en küçük birimine "eleman" adı verilir. Eleman sayısının artması, analiz sonuçlarının gerçeğe daha yakın olmasını sağlar. Elemanlar, bir, iki veya üç boyutlu olarak ya da farklı geometrik şekillerde oluşturulabilir. Bir boyutlu elemanlar genellikle düz çizgilerden oluşurken, iki boyutlu elemanlar üçgen veya eşkenar dörtgen biçiminde olabilir. Üç boyutlu elemanlar ise genellikle piramit ya da tuğlaya benzer formlarda tasarlanır.⁽²²⁶⁾

Düğüm (Node)

Düğüm, elemanların birbirine bağlandığı belirli noktalardır. Bu noktalar, modelin geometrisini ve elemanların arasındaki ilişkiyi tanımlamada temel bir rol oynar.⁽²²⁷⁾

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Analizi yapılacak cismin karmaşık geometrik yapısı, bilgisayar destekli bir program aracılığıyla ağ (mesh) yapısına dönüştürülür. Oluşturulan model, elemanlar, düğümler ve sınır koşullarından meydana gelir. Düğümler, elemanların köşe noktalarında bir araya geldiği bölgelerdir ve bu elemanlar sonlu sayıda bölümlere ayrılır. Kuvvet uygulandığında, düğüm noktalarındaki stres ve yer değiştirme bilgisayar programları ile hesaplanır.⁽²²⁸⁾

Geometri ve Katı Modelleme

Başarılı bir analiz, doğru ve detaylı bir modelleme süreci ile mümkündür. Dış hekimliği uygulamalarında, kemik ve implantın gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi kritik bir öneme sahiptir. Özel olarak geliştirilen yazılımlar, bilgisayarlı tomografi (CT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) verilerinin sonlu elemanlar analizi programlarına aktarılmasını sağlar. Bu sayede 3 boyutlu modelleme süreci hem daha hızlı hem de daha kolay bir şekilde gerçekleştirilebilir.⁽²²⁸⁾

Sınır Koşulları (Boundary Conditions)

Sınır koşulları, analiz edilecek modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesi ve bu noktaların yer değiştirmesinin kısıtlanmasıyla tanımlanır. Uygulanacak kuvvetin özellikleri ise yükleme koşullarına bağlı olarak belirlenir. Bu koşullar, modelin fiziksel davranışını doğru bir şekilde simüle etmek için kritik öneme sahiptir.⁽²²²⁾

Materyal Özellikleri

Analizi yapılacak cismin materyal özellikleri, gerilim ve gerinim dağılımını doğrudan etkiler. Modellemeler, izotropik, enine izotropik, ortotropik veya anizotropik özelliklere göre oluşturulabilir. İzotropik materyaller, her yönde aynı özelliklere sahip olup Young modülü ve Poisson oranı gibi sabitlerle tanımlanır. Anizotropik materyaller ise farklı yönlerde farklı mekanik özellikler sergiler, bu da analizin karmaşıklığını artırır.⁽²²²⁾

Yükleme Koşulları

Model üzerinde uygulanan kuvvetlerin, analiz edilen yapının gerçek klinik yükleme koşullarını doğru şekilde yansıtması büyük önem taşır. Diş hekimliğinde bu kuvvetler genellikle çiğneme kuvvetlerini temsil eder ve basma, çekme ve makaslama bileşenlerini içerir. Çiğneme kuvvetlerinin yalnızca büyüklüğü değil, yönü de biyomekanik açıdan kritik öneme sahiptir. Bu nedenle güncel biyomekanik analizlerde, tek eksenli aksiyal veya oblik kuvvetler yerine, dikey ve oblik bileşenlerin kombinasyonunu taklit eden foodstuff çiğneme simülasyonlarının kullanımı önerilmektedir. Bu yaklaşım, yükün daha geniş bir temas yüzeyine yayılması sayesinde implant ve çevre dokularda oluşan stres dağılımının daha gerçekçi bir şekilde modellenmesine olanak tanır.⁽²²⁹⁾

Oklüzal yüklemenin aşırı olduğu durumlarda, kemik rezorpsiyonu meydana gelebilir ve protetik materyallerde veya implantlarda komplikasyonlar oluşabilir. Ayrıca, ısırma gücü, anterior ve posterior bölgelerde farklılık gösterir ve bu güç hastanın yaşı, cinsiyeti ve parafonksiyonel alışkanlıkları gibi bireysel faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterir.⁽²²²⁾

Çiğneme kuvvetleri, maksimum 200 ile 3500 N arasında değişiklik gösterebilir. Ancak, restorasyon varlığında genellikle doğal dişlerin oluşturduğu oklüzal kuvvetlerden daha düşük değerler gözlemlenir. Diş desteğinin azalması, oklüzal kuvvetlerin de belirgin şekilde azalmasına yol açar. Hareketli bölümlü protez kullanan bireylerde oklüzal

kuvvetler genellikle 65 ile 235 N arasında değişirken, tam protez kullanan hastalarda molar ve premolar bölgelerde bu kuvvet yaklaşık 100 N civarındadır. Bu veriler, protez türü ve diş desteğinin kuvvet üzerindeki etkisini açıkça ortaya koymaktadır.⁽²³⁰⁾

Kemik-İmplant Bağlantısı

Sonlu elemanlar analizinde implant tedavisinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri, kemik-implant ara yüzündeki yük transferi ve yükleme koşullarının doğru bir şekilde tanımlanmasıdır. Kemik ile implant arasındaki temasın sıkı olduğu durumlarda, gelen oklüzal kuvvetler periimplanter kemiğe doğrudan iletilir. Diş hekimliği uygulamalarında sonlu elemanlar analizinde hem trabeküler hem de kortikal kemik ile implant arasında tam bir osseointegrasyon olduğu varsayılır. Ancak, gerçek klinik koşullarda tam bir osseointegrasyonun sağlanması genellikle zordur. Bu durum, tedavi sonuçlarını ve analiz doğruluğunu etkileyebilecek önemli bir faktördür.⁽²²²⁾

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin aşamaları

Model Elde Edilmesi (Pre-processing)

Sonlu elemanlar stres analizi için ilk aşama, analiz edilecek materyalin üç boyutlu bir modeline sahip olmaktır. Bu süreçte sıklıkla manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve bilgisayarlı tomografi (CT) gibi görüntüleme yöntemleri kullanılarak elde edilen veriler sanal ortama aktarılır. Daha sonra, bu veriler CAD (Computer-Aided Design) programları yardımıyla katı bir model oluşturmak için işlenir. Katı model oluşturma sürecinde kullanılabilir farklı modelleme uygulamaları da bulunmaktadır.⁽²²²⁾

Sonlu elemanlar stres analizinde, üzerinde çalışılan temel birim, yapıyı oluşturan elemanlardır. Modelleme yazılımları kullanılarak, analiz edilecek materyal boyut ve geometrik özelliklerine göre bölümlere ayrılır ve "matematiksel model" olarak adlandırılan bir ağ (mesh) yapısına uyarlanır.⁽²²⁴⁾ Sonlu elemanlar stres analizinde elemanlar, geometrik şekillerine göre üçgen, dörtgen, paralelkenar veya izoparametrik olarak; boyutlarına göre ise tek, iki veya üç boyutlu şekilde sınıflandırılabilir. Eleman sayısının artırılması, analiz sonuçlarının gerçeğe daha yakın olmasını sağlarken aynı zamanda hata olasılığını da artırabilir. Elemanların birbiriyle temas ettiği noktalarda düğüm noktaları oluşur. Modeli oluşturan elemanlar, uygulanan sanal yükler altında meydana gelen gerilmeleri ve deformasyonları, bu düğüm noktaları aracılığıyla diğer elemanlara iletir.⁽²³¹⁾

Sonlu elemanlar stres analizi, gerçek bir yapının matematiksel olarak sanal ortama aktarılmasını içerir. Ancak, bu süreçte tüm ayrıntıların tam olarak aktarılması mümkün olmayabilir. Bu nedenle, matematiksel modelin doğruluğu ve detaylı bir şekilde oluşturulması, analiz başarısını doğrudan etkiler.⁽²²⁶⁾

Analiz Verilerinin Yüklenmesi

Oluşturulan modelde, farklı elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları detaylı bir şekilde tanımlanmalıdır. Mekanik özellikler, elastisite modülü (Young's Modulus) ve Poisson oranı ile belirlenirken, yükleme koşulları ile kuvvetin büyüklüğü, açısı ve yönü tanımlanır. Modeli oluşturan her eleman, analiz edilen ana yapının tüm özelliklerini taşır. Bu nedenle, elemanların yük altında verdiği tepkiler, yapının genel davranışını simüle eder. Analiz sırasında elde edilen tüm veriler kayıt altına alınır.⁽²²⁶⁾

Analizlerin Çözümlemesi (Post-processing)

Sonlu elemanlar stres analizinde, elemanların tek tek çözümlemesi, yapının genel çözümüne katkı sağlayan önemli sonuçlar sunar. Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler, çeşitli değişkenlere ilişkin değerlerin elde edilmesini sağlar. Bu değerler arasında temel gerilimler (principal stresses), aksiyal gerilimler (axial stresses), yer değiştirme (displacements), deformasyon değerleri ve eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) bulunmaktadır.⁽²²⁶⁾

Analiz edilen yapının mekanik özelliklerine bağlı olarak kullanılacak analiz yöntemi seçilebilir. Kırılgan materyallerde (örneğin porselenler) asal gerilim değerleri, metal benzeri çekilebilir materyallerde ise eşdeğer gerilimler değerlendirilir. Maksimum asal gerilim, modelde oluşan en yüksek çekme gerilimini, minimum asal gerilim ise maksimum sıkışma gerilimini ifade eder. Metal benzeri çekilebilir materyallerde, özellikle Von Mises gerilimi daha anlamlıdır. Dayanak materyali olarak kullanılan veya implantlarda tercih edilen titanyum ve metal alaşımlarda oluşan stres ölçümleri için de Von Mises gerilimleri dikkate alınır. Bu analizler, yapının dayanıklılığını ve yük altındaki davranışını değerlendirmede kritik öneme sahiptir.⁽²³²⁾

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçları, bir varyansa dayanmayan matematiksel hesaplamalarla elde edilir; bu nedenle istatistiksel analiz uygulanmamaktadır. Burada

temel nokta, elde edilen stres değerlerinin ve stres dağılımlarının doğru bir şekilde değerlendirilmesi ve karşılaştırılmasıdır. Bu süreç, yapının analiz sonuçlarının güvenilirliğini ve anlamlılığını artırmada kritik bir rol oynar.⁽²³³⁾

2.6.8. Stres Analizinde Kullanılan Biyomekanik Kavramlar

Kuvvet

Kuvvet, bir cisme uygulandığında o cismin hareketine veya şekil değişikliğine neden olabilen bir etkidir. Bu etkinin cisim üzerindeki etkisi, cismin fiziksel özelliklerine bağlı olarak değişebilir ve bir mesafe üzerinden ya da doğrudan temas yoluyla uygulanabilir. Kuvvet, uygulandığı nokta, büyüklük ve yn ile tanımlanır; dolayısıyla vektörel bir büyüklüktür ve birimi Newton (N) olarak ifade edilir.

$$F = m \times a$$

- F: Kuvvet (N)
- m: Kütle (kg)
- a: İvme (m/s²)

Bu ifade, bir cisme uygulanan kuvvetin, cismin kütlesi ile kazandığı ivmenin çarpımına eşit olduğunu gösterir.⁽²³⁴⁾

Stres (Gerilim)

Stres, belirli bir alana uygulanan kuvvet sonucunda oluşan ve cismin bu kuvvete karşı verdiği tepki olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvetle aynı doğrultuda, ancak ters yönde ortaya çıkar. Stresin birimi Pascal (Pa) olup, diş hekimliğinde genellikle MegaPascal (MPa veya N/mm²) cinsinden ifade edilir.⁽²²⁷⁾

Stres, pratikte doğrudan ölçülemeyen bir değerdir; bu nedenle, bir maddenin kesit alanına uygulanan diş kuvvetin ölçülmesiyle hesaplanır ve genellikle σ veya S harfleriyle gösterilir. Matematiksel olarak şu şekilde ifade edilir:⁽²³⁵⁾

$$\sigma = F/A$$

Burada:

- σ : Stres (Pascal, Pa)
- F: Kuvvet (Newton, N)
- A: Alan (m^2 , mm^2)

Stres, çekme, basma ve makaslama olmak üzere üç temel gerilim tipine ayrılır:

Çekme (Tensile) Gerilimi

Bir maddenin moleküllerinin birbirinden uzaklaşmasına neden olan gerilim türüdür. Tek doğrultuda, ancak zıt yönlü kuvvetlerin uygulanmasıyla oluşur.

Basma (Compressive) Gerilimi

Bir maddenin moleküllerini birbirine doğru yaklaştıran gerilim tipidir. Aynı doğrultuda, ancak farklı yönlerde kuvvetlerin etkisiyle meydana gelir.

Makaslama (Shear) Gerilimi

Moleküllerin birbiri üzerinde paralel ancak ters yönde kaymasına neden olan gerilim tipidir. Farklı doğrultuda ve zıt yönlü kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

Basma ve çekme gerilimi σ ; makaslama gerilimi ise τ simgeleriyle ifade edilir. Bir cisme kuvvet uygulandığında tüm gerilme tipleri aynı anda ortaya çıkabilir. En dayanıklı gerilim tipi basma gerilimi olup, makaslama gerilimi ise en yıkıcı olanıdır. Diş hekimliğinde, özellikle implant tedavisinde, iyi bir oklüzal tasarımla kuvvetin implantın uzun eksenini boyunca iletilmesi sağlanabilir. Bu yaklaşım, tüm gerilme tiplerini minimuma indirerek yapısal dayanıklılığı artırır.⁽²³⁶⁾

Asal Gerilme (Principal Stress)

Asal gerilme, makaslama gerilimlerinin bileşenlerinin sıfırlandığı bir durumda oluşur. Basma geriliminin bulunmadığı bir düzlemde, en yüksek çekme gerilimi maksimum asal gerilme (P_{max}) olarak adlandırılır ve pozitif bir değerdir. Benzer şekilde, çekme geriliminin sıfır olduğu bir düzlemde, en yüksek basma gerilimi (sıkışma gerilimi) minimum asal gerilme (P_{min}) olarak tanımlanır ve negatif bir değerdir. Bu değerlerin pozitif veya negatif olması, gerilmenin büyüklüğünü değil, yönünü ifade eder. P_{max} ve P_{min} , gerilmenin hangi yönde uygulandığını belirlemek için önemli kriterlerdir.⁽²²⁷⁾

Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi, çekilebilir (sünek) materyallerde deformasyonun başlangıç noktası olarak kabul edilir. Evrensel bir gösterge niteliği taşıyan Von Mises gerilmesi, kuvvet transferini ve dağılım paternlerini karakterize etmek için yaygın olarak kullanılır. Eşdeğer stres olarak da bilinen bu gerilme, kuvvet uygulanan bölgedeki iç enerjinin eşik değerini aşmasıyla ortaya çıkan şekil değişikliğini tanımlar. Bu şekil değişikliği, şekil değiştirme enerjisi olarak adlandırılır ve materyalin yapısal davranışını anlamada önemli bir kriterdir.⁽²³⁷⁾

Gerinim (Birim Deformasyon, Strain)

Gerinim, bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda, cismin birim boyunda meydana gelen değişimi ifade eder. Oransal bir büyüklük olduğu için birimi yoktur. Gerinim, deformasyon miktarının cismin başlangıçtaki uzunluğuna oranı olarak hesaplanır.

Poisson Oranı

Poisson oranı, bir cisme kuvvet uygulandığında, cismin enindeki şekil değişiminin boyundaki şekil değişimine oranını ifade eder. Bu oran, materyalin ayırt edici bir özelliği olup, genellikle 0 ile 0,5 arasında bir değer alır.

Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü, bir cismin sertlik derecesini tanımlayan bir büyüklüktür ve gerilmenin gerinime oranı olarak ifade edilir. Materyalin ayırt edici bir özelliği olan elastisite modülü, değeri arttıkça maddenin sertleştiğini ve deformasyona uğrama olasılığının azaldığını gösterir.⁽²²⁷⁾

Hook Kanunu

Hook Kanunu, gerinimin gerilime oranını ifade eder ve elastik davranış sergileyen materyaller için geçerlidir. Robert Hook tarafından geliştirilen bu kanuna göre, bir cismin şekil değişikliği ile uzaması arasında doğrusal bir ilişki bulunur. Cisme uygulanan kuvvet, cismin uzunluğu ile doğru, elastisite modülü ile ters orantılıdır. Bu ilişki, elastik sınırlar içinde maddenin davranışını açıklayan temel bir prensiptir.⁽²³⁸⁾

Homojen Cisim

Homojen cisim, elastik özelliklerinin cismin her noktasında aynı olduğu ve herhangi bir değişiklik göstermediği materyaller olarak tanımlanır. Bu tür materyallerde fiziksel ve mekanik özellikler tüm yapıda tutarlıdır.⁽²³⁹⁾

İzotropik Cisim

İzotropik cisimler, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri sergileyen materyallerdir. Bu tür materyaller, her yönde homojen bir davranış gösterir. Buna karşılık, farklı doğrultularda farklı özellikler sergileyen materyaller anizotropik olarak adlandırılır.⁽²⁴⁰⁾

Lineer Elastik Cisim

Lineer elastik materyaller, uygulanan yüke orantılı olarak deformasyona uğrar ve Hook Kanunu ile tanımlanan lineer bir gerilme-gerinim ilişkisini takip eder. Bu materyaller, yük kaldırıldığında orijinal şekillerine geri döner ve sonlu elemanlar analizinde (FEA) küçük deformasyon analizleri için idealdir.⁽²⁴¹⁾

2.7. Optimizasyon

Bir sistemden maksimum verim elde edebilmek ve mevcut kaynakları en etkin şekilde kullanmak için yapılan çalışmalar bütünüdür. Bir yapısal tasarımı geliştirmek amacıyla boyut, şekil ve topoloji optimizasyonu yöntemleri uygulanabilir.

2.7.1 Tasarım (Hacim, Boyut) optimizasyonu

Nesnelerin otomatik boyutlandırılması olarak adlandırılır. Boyut optimizasyonu, ayrık yapıların optimal kalınlık dağılımını belirleyerek mevcut problemi çözmeyi hedefler. Bu süreçte, değişkenler bölümler arası boyutlar ve çapraz kalınlıktan oluşur; geometri ve topoloji sabit kalır. Destek bölgelerinde, çubuk alanlarının birleşim noktaları tasarım değişkeni olarak değerlendirilir ve amaç, set sınırını karşılayabilecek en ince yapıyı belirlemektir.⁽²⁴²⁾

2.7.2. Şekil optimizasyonu

Şekil optimizasyonunda, devamlı yapıların sabit bir topoloji ile tasarımının değiştirilip optimize edilmesiyle problem çözülür. Belirli noktaların koordinatları sabit kalır ve yapının dış hatlarını oluşturur. Modelleme sürecinde amaç, Von Mises gerilmelerini kritik sınırın altında tutarak minimuma indirmektir.^(243,244)

2.7.3. Topoloji optimizasyonu

Topoloji optimizasyonu, yükleme ve sınır koşulları gibi belirli tasarım kriterlerine uygun olarak, önceden belirlenmiş bir alanda yapının optimal şeklini elde etmeyi amaçlayan, nispeten yeni bir yapısal optimizasyon tekniğidir. Yapının topolojisi, ayrıştırılmış tasarım alanının siyah ve beyaz piksellerle rasterleştirilmesiyle ifade edilir. Bu süreç, sonlu elemanlar analizi ve optimizasyon modülü olmak üzere iki farklı hesaplama algoritmasından oluşur. Sonlu elemanlar analizi, tasarım alanındaki kritik bölgeleri belirlerken, optimizasyon modülü materyali doğru yerlere yerleştirerek kararlı bir yapı elde etmeyi sağlar. Topoloji optimizasyonu, havacılık ve otomotiv endüstrilerinin yanı sıra materyal tasarımı ve multifizik sistemleri gibi karmaşık tasarım gereksinimlerine sahip mühendislik problemlerinde yaygın olarak uygulanmaktadır.⁽²⁴⁵⁻²⁴⁸⁾

Topoloji optimizasyon tekniği, biyomedikal problemlerde kemik replasmanı tasarımı için de kullanılmıştır. Son dönemde, sabit bölümlü protez tasarımlarında da bu teknikten faydalanılmaktadır. Araştırmalar, sabit bölümlü protezin optimal topolojik konfigürasyonunda zirkonya ve porselenin yeniden dağıtılmasıyla kırılma direncinin artırılabilirliğini ortaya koymuştur.⁽⁷⁾

Topoloji optimizasyonunun amacı, bir yapının başlangıç geometrisini geliştirerek optimal şeklini belirlemek ve az yük taşıyan bölgelerdeki materyalleri kaldırmaktır. İlk çalışmalar, üretilebilirlik kısıtlamalarından ziyade sayısal hesaplamaları optimize etmeye ve daha verimli hale getirmeye odaklanmıştır. Optimize edilen yapı, tanımlanan sınır şartlarını, genellikle Von Mises gerilmeleriyle belirlenen kısıtlamaları, karşılamalıdır. Topoloji optimizasyonu, boyutlandırma ve şekil optimizasyon yöntemlerinden farklı olarak ilk tasarım parametrelerine bağlı değildir ve geniş bir tasarım alanını kapsar. Sürekli ve ayırık yapılar için farklı yaklaşımlar benimsenir. Kafes gibi ayırık yapılarda, mevcut çubukların optimal şekilde birleştirilmesi esas alınırken, devamlı yapılarda boşluk geometrilerinin en uygun pozisyonda belirlenmesi hedeflenir.^(249,250)

