



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Diş-İmplant Destekli Protezlerde PEEK Koping ve Farklı
Materyaller Kullanılmasının Stres Dağılımına Etkisinin
İncelenmesi: 3B SESA**

DOKTORA TEZİ

Aynil KESKİN

Lefkoşa
Eylül, 2024

AYNİL KESKİN

DIŞ-İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PEEK KOPİNG

VE FARKLI MATERYALLER KULLANILMASININ

STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ:

3B SESA

DOKTORA TEZİ

2024

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Diş-İmplant Destekli Protezlerde PEEK Koping ve Farklı
Materyaller Kullanılmasının Stres Dağılımına Etkisinin
İncelenmesi: 3B SESA**

DOKTORA TEZİ

Aynil KESKİN

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Ammar KAYSSOUN

Lefkoşa

Eylül, 2024

Onay

Aynil Keskin tarafından hazırlanan "Diş-İmplant Destekli Protezlerde PEEK Koping ve Farklı Materyaller Kullanılmasının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi: 3B SESA" başlıklı tez, kapsam ve nitelik açısından kalite standartlarına uygunluğu ile ilgili Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Yüksek Doktora Tezi olarak 17.09.2024 tarihinde kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	Adı - Soyadı
Jüri Başkanı:	Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Tuncer Burak Özçelik
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Oğuz Ozan
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Singe Taşar Faruk
Danışman:	Yrd. Doç. Dr. Ammar Kayssoun

İmza

[Handwritten signatures of Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy, Prof. Dr. Tuncer Burak Özçelik, Prof. Dr. Oğuz Ozan, Doç. Dr. Singe Taşar Faruk, and Yrd. Doç. Dr. Ammar Kayssoun]

Anabilim Dalı Başkanı Onayı

17/09/2024

Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy

Anabilim Dalı Başkanı

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

[Handwritten signature of Prof. Dr. Kemal Hüsnü Can Başer]

..... 2024

Prof. Dr. Kemal Hüsnü Can Başer
Enstitü Müdürü



Etik İlkelerine Uygunluk Beyanı

Bu tezin içinde sunduğum verileri, bilgileri ve belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi; tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu; çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce, sonuç ve bilgilere bilimsel etik kurallar gereği olarak eksiksiz şekilde uygun atıf yaptığımı ve kaynak göstererek belirttiğimi beyan ederim.

Aynil Keskin

27/08/2024

Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca hem klinik hem teorik anlamda kıymetli tecrübelerini benimle paylaşmaktan bir an bile tereddüt etmeyen, insani ve ahlaki değerlerini her zaman örnek alacağım, ne zaman yardıma ihtiyacım olsa yanıma koşan, mesleğe ve hayata dair bana çok şey kattığını düşündüğüm saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Ammar Kayssoun'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Lisansa başladığım ilk günden itibaren her adımını takip ettiğim, bilgi ve tecrübeleriyle eğitim hayatımıza ışık olan ve bizlere her zaman destek olan sayın dekanımız Prof. Dr. M. Mutahhar Ulusoy'a çok teşekkür ederim.

Yollarımızın yeniden kesişmesinden büyük mutluluk duyduğum, tez jüri üyesi olmayı kabul ederek bana destek olan değerli hocalarımız sayın Prof. Dr. Tuncer Burak Özçelik'e ve akademik hayatımdaki ilk günümünden itibaren elimden tutup hiç bırakmayan sayın Doç. Dr. Simgе Taşar Faruk'a çok teşekkür ederim.

Hem eğitim hayatımda hem de bu tez çalışmasının şekillenmesinde büyük katkıları olan, destek ve yardımlarını benden esirgemeyen sayın Prof. Dr. Oğuz Ozan'a ve tüm doktora eğitimim boyunca bana destek olup yanımda duran Prof. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz'a tez jürimde yer aldıkları ve dört yıldır bana sundukları tüm imkanlar için saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Her durumda her zaman yanımda olduğunu bilmenin bana verdiği huzurla doktora eğitimimi tamamlamamda büyük payı olan, sadece bir hoca değil bana bir kardeş gibi yaklaşan, varlığıyla bana şanslı hissettiren değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Delâl Bozyel'e çok teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince her zaman yanımda olan, iyi ve kötü tüm anları beraber paylaştığımız değerli asistan arkadaşlarıma, Dt. Tezcan Muslu, Dt. Selin Çakır ve Nesrin Hatipoğlu'na bana her zaman yardımcı oldukları için teşekkür ederim.

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda arkamda duran, girdiğim tüm yollarda beni koşulsuz destekleyen ve şüphesiz en büyük şansım olan aileme tüm zorluklarda yanımda oldukları ve bana onları gururlandırma şansı verdikleri için minnettarım.

Aynil Keskin

Özet

Diş-İmplant Destekli Protezlerde PEEK Koping ve Farklı Materyaller Kullanılmasının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi: 3B SESA

Keskin, Aynil

Doktora, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Eylül 2024, 163 sayfa

Amaç: Bu çalışma, maksiller posterior bölgede diş ve implant destekli sabit bölümlü protez (DİDSBP)'lerin başarısına Polietereeterketon (PEEK) koping ve üç farklı dental restoratif materyal kullanımının etkisini 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi (3B SESA) kullanılarak statik yükleme altında değerlendirmek üzere planlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Maksiller birinci ve ikinci molar dişlerin çekimi varsayılarak altı adet 3B SESA modeli tasarlanmıştır. İkinci molar bölgesine implant yerleştirileceği varsayılarak; kemik, implant, abutment, PEEK koping, ikinci premolar, periodontal ligament (PDL) ve farklı restoratif materyallerle birlikte [Metal-Destekli-Porselen (MDP), PEEK-Kompozit (PK) ve Monolitik Zirkonya (MZ)] altı adet 3-üyelı DİDSBP modellenmiştir. Daha sonra ilk üç grup için (MDP^{PEEK}, PK^{PEEK}, MZ^{PEEK}) PEEK kopingler dayanakların üzerine çift-kron sistemi göz önünde bulundurularak rezin simanla (25 µm) yapıştırılacak şekilde modellenirken, diğer üç grubun (MDP, PK, MZ) tasarımına PEEK koping dahil edilmemiştir. İmplant üzeri restorasyon için ayrılacak olan alanın totalde maksimum 8 mm olması planlanmıştır (PEEK koping: 1 mm, köprü restorasyonu: 2 mm). Protezlere vertikal ve oblik olmak üzere iki kez kuvvet uygulanmıştır. Belirlenen noktalardan vertikal yükleme için 250 N (uzun eksene 0°) ve oblik yükleme için 200 N (uzun eksene 30°) uygulanmıştır. Von Mises gerilimi, maksimum ve minimum asal gerilim değeri kriterleri analiz edilmiştir.

Bulgular: Üst yapı için kullanılan materyale bakılmaksızın, PEEK koping kullanımı maksimum ortalama stresleri azaltmıştır. Maksimum stres dağılımı dikkate alındığında PK'in kortikal kemik, implant ve vida üzerinde en yüksek strese neden olduğu görülmüştür. İlâveten, PEEK kopingin DİDSBP'in tasarımına dahil edildiğinde her model için PDL'de oluşturulan von Mises gerilimlerinin daha düşük olduğu gözlenmiştir.

Sonuç: Stres dağılımı, DİDSBP tasarımındaki PEEK kopingden olumlu etkilenmiştir. Kullanılan bu elastik materyal kemikte ve implantta daha düşük stresler oluştururken, doğal dişlerin etrafındaki stresler üzerinde anlamlı bir etkisi bulunamamıştır.

Anahtar kelimeler: diş-implant, statik yükleme, stres dağılımı, PEEK, SESA

Abstract

Investigating the Effects of Using PEEK Coping and Different Materials on the Stress Distribution in Tooth-Implant Supported Prostheses: 3D FEA.

Keskin, Aynil

PhD, Department of Prosthodontics

September 2024, 163 Pages

Purpose: This study was designed to evaluate the influence of utilizing Polyetheretherketone (PEEK) coping and three different dental restorative materials in the success of tooth and implant-supported fixed partial dentures (TISFPD) in the maxillary posterior region, under static loading by 3-Dimensional Finite Element Analysis (3D FEA).

Materials and Methods: Six 3D FEA models were designed assuming the extraction of maxillary first and second molars. Assuming the implant was inserted to the second molar region; bone, implant, abutment, PEEK coping, second premolar, periodontal ligament (PDL) and six 3-unit TISFPD with different restorative materials [Porcelain-Fused-to-Metal (PFM), PEEK-Composite (PC), Monolithic Zirconia (MZ)] were modeled. Then, PEEK copings were modeled to be cemented with resin cement (25 μ m) onto the implants as a double-crown system for the first three groups (PFM^{PEEK}, PC^{PEEK} and MZ^{PEEK}) whereas, the next three groups (PFM, PC, MZ) excluded a PEEK coping in their designs. The height of the region available for the prosthesis that will be placed over the implant is planned to be a maximum of 8 mm in total (PEEK coping: 1 mm, bridge restoration: 2 mm). The prostheses were loaded twice, vertically and obliquely. From the determined points, 250 N for vertical loading (0° to the long axis) and 200 N for the oblique loading (30° to the long axis) were applied. Von Mises tension, maximum and minimum principal tension value criterias were analyzed.