Kafes tasarım optimizasyonu

Devamlı yapılar için, iç ve dış sınırların şekli ve yapıdaki her bir elemanın yoğunluğu, homojenleştirme yöntemiyle optimize edilir. Her eleman, eleman boyutunu veya topolojiye katkısını tanımlayan bir tasarım değişkeniyle ilişkilendirilir. Optimizasyon sonucunda, tüm tasarım değişkenlerinin alt ve üst sınır değerlerine yaklaşarak belirli bir topolojiyi tanımlaması hedeflenir. Amaç, mümkün olan en az

miktarda materyal kullanarak belirlenen bir hedef fonksiyonuna ulaşmaktır. İkinci adımda, kafes yapıların topolojik yapısını temsil eden bir kafes iskeleti oluşturulur. Bu süreçte, hücre tipi, hücre elemanlarının boyutu ve yoğunluğu gibi parametrelerin belirlenmesi gereklidir. Optimizasyon sürecinin maliyetini düşürmek ve standardizasyon sağlamak amacıyla, bu fonksiyonların tanımlandığı yazılımlar kullanılmaktadır.^(251,252)

Kafes yapılar genellikle kafes konfigürasyonuna göre iki gruba ayrılır: periyodik kafes yapıları ve konformal kafes yapıları. Periyodik kafes yapıları, sıralı bir şekilde düzenlenmiş ve aynı boyut, şekil ve topolojiye sahip tek tip kafes hücrelerinden oluşur. Konformal kafes yapılarında ise hücre boyutu ve şekli, tasarım sınırının makro geometrisine uyum sağlayacak şekilde değişkenlik gösterebilir.⁽²⁵²⁾

Kafes yapılar için eklemeli üretim sürecinin özellikleri ve kısıtlamaları dikkate alındığında, tasarımcılara rehberlik etmek amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler genel olarak homojen ve heterojen kafes tasarımları olarak ikiye ayrılır. Homojen kafes yapıları, tamamen aynı şekle sahip birim hücrelerin periyodik olarak dağıldığı yapılardan oluşur ve tasarım sürecinde makro ölçekte homojen materyaller olarak değerlendirilir. Heterojen kafes yapılarında ise hücrelerin şekil ve boyutları, belirli bir fonksiyonel gradyanı sağlamak amacıyla noktadan noktaya değişkenlik gösterebilir.⁽²⁵³⁾

Homojen kafes yapılarında, birim hücre tasarımı önemli bir parametredir. İstenilen özellikleri elde edebilmek için topoloji optimizasyonu ve homojenleştirme teknikleri kullanılmaktadır. Optimizasyon sürecinde, hücre elemanlarının boyutları, üretim sürecinin gereksinimlerine uygun olarak belirli bir aralıkta sınırlandırılır.⁽²⁵³⁾

Kübik kafesler

Kübik' terimi, sıkı paketleme düzeninde küp şeklinde bir birim hücrenin varlığını ifade eder. Kübik kafesler, sıkı paketleme düzeninden oluşan paralel kenarlı birim hücrelerle dikkat çeker. Voronoi hücreleri, bu kafeslerin hesaplanabilir geometrik yapılarıdır ve noktalar arası mesafeleri temel alarak bölgeler oluşturur, böylece karmaşık modellemeleri basitleştirir. Kübik paketleme, Kartezyen, Yüz Merkezli ve Gövde Merkezli olmak üzere üç türe ayrılır. Gövde Merkezli yapıda noktalar köşeler ve merkezde, Yüz Merkezli yapıda ise köşelere ek olarak yüzeylerde bulunur.^(254,255)

Kartezyen kafesler, basit yapısı ve ayrılabilir doğası nedeniyle bilgisayar bilimleri başta olmak üzere birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu kafeslerin tercih edilme nedeni, boyut azaltma konusundaki avantajlarıdır ve bu nedenle kartezyen kafesler üzerine birçok çalışma yapılmıştır. Ancak, doğada kendiliğinden var olan kartezyen olmayan alternatif yapıların sunduğu avantajlar da dikkate alınmalıdır. Kartezyen olmayan kafesler, alanın en verimli şekilde kullanılması prensibine dayanmaktadır.⁽²⁵⁴⁾

Doğadaki en dikkat çekici kartezyen olmayan örnek, balmumundan oluşan altıgen petek yapısıdır. Bu şekil, arıların içgüdüsel olarak minimum balmumu kullanarak küçük bir alanda maksimum verim elde etmeleri ve kovana hacmini optimize etmeleriyle açıklanır. Bir diğer teori ise doğal seçim sonucu arıların hücreleri birleştirip mümkün olduğunca ileri itmeleriyle altıgen şeklin ortaya çıkmasıdır.^(254,256)

Altıgen kafes, insan gözünün fovea bölgesindeki fotoreseptörlerin anatomik yapısında gözlenir ve bu düzenin doğal seçimle şekillenmiş olması muhtemeldir. Benzer şekilde, birçok böceğin göz yapısında da altıgen kafes düzeni bulunur. Böceklerin gözlerindeki faset adı verilen mini gözler, yoğun bir şekilde altıgen biçimde paketlenmiştir. Ayrıca, altıgen kafes düzeni, süperiletkenlerin yapısında ve kar tanelerindeki buz kristallerinde de görülmektedir.^(254,257)

Kartezyen olmayan üç boyutlu yapılar, genellikle kristalografi alanında kristallerin, elementer metallerin ve minerallerin atomik yapısında görülür. Kristal kafes yapıları, kristallerin X ışını kırınım desenleri incelenerek belirlenir. Gövde merkezli kübik kafes yapısı doğada yaygındır ve demir, krom, tungsten gibi metallerin atomik yapısında bulunur. Yüz merkezli kübik kafes ise kurşun, alüminyum, bakır ve altın gibi metallerin yapısında görülür. Brüksel'deki Atomium anıtı, bir demir kristalin birim hücresinin gövde merkezli kübik modelini temsil eder. Yüz merkezli kübik kafes, küresel nesnelerin en yoğun şekilde düzenlenmesi için optimal bir modeldir ve doğada sıkça gözlenir. Örneğin, nar tohumları, yüz merkezli kübik tarzında yoğun şekilde paketlenmiş olup eşkenar dörtgen bir dodekahedrona benzeyen Voronoi hücrelerini andırır. Yüz merkezli kübik kafes en verimli paketlemeyi sağlarken, gövde merkezli kübik kafes kürelerle alanın en iyi şekilde kaplanmasına olanak tanır.^(254,258)

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde yürütülmüştür. Araştırma kapsamında, tam dişsiz ve ileri düzeyde rezorbe olmuş maksilla modeline aynı şartlarda yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan, farklı bar altyapı (titanyum, krom-kobalt, zirkonyum ve trilor) ile desteklenmiş protetik üstyapı olarak monolitik zirkonya materyali değerlendirilmiştir. İlgili yapıların; implantlara ve protezlere ilettiği gerilimlerin dağılımı, üç boyutlu SESA yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşaması

Maksiller çeneye ait modeller için var olan arşivden veriler elde edildi. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. DICOM formatında elde edilen tomografi verileri Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımı kullanılarak uygun Hounsfield birimi aralıklarına göre ayrıştırıldı ve segmentasyon işlemiyle ilgili anatomik yapıların üç boyutlu temsili oluşturuldu. Elde edilen model, stereolitografi (.stl) formatında dışa aktarıldı.

Maksiller kemiğin morfolojik tanımlaması sırasında hem trabeküler hem de kortikal kemik yapıları ayrı ayrı modellendi. Elde edilen üç boyutlu yapılar, ANSYS SpaceClaim yazılımına aktarıldı ve 2 mm kalınlığında kortikal kemik tabakası oluşturuldu geri kalan kısımlar trabeküler kemik olarak değerlendirilmiştir. Tüm bu modeller, ANSYS SpaceClaim ortamında üç boyutlu uzayda doğru konumlandırılarak modelleme süreci tamamlandı.

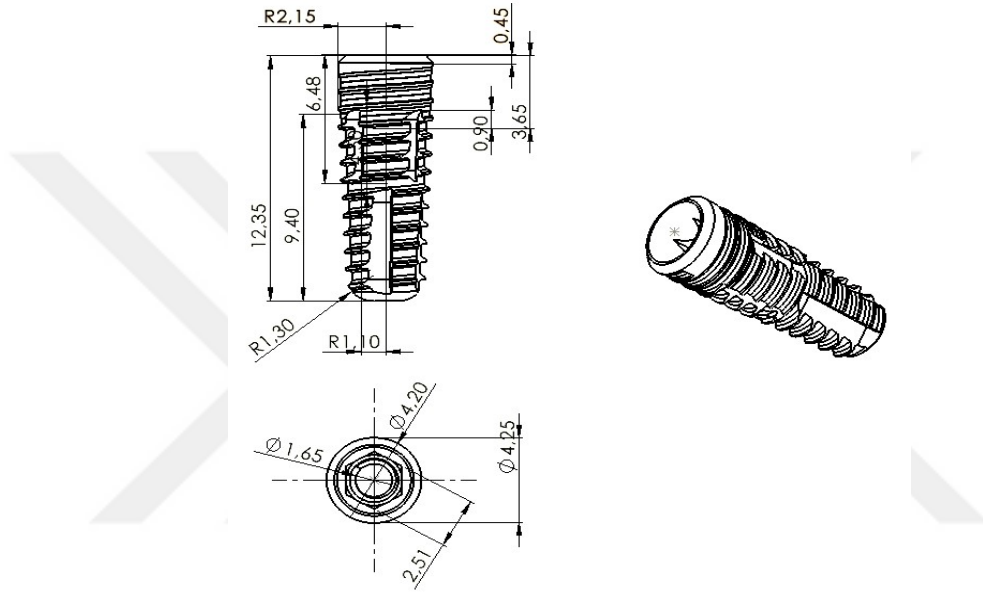
Sayısal bütünlük gözetilerek üç boyutlu ağ yapısı düzenlenmiş ve analizlere uygun bir katı model oluşturuldu. Elde edilen bu modeller üzerinden sonlu elemanlar yöntemiyle Von Mises gerilme analizleri yapıldı; tüm işlemler 2.40 GHz hızında çalışan INTEL Xeon E-2286 işlemcili ve 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında yürütüldü.

Bilgisayarlı tomografi verilerinden elde edilen üç boyutlu yüzey modelleri, 3DSlicer yazılımı yardımıyla oluşturulmuştur. Geometriye ilişkin dijital yeniden yapılandırma ve CAD tabanlı modelleme süreçleri ANSYS SpaceClaim platformunda yürütülmüştür. Üretilen katı modeller, mühendislik analizine uygun hale getirilmiş ve sonlu eleman ağı ANSYS Workbench ortamında optimize edilerek hazırlanmıştır. Gerçekleştirilen sayısal analizlerin çözüm süreci ise LS-DYNA yazılımı kullanılarak tamamlanmıştır.

3.2 İmplant, Altyapı ve Üstyapı Materyallerin Modellemesi

İmplant

All-on-four tekniğine uygun bir şekilde; iki implant anteriorda (lateral kesici bölgesi) düz, diğer iki implant posteriorda (2. premolar bölgesi) 30° distal açılı olarak toplamda 4 implant maksiller çenede konumlandırıldı. Lateral kesici bölgelerinde 4,3 mm çap ve 10 mm uzunlukta; 2. premolar bölgelerinde ise 4,3 mm çap ve 13 mm uzunluğa sahip kemik seviyesinde implantlar kullanıldı. (Şekil 3.1., Şekil 3.2.)



Şekil 3.1. İmplantın teknik çizimi ve boyutlandırılması



Şekil 3.2. İmplant yerleşim model görüntüsü

İmplant yerleşim eksenlerine uyumlu olarak, anterior bölgede kullanılan multi-unit abutmentlar düz tipte ve 2,5 mm transmukozal yüksekliğe sahip olacak şekilde; posterior bölgede ise 30° açılı ve 3,5 mm diş eti seviyesine sahip olacak biçimde, Nobel Biocare firmasının katalog verilerindeki geometrik ve boyutsal parametreler esas alınarak ANSYS SpaceClaim yazılım ortamında modellenmiştir (Şekil 3.3.). İlâveten, implant bağlantı elemanları ile protetik sürecin bir parçası olan oklüzal vidalar, orijinal bileşen ölçülerine tam uyumlu şekilde, teknik çizimlere referansla üç boyutlu CAD modelleri şeklinde oluşturulmuştur.

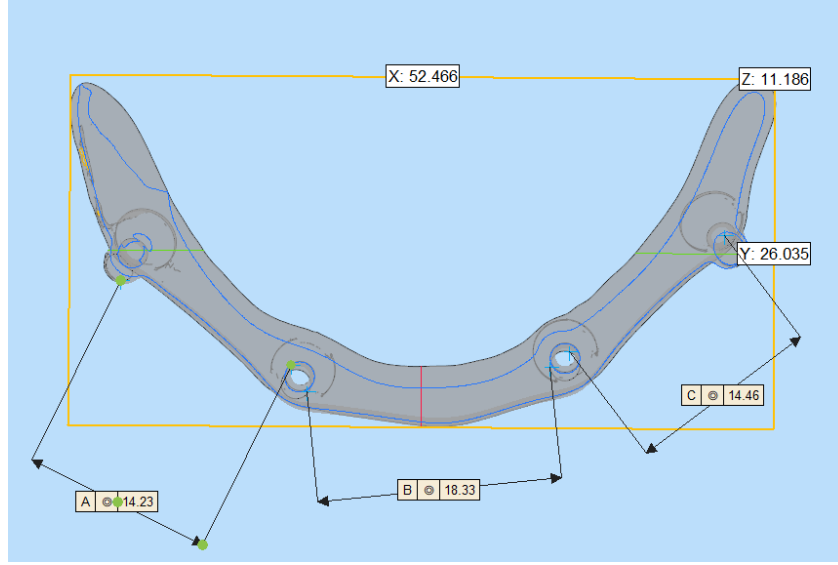


Şekil 3.3. Düz ve 30° açılı multiünit abutment ve vida modelleri

Altyapı

Model üzerinde, hibrit protez tasarımı oluşturmak amacıyla yerleştirilen implantlara uygun olarak; zirkonya, krom-kobalt, titanyum ve trilor altyapı bar materyalleri kullanıldı. Ölçümler; implantlar arası mesafe, açı ilişkileri ve altyapının uzaysal yerleşimi ile değerlendirildi. (Şekil 3.4.)

- Yatay Genişlik (X): 52.47 mm
- Antero-posterior Derinlik (Y): 26.04 mm
- Maksimum Dikey Yükseklik (Z): 11.19 mm
- Sol Posterior – Sol Orta İmplant Mesafesi (A): 14.23 mm
- Anterior İki İmplant Arası Mesafe (B): 18.33 mm
- Sağ Posterior – Sağ Orta İmplant Mesafesi (C): 14.46 mm
- Tüm modellerde kantilever uzunluğu 10 mm olarak tasarlanmıştır



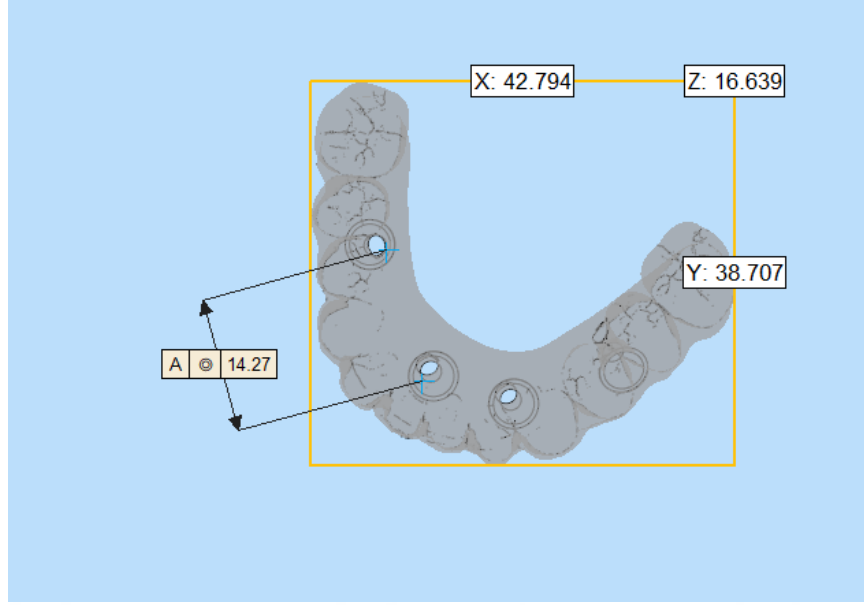
Şekil 3.4. Altyapı tasarım ölçümleri

Oluşturulan model, dört implant üzerine yerleştirilen protetik altyapıların standardize edilmiş ölçülerini temsil etmektedir. Mesafe dağılımları simetrik bir konfigürasyona sahiptir. Bu durum, yük dağılımı açısından olumlu olup, pasif uyum hedefiyle uyumludur. Dikey yüksekliğin düşük tutulmuş olması, yumuşak doku profilini koruma ve estetik alanı optimize etme amacı taşımaktadır.

Üstyapı

Altyapı üzerine zirkonya üstyapı da tasarlanarak nihai model elde edildi. Modelde görülen üstyapı hacmi, anatomik diş formunu taklit edecek biçimde konumlandırıldı. Vida yuvası, açılı abutment kullanımıyla uyumlu olup protetik eksen ile implant eksenini arasında optimal dengeyi sağladı. Vida açısının 14.27° olarak belirlenmesi, hem mekanik güvenlik hem de fonksiyonel uyum açısından ideal olarak belirlendi. (Şekil 3.5.)

- Yatay Genişlik (X): 42.79 mm
- Antero-posterior Derinlik (Y): 38.71 mm
- Maksimum Dikey Yükseklik (Z): 16.64 mm
- Vida Kanalı Eğim Açısı (Θ): 14.27°

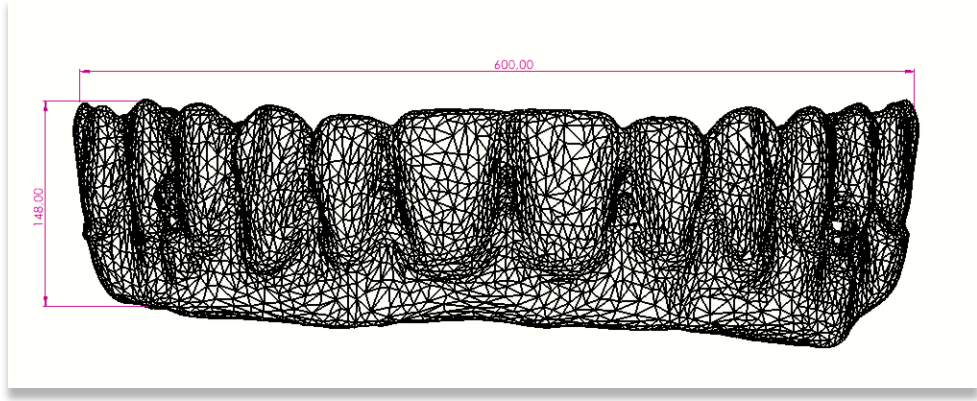


Şekil 3.5. Üstyapı tasarım ölçümleri

3.3. Geometrik Modelleme Süreci

Geometrik modellerin sayısal analizlerde kullanılabilmesi için, belirli kurallara göre bölünerek küçük ve basit elemanlara ayrılması gerekmektedir. Bu süreç, ağ (mesh) üretimi olarak adlandırılır ve sonlu elemanlar yönteminin temelini oluşturur. ANSYS SpaceClaim yazılımında oluşturulan üç boyutlu geometrik modeller, daha sonra ANSYS Workbench ortamına aktarıldı ve burada sonlu elemanlara dayalı matematiksel modellere dönüştürüldü. (Şekil 3.6.)

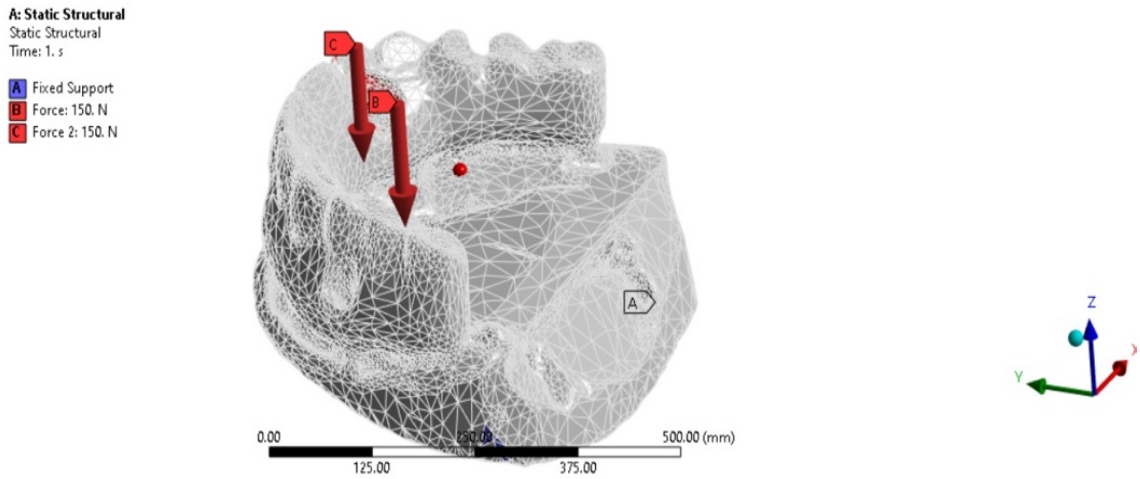
Analiz sürecine geçilebilmesi için, meshleme işlemi tamamlanan bu matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne entegre edilerek simülasyonlara uygun hale getirildi. Böylece fiziksel koşulları temsil eden yapıların davranışı, sayısal yöntemlerle incelenebilir duruma getirildi.



Şekil 3.6. Tasarlanan üstyapının mesh görüntüsü

3.4. Çalışma Modelleri

Yürütülen çalışmada, tasarım modeli için çift taraflı simetrik olarak premolar ve molar bölgeye 150 N' lik mastikasyon (foodstuff – gıda maddesi) kuvveti uygulanmış, sol taraf aynı kabul edilerek, değerlendirmeye sadece sağ taraf dahil edilmiştir. (Şekil 3.7.)



Şekil 3.7. 150N' lik kuvvet yükleme

Belirtilen koşullar altında toplam dört ayrı modele sonlu elemanlar stres analizi uygulanmıştır. Bu modeller 8 ayrı alt grupta incelenmiştir (A: Anterior yük, B: Posterior yük).

Grup 1A: Co-Cr Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Anterior yük).

Grup 1B: Co-Cr Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Posterior yük).

Grup 2A: Titanyum Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Anterior yük).

Grup 2B: Titanyum Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Posterior yük).

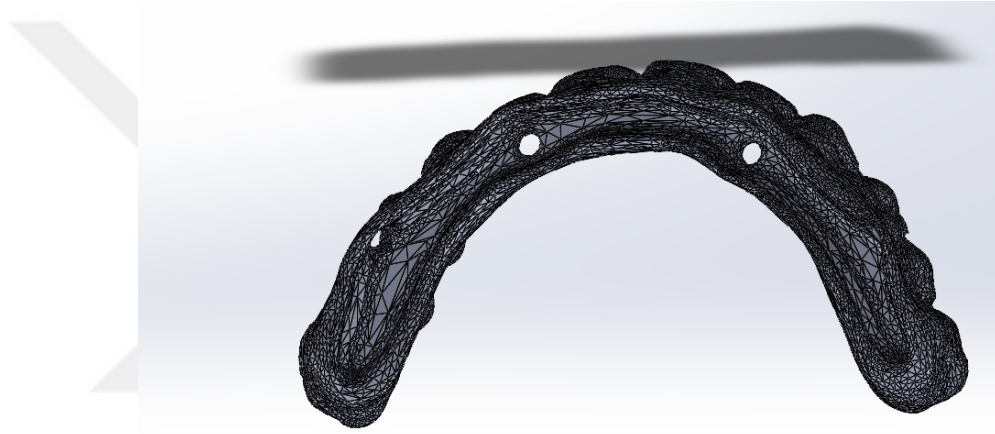
Grup 3A: Trilor Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Anterior yük).

Grup 3B: Trilor Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Posterior yük).

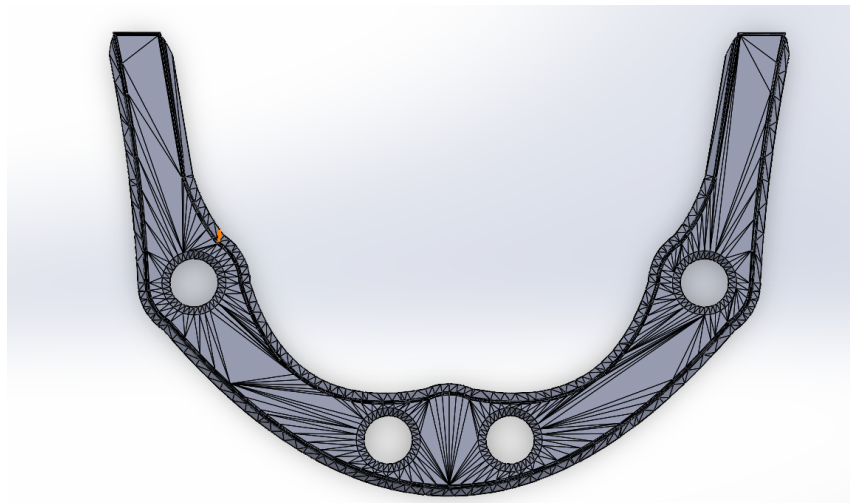
Grup 4A: Zirkonya Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Anterior yük).

Grup 4B: Zirkonya Altyapı - Monolitik Zirkonya Üstyapı (Posterior yük).

Tasarlanan üstyapı ve altyapı şekilleri standardize edilmiş ve aşağıda görsellenmiştir. (Şekil 3.8., Şekil 3.9.)



Şekil 3.8 Üstyapı Tasarım Görseli



Şekil 3.9 Altyapı Tasarım Görseli

3.5 Materyal Tanımları

Analizlerin doğruluğunu sağlamak amacıyla, çalışmada kullanılan maksiller kemik dokusu, protetik restorasyonun altyapı çeşitleri ve implanta ait materyal özellikleri, analiz yazılımına tanımlanmıştır. Her bir materyal için elastik modül (Young's Modulus) ve Poisson oranı değerleri programa girilmiş, doğrusal (lineer) elastik materyal modeli kullanılarak tanımlamalar gerçekleştirilmiştir (Tablo3.1). Analizi yapılan tüm modellerde, materyal özellikleri sayısal olarak atanmış ve bu parametreler üzerinden hesaplamalar yürütülmüştür.

Tablo 3.1. Materyallerin Poisson oranı ile Elastik modülü

Materyal	Poisson Oranı	Elastik Modülü (MPa)
Kortikal Kemik	0.30	13.700
Trabeküler Kemik	0.30	1370
Titanyum(İmplant)	0.35	110000
Co-Cr Altyapı	0.33	218000
Zirkonya Altyapı	0.22	205000
Titanyum Altyapı	0.28	110000
Trilor Altyapı	0.4	26000
Monolitik Zirkonya	0.3	210000

Sayısal Model Bilgileri

Analizlerin güvenilirliğini artırmak amacıyla, kullanılan yazılımın işlem kapasitesi ve seçilen maksilla modelinin geometrik boyutları dikkate alınarak, uygulanabilecek en yüksek ağ (mesh) yoğunluğu tercih edilmiştir. Tetrahedral element yapıda bir mesh uygulanmış olup her bir elementin hacmi 0,1 mm olarak kaydedildi. Hazırlanan dört farklı analiz senaryosuna ilişkin veriler (Tablo 3.2) da verilmiştir.

Tablo 3.2. Sayısal Model Bilgileri

	Toplam Eleman Sayısı (Total of Elements)	Toplam Düğüm Sayısı (Total of Nodes)
Model 1	3.558.294	905.982
Model 2	3.362.837	882.284
Model 3	3.892.647	914.293
Model 4	3.292.753	865.442

4. BULGULAR

Bu çalışmada, All-on-Four konseptine uygun şekilde yerleştirilen implantlar üzerine tasarlanmış farklı altyapı tasarımlarının gerilme dağılımları karşılaştırılmıştır. Toplamda dört farklı protetik altyapı materyali (Zirkonya, Kobalt-Krom, Trilor, Titanyum) tasarlanmış, 8 farklı grup oluşturulmuş ve analiz edilmiştir.

Her bir grupta; implant gövdesi ve protetik altyapıdaki yapısal elemanlarda oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirilmiştir. Gerilme dağılımı, statik yapısal analiz sonuçları doğrultusunda renk skalası üzerinden görselleştirilmiştir. Renk skalası, Von Mises gerilme için maviden kırmızıya artan bir gerilme yoğunluğu ile yorumlanmaktadır, yorumlamada mutlak değerler dikkate alınmıştır.

4.1. Altyapılarda Görülen Von Mises Stresleri (σ_M)

Her modelde elde edilen Von Mises gerilme dağılımı içerisinde, maksimum stres konsantrasyonunun gözlemlendiği nokta referans olarak seçilmiş ve bu bölgeye ait gerilme değerleri, karşılaştırmalı analizlerde temel alınmıştır.

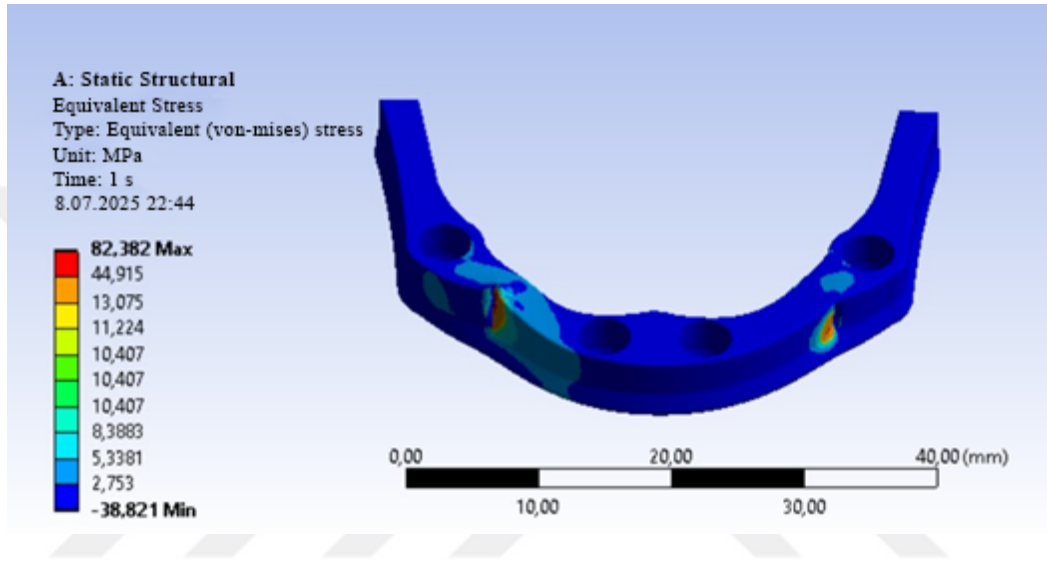
Altyapılar için tüm gruplarda en yüksek Von Mises stres değerleri yüksekte düşüğe;

Posterior için; Grup 4B (89,871 MPa), Grup 1B (82,382 MPa), Grup 2B (71,148 MPa), Grup 3B (68,152 MPa).

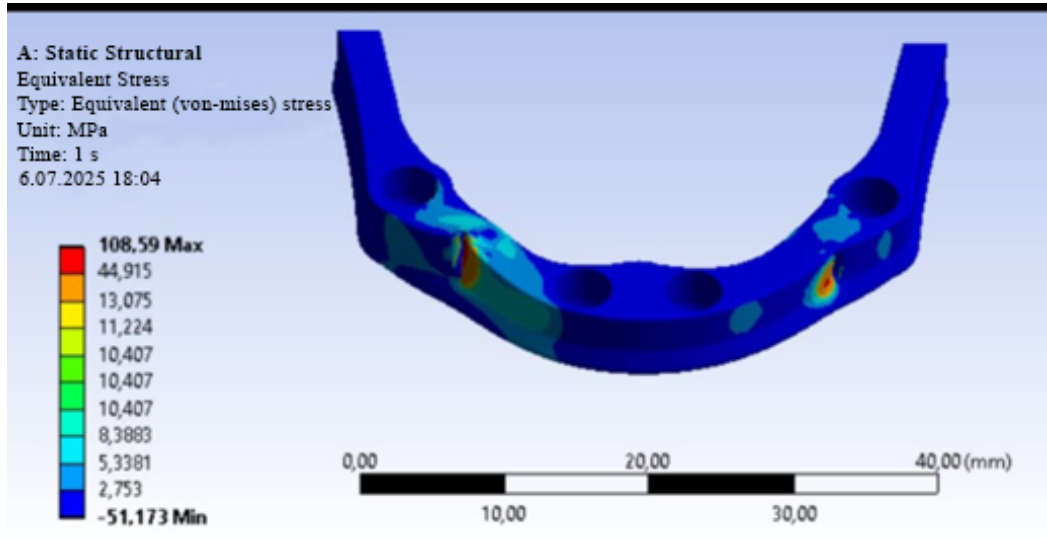
Anterior için; Grup 4A (129,86 MPa), Grup 1A (108,59 MPa), Grup 2A (108,59 MPa), Grup 3A (77,918 MPa).

Grup 1: Altyapı üzerinde oluşan Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, stres birikiminin özellikle kuvvetin uygulandığı tarafta, posterior implant bölgesinde ve implant çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Gerilme yayılımı özellikle 1. ve 2. Premolar bölgede belirgin bir şekilde izlenmiştir.

Modelde ölçülen maksimum Von Mises gerilmesi, bukkal yüzey bölgesinde lokalize olmuş ve bu noktada gerilme değeri posterior (Grup 1B) için 82,382 MPa, anterior (grup 1A) için 108,59 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.1., Şekil 4.2.)



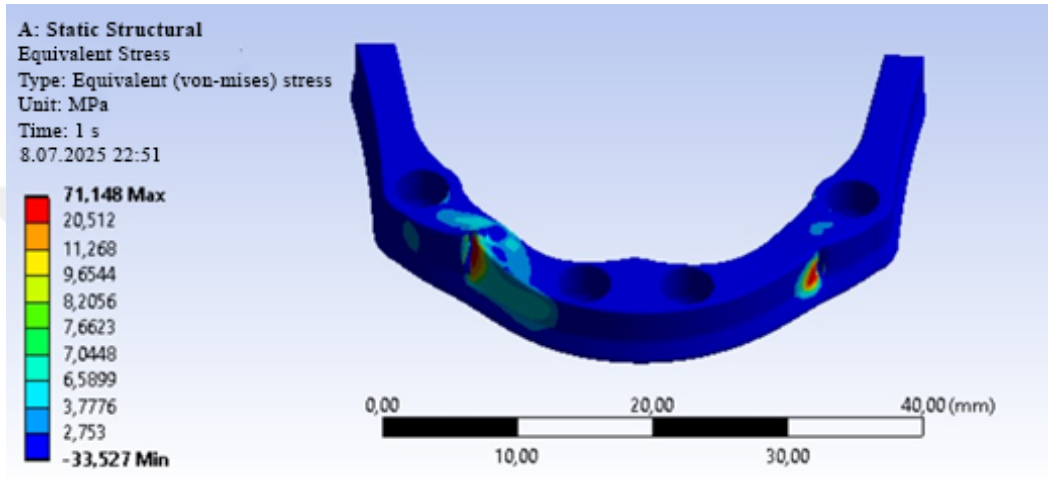
Şekil 4.1. Grup 1B gerilme dağılımı



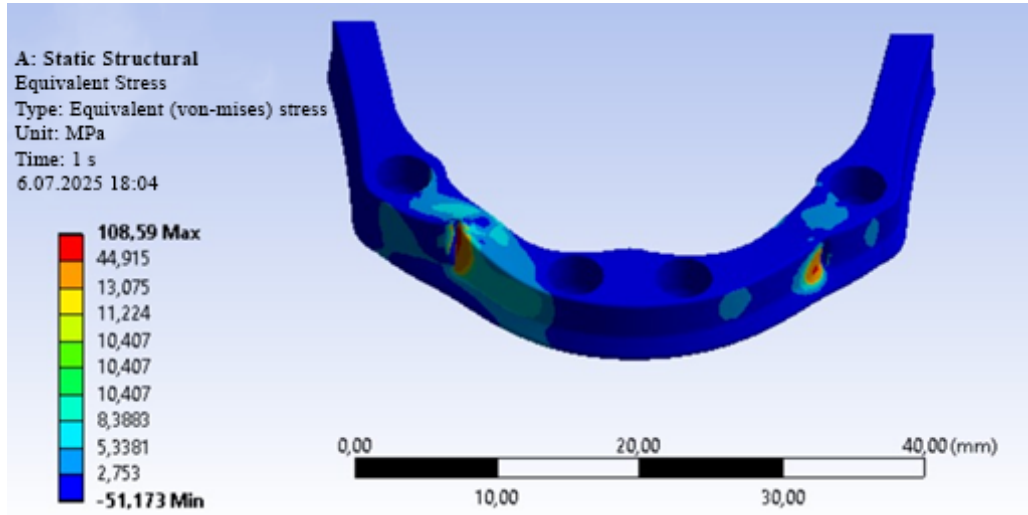
Şekil 4.2. Grup 1A gerilme dağılımı

Grup 2: Altyapı üzerinde oluşan Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, stres birikiminin özellikle kuvvetin uygulandığı tarafta, posterior implant bölgesinde ve implant çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Gerilme yayılımı özellikle 1. ve 2. Premolar bölgede belirgin bir şekilde izlenmiştir.

Modelde ölçülen maksimum Von Mises gerilmesi, bukkal yüzey bölgesinde lokalize olmuş ve bu noktada gerilme değeri posterior (Grup 2B) için 71,148 MPa, anterior (Grup 2A) için 108,59 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.3., Şekil 4.4.)



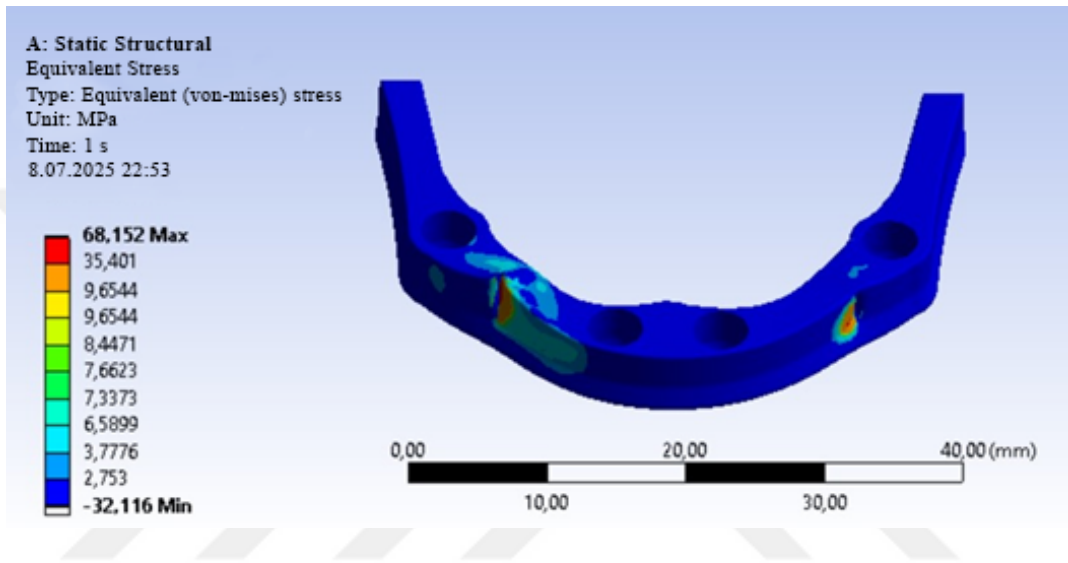
Şekil 4.3 Grup 2B gerilme dağılımı



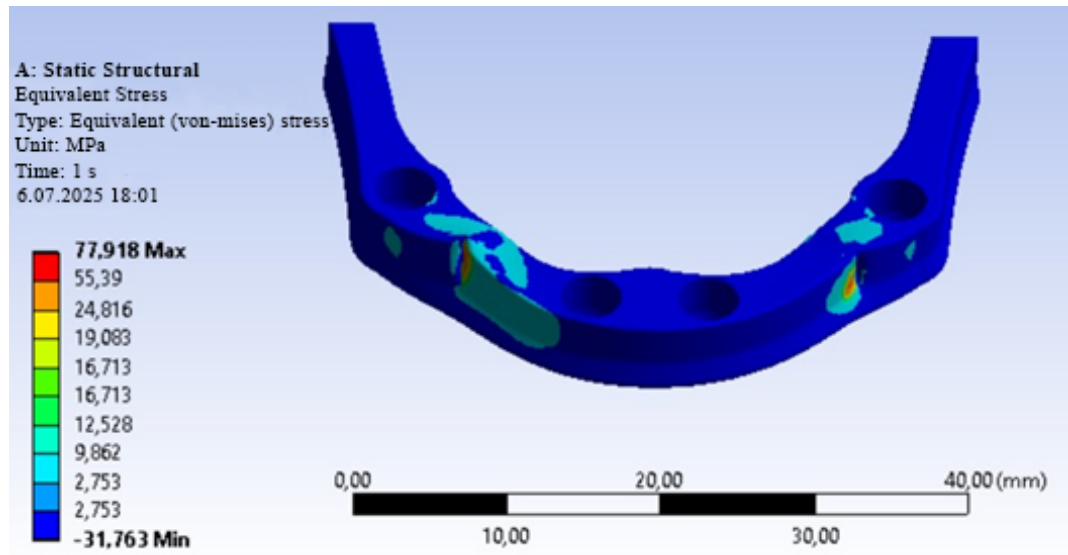
Şekil 4.4. Grup 2A gerilme dağılımı

Grup 3: Altyapı üzerinde oluşan Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, stres birikiminin özellikle kuvvetin uygulandığı tarafta, posterior implant bölgesinde ve implant çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Gerilme yayılımı özellikle 1. ve 2. Premolar bölgede belirgin bir şekilde izlenmiştir.

Modelde ölçülen maksimum Von Mises gerilmesi, bukkal yüzey bölgesinde lokalize olmuş ve bu noktada gerilme değeri posterior (Grup 3B) için 68,152 MPa, anterior (Grup 3A) için 77,918 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.5., Şekil 4.6.)