Results: Regardless of the material used for suprastructure, the maximum average stress was reduced by using PEEK coping. Considering the maximum stress distribution, PC appeared to have the highest stresses on the cortical bone, implant and screw. Additionally, the von Mises stresses formed in the PDL for each model were lower when PEEK coping was included in the design of the TISFPD.

Conclusions: The stress distribution was positively affected by the PEEK coping in TISFPD design. This elastic material used generated lower stresses in the bone and implant, while no significant effect was found on stresses around natural teeth.

Keywords: tooth-implant, static loading, stress distribution, PEEK, FEA

İçindekiler

Onay Sayfası	I
Etik İlkeler Uygunluk Beyanı	II
Teşekkür.....	III
Özet	IV
Abstract	VI
İçindekiler	VIII
Tablolar Listesi.....	XII
Şekiller Listesi.....	XIII
Kısaltmalar	XVI

BÖLÜM I

Giriş.....	1
Problem Durumu	1
Araştırmanın Amacı	3
Araştırmanın Önemi	4
Sınırlılıklar.....	4

BÖLÜM II

Kavramsal Temeller / Kuramsal Temeller ve İlgili Araştırmalar	5
Dental İmplantlar ve Tarihiçesi	5
Dental İmplant Materyalleri	6
Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	9
Transosteal İmplantlar.....	9
İntramukozal İmplantlar.....	10
Subperiosteal İmplantlar.....	11
Endosteal İmplantlar.....	12
Silindir İmplantlar.....	13
Blade İmplantlar.....	13
Konik İmplantlar.....	14
Vida İmplantlar.....	14
Doğal Diş ve Dental İmplant Arasındaki Farklılıklar.....	14

Uzun Ömürlülük.....	15
Mobilite.....	16
Perküsyon.....	18
Ağrı.....	18
Sondlama Derinliği.....	19
Kanama İndeksi.....	21
Krestal Kemik Kaybı.....	21
Radyografik Değerlendirme.....	22
Keratinize Doku	22
Peri-İmplant Hastalık.....	23
Dental İmplantların Endikasyonları.....	24
Dental İmplantların Kontraendikasyonları.....	25
İmplant-Destekli Protezlerin Avantajları.....	26
Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri.....	26
Kemik Hacmi ve Kalitesi.....	27
Pasif Uyum.....	28
İmplant Çapı ve Uzunluğu.....	29
İnternal ve Eksternal İmplant-Abutment Bağlantıları.....	31
Sabit Bölümlü Protezlerde Retansiyon Sistemleri.....	32
Destek Doğal Diş ve İmplant Sayısı, Protez Uzunluğu ve Tedavi Edilen Bölgenin Konumu.....	35
Oklüzal Kuvvetler.....	37
İmplant-Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması.....	38
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Blümlü Protezler.....	43
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Biyomekaniği.....	44
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Endikasyonları.....	45
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Avantajları.....	46
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Dezavantajları.....	46
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Tasarımları.....	46
Bağlantı Seçenekleri.....	48
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Komplikasyonları...52	
Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Dental Restoratif Materyaller.....	54
Kuvvet Analizleri.....	58

Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar.....	59
Kuvvet.....	59
Gerilim (Stress).....	60
Gerinim (Strain).....	60
Poisson Oranı.....	60
Young Modülü.....	61
Akma Noktası (Yield Point).....	62
İzotropik, Anizotropik ve Homojen Cisim.....	62
Asal Gerilim.....	62
Von Mises Gerilimi.....	62
Sınır Şartları.....	62
Kuvvet Analizi Yöntemleri.....	62
Fotoelastik Gerilim Analiz Yöntemi.....	63
Gerinim Ölçer Gerilim Analiz Yöntemi.....	63
Kırılğan Vernik Gerilim Analiz Yöntemi.....	64
Lazer Işını ile Gerilim Analizi.....	64
Termografik Gerilim Analiz Yöntemi.....	64
Radyotelemetri ile Gerilim Analiz Yöntemi.....	64
Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	64

BÖLÜM III

Yöntem.....	71
Araştırma Modellerinin Hazırlanması.....	71
Çalışma Grubu.....	72
Sınır Koşulları	78
Yükleme Koşulları	78

BÖLÜM IV

Bulgular Ve Yorumlar	80
Alveolar Kemikteki Stresler.....	80
PDL ve Doğal Dişlerdeki Stresler.....	86
PEEK Kopingdeki Stresler.....	88
Protetik Üst Yapılardaki Stresler.....	89
İmplant Sistemindeki Stresler.....	89

BÖLÜM V

TARTIŞMA	92
----------------	----

BÖLÜM VI

SONUÇ VE ÖNERİLER	105
Sonuç	105
Öneriler.....	105
Araştırma Sonuçlarına Yönelik Öneriler	105
İleride Yapılacak Araştırmalara Yönelik Öneriler.....	105
Kaynakça.....	106
EKLER.....	141
Ek-1. Yayın	141
Ek-2. İntihal Raporu	142
Özgeçmiş.....	143

Tablolar Listesi

	Sayfa
Tablo 1. İmplantlarda Kullanılan Titanyum Alaşımlarının Bileşimleri ve Özellikleri.	9
Tablo 2. Doğal Diş ve Dental İmplant Mobilite İndeksleri.	17
Tablo 3. Uzunluklarına Göre Dental İmplantlar İçin Önerilen Sınıflama	30
Tablo 4. Çaplarına Göre Dental İmplantlar İçin Önerilen Sınıflama	30
Tablo 5. DİDSBP'lerde Farklı Retansiyon Seçeneklerinin Doğal Dişler Üzerindeki Olası Etkileri.	35
Tablo 6. Çalışmada Kullanılan SESA Modelleri.	74
Tablo 7. Kullanılan Elemanlar ve Düğümler.	77
Tablo 8. Kullanılan Materyallerin Fiziksel Özellikleri.	77
Tablo 9. Vertikal ve Oblik Yükler Altında Her Gruptaki Kortikal ve Süngerimsi Kemikteki Pmin ve Pmax Değerleri.	80
Tablo 10. Vertikal ve Oblik Yükler Altında PEEK Kopinglerdeki Von Mises Stres Değerleri.	88

Şekiller Listesi

	Sayfa
Şekil 1. Transosteal İmplantlar.	10
Şekil 2. İntramukozal İmplantlar (Protez Kaidesine Bağlanan ve Mukozal Membrana Oturan, Epitelyumda Mekanik Bir Kilit Oluşturan Mantar Şeklinde Titanyum Eklentiler), 1. Epitel; 2. Submukoza; 3. Fibröz Bağ Dokusu; 4. Rezidüel Alveolar Kemik.	11
Şekil 3. Subperiosteal İmplantlar.	12
Şekil 4. Endosteal İmplantlar.	13
Şekil 5. Vida Tipi Dental İmplantlar.	14
Şekil 6. Doğal Dişte Bulunan Biyolojik Genişlik.	20
Şekil 7. (a) Doğal Diş ve (b) Dental İmplant Arasında Sondlamadaki Farklılık.	20
Şekil 8. Doğal Diş ve İmplantı Çevreleyen Yumuşak Doku ve Kolajen Fibrilleri.	23
Şekil 9. Lekholm ve Zarb'ın Kemik Kalitesi Sınıflandırması.	28
Şekil 10. Misch'in Kemik Sınıflandırması.	28
Şekil 11. İmplant-Abutment Bağlantı Türleri, (a) Eksternal Bağlantı, (b) İnternal Bağlantı.	32
Şekil 12. SB1, SB2 ve SB3 Protezlerde İmplant-Destekli Tasarım.	39
Şekil 13. İmplantın Pier Destek Olarak Kullanıldığı Protez Tasarımı.	42
Şekil 14. Doğal Dişin Pier Destek Olarak Kullanıldığı Protez Tasarımı.	43
Şekil 15. Doğal Dişte Uygulanan Kuvvetlerin PDL Tarafından Karşılanması.	45
Şekil 16. İmplantlarda Uygulanan Kuvvetlerin Kemiğe İletimi.	45

Şekil 17. Non-Rijit Bağlayıcılar; (a) NRB'lı DİDSBP, (b) Tenon-Mortise NRB, (c) Dovetail (Keyway) NRB, (d) Loop NRB, (e) Split NRB, (f) Cross Pin ve Wing NRB.	49
Şekil 18. Rijit Bağlayıcılı Dış-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protez.	51
Şekil 19. IMZ Sistemi.	52
Şekil 20. Kuvvet ve Deformasyon Türleri.	60
Şekil 21. Gerilim-Gerinim Eğrisi.	61
Şekil 22. Örnek Düğüm Noktaları ve Sınır Koşulları.	67
Şekil 23. Örnek Ağ Yapısı.	67
Şekil 24. (a) Modellenen Dental İmplant, Abutment, PEEK Koping ve İkinci Premolar Dış, (b) Yükleme Koşulları ve Uygulanan Kuvvetler.	73
Şekil 25. Çalışmada Kullanılan MDP ^{PEEK} Modeli.	75
Şekil 26. Çalışmada Kullanılan PK ^{PEEK} Modeli.	75
Şekil 27. Çalışmada Kullanılan MZ ^{PEEK} Modeli.	75
Şekil 28. Çalışmada Kullanılan MDP Modeli.	76
Şekil 29. Çalışmada Kullanılan PK Modeli.	76
Şekil 30. Çalışmada Kullanılan MZ Modeli.	76
Şekil 31. Fempro Modelde Oluşturulan Elemanlar.	78
Şekil 32. Modelin Etrafındaki Sınır Koşulları.	78
Şekil 33. Statik Vertikal Yükler Altında Alveolar Kemik, İmplant Sistemleri ve SBP'lerdeki Streslerin Gruplara Göre Dağılımı.	82
Şekil 34. Statik Oblik Yükler Altında Alveolar Kemik, İmplant Sistemleri ve SBP'lerdeki Streslerin Gruplara Göre Dağılımı.	82
Şekil 35. Statik Vertikal Yükleme Altında Kortikal Kemikteki Pmax ve Pmin Maksimum Asal Gerilimleri.	83