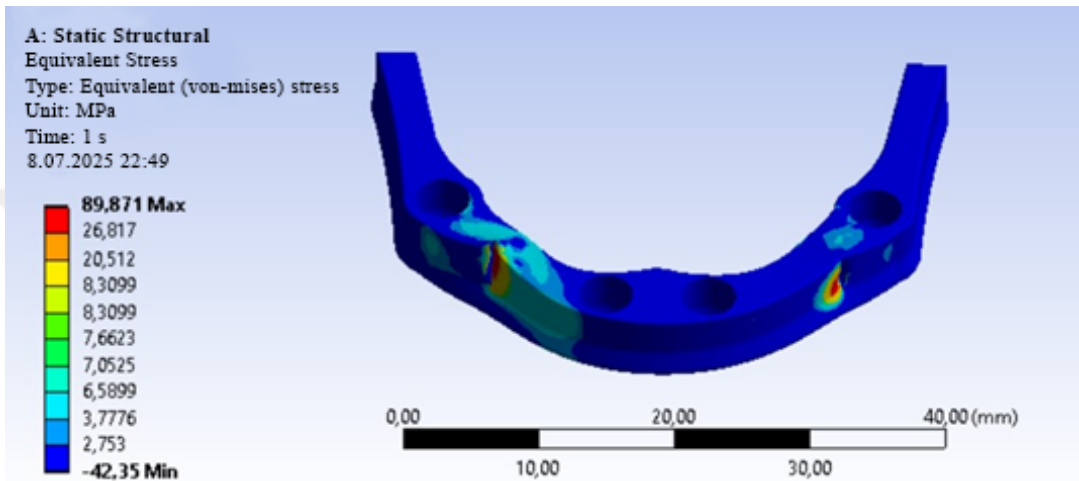
Şekil 4.5. Grup 3B gerilme dağılımı



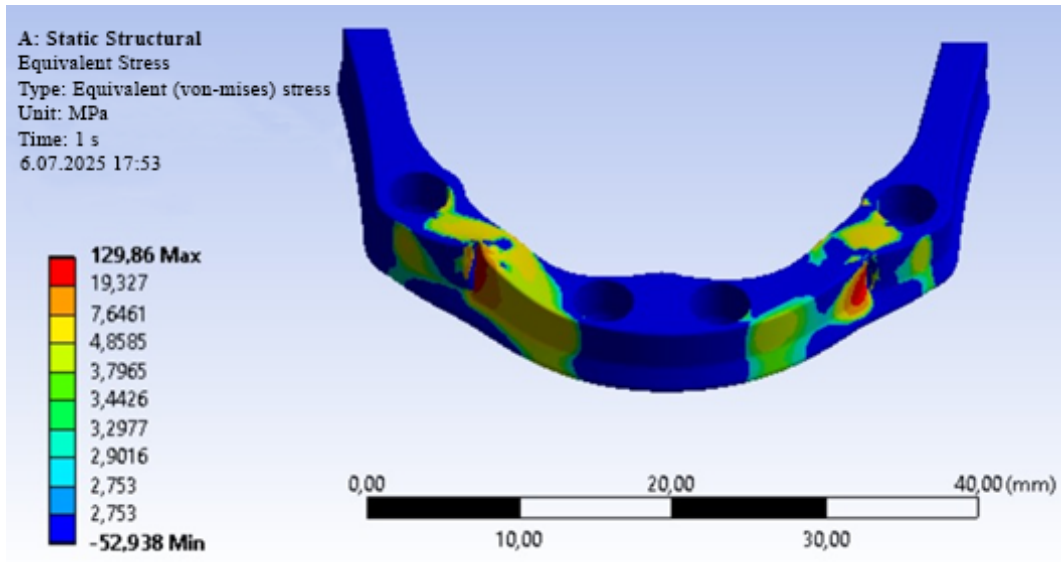
Şekil 4.6. Grup 3A gerilme dağılımı

Grup 4: Altyapı üzerinde oluşan Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde, stres birikiminin özellikle kuvvetin uygulandığı tarafta, posterior implant bölgesinde ve implant çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Gerilme yayılımı özellikle 1. ve 2. Premolar bölgede belirgin bir şekilde izlenmiştir.

Modelde ölçülen maksimum Von Mises gerilmesi, bukkal yüzey bölgesinde lokalize olmuş ve bu noktada gerilme değeri posterior (Grup 4B) için 89,871 MPa, anterior (Grup 4A) için 129,86 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.7., Şekil 4.8.)



Şekil 4.7. Grup 4B gerilme dağılımı



Şekil 4.8. Grup 4A gerilme dağılımı

4.2. İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Stresleri (σ_M):

İmplantlar üzerinde referans noktası olarak en yüksek Von Mises stres değerine sahip nokta işaretlenip değerlendirilmeye alınmıştır.

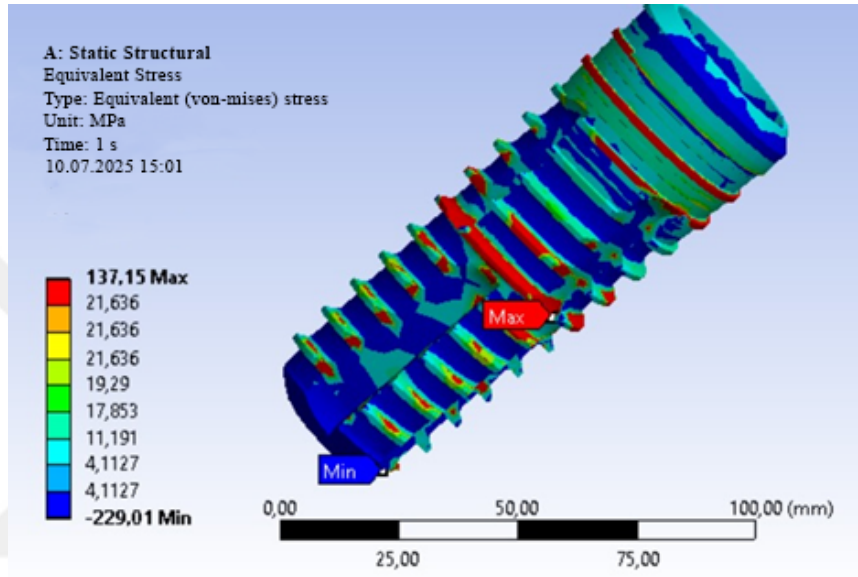
İmplantlar için tüm gruplarda en yüksek Von Mises stres değerleri yüksekten düşüğe;

Posterior için: Grup 1B (137,15 MPa), Grup 2B (107,58 MPa), Grup 3B (71,718 MPa), Grup 4B (143,44 MPa).

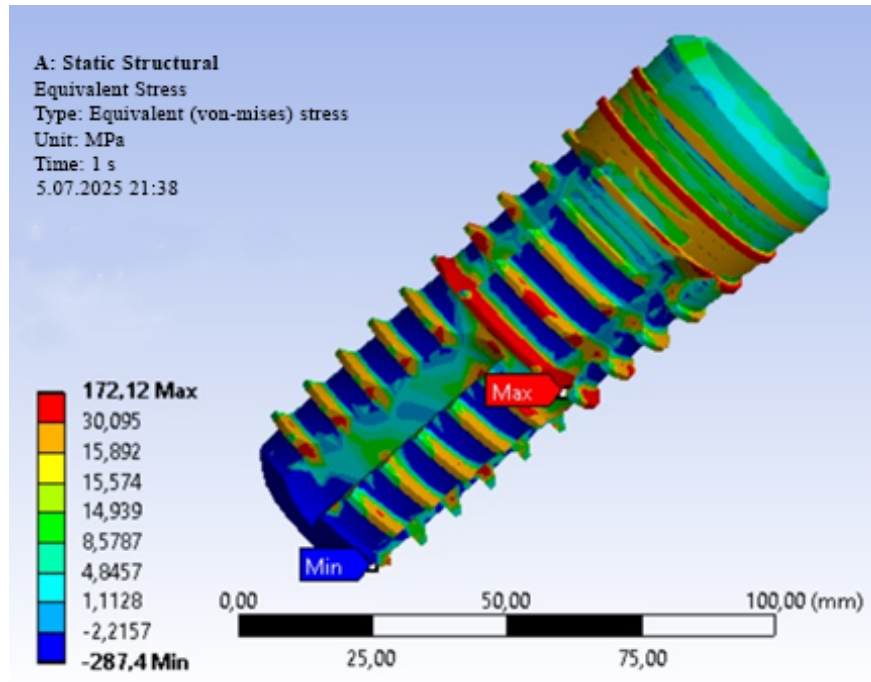
Anterior için: Grup 1A (172,12 MPa), Grup 2A (143,44 MPa), Grup 3A (93,234 MPa), Grup 4A (185,03 MPa).

Grup 1: İmplant yapıları üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, stres birikiminin ağırlıklı olarak kuvvetin uygulandığı tarafta, özellikle posterior bölgede konumlanan implantın vida dişinin iç köşe bölgesinde, yükün uygulandığı bukkal tarafa bakan açı değişim noktasında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.

Bu bölgedeki ölçüm sonuçlarına göre, implant üzerinde tespit edilen maksimum Von Mises gerilme değeri posterior (Grup 1B) için 137,15 MPa olarak, anterior (Grup 1A) için 172,12 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.9., Şekil 4.10.)



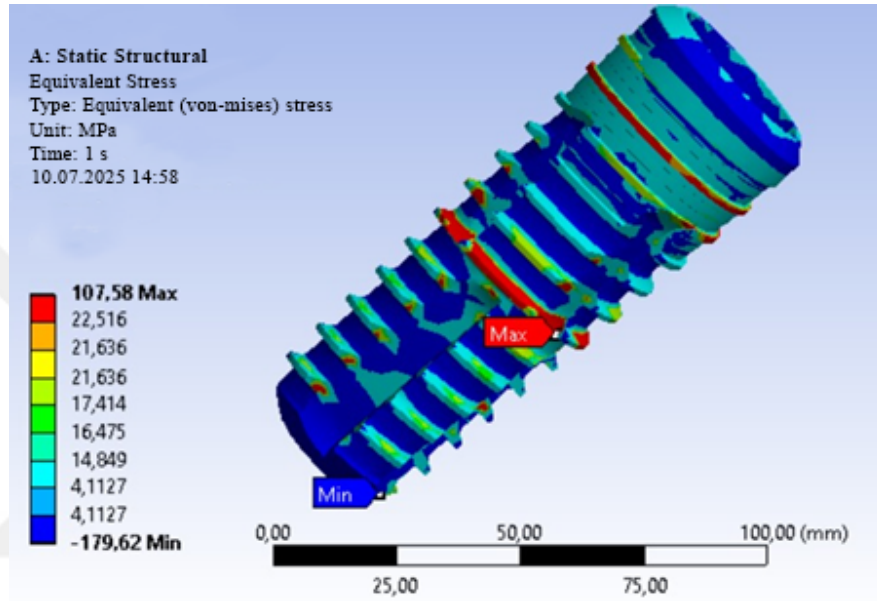
Şekil 4.9. Grup 1B implanttaki gerilme dağılımı



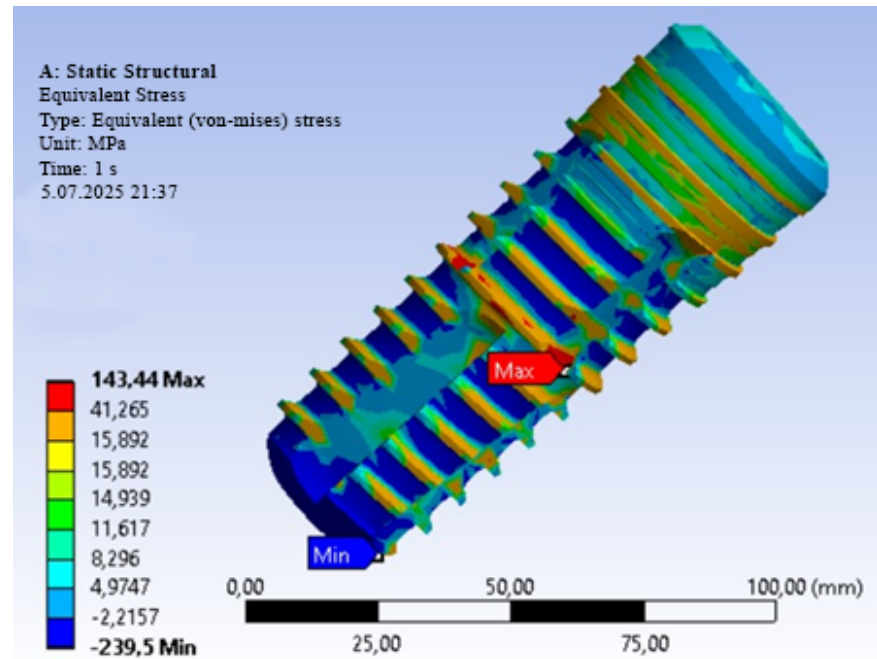
Şekil 4.10. Grup 1A implanttaki gerilme dağılımı

Grup 2: İmplant yapıları üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, stres birikiminin ağırlıklı olarak kuvvetin uygulandığı tarafta, özellikle posterior bölgede konumlanan implantın vida dişinin iç köşe bölgesinde, yükün uygulandığı bukkal tarafa bakan açı değişim noktasında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.

Bu bölgedeki ölçüm sonuçlarına göre, implant üzerinde tespit edilen maksimum Von Mises gerilme değeri posterior (Grup 2B) için 107,58 MPa olarak, anterior (Grup 2A) için 143,44 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.11., Şekil 4.12.)



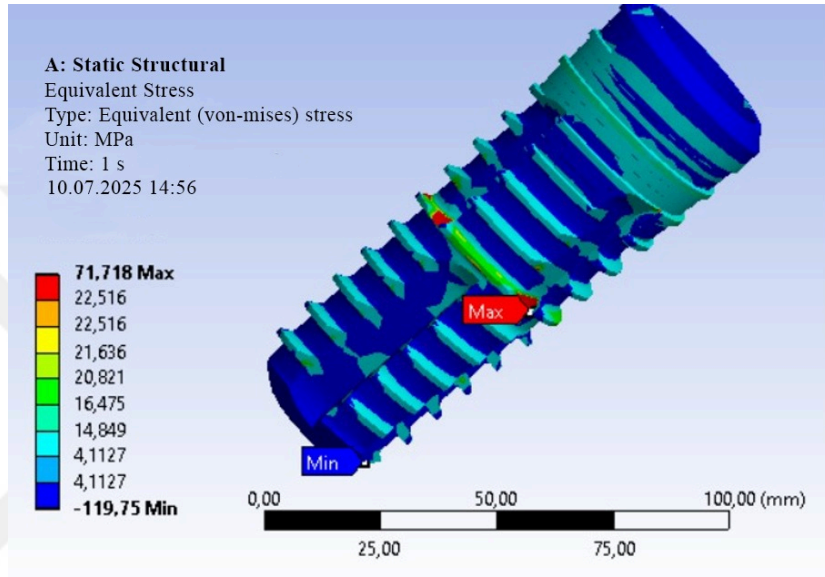
Şekil 4.11. Grup 2B implanttaki gerilme dağılımı



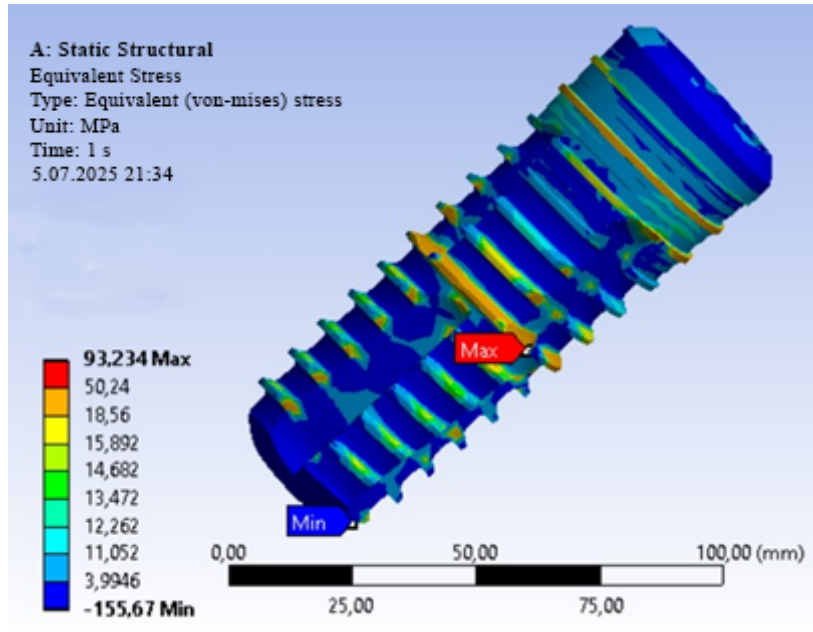
Şekil 4.12. Grup 2A implanttaki gerilme dağılımı

Grup 3: İmplant yapıları üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, stres birikiminin ağırlıklı olarak kuvvetin uygulandığı tarafta, özellikle posterior bölgede konumlanan implantın vida dişinin iç köşe bölgesinde, yükün uygulandığı bukkal tarafa bakan açı değişim noktasında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.

Bu bölgedeki ölçüm sonuçlarına göre, implant üzerinde tespit edilen maksimum Von Mises gerilme değeri posterior (Grup 3B) için 71,718 MPa olarak, anterior (Grup 3A) için 93,234 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.13., Şekil 4.14.)



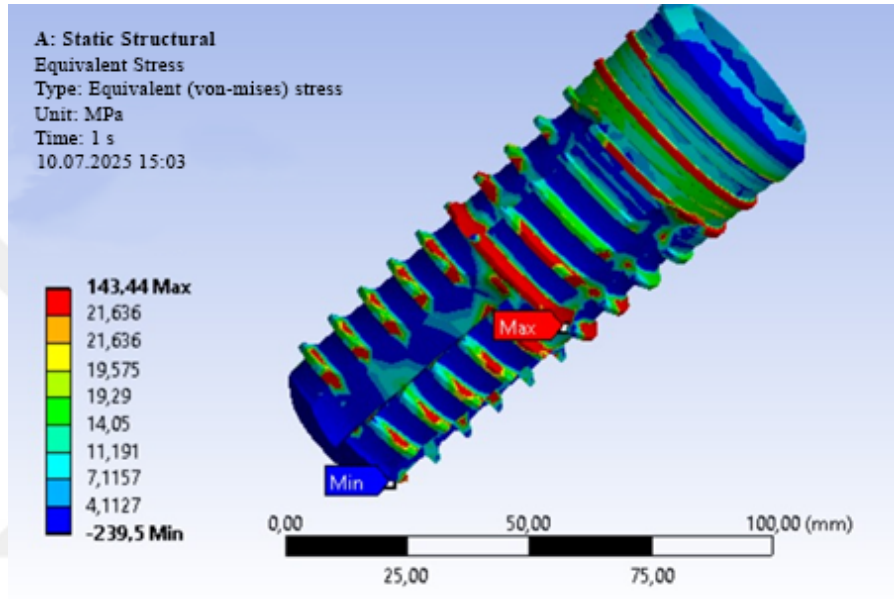
Şekil 4.13. Grup 3B implanttaki gerilme dağılımı



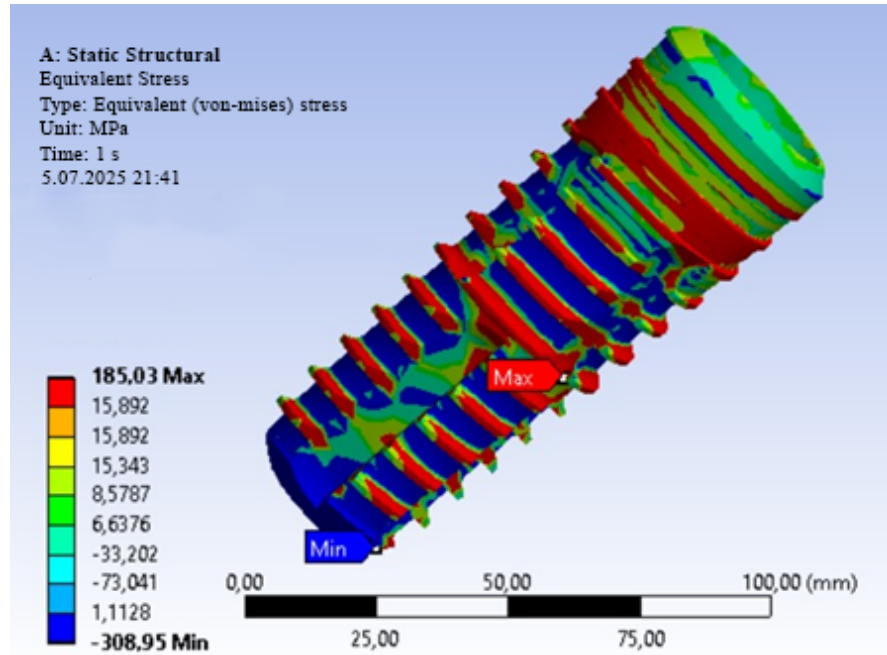
Şekil 4.14. Grup 3A implanttaki gerilme dağılımı

Grup 4: İmplant yapıları üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, stres birikiminin ağırlıklı olarak kuvvetin uygulandığı tarafta, özellikle posterior bölgede konumlanan implantın vida dişinin iç köşe bölgesinde, yükün uygulandığı bukkal tarafa bakan açı değişim noktasında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.

Bu bölgedeki ölçüm sonuçlarına göre, implant üzerinde tespit edilen maksimum Von Mises gerilme değeri posterior (Grup 4B) için 143,44 MPa olarak, anterior (Grup 4A) için 185,03 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.15., Şekil 4.16.)