- Şekil 36.** Statik Vertikal Yükleme Altında Süngerimsi Kemikteki P_{max} ve P_{min} Maksimum Asal Gerilimleri. 84
- Şekil 37.** Statik Oblik Yükleme Altında Kortikal Kemikteki P_{max} ve P_{min} Maksimum Asal Gerilimleri. 85
- Şekil 38.** Statik Oblik Yükleme Altında Süngerimsi Kemikteki P_{max} ve P_{min} Maksimum Asal Gerilimleri. 86
- Şekil 39.** (a) Vertikal ve (b) Oblik Yükleme Altında PDL ve Dişlerdeki Streslerin Dağılımı, (c) Vertikal ve (d) Oblik Yükleme Altında PDL ve Dişlerdeki Von Mises Değerlerinin Grafikleri. 87
- Şekil 40.** (a) Vertikal Yükleme ve (b) Oblik Yükleme Altında PEEK Kopingler Üzerindeki Streslerin Dağılımları. 88
- Şekil 41.** (a) Vertikal ve (b) Oblik Yükleme Altında Protetik Üst Yapı ve Alt Yapılardaki Stresler. 89
- Şekil 42.** (a) Vertikal ve (b) Oblik Yükleme Altında İmplant Sistemlerindeki Streslerin Dağılımı, (c) Vertikal ve (d) Oblik Yükleme Altında İmplant Sistemlerindeki Von Mises Gerilim Değerleri Grafikleri. 90
- Şekil 43.** (a) Üst Yapılar ve Alt Yapılar İçin En Yüksek Stres Değerlerini Gösteren Modellerde Stres Dağılımları, (b) Vertikal ve (c) Oblik Yükleme Altında Üst Yapılar, Alt Yapılar ve PEEK Kopingler İçin Von Mises Gerilim Değerlerinin Grafikleri. 98

Kısaltmalar

PEEK	Polietereterketon
3B	3-Boyutlu
SESA	Sonlu Eleman Stres Analizi
µm	Mikrometre
MDP	Metal-Destekli-Porselen
PK	PEEK-Kompozit
MZ	Monolitik Zirkonya
DİDSBP	Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protez
PDL	Periodontal Ligament
Zr	Zirkonyum
Ti	Titanyum
PMMA	Polimetil Metakrilat
cpTi	Ticari Saf Titanyum
g/cm³	Gram / Santimetreküp
Maks.	Maksimum
%	Yüzde
°	Derece
Ti-6Al-4V	Titanyum 6-Aluminyum 4-Vanadyum
MÇD	Maksimum Çekme Dayanımı
MPa	Megapaskal
RB	Rijit Bağlayıcı

NRB	Non-Rijit Bağlayıcı
GPa	Gigapascal
Ni-Cr	Nikel-Krom
Cr-Co	Krom-Kobalt
Y-TZP	Yitriya Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali
PAEK	Poliaril Eterketon
CAD-CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım / Üretim
$\mu\epsilon$	Mikrogerinim
\leq	Eşit ya da Küçük
Pa	Pascal
ν	Gerinim
e_t	Enine Deformasyon
e_l	Boyuna Deformasyon
E	Elastisite Modülü
σ	Gerilim
ϵ	Şekil Değiştirme
MR	Manyetik Rezonans
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
STL	Standart Mozaikleme Dili (<i>Standard Tessellation Language</i>)
Ag-Pd	Gümüş-Paladyum

BÖLÜM I

Giriş

Problem Durumu

Profesör Brånemark'ın osseointegre dental implantları ilk kez tanıtmasından bu yana, oral rehabilitasyon alanında önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (Gao vd., 2024). Kısmi dişsiz hastalarda implant restorasyonlar hem estetik hem de fonksiyon açısından eksik dişlerin rehabilitasyonu için olası tedavi seçeneklerinden biridir (Ting vd., 2019). Bu bağlamda, osseointegrasyon sayesinde tam ve kısmi dişsiz çenelerin sabit ve hareketli protetik restorasyonlarla rehabilitasyonunda, dental implantlar en önemli seçenek haline gelmiştir (Misch, 1999). Yapılan çok sayıda uzun süreli klinik ve teorik çalışma, bağlantısız sabit bölümlü protezlerin mümkün olduğunca ilk tedavi seçeneği olması gerektiği sonucuna varmıştır. Ancak, implantlar için anatomik alan sınırlamaları olduğunda veya implantın osseointegrasyonunda başarısızlık meydana geldiğinde, implantların doğal dişlere bağlanması gerekebilmektedir (Ramoglu vd., 2013). Farklı mobilite özelliklerine sahip olan doğal diş ve dental implantların birbirine bağlanması, biyomekanik olarak tedaviyi karmaşık bir hale getirebileceğinden, bu iki yapıyı dayanak olarak beraber kullanan tedavi yöntemlerinde hala belirsizlikler mevcuttur (Rangert vd., 1995; Glišić vd., 2016).

Doğal diş ve implantlar arasındaki kemik ve dokusal hassasiyetle ilgili biyomekanik varyasyonlar, oklüzal yükler altında farklı derecelerde hareketliliğe ve tepkilere neden olmaktadır. Bu unsurlar, doğal dişlerin ve implantların tek bir protez sisteminde birbirine bağlanmasıyla ilgili sorunları gündeme getirmektedir. 1986 yılında ilk kez Ericsson vd. tarafından anlatılan diş ve implant-destekli protezlerin, implant sağ kalım oranı ve marjinal kemik kaybı açısından implant-destekli protezler kadar öngörülebilir bir tedavi yöntemi olduğu sonucuna varılmıştır (Zhiyong vd., 2004). Bununla birlikte, uzun vadeli klinik araştırmalar hem implantları hem de dişleri dayanak olarak kullanan protezlerin; dişlerin periodontal durumu, protez tasarımı ve parafonksiyonel alışkanlıkların olmaması gibi belirli koşulların karşılanması durumunda olumlu sonuçlar verebileceğini göstermiştir. Ayrıca, doğal diş ve implant destekli sabit bölümlü protez (DİDSBP)'lerin fonksiyonunda ilk beş

yıl düşük başarısızlık oranları ile karakterize edilmiştir (de Paula vd., 2018; Rammelsberg vd., 2021).

Doğal dişlerde bulunan periodontal ligament (PDL), dişler çiğneme kuvvetlerinden ortaya çıkan oklüzal streslere maruz kaldığında şok emici görevi görmekte ve tüm yönlerde 50-200 µm hareketliliğe izin vermektedir. Bunun aksine, implant, yalnızca 10 µm hareketlilikle kemiğe neredeyse sabittir (Naguib vd., 2023). Bu nedenle, doğal dişler dental implantlarla kıyaslandığında; horizontal yönde beş ila altı kat (Fenton vd., 1987), vertikal yönde ise dokuz ila on dört kat arasında (Parfitt, 1960) daha fazla mobilite özelliklerine sahip oldukları rapor edilmiştir. Yükleme sırasında implant ve diş arasındaki farklılıkların, DİDSBP'lerde meydana getirdiği kantilever etkisi; ileri eğilme momentine, abutment vidasının gevşemesine, implantın kırılmasına, bağlantı vidası, protez ya da implant boynun çevresinde bulunan kemikte kırıklara ve kemik rezorpsiyonuna neden olabilmektedir. Ayrıca, aşırı yük sonucunda implant çevresinde osseointegrasyon kaybı ve marjinal kemikte rezorpsiyon miktarında artış gözlenebilmektedir (Kayacan vd., 1997; Özçelik vd., 2011).

Diğer yandan, doğal diş ve implantın birbirine bağlanması üzerine yapılan araştırmalara bakıldığında, hala fikir ayrılıkları olduğu görülmektedir. *In-vitro* çalışmalar, eşit olmayan stres dağılımına dair kanıtlar gösterse de *in-vivo* araştırmalar genel olarak bu streslerin implanta ve çevre dokulara zarar vermediğini göstermiştir (Özçelik & Ersoy 2007; Penteado vd., 2019). Bunun yanında, DİDSBP planlamalarında, protezin tasarımıyla da ilgili çeşitli çalışmalar yapıldığı görülmüştür. Protezin bağlantı bölgesinde rijit veya non-rijit konnektörlerin kullanılmasının, üst yapı için hangi restoratif materyalin tercih edileceğinin ya da herhangi bir stres kırıcı elemanın protezin tasarımına eklenmesinin stres dağılımına nasıl etki ettiği halen araştırılmaya devam edilen konulardır.

Diş hekimliğinde *in-vitro* çalışmalar genellikle, dental sistemlerin biyomekaniğini ve mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisini incelemek amacıyla kullanılan sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile gerçekleştirilmektedir. İnvazif olmayan ve çalışmamızda da kullanılan bu yöntem, protetik tasarımların başarı oranını tahmin etmek ve implantlarla peri-implant kemikteki stres dağılımını incelemek amaçlarıyla sıklıkla kullanılmaktadır (Lin vd., 2006; Özçelik vd., 2011; Lencioni vd., 2020).