Şekil 4.15. Grup 4B implanttaki gerilme dağılımı



Şekil 4.16. Grup 4A implanttaki gerilme dağılımı

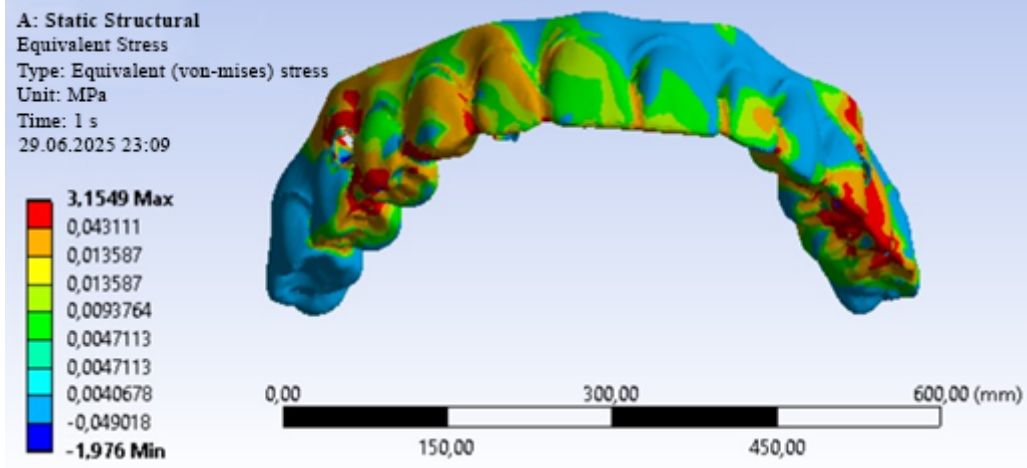
4.3. Üstyapılar Üzerinde Görülen Von Mises Stresleri (σ_M):

Üstyapılar üzerinde referans noktası olarak en yüksek Von Mises stres değerine sahip nokta işaretlenip değerlendirilmeye alınmıştır.

Üstyapılar için tüm gruplarda en yüksek Von Mises stres değerleri yüksekte düşüğe;

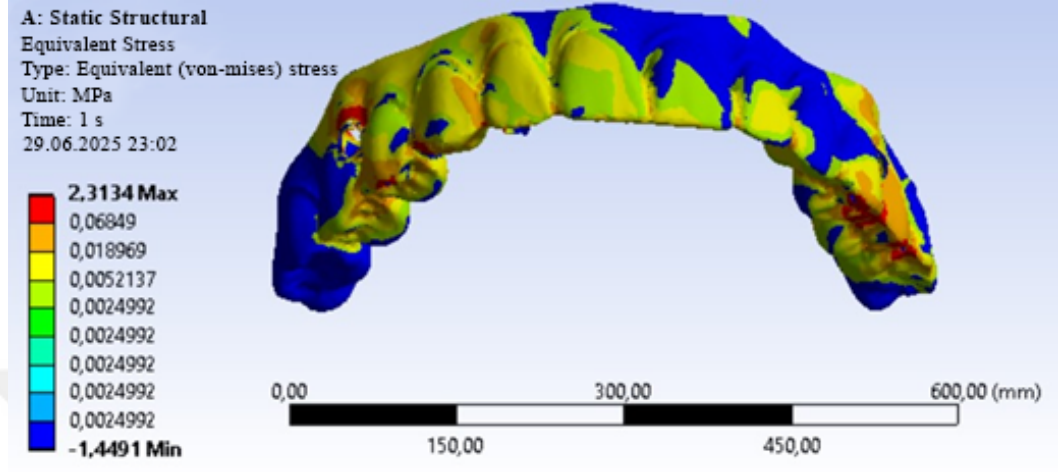
Grup 4 (4,2066 MPa), Grup 1 (3,1549 MPa), Grup 2 (2,3134 MPa), Grup 3 (2,1033 MPa)

Grup 1: Üstyapı üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, stres birikiminin ağırlıklı olarak 1. ve 2. Premolar bölgenin bukkal kasplarında ve devamında kanin kontakt bölgelerinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 3,1549 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.17.)



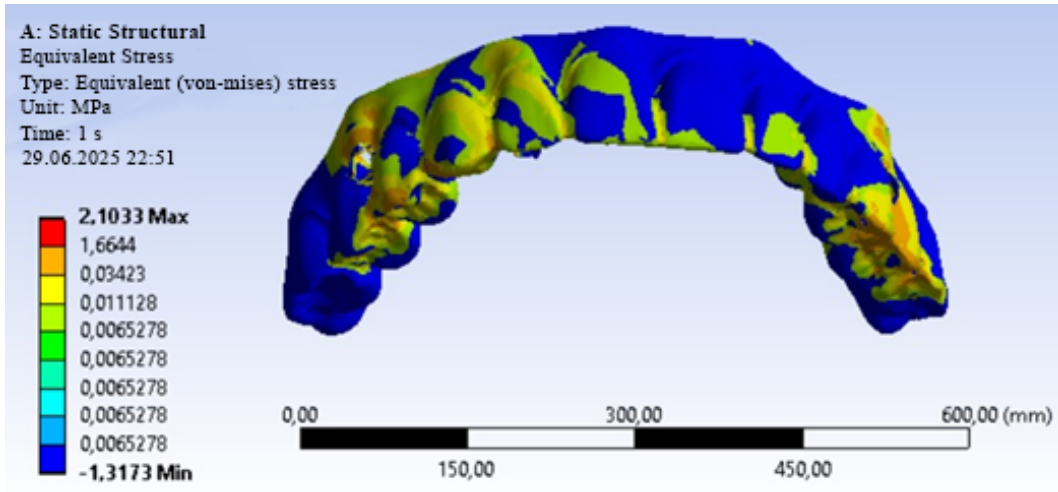
Şekil 4.17. Grup 1 gerilme dağılımı

Grup 2: Üstyağı üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, stres birikiminin ağırlıklı olarak 1. ve 2. Premolar birbirine bakan aproksimal bölgesinde ve devamında kanin kontakt bölgelerinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 2,3134 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.18.)



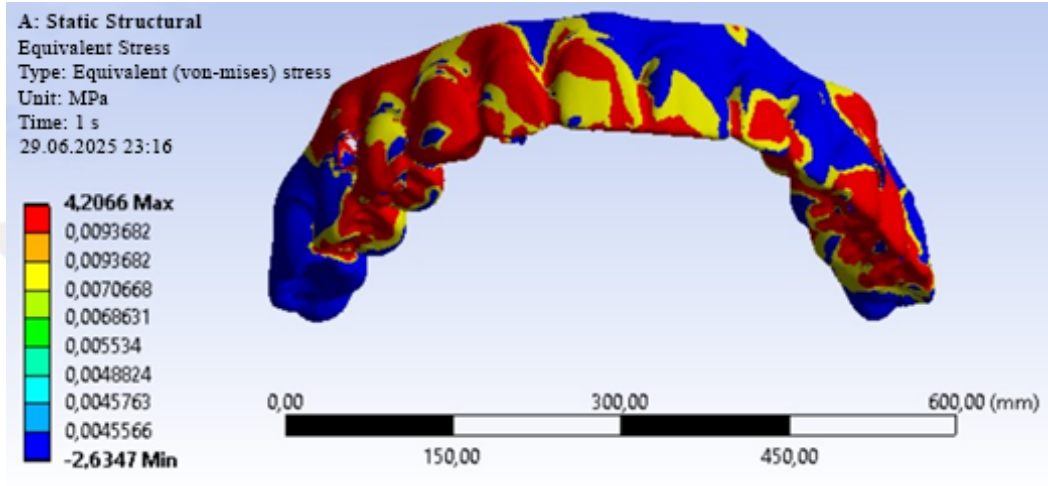
Şekil 4.18. Grup 2 gerilme dağılımı

Grup 3: Üstyağı üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, diğer gruplara göre daha az olmakla beraber stres birikiminin ağırlıklı olarak 1. ve 2. Premolar bölgenin bukkal kasplarında ve devamında kanin kontakt bölgelerinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 2,1033 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.19.)



Şekil 4.19. Grup 3 gerilme dağılımı

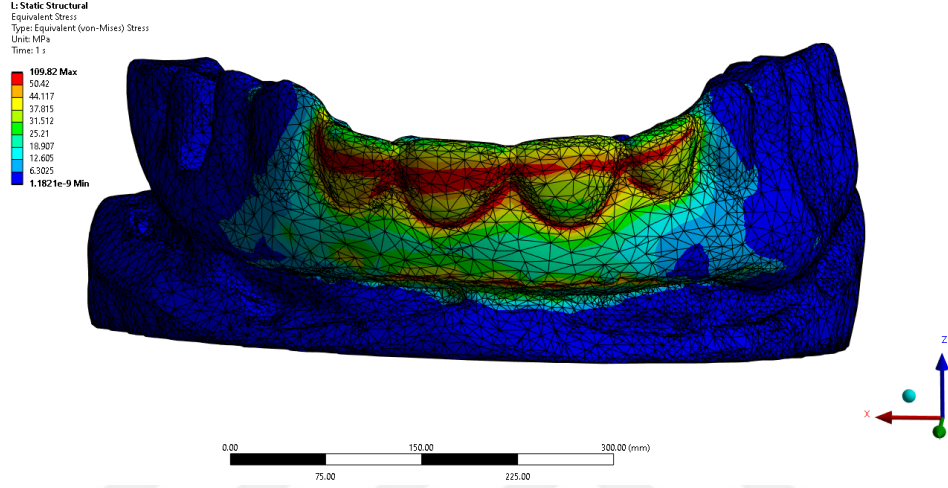
Grup 4: Üstyapı üzerinde oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, stres birikiminin özellikleri vida çıkış delikleri olmak üzere diğer bölgelere de yaygın bir şekilde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 4,2066 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.20.)



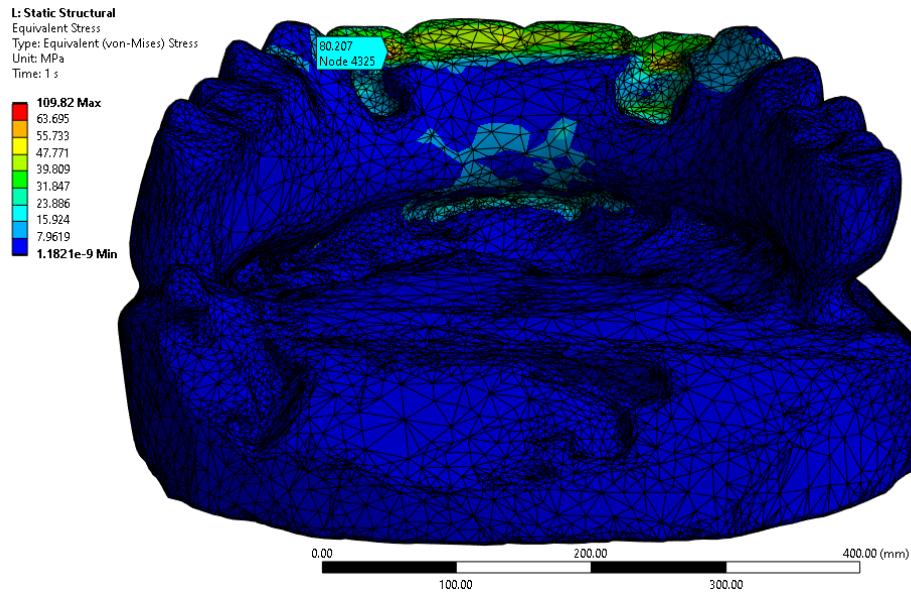
Şekil 4.20. Grup 4 gerilme dağılımı

4.4. Altyapı ve Üstyapının Bileşke Hali Üzerinde Görülen Von Mises Stresleri (σ_vM):

Grup 1: Co-Cr altyapı ile monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinde oluşan Von Mises gerilmeleri hem anterior hem de posterior bölgelerden değerlendirilmiş olup, bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 109,82 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.21., Şekil 4.22.)

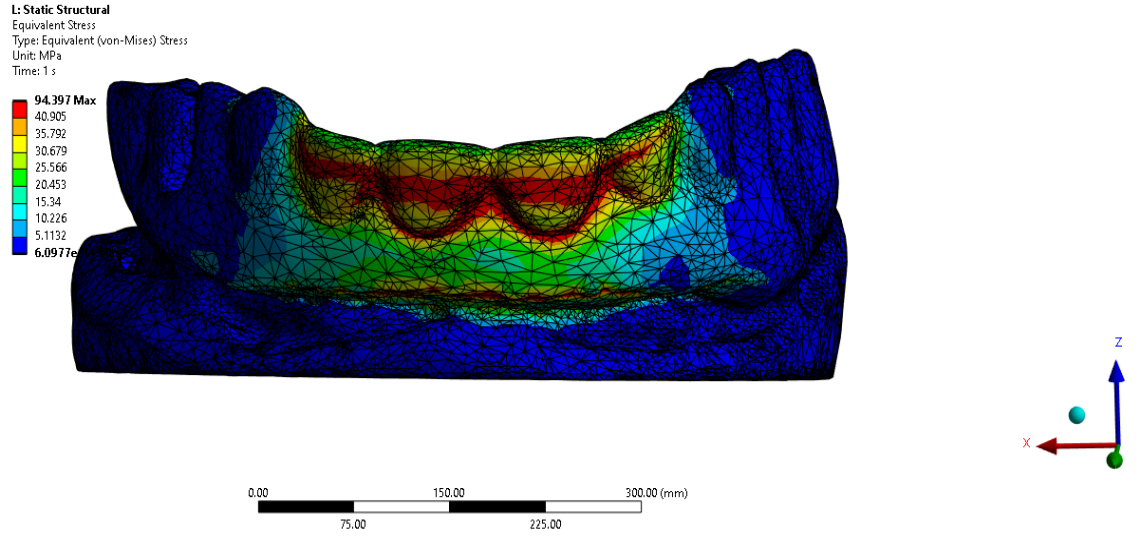


Şekil 4.21. Grup 1 gerilme dağılımı (Ön Görünüm)

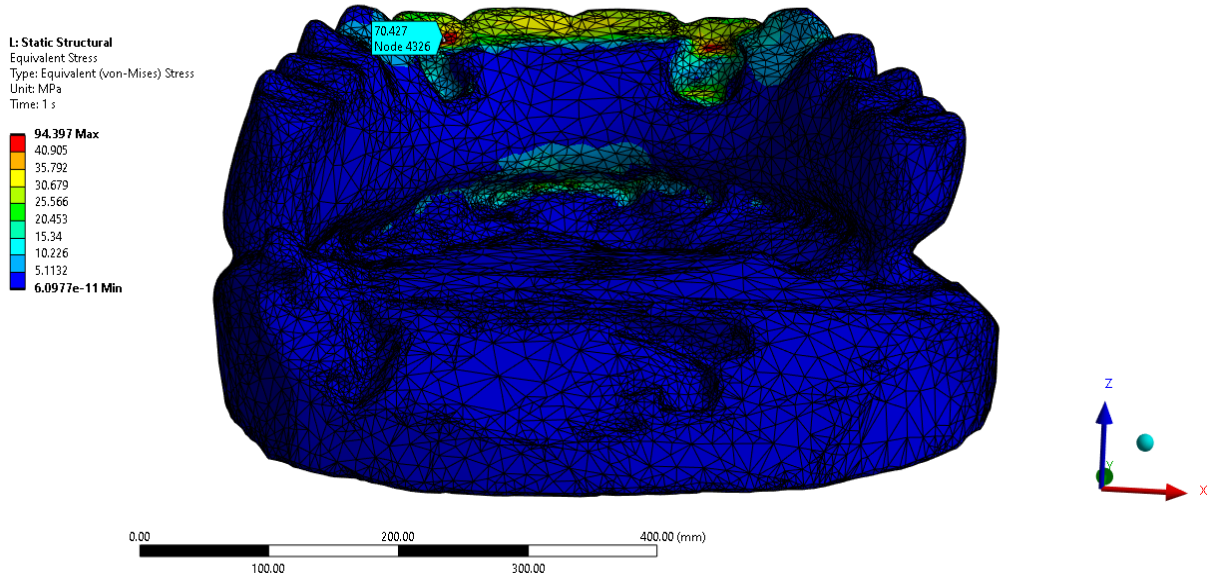


Şekil 4.22. Grup 1 gerilme dağılımı (Arka Görünüm)

Grup 2: Titanyum altyapı ile monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinde oluşan Von Mises gerilmeleri hem anterior hem de posterior bölgelerden değerlendirilmiş olup, bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 94,397 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.23., Şekil 4.24.)

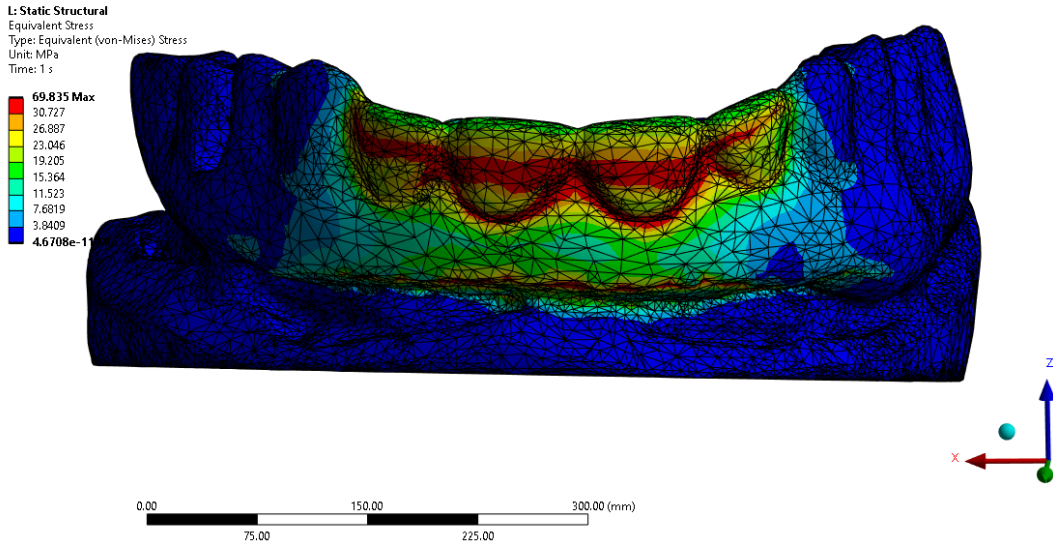


Şekil 4.23. Grup 2 gerilme dağılımı (Ön Görünüm)

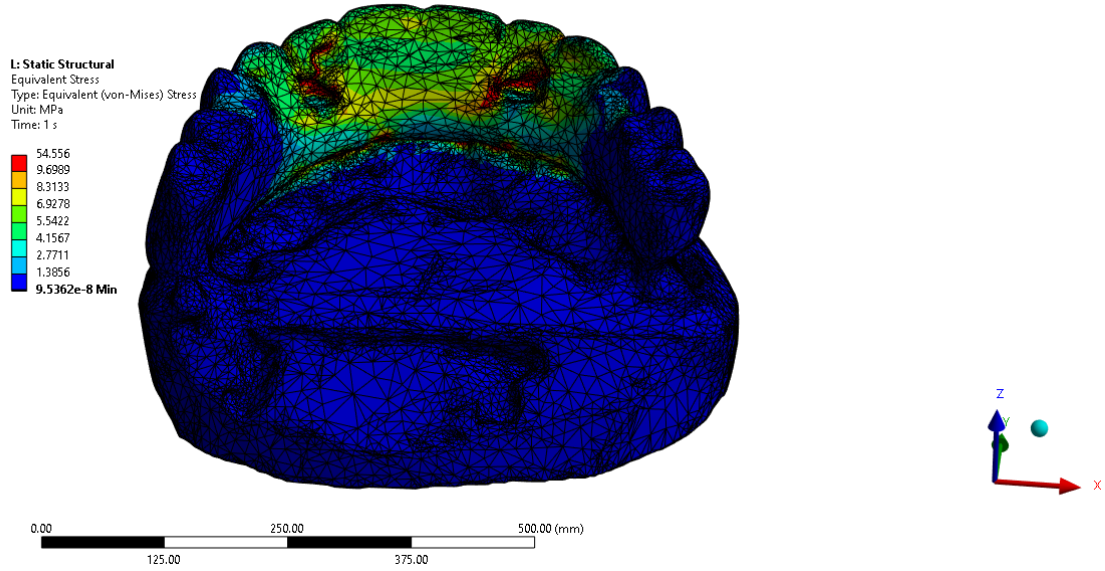


Şekil 4.24. Grup 2 gerilme dağılımı (Arka Görünüm)

Grup 3: Trilor altyapı ile monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinde oluşan Von Mises gerilmeleri hem anterior hem de posterior bölgelerden değerlendirilmiş olup, bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 69,835 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.25., Şekil 4.26.)