Fonksiyonel kuvvetlerden kaynaklanan stresler, implant sisteminin bileşenleri ve protetik materyaller tarafından alveolar kemiğe iletilmektedir. Bu sebeple, farklı elastisite modülüne sahip protetik materyallerin dental implant ve kemiğe iletilen stresleri etkileyebileceği bildirilmiştir (Chand vd., 2020). Literatürde, rijit materyallerin biyomekanik anlamda daha avantajlı olduğunu belirten çalışmalar olmasına karşılık, bunun aksini bildiren araştırmacılar da mevcuttur. Yüksek elastisite modülüne sahip olan rijit materyaller kullanıldığında streslerin implantı çevreleyen alveolar kemiğe daha fazla iletildiğini, daha esnek olan materyallerin kullanımının ise stresleri absorbe ederek kemiğe daha az iletilmesini sağladığını bildiren araştırmacılar karşılık; Polietereterketon (PEEK) gibi esnek materyaller kullanan ve Zirkonya (Zr) veya Titanyum (Ti) gibi daha rijit materyallerin kemikte daha az stres yoğunluğuna sebep olduğunu rapor eden araştırmacılara da rastlamak mümkündür (Skalak, 1983; Gracis vd., 1991; Lee vd., 2017; Yu vd., 2021).

Bu bilgiler ışığında, DİDSBP tasarımlarında düşük elastisite modülüne sahip PEEK materyalinin kullanımıyla stres kaynaklı sorunların azaltılabileceği öne sürülmüştür. Bu materyalin en karakteristik özelliği olan kemiğe yakın düşük elastisite modülü, diş hekimliği alanında geleneksel materyallere potansiyel bir alternatif olduğunu (Tekin vd., 2018) ve intraradiküler postlar, oklüzal splintler ve implant dayanakları da dahil olmak üzere pek çok farklı alanda kullanılabileceğini göstermiştir (Papathanasiou vd., 2020). Bunun yanında, çift kron (*double-crown*) destekli protezlerin, overdenture protezlerde hem dişlere hem de implantlara homojen bir tutuculuk sistemi sağladığı (Fobbe vd., 2019) ve PEEK materyalinin de implantlara iletilen streslerin azaltılması göz önünde bulundurulduğunda, bu sistem için uygun bir materyal olarak görüldüğü belirtilmiştir (Emera vd., 2019).

Araştırmanın Amacı

Yapılan literatür taramasında, birçok araştırmacının statik yüklemenin DİDSBP'ler üzerindeki etkilerini incelediği, ancak; farklı elastisite modülüne sahip üst yapı materyali kullanımının stres dağılımına nasıl bir etkisi olacağını inceleyen çalışmaların sınırlı olduğu ve stres kırıcı görevi gören PEEK koping ile kullanımının incelendiği çalışmaların ise eksik olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle bu tez çalışmasında, PEEK'li ve PEEK'siz iki farklı DİDSBP tasarımının, farklı elastisite modülüne sahip dental restoratif materyallerle kullanılmasının vertikal ve oblik yükleme altında doğal diş, PDL, dental implant, abutment, vida, PEEK koping, protetik materyaller ve kemik üzerinde oluşturduğu streslerin 3B SESA yöntemiyle

incelenmesi amaçlanmıştır. Bu işlem, bilgisayar yazılımı yardımıyla tasarlanan PEEK koping, MDP, PK ve MZ materyalleriyle hazırlanmış altı DİDSBP ile bu protetik üst yapıları taşıyan doğal diş, dental implant ve kemik modelleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. Daha sonra bu modellere vertikal ve oblik yönlerde belirlenen kuvvetler uygulanarak, bu kuvvetlerin belirtilen yapılar üzerinde yarattığı streslerin miktarı ve dağılımı SESA yöntemi ile incelenmiştir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, doğal diş ve dental implantın birbirine bağlanmasını gerektiren durumlarda çift-kron sistemi göz önünde bulundurularak PEEK koping ve farklı elastisite modülüne sahip farklı dental restoratif materyaller kullanılmasının, dental implant ve çevreleyen yapılardaki stres dağılımına bir etkisinin olmayacağı yönündeydi.

Araştırmanın Önemi

Çalışmamızın sonucunda, doğal diş-dental implant destekli protezlerin planlamasına alternatif, stres dağılımının en ideal şekilde karşılandığı yeni bir tasarıma ek olarak, farklı elastisite modülüne sahip restoratif materyaller kullanılmasının bu sistemin biyomekaniğine nasıl etki edeceği konusunda gelecekte yapılacak olan çalışmalara kaynak sağlamak hedeflenmiştir.

Sınırlılıklar

Bu çalışmada, SESA kullanılarak analiz edilen modellerin homojen, izotropik ve lineer olduğu kabul edilmiştir. Ancak, oral ortamda dokular daha kompleks ve anizotropik olduğundan, çalışmanın sonuçları bu limitasyonlar göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Bunun yanında, kemik ve dental implant arasında %100 osseointegrasyon olduğu varsayılmıştır. Ancak, klinik ortamda tam osseointegrasyon elde edilemeyeceğinden SESA metodunun gerçek klinik senaryoyu tamamen taklit etmeyebileceği dikkate alınmalıdır.

BÖLÜM II

Kavramsal Temeller / Kuramsal Temeller ve İlgili Araştırmalar

Dental İmplantlar ve Tarihçesi

Dental implantlar, sabit veya hareketli protezlerde tutuculuk ve destek sağlamak amaçlarıyla mukozal veya periostal tabakanın altına, kemiğin üzerine ya da içerisine yerleştirilen alloplastik materyaller olarak tanımlanmaktadır (Gupta vd., 2020). Özellikle son yıllarda oral rehabilitasyona ihtiyaç duyan hastaların yaşam standardını yükseltmek amacıyla dental implantların kullanımı oldukça yaygınlaşmış olsa da arkeolojik bulgular implant tarihinin aslında eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına dayandığını göstermektedir (Dağ & Karaçaylı, 2015). Günümüzdeki modern implantoloji ile benzerlik gösteren dental implant formlarının ise ortaya çıkmasının 20. yüzyılın ortalarına denk geldiği belirtilmektedir (Ring, 1995).

Oral rehabilitasyon alanında implantolojinin büyük atılımı, İsveç'te Lund Üniversitesi'nin Vital Mikroskopi Laboratuvarı'nda ortopedik bir cerrah olan Dr. Ingvar Branemark'ın başkanlığındaki İsveçli bir araştırma grubu sayesinde gerçekleşmiştir (Uzun & Keyf, 2012). Osseintegrasyon, 1960'lı yıllarda Branemark'ın bu kavramı keşfedip ilk olarak 1977 yılında ortaya atmasıyla oluşmuştur. Latince "os" kemik ve "integrate" birleşmek kelimelerinin bir araya gelmesiyle meydana gelmiştir. Branemark'ın yerleştirdiği ilk implantlar, biyolojik olarak uyumlu olduğunu bildirdiği titanyum alaşımından yapılmıştır. Yaptığı ilk çalışmalarındaki başarı oranlarını %50 olarak rapor eden araştırmacı, 1978 yılında Boston'da gerçekleştirilen Harvard Konsensusu'nda dental implantların beş yıllık sağ kalımı için gereken kriterleri belirlemiştir. Bu kriterler; dental implantın çevresindeki kemik kaybının implantın boyunun üçte birinden az olması ve mobilitesinin en fazla 1 mm olması şeklinde bildirilmiştir (Schnitman, 1980).

Diğer yandan, Zarb vd. 1979 yılında yayınladıkları çalışmalarında, köpeklere uyguladıkları polimetil metakrilat (PMMA) implantlarla başarısız sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bu araştırma sayesinde Branemark, uluslararası literatürde ilk defa alıntılanmıştır (Norton, 2006). Daha sonra 1982 yılında Zarb'ın öncülüğünde gerçekleştirilen Toronto konferansında, Branemark'ın sunduğu otuz yıllık araştırmaları ve yirmi yıla yakın takip ettiği vakalarının bulguları, günümüz modern implantolojinin şekillenmesinde büyük rol oynamıştır (Zarb, 1983).

İlk olarak “Herhangi bir yumuşak doku tabakası olmaksızın yabancı materyaller ve kemik arasındaki doğrudan temas” olarak tanımlanan osseointegrasyon, daha sonra “Canlı kemik ve implant arasında ışık mikroskobu seviyesindeki direkt bağlantı” olarak tanımlanmış (Dağ & Karaçaylı, 2015) ve son olarak Albrektsson vd. (2017) tarafından “İmplant dokulardan korumak amacıyla bir savunma mekanizması olarak oluşturulan arayüz kemiğinin yabancı cisim reaksiyonu” olarak açıklanmıştır (Albrektsson vd., 2017). Günümüzde, ortak anlamda kullanılmaya başlanan klinik başarı ile osseointegrasyon, dental implantların uzun dönem başarısı için şarttır (Albrektsson, 2008). Albrektsson, ideal osseointegrasyon için altı faktör listelemiştir. Bunlar: İmplant materyali, implant tasarımı, yüzey kalitesi, kemik durumu, cerrahi teknik ve implant yükleme prosedürüdür (Ellingsen vd., 2006). Günümüzde, ideal osseointegrasyona ulaşabilmek amacıyla implant materyal ve tasarımlarıyla alakalı çalışmalar devam etmektedir.

Dental İmplant Materyalleri

Sykaras vd. (2000), dental implantların üretiminde kullanılan materyalleri, kimyasal yapıları ve implante edildiği zaman doku ile uzun dönem ilişkisine göre olmak üzere iki kategoride sınıflamaktadır (Sykaras vd., 2000).

1) Kimyasal yapılarına göre:

- a. Metaller: Mükemmel mekanik özelliklerinden dolayı implantlar için ideal materyaller olarak tanımlanmaktadır. Günümüzde, yaygın olarak kullanılan saf titanyum ve titanyum alaşımlarının yanı sıra metal implant materyalleri arasında paslanmaz çelik, altın alaşımları, kobalt krom alaşımları ve tantal da bulunmaktadır (Jiang vd., 2020).
- b. Seramikler: Titanyum ve alaşımları dental implantlar için kullanılan en yaygın materyaller olmalarına rağmen, olası immünolojik ve estetik komplikasyonlar nedenleriyle yeni implant materyalleri geliştirilmiştir. Yüksek bükülme direnci, kırılma direnci ve doğal estetik özellikleri seramiklerin bu alanda tanıtılmasını sağlamıştır (Li vd., 2024). Seramikler; alümina oksit, hidroksiapatit, trikalsiyum fosfat, silikon nitrür, zirkonya ve biyocam gibi materyallerin de dahil olduğu büyük sınıf olarak tanıtılmaktadır (Jiang vd., 2020).
- c. Polimerler: Seramikler, inert davranışları ve uygun mekanik özellikleri nedenleriyle klinik implantlarda kullanılmakta ancak,

kırılganlık ve düşük düktilite özelliklerinden dolayı da bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Ayarlanabilir modül ve mekanik özelliklere, mükemmel eriyik işlenebilirliğe sahip olan polimerler, titanyum implantların yerine alternatif, umut vadeden bir diğer materyallerdir. Bunun yanında, biyolojik olarak tolere edilebilir materyaller oldukları bildirilmiştir (Shekhawat vd., 2021; Jiang vd., 2020).

2) İmplant edildiği zaman doku ile uzun dönem ilişkisine göre:

- a. Biyotolere: Canlı dokuya implante edilince kapsül formunda bir fibröz tabaka ile kaplanan materyallerdir.
- b. Biyo inert: Yüzeylerinde yakın kemik aposizyonuna izin verip temas osteogenezi sağlayan materyallerdir.
- c. Biyoaktif: Yüzeyinde yeni kemik oluşumuna izin veren, ayrıca birleştiği dokuyla iyon alışverişinde bulunup kimyasal bir yapışma sağlayan ve yapışma osteogenezi meydana getiren materyallerdir (Dağ & Karaçaylı, 2015).

1981 yılında titanyum ve alaşımlarının bu amaca yönelik olarak piyasaya sürülmesinden bu yana, dental implant restorasyonlarında kullanımları oldukça yaygınlaşmıştır (Hong & Oh, 2017; Shemtov-Yona & Rittel, 2015). Modern titanyum bazlı dental implantlar yüksek başarı oranlarına sahiptir ve nadiren komplikasyon ya da başarısızlıkla ilişkilendirilmektedirler. İyi mekanik özellikleri, yüksek direnç, korozyon direnci, düşük elastisite, düşük yoğunluk (4.5 g/cm^3) ve kemikle temasındaki iyi biyouyumluluğu nedenleriyle dental implantların, hareketli ve sabit protezlerin yapımında sıklıkla kullanılmaktadırlar (Nicholson, 2020; Dağ & Karaçaylı, 2015). Kullanılan ana alaşım ticari olarak saf titanyum olarak adlandırılan cpTi'dir (McCracken, 1999). Bu metal, saflığa ve işlenen oksijen içeriğine göre 1'den 4'e kadar numaralandırılmış dört sınıfta mevcuttur (Nicholson, 2020). Bu sınıflar korozyon direnci, düktilite ve dayanıklılık açısından farklılıklar göstermektedir.

Dental implantlar için en yaygın kullanılanlar ise en yüksek oksijen içeriğine (yaklaşık %0.4) ve en iyi mekanik dayanıklılığa sahip olan sınıf 4 cpTi'dir (Zhang & Chen, 2019; Liu vd., 2017). Bunun yanında, bazen 5. sınıf titanyum olarak da adlandırılan, Ti-6Al-4V alaşımı da mevcuttur. Farklı sınıf titanyum alaşımlarının bileşenleri Tablo 1'de gösterilmektedir. Sınıf 5 titanyum, üstün dayanıklılığı ve

düşük Young modülü dolayısıyla daha çok ortopedide yaygın olarak kullanılsa da diş hekimliğinde de kullanılabilir olduğu ve biyolojik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir (Nicholson, 2020). Ancak, bu alaşım hem alüminyum hem de vanadyum açığa çıkarabildiğinden biyolojik sorunlara neden olabileceği bildirilmiştir (Elias vd., 2019). Alüminyum kemik mineralizasyonuna engel olarak yapısal eksikliklere yol açarken (Klein, 2019), vanadyum sitotoksik özelliklerinden dolayı tip IV (alerjik) reaksiyonlara sebebiyet verebilmektedir (Thyssen vd., 2009). Buna rağmen, bu toksik etkilere neden olabilmek için her ikisinin de dokularda makul konsantrasyonlarda bulunması gerektiği ve bu alaşımdan salınan seviyelerin, toksik etki yaratmak için gerekli seviyelerin oldukça altında olduğu bildirilmiştir (Elias vd., 2019). Ayrıca, salınan miktarların bu iyonların ortalama besim alımının bile altında olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle bu alaşıma dair yapılan çalışmalarda, özellikle yüzeydeki oksit tabakasını güçlendirmek amacıyla işlendiğinde, tatmin edici bir osseointegrasyona ulaşılabileceği sonucuna varılmıştır (Bodelón vd., 2016).

Osseointegrasyonu arttırmak amacıyla dental implant yüzeylerinde çeşitli işlemler yapılabilmektedir (Nicholson, 2020). İmplant yüzey çalışmalarının amaçlarından birisi de immedat yüklemeye imkan sağlaması ve mümkün olan en kısa süreye çekilmesidir. İmplantların yüzey pürüzlülüklerini arttırmak ve osseointegrasyonu iyileştirmek amacıyla uygulanan teknikler dört başlıkta toplanmıştır. Bunlar: Fiziksel (mekanik), kimyasal, biyokimyasal ve diğer yöntemlerdir. İlerleyen yıllarda, implantların yüzey enerjilerinin artırılması, ıslanabilirlik değerinin hidrofilik seviyelere getirilmesi ve yüzeyin biyoaktif maddelerle kaplanması rutin hale geleceği bildirilmiştir (Dağ & Karaçaylı, 2014).

Tablo 1.

İmplantlarda Kullanılan Titanyum Alaşımlarının Bileşimi ve Özellikleri (Nicholson, 2020).

	cpTi Sınıf 1	cpTi Sınıf 2	cpTi Sınıf 3	cpTi Sınıf 4	Ti6Al4V
Titanyum	ca %99	ca %99	ca %99	ca %99	%90
Oksijen	%0.18	%0.25	%0.35	%0.4	M maks. %0.2
Demir	%0.2	%0.2	%0.2	%0.3	%0.25
Nitrojen	%0.03	%0.03	%0.05	%0.05	-
Hidrojen	%0.15	%0.15	%0.15	%0.15	-
Karbon	%0.1	%0.1	%0.1	%0.1	-
MÇD/MPa	240	340	450	550	900
Verim					
Dayanım/MPa	170	275	380	480	850
Başarısızlıkta Esneme/%	25	20	18	15	10

*MÇD, Maksimum Çekme Dayanımı

Dental İmplantların Sınıflandırılması

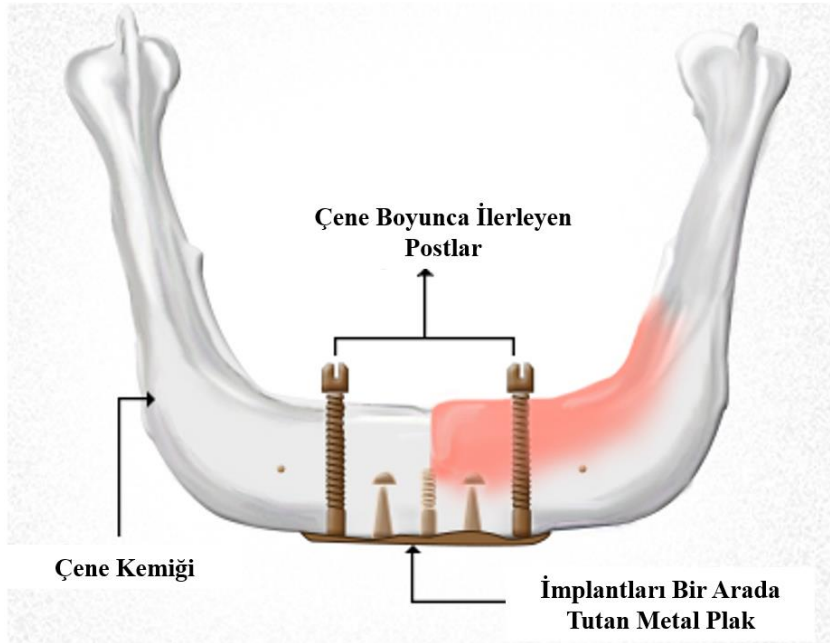
Diş eksikliklerini gidermeye yönelik çağdaş tedavi yöntemlerinden en popüler olanı, dental implantlar için, çeşitli sınıflandırmalar bulunmaktadır. Yaygın olarak kullanılan sınıflamaya göre temel olarak; transosteal, intramukozal, subperiosteal ve en sık kullanılan endosteal implantlar olmak üzere dört sınıfa ayrılmaktadırlar (Hürmüzlü & Mollaoğlu, 2023).