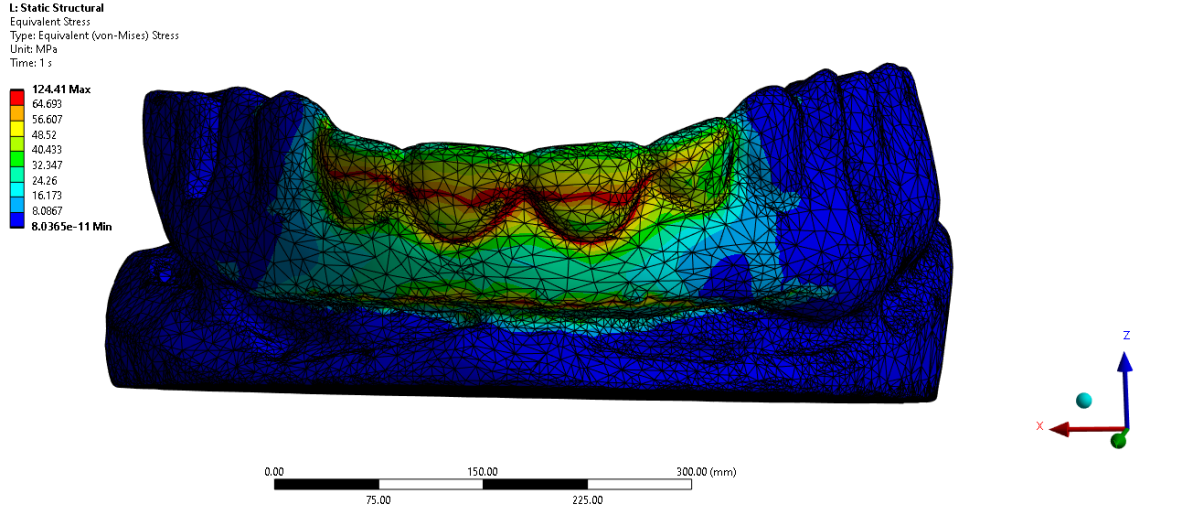


Şekil 4.25. Grup 3 gerilme dağılımı (Ön Görünüm)

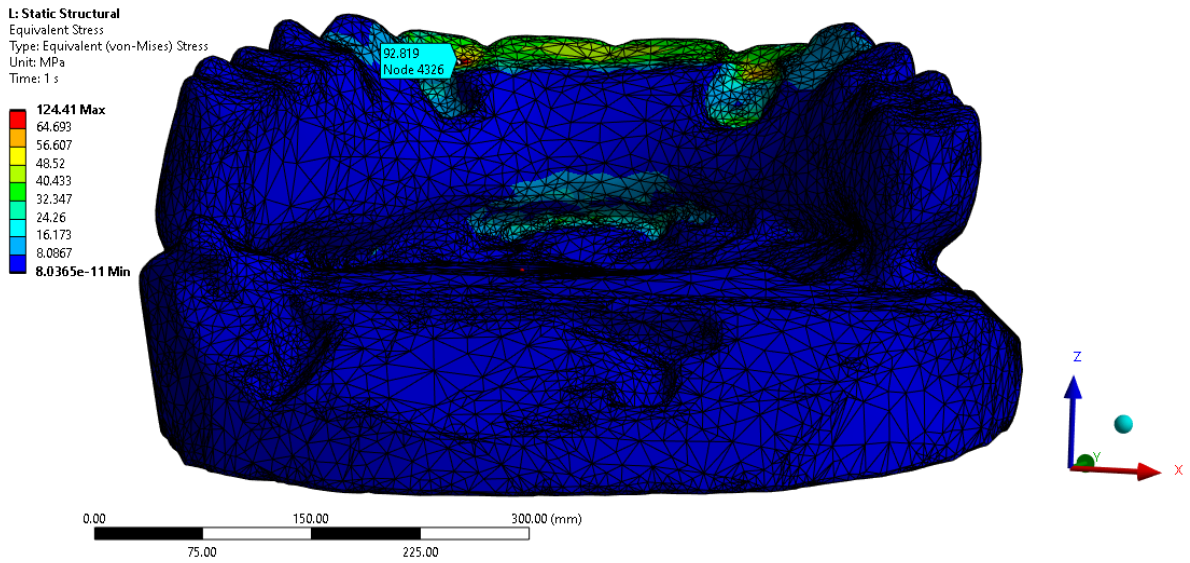


Şekil 4.26. Grup 3 gerilme dağılımı (Arka Görünüm)

Grup 4: zirkonya altyapı ile monolitik zirkonya üstyapı bileşkesinde oluşan Von Mises gerilmeleri hem anterior hem de posterior bölgelerden değerlendirilmiş olup, bu bölgelerde tespit edilen maksimum gerilme değeri 124,41 MPa olarak kaydedilmiştir. (Şekil 4.27., Şekil 4.28.)



Şekil 4.27. Grup 4 gerilme dağılımı (Ön Görünüm)



Şekil 4.28. Grup 4 gerilme dağılımı (Arka Görünüm)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada ortaya konulan sıfır hipotezi, “Atrofik üst çenede all-on-four konseptine dayalı tasarımlarda kullanılan kobalt-krom, titanyum, trilor ve zirkonya altyapı materyalleri arasında von mises gerilme dağılımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı” yönündedir. Kobalt-krom, titanyum, trilor ve zirkonya altyapı tasarımları ile üzerine monolitik zirkonya üstyapı kullanılarak oluşturulan implant destekli protezler sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonunda, elde edilen bulgular başlangıçta öne sürülen sıfır hipotezini reddetmiş; trilorun yapısal kompozit özellikleri ve elastik modül değerinin dentoalveoler dokulara daha yakın olması nedeniyle, von Mises gerilme dağılımında avantaj sağladığını ortaya koymuştur.

Tam dişsizlik durumlarının tedavisinde, uzun süredir implant destekli protezler yaygın olarak tercih edilmektedir. Geleneksel protez tedavilerine kıyasla, implantla desteklenen hareketli protezler dahi hasta memnuniyetinde belirgin artış sağlayabilmektedir,⁽²⁵⁹⁾ ancak psikososyal etmenler göz önüne alındığında, hastaların çoğu sabit implant üstü restorasyonları tercih etme eğilimindedir. Sabit protezlerin, hareketli alternatiflerine göre daha yüksek ısırma kuvvetine olanak tanınması ve çiğneme verimliliğini artırması, bireylerin sosyal yaşamda kendine güvenlerini güçlendiren başlıca etkenlerden biri olarak değerlendirilmektedir.⁽²⁶⁰⁾ Bu yüzden çalışmamızda oklüzal yükü klinikte karşılaşılan değerlere uygun biçimde 2. premolar ve 1. molar bölgelerine uyguladık.

Maksilla posterior bölgede kemiğin ince ve düşük yoğunluklu olması, kemik kalitesini düşürür. Bu bölgede oklüzal yüklerin anterior bölgeye göre daha fazla olması ve kemik kalitesinin düşük olması, implant yerleştirilmesini riskli hale getirir.⁽²⁶¹⁾ Bu nedenle çalışmamızda posterior implantları 30° distal açılı, 2. Premolar bölgesine yerleştirdik ve kortikal kalınlığı 2 mm’de sabitleyerek bu bölgedeki biyomekanik koşulları standartlaştırdık.

Atrofik çenelerde implant destekli protez planlandığında, sinüs yükseltme, implantları açılı yerleştirme ve kısa implant kullanımı gibi alternatif yöntemler tercih edilir. Sinüs yükseltme işlemi ise invaziv bir yöntem olup maliyeti artırması dezavantajlıdır.^(262,263) İşte bu yüzden çalışmamızda All-on-Six yerine açılı yerleşime dayalı All-on-Four konfigürasyonunu seçtik.

Kemik yoğunluğunun düşük olduğu ve kret rezorpsiyonunun ileri düzeyde görüldüğü vakalarda, maksiller sinüs ya da mental foramen gibi anatomik oluşumlar implant yerleşimini sınırlayan faktörlerdir. Bu engelleri aşmak amacıyla Malo ve arkadaşları.⁽²⁶⁴⁾

All-on-Four konseptini geliştirmiştir. Bu protokol, her iki çenede de uygulanabilecek şekilde, n bölgeye iki adet aksiyel implant ve posterior bölgeye iki adet açılı implant yerleştirilmesiyle, toplam dört implant desteği üzerine kurulan tam ark hibrit protez tasarımına dayanmaktadır. Anterior implantlar lateral diş bölgesine dik olarak konumlandırılırken; posterior implantlar maksillada sinüsün n duvarına paralel, mandibulada ise mental foramenin önünde ve distale doğru 30–45° açıyla yerleştirilir.⁽²⁶⁵⁾ Bizde alışma simlasyonumuzda lateral diş bölgesine 2 adet aksiyel, 2. premolar bölgesine 30° distal açılı toplam dört implant kullandık. Bu tekniğin uygulandığı olgularda kümülatif implant sağkalım oranlarının %92,2 ile %100 arasında olduğu rapor edilmiştir.⁽²⁶⁶⁾

İmplantların açılı olarak yerleştirilmesi, anterior-posterior (A-P) mesafeyi artırarak kantilever uzunluğunu azaltmakta ve oklüzal kuvvetlerin daha dengeli dağılmasına katkı sağlamaktadır.⁽²⁶⁷⁾ Bu yüzden çalışma gruplarımızda posterior implantları 30° distal açıyla konumlandırıp A-P mesafeyi maksimize ederek kantilever etkisini sınırladık. Distal bölgeye açılı olarak yerleştirilen implantların, rijit bir şekilde tam ark sabit protez ile splintlenmesi durumunda, peri-implant kemikte ve protez altyapısında oluşan stres değerlerini azalttığını ortaya koymaktadır. Bu bulgu, geleneksel olarak dikey implantlarla ve posterior kantileverle desteklenen maksiller sabit tam protezlere kıyasla biyomekanik açıdan belirgin avantajlar sağlamaktadır.⁽²⁶⁸⁾ Altyapı materyallerinin seçimi, implant destekli protezlerdeki gerilme dağılımı üzerinde de etkilidir.⁽²⁶⁹⁾ Bu nedenle çalışmamızda üstyapıyı monolitik zirkonya olarak sabit tutup izole ederek yalnızca altyapı materyalleri arasındaki farklılıkları değerlendirdik.

Kumari ve Ark.⁽²⁷⁰⁾ atrofik maksillada, All-on-Four konseptli modellerde 30°, 40° ve 45° açılı distal implantları incelemiş ve 45° aının peri-implant kemikte en kritik stres artışını oluşturduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, kemik kalitesine bağlı olarak 30° aının belirli kantilever uzunluklarında daha dengeli bir stres iletimine izin verdiğini rapor etmiştir. Başka bir çalışmada Sun ve ark;⁽²⁷¹⁾ All-on-four ve All-on-five konseptli modellerde, uygulanan yükleme altında 30° açıya sahip distal implantlar en uygun biyomekanik davranışı sergilemiş ve stres yoğunluğunu en aza indirerek sistemi stabilize etmiştir. Mevcut literatürde rapor edilen bulgular da dikkate alınarak, stres dağılımı açısından en uygun olduğu belirlenen 30° distal implant açısı standart değer olarak kabul edilmiş ve çalışmamızda tüm gruplarda sabit tutulmuştur.

All-on-four konseptinde, implantlar genellikle 3,5–4,3 mm çapında; ve 11,5–16 mm uzunluğunda olacak şekilde tercih edilmektedir.⁽²⁷²⁾ Bu seçimde, anterior bölgede kemik

yoğunluğunun nispeten yüksek olması, dar çaplı implantların primer stabiliteyi yeterli düzeyde sağlayabilmesi ve estetik bölgede daha az invaziv yaklaşım ihtiyacı etkili olmaktadır. Posterior bölgede ise, çiğneme kuvvetlerinin daha yüksek olması ve kortikal kemik desteğinin sınırlı olabilmesi nedeniyle daha geniş çaplı ve mümkün olduğunca uzun implantlar tercih edilerek yük dağılımı optimize edilmekte ve biyomekanik stabilite artırılmaktadır.⁽²⁷³⁾ Bizim çalışma gruplarımızda anterior bölgede kemik yıkımı fazla olduğundan dolayı anterior ve posterior bölgelerde geniş çaplı implantlar kullanılmıştır. Dişler, kemik, çevre dokular ve kullanılan dental materyaller üzerinde oluşan stres, ağız içindeki fonksiyonel (çiğneme, konuşma vb.) ve parafonksiyonel (bruksizm, diş sıkma vb.) kuvvetlerin bir sonucudur. Bu stresin yönü ve şiddetinin doğru şekilde belirlenmesi, ağız içi dokuların sağlığının korunması ve restorasyonların uzun dönem başarısının sağlanması açısından kritik öneme sahiptir. Bu nedenle diş hekimliğinde, stres dağılımının değerlendirilmesi amacıyla farklı analiz yöntemleri kullanılmaktadır.⁽²⁷⁴⁾

SESA, biyolojik dokular dahil olmak üzere tüm materyallerde ortaya çıkan gerilim (stress) ve şekil değiştirme (strain) değerlerini hesaplamak için kullanılan, matematik temelli bir mühendislik tekniğidir. Bu yöntemde, incelenecek biyolojik veya inorganik yapıların geometrik modeli, gerçek formuna mümkün olduğunca yakın şekilde oluşturularak sayısal biçimde ifade edilir. Bilgisayar teknolojilerindeki ilerlemelerle birlikte, SESA bilimsel araştırmalarda giderek daha fazla tercih edilir hale gelmiş; yüksek doğruluk ve ayrıntı düzeyi sayesinde, diğer yöntemlere kıyasla daha güvenilir sonuçlar sağlamıştır. Yöntemin temelinde, analiz edilecek yapının çok sayıda küçük eleman şeklinde bölümlere ayrılması ve her parçanın yük altındaki tepkisinin ayrı ayrı hesaplanarak tüm model için sonuçların birleştirilmesi yer alır. Bilgisayar destekli simülasyonlarda, kuvvetin büyüklüğü, uygulama yönü ve etki alanı tanımlanarak; buna bağlı olarak gelişen deformasyonlar, gerilim dağılımı ve stres yoğunluğu ayrıntılı biçimde değerlendirilebilir.⁽²⁷⁴⁾ Çalışmamızda bu sebeplerden dolayı ve gerçeğe yakın sonuçlar verdiği için üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Bazı araştırmacılar, gerinim ölçer yöntemini fotoelastik analiz veya sonlu elemanlar yöntemi (FEM) ile birlikte uygulayarak verilerin güvenilirliğini artırmaktadır. Bu metodolojiler, özellikle araştırma alanında diş hekimliğinde yaygın şekilde kullanılmakta; potansiyel biyomekanik sorunların öngörülmesine, daha ileri düzeyde deneysel çalışmaların ve klinik uygulamaların planlanmasına rehberlik edebilmektedir.⁽²⁷⁵⁾ Akça ve arkadaşları.⁽²⁷⁶⁾ diş hekimliğinde yaygın biçimde kullanılan sonlu elemanlar yöntemiyle yapılan stres analizi ile gerinim ölçer (strain gauge) tabanlı stres analizi

yöntemini karşılaştırmıştır. Bulgular, iki yöntemin ürettiği stres değerlerinin birbirine yakın olduğunu ortaya koysa da, sonlu elemanlar analizinde elde edilen modellerin hassasiyetinin daha yüksek olduğu ve sonuçların gerçek duruma daha yakın değerlere sahip bulunduğu belirtilmiştir. SESA yönteminin öne çıkan avantajları arasında, sonlu elemanların boyut ve şekil bakımından çeşitlilik gösterebilmesi sayesinde bir cismin geometrisinin gerçeğe uygun biçimde modellenmesi yer almaktadır. Ayrıca tek bir bölgenin ya da birden fazla alanın aynı analiz içerisinde değerlendirilebilmesi; farklı materyal türlerine ve geometrik özelliklere sahip yapıların kolaylıkla incelenebilmesi; sınır koşullarının basit şekilde tanımlanabilmesi ve yöntemin yüksek esneklik ile çok yönlülüğü sayesinde karmaşık sistemlerde sebep–sonuç ilişkilerinin etkin biçimde ortaya konabilmesi mümkündür. Bunun yanı sıra, birçok geleneksel yöntemle kıyasla analiz süresini kısaltabilmesi de önemli bir üstünlüğü olarak belirtilmektedir.⁽²³⁴⁾ Yürüttüğümüz çalışmada avantajları göz önüne alınarak sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır. Yöntemin başlıca sınırlılıkları arasında, analizlerde kullanılan bilgisayar yazılımlarının yüksek maliyetli olması ve çoğu durumda bu analizlerin, alanında uzman kişiler tarafından yürütülme gerekliliği bulunmaktadır. Ayrıca, modelleme sürecinin zaman alıcı olması, sonuçların doğruluğunun girilen geometrik, mekanik ve biyolojik verilerin hassasiyetine büyük ölçüde bağlı olması ve yanlış veya eksik parametre tanımlamalarının analiz güvenilirliğini olumsuz etkileyebilmesi de önemli dezavantajlar arasındadır. Bunun yanında, karmaşık modellerin hazırlanması ve sınır koşullarının doğru şekilde tanımlanması için ileri düzey teknik bilgi ve deneyim gerekliliği de yöntemin yaygın kullanımını sınırlayan etkenlerdendir.⁽²⁷⁷⁾ SESA, çoğunlukla iki boyutlu ya da üç boyutlu modeller üzerinden gerçekleştirilir. İki boyutlu sonlu elemanlar analizi, uygulama açısından daha basit olup yüksek donanım gerektiren bilgisayar sistemlerine ihtiyaç duymaz. Bununla birlikte, karmaşık geometrilere sahip yapıların incelenmesinde yeterli doğrulukta sonuçlar sunamayabilir. Üç boyutlu SESA yaklaşımında ise, tüm eksenlerdeki kuvvet bileşenleri hesaba katıldığından, elde edilen veriler gerçeğe daha yakın ve kapsamlı olma eğilimindedir.⁽²²²⁾ Sonlu elemanlar stres analizinde, canlı dokularda mevcut biyolojik değişkenlerin bir bölümü sabit varsayılır. Ayrıca, standardizasyon amacıyla, implant ile kemik arasındaki osseointegrasyonun %100 olduğu kabul edilir.⁽²⁷⁸⁾ Histolojik incelemeler, implant ile kemik arasındaki osseointegrasyon oranının genellikle %30 ile %70 arasında değiştiğini ortaya koymuştur.⁽²²²⁾

SESA, temelde deterministik matematiksel modellemeye dayanan bir yöntemdir ve kullanılan hesaplamalar varyans içermediğinden, sonuçlara doğrudan istatistiksel analiz

uygulanmamaktadır.⁽²⁷⁹⁾ Bu yaklaşımda, oluşturulan model grupların geometrik yapısındaki değişiklikler ve sınır koşullarının tanımlanmasındaki farklılıklar, elde edilen bulguların başka çalışmaların sayısal verileriyle birebir karşılaştırılmasını sınırlayan önemli etkenlerdir. Ayrıca, modelleme sürecinde kullanılan materyal özellikleri, yükleme biçimleri ve temas koşulları gibi parametrelerdeki farklılıklar da sonuçların genellenebilirliğini etkileyebilir. Bu nedenle SESA ile elde edilen veriler, çoğunlukla kendi içlerinde, yani aynı modelleme yaklaşımı, sınır koşulları ve materyal tanımlamaları kullanılarak yapılan karşılaştırmalarla değerlendirilmelidir. Bu çalışmada da benzer şekilde, stresin büyüklüğü, dağılım karakteristiği ve yönelimi parametreleri, yalnızca birbirleriyle kıyaslanarak analiz edilmiş; farklı metodolojilere sahip çalışmalarla doğrudan sayısal kıyaslamalardan kaçınılmıştır.⁽²⁷⁹⁾

İmplant destekli protezlerin başarısı, osseointegrasyon tamamlandıktan sonra maruz kaldıkları kuvvetlerin niteliği ile doğrudan ilişkilidir. Çiğneme kuvvetleri ağız içerisinde eşit şekilde dağılmaz. Ferrario ve ark.⁽²⁸⁰⁾ tarafından yapılan bir çalışmada oklüzal kuvvet dağılımı incelenmiş ve en yüksek kuvvet yoğunluğunun posterior bölgede olduğu belirlenmiştir. Bu da bizim çalışmamızdaki verilerle örtüşmektedir.

Bu çalışmada kuvvet uygulama yöntemi olarak foodstuff (gıda maddesi) simülasyonu tercih edilmiştir. Bu yaklaşım, çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin, implant veya restorasyon ile doğrudan etkileşiminin yanı sıra yiyeceğin mekanik özelliklerinden de etkilendiği gerçeğine dayanmaktadır. Yiyeceğin sertlik, elastiklik ve viskoelastik özellikleri, kuvvetin yönünü, büyüklüğünü ve sürekliliğini belirler. Geleneksel sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan sabit ve tek yönlü yükleme modelleri, ağız içi gerçek koşulları tam olarak yansıtmazken; foodstuff modeli kuvveti temas yüzeyi boyunca dağıtarak hem dikey hem de yatay bileşenleri dikkate alır. Literatürde de Skamniotis ve ark.⁽²⁸¹⁾ bu yöntemin, noktasal yüklemelere kıyasla özellikle posterior bölgede stresin yoğunluğu ve yönelimini daha doğru tahmin ettiği gösterilmiştir. Bizde bu yüzden çalışmamızda gerçek çiğneme stimülasyonunu yansıttığı için foodstuff tarzı yükleme uyguladık.

Çiğneme sırasında eksantrik hareketlerle ortaya çıkan laterotruziv temas alanları, alt çenedeki fonksiyonel tüberküllerin bukkal eğimleri ile üst çenedeki fonksiyonel tüberküllerin (palatinal tüberküller) palatinal eğimlerinden oluşur. Bu temaslar, çiğneme etkinliğinin verimliliğini ve oklüzal dengenin korunmasını sağlar. Ayrıca, doğru şekilde planlanmadığında restorasyon yüzeylerinde aşınma, periodontal dokularda aşırı yüklenme ve temporomandibular ekleme fonksiyonel bozukluklara yol açabilecek

potansiyeye sahiptir. Bu nedenle, protetik tedavi planlamasında laterotruziv temasların varlığı ve niteliği dikkatle değerlendirilmelidir.⁽²⁸²⁾

Çalışmamızda çiğneme kuvvetlerinin ağız içi koşullara en yakın şekilde modellenebilmesi amacıyla literatürdeki güncel yaklaşımlar esas alınmıştır. Bu doğrultuda, 150 N büyüklüğünde foodstuff tipi kuvvet, unilateral olarak çiğneme sırasında en fazla yük taşıyan ikinci premolar ve birinci molar bölgeye uygulanmıştır. Foodstuff modeli sayesinde kuvvet, dişlerle temas eden gıda maddesinin mekanik özelliklerini de yansıtarak, yükün hem temas yüzeyi boyunca dağılımını hem de dikey ve oblik bileşenlerini içerecek şekilde tanımlanmıştır. Bu yöntem, klasik noktasal veya yalnızca oblik kuvvet uygulamalarına kıyasla, daha fizyolojik ve biyomekanik açıdan gerçekçi bir yükleme senaryosu sunmaktadır.

İmplant destekli hibrit protezlerin üst yapı materyalleri ile ilgili literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Distal kantilever içeren implant destekli tam ark protezlerde, stres dağılımının dengeli olması ve yapısal rijiditenin artırılması amacıyla, akrilik dişler yerine elastisite modülü yüksek olan zirkonya veya porselen gibi materyallerin üst yapı olarak kullanılmasının biyomekanik açıdan daha uygun olabileceği bildirilmektedir.^(283,284) Güncel klinik uygulamalarda yaygınlaşan ve sağladığı üstünlükler nedeniyle, bizim çalışmada da farklı altyapı tasarımlarının üzerinde monolitik zirkonya kuronlar tercih edilmiştir.

Dört implantla desteklenen sabit protezlerde, 10 mm kantilever uzunluğunun stres dağılımı açısından güvenilir bir sınır olduğu bildirilmektedir.⁽²⁸⁵⁾ Kantilever uzunluğunun azaltılması, uygulanan kuvvet kolunu kısalttığından, protez ve destek implantlar üzerindeki gerilim stresi ve buna bağlı olarak oluşan stresleri azaltmakta; bu nedenle biyomekanik açıdan daha güvenilir bir yapı elde edilmesini sağlamaktadır.⁽²⁸⁶⁾ Bu nedenle, çalışmamızda da tüm gruplarda kantilever uzunluğu 10 mm olarak sabit tutulmuştur.

Deste ve Durkan⁽²⁸⁷⁾ tarafından gerçekleştirilen bir 3D sonlu elemanlar analizinde; implant gövdesinde belirli bölgelerde stres yoğunlaşmasının olduğunu göstermiştir, bu da bizim çalışmamızda gözlemlenen orta gövde stres oluşumu ile tutarlı bir karşılaştırma sağlamaktadır.

Yemini ve ark.⁽²⁸⁸⁾ modellemelerinde, All-on-4 sistemde kullanılan anterior implantlardaki ölçülen Von Mises stresin, posterior implantlardakinden daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu bulgu, bizim çalışmamızda da anterior bölgede stresin ön planda olduğu gözlemiyle güçlü bir literatürel uyum göstermektedir.

Hazır ve ark.⁽²⁸⁹⁾ All-on-4 protezlerde yaptıkları bir çalışmada , Co-Cr ve zirkonya altyapıların, titanyum ve PEEK'e kıyasla kemikle implantlarda daha düşük stres ve daha az deformasyon oluşturduğunu göstermiştir. PEEK, en yüksek stres ve deformasyon değerlerini verirken; Co-Cr ve zirkonya gruplarında deformasyon en düşük seviyede bulunmuştur. Sonuç olarak, elastisite modülü yüksek ve rijit materyallerin All-on-4 uygulamalarında biyomekanik olarak daha avantajlı olduğu belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada Bhering ve ark.⁽⁴¹⁾ gerçekleştirdiği bir All-on-four çalışmasında, altyapı materyali olarak krom-kobalt, titanyum ve zirkonya karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular, yüksek sertlik ve dayanım özelliklerine sahip krom-kobaltın biyomekanik açıdan en avantajlı sonuçları verdiğini ortaya koymuştur. Bu materyal, implant çevresindeki kemikte ve implant gövdesinde ölçülen stres değerleri açısından en düşük seviyeleri sergilemiştir. Protetik altyapı materyallerinde elastisite modülünün, yani sertliğin artması, abutment ile implant arasında stresin daha dengeli dağılmasını sağlar. Sert materyaller altyapıda daha yüksek stres birikimine yol açsa da, implantta oluşan stres miktarını azaltır.⁽²⁹⁰⁾ Yüksek sertlik ve elastisite modülüne sahip materyaller, oluşan yüksek gerilme değerlerine rağmen yapısal bütünlüklerini koruyarak kırılmaya karşı daha yüksek direnç gösterirler.

Çalışmamızın yapılan sayısal analizler sonucunda, implant materyallerinin ön ve arka bölgelerde üst çene kemiğine uyguladığı gerilme dağılımı arasında anlamlı farklılıklar olduğu gözlemlendi. Özellikle anterior implantlarda zirkonya ile yaklaşık 185,03 MPa, Co-Cr ile 172,12 MPa, titanyum ile 143,44 MPa ve trilor ile 93,234 MPa gerilme değerleri elde edilmiştir. Benzer şekilde arka bölgedeki implantlarda ise sırasıyla zirkonya 143,44 MPa, Co-Cr 137,15 MPa, titanyum 107,58 MPa ve trilor 71,718 MPa gerilme değeri görüldü. Bu farklılıkların temel nedeni, kullanılan materyallerin elastik modülü (young modülü), alaşımlar arasında oluşan kimyasal bağlara bağlı oluşan rijitlik gibi mekanik özelliklerin değişmesidir. Zirkonya ve Co-Cr gibi yüksek elastik modüle sahip, rijit materyaller yük transferini doğrudan kemik yapısına iletmekte ve bu nedenle kemik üzerinde daha yüksek gerilmelere neden olmaktadır. Buna karşılık, titanyumun daha esnek yapısı ve trilor'un polimer esaslı kompozit yapısı, yükü daha homojen dağıtarak kemik-implant arayüzünde oluşan gerilme miktarını azaltmaktadır. Kemik ile implant arasında oluşan gerilime karşı stres kalkını göreviyle titanyum ve trilor materyallerini avantajlı bir seçenek haline getirmektedir. Nitekim bu durum, biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde, rijit materyallerin yüksek dayanım sağlamasına karşın, uzun

vadede kemik rezorpsiyonu riskini artırabileceğini; daha esnek materyallerin ise kemik uyumunu iyileştirerek biyolojik entegrasyonu destekleyebileceğini göstermektedir. Dolayısıyla, implant materyali seçimi yalnızca mekanik dayanım göz önünde bulundurularak değil, aynı zamanda kemik ile biyomekanik uyumu ve yük aktarım özellikleri dikkate alınarak yapılmalıdır. De Giorgis ve ark.⁽²⁹¹⁾ tam ark implant destekli protezlerde trilor altyapıların mekanik performansını altın ve titanyum altyapılarıyla karşılaştırmış, yük altında trilor altyapıların daha düşük gerilim değeri gösterdiğini rapor etmiştir. Araştırmacılar, bu özelliğin kuvvetlerin daha dengeli iletilmesini sağladığını vurgulamıştır. Bizim çalışmamızda da Trilor altyapılı grupta ölçülen stres değerlerinin diğer materyallere kıyasla en düşük düzeyde olması, bu bulgularla uyumlu olup, trilor altyapıların biyomekanik açıdan potansiyel koruyucu etkisini desteklemektedir.

Bu çalışma, biyomekanik sistemi yalınlaştıran bazı varsayımlar içermektedir. Öncelikle tüm bileşenler lineer-elastik ve izotropik kabul edilmiş; Trilor'un olası ortotropik yapısı, zirkonyanın kırılkan karakteri ve metallerin plastik deformasyon davranışları modele yansıtılmamıştır. İmplant, abutment, vida ve bar arayüzlerinde tam osseointegrasyon varsayılmış; sürtünme, mikrogaplar, vida gevşemesi gibi süreçler kapsam dışında bırakılmıştır. Maksilla tabanındaki sınırlar, klinik gerçekliği basitleştirilmiş bir biçimde yansıtmış, yumuşak doku uyumu modele dahil edilmemiştir. Ayrıca atrofik üst çene geometrisi ve 2 mm kortikal kalınlık sabit tutulmuş; implant yerleşimi, açıları, MUA yüksekliği, kantilever uzunluğu ve üstyapı tipinin standartlaştırılmasıyla hastaya özel varyasyonlar göz ardı edilmiştir. Karşılaştırmalar esas olarak Von Mises gerilmeleri üzerinden yapılmış, principal gerilmeler ve kemik adaptasyon eşikleri incelenmemiştir. Son olarak, ağ inceliği, eleman tipi ve ölçüm yöntemleri özellikle pik gerilme değerlerini etkileyebilmektedir. Dolayısıyla, bu in-silico çalışmanın sonuçları, mutlak değerlerden ziyade gruplar arasındaki eğilimleri ve karşılaştırmalı farkları vurgulayan bir çerçevede yorumlanmalıdır.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

1. All-on-four tedavi konseptinde altyapı materyalinin elastisite modülü, hem altyapıda hem de implant ve peri-implant kemikteki stres dağılımının şeklini ve büyüklüğünü doğrudan etkilemektedir.
2. İmplantlarda oluşan maksimum Von Mises stresleri incelendiğinde, yüklemenin uygulandığı tarafta anterior bölgedeki implantlarda gözlenen gerilim değerlerinin, posterior implantlara kıyasla daha yüksek olduğu belirlenmiştir.
3. Maksimum Von Mises gerilimin implant gövdesinin orta üçlü bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir.
4. Düşük elastisite modüllü materyaller daha esnek yapıları sayesinde yükleri absorbe edebilmekte ve implant çevresinde daha dengeli bir stres dağılımı sağlayabilmektedir.
5. Trilor gurubunda, diğer materyallere kıyasla en düşük stres değerleri elde edilmiş olup, bu bulgu materyalin şok absorpsiyon kapasitesinin biyomekanik avantajını desteklemektedir.
6. Bulgular, altyapı materyali seçiminde yalnızca estetik ve üretim kolaylığı değil, biyomekanik performans ve peri-implant kemik korunması gibi faktörlerin de göz önünde bulundurulması gerektiğini ortaya koymaktadır.
7. Trilor gibi fiber ile güçlendirilmiş rezin kompozit materyaller, özellikle atrofik çene vakalarında veya kemik yoğunluğu düşük hastalarda, stres dağılımını iyileştirerek implant ömrünü uzatma potansiyeli taşıdığı öngörülmüştür.
8. Bu çalışma, in-silico koşullarda gerçekleştirilmiş olup, elde edilen bulguların uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Resnik R. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4th ed. Elsevier Health Sciences; 2020.
2. Wolff J. Functional shape of bone. In: The Law of Bone Remodelling. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 1986. p. 75-83.
3. Maló P, Nobre MA, Lopes A. Immediate rehabilitation of completely edentulous arches with a four-implant prosthesis concept in difficult conditions: an open cohort study with a mean follow-up of 2 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(5):1177-90.
4. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(4):612-21.
5. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(11):139-47.
6. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res*. 2018;8(2):84-92.
7. Zhang Z, Chen J, Li E, Li W, Swain M, Li Q. Topological design of all-ceramic dental bridges for enhancing fracture resistance. *Int J Numer Methods Biomed Eng*. 2016;32(6):e02749.
8. Academy of Prosthodontics. The Glossary of Prosthodontic Terms. 7th ed. Mosby; 1999.
9. Murray PDF. Bones: A Study of the Development and Structure of the Vertebrate Skeleton. Cambridge: Cambridge University Press; 1936.
10. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent*. 2003;89(5):427-35.
11. Bras J. Mandibular atrophy and metabolic bone loss. *Int Dent J*. 1990;40(5):298-302.
12. Atwood DA. Reduction of residual ridges in the partially edentulous patient. *Dent Clin North Am*. 1973;17(4):747-54.

13. Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontol Scand.* 1988;46(3):135-40.
14. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent.* 1971;26(3):266-79.
15. Kingsmill VJ. Post-extraction remodeling of the adult mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1999;10(3):384-404.
16. Ali SA, Karthigeyan S, Deivanai M, Kumar A. Implant rehabilitation for atrophic maxilla: a review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(3):196-207.
17. Ramezanzade S, Aeinehvand M, Khurshid Z, Keyhan SO, Fallahi HR, Abbasi A. Treatment options for oral rehabilitation of the atrophic maxilla: a literature review. *Avicenna J Dent Res.* 2023;15(3):122-33.
18. Nevins M, Fiorellini JP. Placement of maxillary posterior implants. In: *Implant Therapy: Clinical Approaches and Evidence of Success.* Vol. 2. Chicago: Quintessence Publishing; 1998. p. 153-69.
19. da Silva VF, Santiago JF Jr, Panzarini SR, Pellizzer EP. Placement of dental implants in the maxillary tuberosity: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(2):229-38.
20. Ridell A, Gröndahl K, Sennerby L. Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(1):94-8.
21. Goiato MC, Dos Santos DM, Santiago JJ, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43(9):1108-16.
22. Ten Bruggenkate CM, Van Den Bergh JPA. Maxillary sinus floor elevation: a valuable pre-prosthetic procedure. *Periodontol* 2000. 1998;17(1):176-82.
23. Nocini PF, Albanese M, Fior A, De Santis D. Implant placement in the maxillary tuberosity: the Summers' technique performed with modified osteotomes. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(3):273-8.
24. Pommer B, Zechner W, Watzek G, Palmer R. To graft or not to graft? Evidence-based guide to decision making in oral bone graft surgery. In: *Bone Grafting.* London: InTechOpen; 2012. p. 1-25.

25. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):s88-94.
26. Candel E, Penarrocha D, Penarrocha M. Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. *J Oral Implantol.* 2012;38(1):461-6.
27. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hämmerle CHF, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Database Abstr Rev Eff (DARE): Quality-Assessed Reviews.* 2009.
28. Tallarico M, Meloni SM, Canullo L, Caneva M, Polizzi G. Five-year results of a randomized controlled trial comparing patients rehabilitated with immediately loaded maxillary cross-arch fixed dental prosthesis supported by four or six implants placed using guided surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(5):965-72.
29. Maló P, Nunes M, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A. Extramaxillary zygomatic implants. In: Chow J, editor. *Zygomatic Implants.* Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 87-107.
30. Soto-Peñaloza D, Zaragozı-Alonso R, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(3):e474-88.
31. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):836-55.
32. Yuan JCC, Sukotjo C. Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts. *J Periodontal Implant Sci.* 2013;43(2):51-7.
33. Ho CC, Dent MC, Jovanovic SA. The “All-on-4” concept for implant rehabilitation of an edentulous jaw. *Compend Contin Educ Dent.* 2014;35(1):1-8.
34. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad MD. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(10):ZE16-9.

35. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(3):310-20.
36. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR III. The All-on-4 shelf: maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(10):2520-7.
37. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The “All-on-4” immediate function concept: a review. *Natl J Dent Sci Res.* 2014;2:78-81.
38. Lopes A, Maló P, de Araújo Nobre M, Sanchez-Fernández E. The NobelGuide® All-on-4® treatment concept for rehabilitation of edentulous jaws: a prospective report on medium- and long-term outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(Suppl 2):e529-38.
39. Hegde P, Shenoy S, Rodrigues S, Shetty T, Pai U, Saldhana S. A study to compare the stress patterns in the edentulous mandibular bone around the two implant retained overdenture and the prosthesis restored with All-on-4 concept using the three-dimensional finite element analysis. *Indian J Forensic Med Toxicol.* 2020;14(1):1-7.
40. Agliardi EL, Pozzi A, Stappert CFJ, Benzi R, Romeo D, Gherlone E. Immediate fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: a prospective clinical and radiological study after 3 years of loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(2):292-302.
41. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C.* 2016;69:715-25
42. Lopez MA, Confalone L, Carinci F. Regeneration of atrophic crestal ridges with resorbable lamina. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2015;29(3 Suppl 1):97-100.
43. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M. Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24.
44. Baj A, Trapella G, Lauritano D, Candotto V, Mancini GE, Gianni AB. An overview on bone reconstruction of atrophic maxilla: success parameters and critical issues. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2016;30(2 Suppl 1):209-15.

45. Chiapasco M, Gatti C, Gatti F. Immediate loading of dental implants placed in severely resorbed edentulous mandibles reconstructed with autogenous calvarial grafts. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(1):13-20.
46. Bedrossian E, Stumpel L III, Beckely M, Indersano T. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6).
47. Von Arx T, Buser D. Horizontal ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):359-66.
48. Rocuzzo M, Ramieri G, Spada MC, Bianchi SD, Berrone S. Vertical alveolar ridge augmentation by means of a titanium mesh and autogenous bone grafts. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(1):73-81.
49. Ortega-Mejia H, Estrugo-Devesa A, Saka-Herrán C, Ayuso-Montero R, López-López J, Velasco-Ortega E. Platelet-rich plasma in maxillary sinus augmentation: systematic review. *Materials.* 2020;13(3):622.
50. Del Fabbro M, Wallace SS, Testori T. Long-term implant survival in the grafted maxillary sinus: a systematic review. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013;33(6).
51. Mangano C, Scarano A, Perrotti V, Iezzi G, Piattelli A. Maxillary sinus augmentation with a porous synthetic hydroxyapatite and bovine-derived hydroxyapatite: a comparative clinical and histologic study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(6).
52. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol 2000.* 2003;33(1):67-81.
53. Hämmerle CHF, Jung RE, Feloutzis A. A systematic review of the survival of implants in bone sites augmented with barrier membranes (guided bone regeneration) in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol.* 2002;29(Suppl 3):226-31.
54. González-Valls G, Roca-Millan E, Céspedes-Sánchez JM, González-Navarro B, Torrejon-Moya A, López-López J. Narrow diameter dental implants as an alternative treatment for atrophic alveolar ridges: systematic review and meta-analysis. *Materials.* 2021;14(12):3234.

55. Thoma DS, Cha JK, Jung UW. Treatment concepts for the posterior maxilla and mandible: short implants versus long implants in augmented bone. *J Periodontal Implant Sci.* 2017;47(1):2-12.
56. Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):872-81.
57. Chin M, Toth BA. Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices: review of five cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(1):45-53.
58. Uğurlu F, Sener BC, Dergin G, Garip H. Potential complications and precautions in vertical alveolar distraction osteogenesis: a retrospective study of 40 patients. *J Craniomaxillofac Surg.* 2013;41(7):569-73.
59. Troeltzsch M, Troeltzsch M, Kauffmann P, Gruber R, Brockmeyer P, Moser N, et al. Clinical efficacy of grafting materials in alveolar ridge augmentation: a systematic review. *J Craniomaxillofac Surg.* 2016;44(10):1618-29.
60. Spencer K. Implant based rehabilitation options for the atrophic edentulous jaw. *Aust Dent J.* 2018;63(1).
61. Terheyden H. A new technique of Le Fort I interpositional grafting for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46:53-4.
62. Aghaloo TL, Misch C, Iacono VJ, Wang HL. Bone augmentation of the edentulous maxilla for implant placement: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31.
63. Rocuzzo A, Marchese S, Worsaae N, Jensen SS. The sandwich osteotomy technique to treat vertical alveolar bone defects prior to implant placement: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2020;24:1073-89.
64. Nguyen TM, Caruhel JB, Khonsari RH. A subperiosteal maxillary implant causing severe osteolysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2018;119(6):523-5.
65. Takaoka K, Segawa E, Noguchi K, Kishimoto H, Urade M. Maxillary subperiosteal implantitis that caused severe bone resorption of the maxilla with perforation of the maxillary sinus and sinusitis: a case report. *Case Rep.* 2013.
66. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000.* 2014;66(1):72-96.

67. Merli M, Moscatelli M, Pagliaro U, Mariotti G, Merli I, Nieri M. Implant prosthetic rehabilitation in partially edentulous patients with bone atrophy: an umbrella review based on systematic reviews of randomised controlled trials. *Eur J Oral Implantol.* 2018;11(3).
68. Pjetursson BE, Ignjatovic D, Matuliene G, Brägger U, Schmidlin K, Lang NP. Transalveolar maxillary sinus floor elevation using osteotomes with or without grafting material. Part II: radiographic tissue remodeling. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(7):677-83.
69. Nedir R, Bischof M, Briaux J, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard J. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants: results from a private practice. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):150-7.
70. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival and complications of zygomatic implants: an updated systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016;74(10):1949-64.
71. Chrcanovic BR, Abreu MHNG. Survival and complications of zygomatic implants: a systematic review. *Oral Maxillofac Surg.* 2013;17:81-93.
72. Tuminelli FJ, Walter LR, Neugarten J, Bedrossian E. Immediate loading of zygomatic implants: a systematic review of implant survival, prosthesis survival and potential complications. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(Suppl 1):79-87.
73. Wang F, Monje A, Lin GH, Wu Y, Monje F, Wang HL, et al. Reliability of four zygomatic implant-supported prostheses for the rehabilitation of the atrophic maxilla: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(2).
74. Dominguez EA, Guerrero C, Shehata E, Van Sickels JE. Zygoma implants or sinus lift for the atrophic maxilla with a dentate mandible: which is the better option? *Dent Clin North Am.* 2019;63(3):499-513.
75. Malevez C. Zygomatic implants after 20 years: systematic overview and global perspective. In: Chow J, editor. *Zygomatic Implants.* Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 5-15.
76. Chow J, Wat P, Hui E, Lee P, Li W. A new method to eliminate the risk of maxillary sinusitis with zygomatic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6).