1) Transosteal İmplantlar. Mandibulanın tabanına denk getirilen ve mandibulayı alveolden basise kadar geçerek ulaşan implantlardır (Şekil 1). Oldukça geniş ve zor bir cerrahi teknik gerektirmelerinden dolayı günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmamaktadırlar (Sullivan, 2001). Mandibulanın alt kenar kısmından başlayarak, mandibulayı vertikal doğrultuda aşarak, kret tepesinde oral mukozaya kadar uzanabilen implantlardır. Stabilizasyon aşamasında performansı iyi olarak değerlendirilse de boyutlarının büyük olması bir dezavantaj olarak değerlendirilmektedir (Hürmüzlü & Mollaoğlu, 2023). Bu implantlar; dental implant çeşitleri arasında en travmatik cerrahi implant prosedürünü gerektirmesi, cerrahi

uygulamanın zorluğu, komplikasyon olasılığının fazlalığı, uygulama esnasında genel anestezinin önerilmesi, olası bir başarısızlık durumunda çıkarılmasının zor olması ve kemikte diğer implantlara kıyasla daha çok hasara neden olması sebepleriyle günümüzde tercih edilmemektedir. Bunun yanında, gingival hiperplazi, enfeksiyon, mandibular fraktür, kemik rezorpsiyonunda artış ve parestezi gibi komplikasyonların da gözlemlendiği rapor edilmiştir (Paton vd., 2002; Stellingsma vd., 2004).

Şekil 1

Transosteal İmplantlar (Hürmüzlü & Mollaoğlu, 2023).



2) İnteramukozal İmplantlar. Atrofik maksilla varlığı, protezde palatinal bölgede bir uzantının istenmediği ve protezin labial uzantılarının ise kısa olmasının istendiği durumlarda yirminci yüzyılda kullanılan ancak, günümüzde kullanımı olmayan implantlardır (Şekil 2). İnteramukozal implantlar, diş eti içerisine yerleştirilmekte ve yapı olarak diş köküne benzemektedirler. Uygulandıklarında diş eti içerisinde kalmakta ve kemiğe doğrudan tutunmamaktadırlar (Evasic, 1983).

Şekil 2

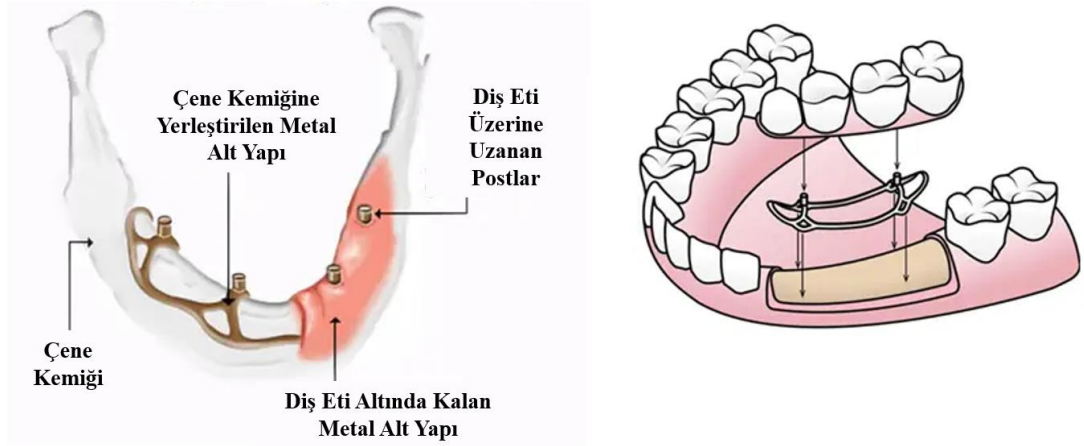
İntramukozal İmplantlar (Protez Kaidesine Bağlanan ve Mukozal Membrana Oturan, Epitelyumda Mekanik Bir Kilit Oluşturan Mantar Şeklinde Titanyum Eklentiler), 1. Epitel; 2. Submukoza; 3. Fibröz Bağ Dokusu; 4. Rezidüel Alveolar Kemik (Hürmüzoğlu & Mollaoğlu, 2023).



3) Subperiosteal İmplantlar. Subperiosteal implantlar alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen ve kişiye özel olarak tasarlanan implantlardır (Şekil 3). Kafes ya da çift taraflı çerçeve şeklinde ince metal alaşımlardan oluşmaktadır. Zamanla fibröz dokuya entegre olan bu implantlar, kemiğe ve periostun altına yerleştirilir. Gingivadan ağzın içerisine doğru yükselen bu uzantılar, fonksiyon sırasında oluşan basıncı kemik üzerine eşit bir şekilde dağıtmaktadır. Kemik üzerinden ölçü alınarak kişiye özel olarak üretildiklerinden, bu ölçünün alınabilmesi için kemik dokusu cerrahi işlem ile açığa çıkartılmaktadır (Hürmüzoğlu & Mollaoğlu, 2023). Bu implant çeşidi, kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu ve aşırı kemik rezorpsiyonu bulunan vakalarda tercih edilmiştir. Subperiosteal implantların özellikle döküm işlemlerinde büyük hassasiyet gerektirdiği bildirilmiştir (Harris, 1990). Yüksek enfeksiyon riski, osseointegrasyonda problem olması ya da implant yüzeyinin açığa çıkması gibi komplikasyonların yüksek olasılığı nedeniyle kullanımları azaltılmıştır (Albrektsson vd., 1981). Ayrıca, epitelde büyüme ve parestezinin çok sık meydana gelmesinden dolayı tercih edilmemektedirler (Hürmüzoğlu & Mollaoğlu, 2023). Ancak, son dönemlerde dijital tasarım sistemlerinin ve materyal teknolojilerinin gelişmesi sayesinde subperiosteal implantlarda komplikasyonların azaldığı ve bu implantların aşırı atrofik alveolar kretlerin varlığında alternatif tedavi haline geldiği belirtilmiştir (Dimitroulis vd., 2023).

Şekil 3

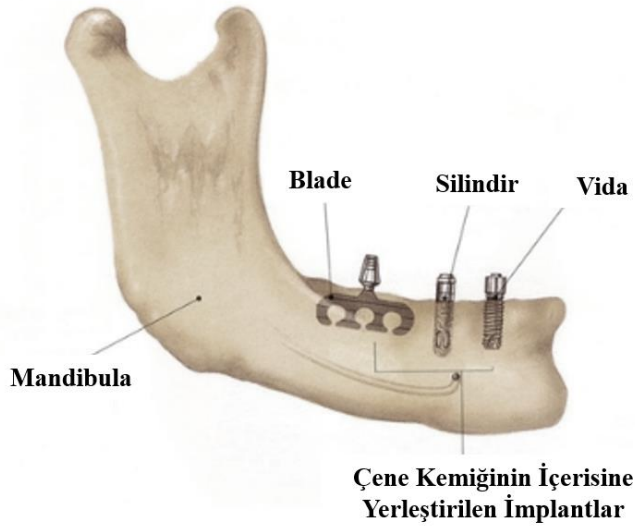
Subperiosteal İmplantlar (Hürmüzoğlu & Mollaoğlu, 2023).



4) Endosteal İmplantlar. Endosteal implantlar, maksilla veya mandibulada dişin soketine ya da dişsiz alveol kemiğin içerisine yerleştirilen, kaybedilen diş kökünün yerini alan implant tipidir (Şekil 4). Kemiğin içinde proteze destek olmasını sağlayan endosseoz implant gövdesi ile ankrāj oluşturan endosseoz abutment adı verilen tutucu parçalardan oluşurlar. Bu implant tipi günümüzde en yaygın olarak tercih edilen yöntemdir. Ayrıca diğer implant çeşitleri ile kıyaslandığında osseointegrasyon açısından daha başarılı bir profil çizdiği belirtilmektedir. İmplant ve canlı kemik doku arasında işlevsel, biyokimyasal ve rijit bir bağlantı şeklinde tanımlanan osseointegrasyonu en iyi sağlayan bu endosseoz implantların kullanımı; cerrahi uygulama tekniğinin daha kolay olması, düşük enfeksiyon riski ve yüksek başarı oranına sahip olması nedenleriyle günümüzde oldukça yaygındır (Gaviria vd., 2014). Silindir, blade, konik ve vida olmak üzere dört adet endosteal implant formu bulunmakta ve vida formunda olanlar son zamanlarda en sık tercih edilenlerdir (Hürmüzoğlu & Mollaoğlu, 2023).

Şekil 4

Endosteal İmplantlar (Hürmüzoğlu & Mollaoğlu, 2023).