77. Kahnberg KE, Henry PJ, Hirsch JM, Öhrnell LO, Andreasson L, Brånemark PI, et al. Clinical evaluation of the zygoma implant: 3-year follow-up at 16 clinics. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65(10):2033-8.
78. Davó R, David L. Quad zygoma: technique and realities. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019;31(2):285-97.
79. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand.* 1986;57(4):285-9.
80. Knezović-Zlatarić D, Čelebić A, Lazić B. Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture wearers. *Acta Stomatol Croat.* 2002;36(2):253-9.
81. Suvarna KS, Layton C, Bancroft JD. Bancroft's theory and practice of histological techniques. Elsevier Health Sciences; 2018.
82. Ross MH, Pawlina W. Histology. Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
83. Linkow LI, Cherchève R. Theories and techniques of oral implantology. 1970.
84. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. LWW; 1986.
85. Cawood JI, Stoelinga PJW, Blackburn TK. The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;36(5):377-85.
86. Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dent.* 1999;8(1):90.
87. Bedrossian E, Sullivan RM, Fortin Y, Malo P, Indresano T. Fixed-prosthetic implant restoration of the edentulous maxilla: a systematic pretreatment evaluation method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(1):112-22.
88. Misch CE, Kutay Ö. Dental implant protezler. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2009.
89. Taş N, Eğilmez F. İmplant destekli hibrit protezlerin yapımında kullanılan materyaller ve üretim yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2021;31(2):305-15.
90. Durkan R, Deste G, Oyar P. Tam-ark implant-destekli monolitik zirkonya sabit dental protezler: literatür derlemesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2019;29(1):160-7.
91. Tunçdemir A, Özcan E. İmplant destekli sabit ve hareketli protetik restorasyonlar. *Med J Mustafa Kemal Univ.* 2011;2(6).

92. Sipahi C, Aydıntuğ YS. Mandibular defektin protetik rehabilitasyonu: olgu sunumu. *Gülhane Tıp Derg.* 2011;53:56-9.
93. Kola MZ, Shah AH, Khalil HS, Rabah AM, Harby NMH, Sabra SA, vd. Surgical templates for dental implant positioning; current knowledge and clinical perspectives. *Niger J Surg.* 2015;21(1):1-5.
94. Chiapasco M, Zaniboni M. Methods to treat the edentulous posterior maxilla: implants with sinus grafting. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):867-71.
95. Cabello G, González D, Fábrega G. The edentulous maxillary arch: a novel approach to prosthetic rehabilitation with dental implants, based upon the combination of optimum mechanical resources. *Dentistry.* 2014;4(4):1.
96. Agnini A, Agnini AM, Romeo D, Chiesi M, Pariente L, Stappert CFJ. Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):527-39.
97. Özdoğan A, İncesu A. İmplant destekli hibrit protezler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2016;26(2).
98. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):28-33.
99. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. In: Bidra AS, Parel SM, editors. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants.* 1st ed. Wiley; 2015. p. 152-65.
100. Von Gonten AS, Medina T, Woolsey GD, Hill DR. Modifications in the design and fabrication of mandibular osseointegrated fixed prostheses frameworks. *J Prosthodont.* 1995;4(2):82-9.
101. English CE. Critical AP spread. *Implant Soc.* 1990;1(1):2-3.
102. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):256-60.
103. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5).
104. Wong N. All-on-“X”: Final fixed prosthetic options for full arch implant cases. *Oral Health.* 2017;9.

105. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin*. 2004;48(2):499-512.
106. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences; 2012.
107. Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):133-8.
108. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014;111(6):443-7.
109. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):516-21.
110. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*. 1991;16(4):149-56.
111. Çevik P, Eraslan O. Diş hekimliğinde korozyon. *ADO Klin Bilim Derg*. 2013;7(1):1391-8.
112. BP Catalogue. Conventional solutions alloys. 2021.
113. Council on Dental Materials, Equipment. Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. *J Am Dent Assoc*. 1985;111(3):479-83.
114. Bergman B, Hugoson A, Olsson C-O. A 25-year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. *J Oral Rehabil*. 1995;22(8):595-9.
115. Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Brägger U, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):131-41.
116. Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent*. 2006;96(4):273-82.
117. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*. 8th ed. London: Blackwell Scientific Publications; 1990.
118. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosgeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(1):90-5.

119. Helldén LB, Ericson G, Olsson CO. The Cresco Bridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment-free, passively fitting superstructures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(1).
120. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4).
121. Brånemark PI. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977;16:1-132.
122. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res.* 2009;20(1):91-8.
123. Örtorp A. On titanium frameworks and alternative impression techniques in implant dentistry. *Swed Dent J Suppl.* 2005;(169):3-88.
124. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal – a review. *Quintessence Int.* 2005;36(7).
125. Hjalmarsson L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. Göteborg: Institute of Odontology, Department of Prosthetic Dentistry/Dental Materials; 2009.
126. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Health Sciences; 2021.
127. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):477-83.
128. Örtorp A, Jemt T. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the partially edentulous mandible: a 10-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(3):128-39.
129. Nilson H, Bergman B, Bessing C, Lundqvist P, Andersson M. Titanium copings veneered with Procera ceramics: a longitudinal clinical study. *Int J Prosthodont.* 1994;7(2).
130. Oda Y, Okabe T. Effect of corrosion on the strength of soldered titanium and Ti6Al4V alloy. *Dent Mater.* 1996;12(3):167-72.
131. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. *Dent Mater.* 2002;18(2):143-8.

132. Gebelein M, Richter G, Range U, Reitemeier B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal, or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. *J Prosthet Dent.* 2003;89(2):193-200.
133. Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int.* 2007;38(1).
134. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J.* 1992;16(3):109-13.
135. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):575-82.
136. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
137. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4).
138. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.* 2004;75(2):292-6.
139. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6).
140. Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, et al. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials.* 2002;23(8):1855-63.
141. Dion I, Bordenave L, Lefebvre F, Bareille R, Baquey C, Monties JR, et al. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics: Part II. Cytotoxicity of ceramics. *J Mater Sci Mater Med.* 1994;5:18-24.
142. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation-aging of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010;26(8):807-20.
143. Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *J Am Ceram Soc.* 1972;55(3):152-7.

144. Heuer AH, Lange FF, Swain MV, Evans AG. Transformation toughening: an overview. *J Am Ceram Soc.* 1986;69(3).
145. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.
146. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
147. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83-96.
148. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
149. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(11):866-76.
150. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3).
151. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005;21(5):476-82.
152. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hämmerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005;21(10):930-7.
153. Taskonak B, Griggs JA, Mecholsky JJ Jr, Yan JH. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. *Dent Mater.* 2008;24(5):700-7.
154. Sorensen JA. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol QDT.* 2003;26.
155. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assem Autom.* 2003;23(4):382-90.
156. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004;25(24):5539-45.

157. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8):641-52.
158. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials.* 2004;25(20):5045-52.
159. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):449-56.
160. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001;26(4):367-74.
161. Scribante A, Vallittu PK, Özcan M. Fiber-reinforced composites for dental applications. *BioMed Res Int.* 2018;2018:4734986.
162. Miyairi H, Nagai M, Muramatsu A. Studies on mechanical properties of denture base material laminated with organic fiber reinforced plastics. *Bull Tokyo Med Dent Univ.* 1975;22(4):273-80.
163. Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R. Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4 × 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(4):630-40.
164. Tanner J, Tolvanen M, Garoushi S, Säilynoja E. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite restorations in posterior teeth—results of 2.5 year follow-up. *Open Dent J.* 2018;12:476-82.
165. Bechir F, Bataga SM, Tohati A, Ungureanu E, Cotrut CM, Bechir ES, vd. Evaluation of the behavior of two CAD/CAM fiber-reinforced composite dental materials by immersion tests. *Materials.* 2021;14(23):7185.
166. TriLor® High Performance Polymer. Preat Corporation; 2021.
167. Eid R, Juloski J, Ounsi H, Silwaidi M, Ferrari M, Salameh Z. Fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth restored with computer-aided design/computer-aided manufacturing post and cores: a pilot study. *J Contemp Dent Pract.* 2019;20(1):56-63.
168. Lahoud L, Boulos P, Kahale D, Gheno E, Benedicenti S, Calasans-Maia MD, vd. Fracture load comparison of a new fiber-reinforced composite and

- zirconia in All-on-Four prosthesis: An in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2024;1-21.
169. Baghirova N, Kahya S, Hekimoğlu C. İmplant dayanak çeşitleri. *Selcuk Dent J.* 2022;9(2):662-74.
170. Şen N, Ölçer Us Y. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi. *Türkiye Klin. Diş Hekim Bilim Dergi.* 2019.
171. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1).
172. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5).
173. Misch CE. Occlusal considerations for implant-supported prostheses: implant-protective occlusion. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics.* 1st ed. 2005. p. 874-912.
174. Hasanreisioğlu U, Oğuz Eİ. İmplant tedavisinde başarıyı belirleyen faktörlerin değerlendirilmesi. *Turk Klin Prosthodont-Spec Top.* 2015;1(2):1-7.
175. Aykent F, Özdoğan MS, Soğancı G. Occlusion of implant supported prostheses. *Turk Klin J Prosthodont-Spec Top.* 2017;3(1):13-21.
176. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont.* 2007;20(6).
177. 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.* 2008;23(2).
178. Carrilho GP de B, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2005;18(2).
179. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(2):95-9.
180. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(5).

181. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult Von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(s6):202-16.
182. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(12):1276-84.
183. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios JV. Implant–abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med.* 2014;25(7):1825-30.
184. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5).
185. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(4):681-90.
186. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz P-O, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments: An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1998;25(9):721-7.
187. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(3).
188. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(s4):32-47.
189. 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.* 2016;31(3).
190. 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 Implant.* 2017;10(Suppl 1):139-46.
191. Fadanelli MA, Amaral FLB, Basting RT, Turssi CP, Sotto-Maior BS, França FMG. Effect of steam autoclaving on the tensile strength of resin

- cements used for bonding two-piece zirconia abutments. *J Oral Implantol.* 2017;43(2):87-93.
192. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, et al. 3-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(6):1134-41.
193. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont.* 2009;18(1):17-22.
194. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3).
195. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(11):1297-301.
196. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol.* 2011;37(1):174-82.
197. Ortega-Martínez J, Delgado LM, Ortiz-Hernández M, Punset M, Cano-Batalla J, Cayon MR, et al. In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: Screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing. *J Prosthet Dent.* 2022;127(3):470-6.
198. Shrestha R, Simsiriwong J, Shamsaei N, Moser RD. Cyclic deformation and fatigue behavior of polyether ether ketone (PEEK). *Int J Fatigue.* 2016;82:411-27.
199. Simsiriwong J, Shrestha R, Shamsaei N, Lugo M, Moser RD. Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;51:388-97.
200. Evans A, Horton H, Unsworth A, Briscoe A. The influence of nominal stress on wear factors of carbon fibre-reinforced polyetheretherketone (PEEK-OPTIMA® Wear Performance) against zirconia toughened alumina (Bilox® delta ceramic). *Proc Inst Mech Eng [H].* 2014;228(6):587-92.

201. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(6):743-9.
202. Koller M, Sprinz A, Francisco H, Chen A, Steyer E, Theisen K, et al. The effect of ceramic reinforced polyether-ether-ketone (PEEK) abutments on peri-implant tissues: a randomized controlled clinical trial – preliminary data. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(S20):173.
203. Al-Zordk W, Elmisery A, Ghazy M. Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *Int J Implant Dent.* 2020;6(1):24.
204. Atsü SS, Aksan E, Bulut AC. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(3).
205. Wittneben J, Joda T, Weber H, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):141-51.
206. Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and the risk of peri-implant disease – a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(10):1278-90.
207. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(11):1179-84.
208. Wilson TG Jr. The Positive Relationship Between Excess Cement and Peri-Implant Disease: A Prospective Clinical Endoscopic Study. *J Periodontol.* 2009;80(9):1388-92.
209. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006;201(8):501-7.
210. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(12):1379-84.

211. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28-35.
212. Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, Wicks R. A Systematic Approach to Definitive Planning and Designing Single and Multiple Unit Implant Abutments. In: Bidra AS, Parel SM, editors. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants.* 1st ed. Wiley; 2015. p. 10-20.
213. Catapano S, Ferrari M, Mobilio N, Montanari M, Corsalini M, Grande F. Comparative analysis of the stability of prosthetic screws under cyclic loading in implant prosthodontics: an in vitro study. *Appl Sci.* 2021;11(2):622.
214. Avrampou M, Mericske-Stern R, Blatz MB, Katsoulis J. Virtual implant planning in the edentulous maxilla: criteria for decision making of prosthesis design. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(A100):152-9.
215. Grande F, Pozzan MC, Marconato R, Mollica F, Catapano S. Evaluation of load distribution in a mandibular model with four implants depending on the number of prosthetic screws used for OT-bridge system: a finite element analysis (FEA). *Materials.* 2022;15(22):7963.
216. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.
217. Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, de Andrade MF, Galvão MR, Abi Rached A. Application of the finite element method in dentistry. *RSBO Rev Sul-Bras Odontol.* 2013;10(4):369-77.
218. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 1995;1995(2).
219. Ulusoy M, Ak A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Cilt II. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003. p. 687-9.
220. Akça K, Çehreli MC, İplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2).
221. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech.* 2007;40(11):2377-85.

222. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
223. Soykan E, Eskitaşçıoğlu G, Ünsal E, Bağış N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *Eur Ann Dent Sci.* 2013;40(2):87-95.
224. Ebrahimi F. Finite element analysis: new trends and developments. *BoD—Books on Demand;* 2012.
225. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014;24(3).
226. Taşkinsel E, Gümüş HÖ. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2015;8(8).
227. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekim Derg.* 2010;11(1):18-23.
228. Aydın C, Özen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1).
229. Soriano-Valero S, Román-Rodríguez JL, Agustín-Panadero R, Bellot-Arcís C, Fons-Font A, Fernández-Estevan L. Systematic review of chewing simulators: reality and reproducibility of in vitro studies. *J Clin Exp Dent.* 2020;12(12):e1189-e1195.
230. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials.* Elsevier Health Sciences; 2011.
231. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. Materials Science: A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res.* 1982;61(1):25-9.
232. Gümüş H. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
233. Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The comparison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in All-

- on-Four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2015;9(4):246-53.
234. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Yayınları. 2002;(17).
235. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Quintessence; 2002.
236. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(1):51-7.
237. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(6):657-65.
238. İnan M. *Cisimlerin mukavemeti*. İstanbul: İTÜ Vakfı; 2001.
239. Chandrupatla TR, Belegundu AD, Ramesh T, Ray C. *Introduction to finite elements in engineering*. Pearson, London; 2012.
240. Beer FP, Johnston ER, DeWolf JT, Mazurek DF, Sanghi S. *Mechanics of materials*. Cilt 1. New York: McGraw-Hill; 1992.
241. Zhu JZ. *The finite element method: its basis and fundamentals*. Elsevier; 2013.
242. Azid IA, Kwan ASK, Seetharamu KN. A GA-based technique for layout optimization of truss with stress and displacement constraints. *Int J Numer Methods Eng*. 2002;53(7):1641-74.
243. Afonso SMB, Macedo CMH, Oliveira DAP. Structural shape optimization under multicriteria conditions. In: *WCCM V – Fifth World Congress on Computational Mechanics*. 2002.
244. Braibant V, Fleury C. Shape optimal design using B-splines. *Comput Methods Appl Mech Eng*. 1984;44(3):247-67.
245. Chen Y, Zhou S, Li Q. Multiobjective topology optimization for finite periodic structures. *Comput Struct*. 2010;88(11-12):806-11.
246. Qian X, Sigmund O. Topological design of electromechanical actuators with robustness toward over- and under-etching. *Comput Methods Appl Mech Eng*. 2013;253:237-51.

247. Krog L, Tucker A, Kemp M, Boyd R. Topology optimisation of aircraft wing box ribs. In: 10th AIAA/ISSMO Multidisciplinary Analysis and Optimization Conference. Albany, New York: American Institute of Aeronautics and Astronautics; 2004.
248. Mayer RR, Kikuchi N, Scott RA. Application of topological optimization techniques to structural crashworthiness. *Int J Numer Methods Eng.* 1996;39(8):1383-403.
249. Nakanishi Y. Application of homology theory to topology optimization of three-dimensional structures using genetic algorithm. *Comput Methods Appl Mech Eng.* 2001;190(29-30):3849-63.
250. Bendsøe MP, Sigmund O. *Topology optimization: theory, methods, and applications.* Springer Science & Business Media; 2013.
251. Bendsøe MP, Kikuchi N. Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method. *Comput Methods Appl Mech Eng.* 1988;71(2):197-224.
252. Gorgularslan RM, Gandhi UN, Song Y, Choi SK. An improved lattice structure design optimization framework considering additive manufacturing constraints. *Rapid Prototyp J.* 2017;23(2):305-19.
253. Tang Y, Dong G, Zhou Q, Zhao YF. Lattice structure design and optimization with additive manufacturing constraints. *IEEE Trans Autom Sci Eng.* 2017;15(4):1546-62.
254. Entezari A. *Optimal sampling lattices and trivariate box splines.* Citeseer; 2007.
255. Jin N, Wang F, Wang Y, Zhang B, Cheng H, Zhang H. Failure and energy absorption characteristics of four lattice structures under dynamic loading. *Mater Des.* 2019;169:107655.
256. Nazi F. The hexagonal shape of the honeycomb cells depends on the construction behavior of bees. *Sci Rep.* 2016;6(1):28341.
257. Križaj D, Kolb H, Fernandez E, Nelson R. *The Organization of the Retina and Visual System.* 2019.
258. Paufler P, ed. *Quasicrystals and Geometry.* *Z Für Krist - Cryst Mater.* 1997;212(5):399.
259. İmplant destekli mandibular overdenture protezlerin yaşam kalitesine olan etkisinin değerlendirilmesi: Pilot çalışma. *ResearchGate.* 2025.

260. Fürhauser N, Busenlechner D, Haas R, Millesi W, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, vd. Bite force after fixed full-arch implant rehabilitation (all-on-4) compared to complete dentures and dentate patients. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(S17):365.
261. Raikar S, Talukdar P, Kumari S, Panda SK, Oommen VM, Prasad A. Factors affecting the survival rate of dental implants: A retrospective study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017;7(6):351-5.
262. Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13 Suppl:11-45.
263. Takal AA, Mollaoğlu N. Dental implantlarda erken ve geç dönem kayıplarının nedenleri. *ADO Klin Bilim Derg.* 2021;10(2):118-26.
264. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 Immediate Function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(S1).
265. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol.* 2011;37(4):431-45.
266. Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S. Ongoing crestal bone loss around implants subjected to computer-guided flapless surgery and immediate loading using the All-on-4® concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(5):831-43.
267. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):405-14.
268. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, vd. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011;105(1):5-13.
269. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures: A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;35:92-9.

270. Kumari A, Malhotra P, Phogat S, Yadav B, Yadav J, Phukela SS. A finite element analysis to study the stress distribution on distal implants in an all-on-four situation in atrophic maxilla as affected by the tilt of the implants and varying cantilever lengths. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020;20(4):409.
271. Sun X, Cheng K, Liu Y, Ke S, Zhang W, Wang L, vd. Biomechanical comparison of all-on-4 and all-on-5 implant-supported prostheses with alteration of anterior-posterior spread: a three-dimensional finite element analysis. *Front Bioeng Biotechnol.* 2023;11.
272. Matt. What is the Optimal All-On-X Implant Size? *AOX Surgery.* 2023.
273. Alazmi S. Role of implant diameter and length on success rates: A narrative review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2025. doi:10.4103/jpbs.jpbs_194_25.
274. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. *İçinde:* 2002. s. 1-11.
275. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMD, Haddad MF, vd. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014;40(2):217-28.
276. Akça K, Uysal S, Cehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):331-6.
277. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34(3):281-5.
278. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, vd. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: A 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(S1).
279. Smith IM, Griffiths DV, Margetts L. *Programming the Finite Element Method.* John Wiley & Sons; 2013.
280. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18-22.
281. Skamniotis CG, Elliott M, Charalambides MN. Computer simulations of food oral processing to engineer teeth cleaning. *Nat Commun.* 2019;10(1):3571.
282. Okeson J. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion.* N Y State Dent J. 2003;69(7):61.

283. Gomes ÉA, Barão VAR, Rocha EP, de Almeida ÉO, Assunção WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1202-9.
284. Assunção WG, Gomes ÉA, Barão VAR, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EAC. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010;21(3):689.
285. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in All-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):64-71.
286. Wang Q, Zhang ZZ, Bai SZ, Zhang SF. Biomechanical analysis of stress around the tilted implants with different cantilever lengths in All-on-4 concept. *BMC Oral Health*. 2022;22(1):469.
287. Deste G, Durkan R. Effects of All-on-Four implant designs in mandible on implants and the surrounding bone: A 3-D finite element analysis. *Niger J Clin Pract*. 2020;23(4):456-63.
288. Yemini BC, Mahendra J, Jigeesh N, *et al.* Comparison of Stress Distribution and Deformation of Four Prosthetic Materials in Full-mouth Rehabilitation with Implants: A Three-dimensional Finite Element Study. *J Contemp Dent Pract* 2020;21(11):1210–1217.
289. Sahin Hazir D, Sozen Yanik I, Guncu MB, Canay RS. Biomechanical behavior of titanium, cobalt-chromium, zirconia, and PEEK frameworks in implant-supported prostheses: a dynamic finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):97.
290. Comparison of stress distribution and deformation of four prosthetic materials in full-mouth rehabilitation with implants: A three-dimensional finite element study. *J Contemp Dent Pract*. 2025.
291. Fiber reinforced composites for full-arch implant-supported rehabilitations: an in vitro study. *ResearchGate*. 2025.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Hassan Majid Naji	Uyruğu	
Soyadı	AGHA OGHALI	Tel no	
Doğum Tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

	Mezun olduğu kurum	Mezuniyet Yılı
Lise	Irak Yüksek Başarılılar Lisesi	2010
Lisans	Gaziantep Üniversitesi	2017

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süresi
-	-	-
-	-	-
-	-	-

Yabancı Dilleri	Sınavı	Puanı
İngilizce	YÖKDİL	
-	-	-