Silindir İmplantlar. Silindir implantlarda yüzeyler birbirine paralellik göstermektedirler (Gaviria vd., 2014). İmplant yüzey özelliklerinin osseointegrasyon başarısında önemli bir faktör olduğu bildirilmekte (Misch & Misch, 1992) ve bu implantların, implant yüzeyinde bulunan kaplama veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon sağladıkları belirtilmektedir (Albrektsson vd., 1981). Yüzey modifikasyon yöntemleri ile oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün, osteoblastların yüzeye tutunmasında ve böylece osseointegrasyonu etkileyerek iyileşme sürecinde doğrudan rol oynadığı düşünülmektedir (Martin vd., 1995). İmplant yüzeyinin pürüzlendirilmesi vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlamaktadır. Bu yöntemlerle yüzeyde oluşturulan pürüzler vidanın yivlerine göre çok daha küçük boyutta olsa da molekül büyüklükleri sayesinde kemik ile dental implant arasında angström seviyesinde bir apozisyon sağlanmaktadır. Yerleştirilen implantların çapının implant yatağından daha geniş olması sayesinde yüzeyler arasında sürtünme oluşarak retansiyon sağlanmaktadır (Albrektsson vd., 1981; Siegele & Soltesz, 1989).

Blade İmplantlar. Tarihsel olarak daha önce geliştirilmesine rağmen 1960'ların sonlarına doğru popülerlik kazanan blade implantlar özellikle bukko-lingual boyutun yetersiz olduğu durumlarda kullanılmaktadır. Bu implantlar, alveolar krette kortikal kemik üzerinde hazırlanan yuvalar birleştirilerek elde edilen osteotomi hattına mümkün olduğunca derine penetre olacak şekilde yerleştirilmektedir (Linkow vd., 2016). Bıçak şeklindeki bu implantlar ince ve düzdür. Protezin yerleşeceği

yüzeylerinde post benzeri bir çıkıntısı mevcuttur. Blade implantların kullanım sıklığı yüksek enfeksiyon ve komplikasyon riski nedeniyle kök formu implant tasarımının geliştirilmesinden sonra azalmıştır (Dal Carlo vd., 2013).

Konik İmplantlar. 1976 yılında kullanılmaya başlanan içi boş silindir şeklindeki bu implantların üzerinde perforasyonlar bulunmaktadır. Bu perforasyonlarda amaç kemik yüzeyi ile olan teması artırmaktır. Tüm dişsizlik çeşitlerinde kullanılabilen bu implantların en önemli avantajı diğer implant çeşitlerindeki kadar kemik uzaklaştırılmadan yeterli primer stabilitenin sağlanabilmesidir. Ancak, bu implantlarda transvers açıklık nedeniyle hızlı gelişen kemik rezorpsiyonu ve mobilite sonucunda implant kaybı görülebileceği, mikroorganizma üremesi için uygun ortamın oluşabileceği ve implantta kırık gibi komplikasyonların gözlenebileceği bildirilmiştir (Takeshita vd., 1996).

Vida İmplantlar. Bu tip implantlar şekil olarak diş köküne benzeyen ve mekanik tutuculuğu yivlerle sağlanan implantlardır (Şekil 5). Bu yivler arasında oluşan kemiğin, ilerleyen zamanlarda stabilizasyonu artırdığı ve diğer implant tiplerine göre avantaj sağladığı bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda, bu implantlar üzerine gelen kuvvetlerin yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığıyla kemiğe daha az ve daha homojen iletildiği rapor edilmiştir (Siegele & Soltesz, 1989). Günümüzde en fazla kullanılan implantların vida tipi implantlar olduğu belirtilmektedir.

Şekil 5

Vida Tipi Dental İmplantlar (Katiboğlu, 2022).



Doğal Diş ve Dental İmplant Arasındaki Farklılıklar

Doğal dişler genellikle hastalık, travma, yaşlanma sonucu ya da çürükler nedeniyle kaybedilmektedir. Eksik dişlerin rehabilitasyonunda fonksiyon ve estetiği restore etmek amacıyla implant-destekli restorasyonlardan sıklıkla faydalanılmaktadır. Dental implantların, teknoloji ve materyal alanındaki güncel

gelişmeler sayesinde kısa dönemde yaklaşık olarak %97'lik bir başarı oranına ulaştıkları belirtilmektedir (Wang vd., 2015).

Eksik dişlerin restorasyonunda kullanılan dental implantlar, doğal dişlerde bulunan kökün yerini doldurarak bir protetik dayanak görevi görmektedir. Bununla birlikte, doğal diş ve dental implant arasında büyük farklılıklar bulunmaktadır. Misch (2015), dental implant ve doğal dişler arasındaki farklılıkları on farklı başlıkta kategorize etmiştir. Bunlar: Uzun ömürlülük, mobilite / rijit fiksasyon, perküsyon, ağrı, sondlama derinliği, kanama indeksi, krestal kemik kaybı, radyografik değerlendirme, keratinize doku ve peri-implant hastalığıdır (Misch, 2015).

Uzun Ömürlülük

Schätzle vd. (2014) yapmış oldukları bir çalışmada, diş eti iltihabının doğal diş sağ kalımı açısından önemli bir risk faktörü olduğunu belirtmişlerdir (Schätzle vd., 2014). Bu çalışma sonrasında Loe ve Silness (1964) tarafından belirlenen gingival indekse dayanarak, gingival enflamasyon seviyeleri şiddetine göre aşağıdaki gibi sıralanmıştır (Pjetursson & Heimisdottir, 2018):

- Grup 1: Tüm çalışma süresi boyunca yapılan tüm muayenelerde dişin her yüzeyi maksimum 1 gingival indeks skoru almış ve sondlama sırasında kanamayan sağlıklı bir diş eti dokusuna sahip olan dişler.
- Grup 2: Tüm muayenelerde dişin tüm yüzeylerinin minimum 1 maksimum 2 gingival indeks skoru aldığı, bazı muayenelerde sağlıklı gingival dokulara sahipken bazılarında gingival enflamasyona rastlanılan dişler.
- Grup 3: Çalışma süresi boyunca her muayenede minimum 2 gingival indeks skoru verilen, sondlama yapılan bölgelerde kanama gözlenen ve devamlı gingival enflamasyon kaydedilen dişler.

Bu çalışmaya göre, Grup 1 ve 2'deki dişlerin 10 yıllık sağ kalım oranı %100 olarak hesaplanırken, Grup 3'teki dişler için bu oran %99 olarak kaydedilmiştir. 50 yıllık sağ kalım oranlarına bakıldığında ise Grup 1'e dahil olan dişlerin %99.5, Grup 2'deki dişlerin %93.8, Grup 3'tekilerinse %63.4 olduğu saptanmıştır. Bu nedenle, gingival enflamasyona sahip olmayan sağlıklı doğal dişlerin uzun yıllar boyunca oldukça yüksek sağ kalımı oranına sahip oldukları sonucuna varılmıştır (Pjetursson & Heimisdottir, 2018).

Diğer yandan, implantların 5 yıllık sağ kalım oranlarını değerlendiren sistematik inceleme ve meta-analizlere bakıldığında, overdenture protezleri destekleyen implantların sağ kalım oranlarının %92, sabit protetik restorasyonları

destekleyenlerin ise %95 olduğu sonucuna varılmıştır (Berglundh vd., 2002; Pjetursson & Heimisdottir, 2018). İmplantların sağ kalım oranlarını değerlendiren diğer çalışmalara bakıldığında ise (Pjetursson & Heimisdottir, 2018; Pjetursson vd., 2008), yerleştirildikten sonra kaybedilen implantlarının oranının yaklaşık %2-3 olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, yükleme sonrası yıllık başarısızlık oranının %0.3-1.3 olduğu ve bunun da 10 yıllık sağ kalım oranı olarak implant-destekli tek kronlar için %95.2, implant-destekli sabit protezler için %93.1, DİDSBP için ise %82.1'i temsil ettiği belirtilmiştir (Pjetursson & Heimisdottir, 2018).

Doğal diş ve dental implantların sağ kalım oranlarını karşılaştıran çalışmalar; gingival enfeksiyon bulunmayan sağlıklı dişlerin dental implantlardan daha yüksek sağ kalım oranlarına sahip olduklarını göstermiştir. Ancak, tüm bunlara rağmen uzun dönem boyunca sağ kalım oranlarını takip eden çalışmaların sınırlı olduğu göz önünde bulundurulmalıdır (Pjetursson & Heimisdottir, 2018). Ayrıca, sağ kalım oranlarını değerlendiren çoğu çalışmada sadece implantın değerlendirildiği, protetik sağ kalımın göz önünde bulundurulmadığı gözlenmiştir. Oysa implant sağ kalımı değerlendirilirken protetik restorasyonun da dahil edilmesi önerilmektedir (Misch, 2015).

Mobilite

İmplantlarla kıyaslandığında doğal dişleri çevreleyen destek yapıların; diş, restorasyon ya da kemiğe iletilen biyomekanik kuvvetleri azaltmada daha etkili olduğu gözlenmiştir. Bunun nedeninin ise doğal dişlerde bulunan ve viskoelastik özelliği sayesinde stresleri daha iyi karşılayan PDL ve diş kökünün kendi biyomekanik tasarımı olduğu belirtilmiştir (Misch, 2015). Doğal diş; vertikal, horizontal ve rotasyonel yönlerde normal fizyolojik hareketler sergileyebilmektedir. Dişin hareket miktarı ise yüzey alanı ve kök tasarımı ile ilişkilidir. Bu nedenle, köklerin sayısı ve uzunluğu, çapları, şekilleri, konumları ve PDL'nin sağlığı dişin hareketliliğini etkilemektedir (Misch, 2014).

Rijit fiksasyon; klinik mobilitenin eksikliğini gözlemlendiği durumu tanımlamaktadır. Yıllar içerisinde rijit fiksasyon ve osseointegrasyon terimleri beraber kullanılmaya başlanmıştır. Rijit fiksasyon, 500 gram altında vertikal ve horizontal kuvvetlerle test edilen bir implantın klinik olarak hareketliliğinin olmadığını göstermektedir. Klinik olarak gözlemlenebilir bir hareketin olmaması, orada aslında insan gözünün algılayamadığı bir hareketliliğin olmadığı anlamına gelmemektedir. Klinik olarak "hareketsiz" olarak değerlendirilen posterior bir doğal

dişin aslında horizontal olarak 56-73 µm hareketlilik gösterdiği bildirilmektedir. Sağlıklı bir implant 73 µm'den daha az hareket ettiğinden, klinik olarak sıfır mobilite olarak değerlendirilmiştir (Misch, 2015). Sağlıklı bir posterior dişteki fizyolojik vertikal mobilite yaklaşık 28 µm'dir (Parfitt, 1960). Uygulanan kuvvetler ortadan kaldırıldığında bu dişlerdeki ilk hareketin 8 µm büyüklüğünde olduğu (Fenton vd., 1987) ve eski konumuna dönmesinin ise yaklaşık olarak 4 saat sürdüğü belirtilmiştir. Öte yandan, dental implantlarda vertikal yöndeki mobilitenin 2-3 µm olduğu bildirilmiştir (Bidez vd., 1986). Bunlara ek olarak, implant ve diş birleştiren sabit protetik restorasyonlarda da hareketlilik gözlemlendiğini bildiren birtakım çalışmalar bulunmaktadır (Brägger vd., 2005; Kayacan vd., 1997; Lin vd., 2008; Naert vd., 2001). Fenton vd. (1987), yürütmüş oldukları bir çalışmada anterior diş ve dental implant üzerine kuvvet uyguladıktan sonra doğal dişte horizontal yönde 57 µm hareketlilik tespit ederken; dental implantta bu hareketliliğin sadece 10 µm olduğu tespit edilmiştir (Fenton vd., 1987). İlâveten, doğal dişlerde horizontal yöndeki hareketliliğin vertikal yöndekinden daha fazla olduğu belirtilmiştir (Parfitt, 1960). Misch (2015) tarafından önerilen, doğal diş ve implantların hareketliliğinin değerlendirilmesinde kullanılan mobilite indeksleri Tablo 2'de gösterildiği gibidir.

Tablo 2.

Doğal Diş ve İmplant Mobilite İndeksleri (Misch, 2015).

Doğal Diş		Dental İmplant	
Skor	Açıklama	Skor	Açıklama
0	Fizyolojik hareketlilik, sıfır mobilite.	0	Herhangi bir yönde 500 gram altında klinik hareketlilik yok.
1	Tespit edilebilir artmış mobilite.	1	Hafif algılanabilir horizontal mobilite.
2	0.5 mm'ye kadar görünür mobilite.	2	0.5 mm'ye kadar orta derecede görünür horizontal mobilite.
3	1 mm'ye kadar şiddetli mobilite.	3	0.5 mm'den büyük şiddetli horizontal mobilite.
4	Dikey hareketlilik de içeren aşırı şiddetli mobilite.	4	Orta-şiddetli görünür yatay ve herhangi görünür vertikal mobilite.

Doğal dişlerde gözlenen artmış mobilite, oklüzal travma ya da kemik kaybıyla ilişkilendirilebilmektedir. Ancak, artmış mobilite tek başına periodontal hastalık ya da patoloji teşhisi koymak için yeterli değildir. Bunun aksine, implantlarda mobilite gözlenmesi hem sağ kalım hem de implantın genel sağlığı açısından önemli bir belirleyici faktördür. Primer oklüzal travmaya sahip doğal bir dişte klinik mobilite ve radyografik incelemede PDL aralığında artış gözlenmektedir. Travmanın nedeni ortadan kaldırıldığında, sıfır klinik mobilite ve normal radyografik görünümüne dönebilmektedir. Ancak, bu senaryo implant çevresinde öngörülebilir değildir. Hafif hareketliliğe sahip implantlar, zaman içerisinde rijit fiksasyona ya da sıfır mobiliteye dönebilmekte ancak rijit fiksasyonu elde edebilmek için implantın birkaç ay tamamen oklüzyondan çıkarılması gerekmektedir. Horizontal yönde 0.5 mm mobiliteye sahip olan bir implant, doğal dişe göre çok daha büyük bir risk altındadır. Bu nedenle klinisyenin, başarısızlık riskini azaltmak amacıyla herhangi mobiliteye sahip bir implantı restore etmemesi gerektiği belirtilmektedir (Misch, 2014).

Perküsyon

Perküsyon, doğal dişler ve dental implantlar arasında farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Doğal dişlerde genellikle, hangi dişin fonksiyona duyarlı olduğunu ya da abse başlangıcını tespit etmek amaçlarıyla kullanılırken; osseointegre dental implantlarda rijit fiksasyonu değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır. Ancak, zaman içerisinde implantlara uygulanan perküsyonun klinik sağlık veya rijit fiksasyona dair bir gösterge olmadığı konusunda fikir birliği sağlanmıştır. Bunun nedeninin ise perküsyonda oluşan çınlama sesinin arayüzde bulunan kemikle alakalı olduğu ve 2 mm'lik kemikle 16 mm'lik kemik-implant arayüzünden gelen çınlama sesinin neredeyse aynı olduğu belirtilmektedir. Bundan dolayı, perküsyonun implantlarda bulunan ağrı veya hassasiyeti tespit etmede kullanılabileceği ancak rijit fiksasyon belirlemede yanıltıcı olabileceği öne sürülmüştür (Misch, 2015).

Ağrı

Ağrı; şiddeti değişiklik gösterebilen, diş hekimliğinde genel muayenenin bir parçası olan subjektif bir bulgudur (Öngel, 2017). Doğal dişlerde sıklıkla bir problemin ilk göstergesi olarak karşımıza çıkmakta ve diş hiperemik hale gelerek soğuğa karşı hassasiyet göstermektedir. Daha ileri problemlerde diş, ısıya karşı duyarlı hale gelmekte ve perküsyonda acı hissedilmektedir. Buna karşılık, implantlarda primer iyileşme sağlandıktan sonra ağrı ve hassasiyet gibi semptomlara

pek sık rastlanmamaktadır. İmplant hareketli olmadığı, enfekte dokuyla çevrelenmediği ya da rijit fiksasyona sahipken bir sinire temas etmediği sürece ağrının meydana gelmediği bildirilmiştir (Misch, 2015). Levin vd. (2009), implantlarda hiperemi, ısı, perküsyon hassasiyeti ya da travmatik oklüzyon kaynaklı erken semptomların oluşmadığını belirtmişlerdir (Levin vd., 2009).

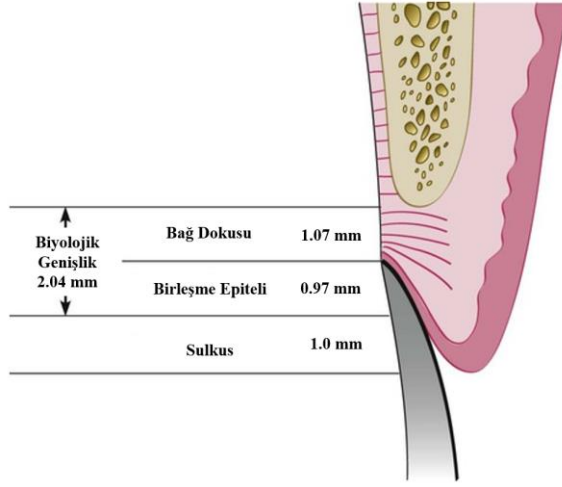
İmplantlarda ağrı veya hassasiyetin gözlenebileceği durumlar; implantın anatomik yapılara (mental sinir veya mandibular kanal) yakın olarak konumlandırılması, parafonksiyonel alışkanlıkların olması ya da protezlerden kaynaklanan biyomekanik sorunların olması olarak sıralanmaktadır. Abutment-implant bağlantısında bir sorun bulunmadığı halde ağrı mevcut olduğunda ise implant gövdesinin kırık olma ihtimalinin göz önünde bulundurulması tavsiye edilmektedir. Bu nedenlerden ötürü ağrının, implant sağlığının değerlendirilmesine katkısının az olduğu savunulmuştur (Misch, 2015).

Sondlama Derinliği

Doğal dişlerin etrafında bulunan derinliklerin sondlanması, geçmiş ve şimdiki sağlık durumunu değerlendirmede etkili bulunmuştur. Benzer şekilde, implantları değerlendirmek için sondlama derinliği indeksleri sıklıkla kullanılmaktadır (Misch, 2015). Doğal dişte sulkus ile alveolar kemik arasında ortalama 2.04 mm biyolojik genişlik bulunmaktadır. Bu genişlik, ortalama 1.07 mm bağ dokusu ve 0.97 mm birleşme epitelinden oluşmaktadır (Ghosh & Kudva, 2018) (Şekil 6). İmplantlarda ise bu derinliğin ortalama 3 mm olduğu ve bunun 1.3 mm'sinin bağ dokusundan oluştuğu bildirilmiştir (Özgür & Alaaddinoğlu, 2021). Doğal dişlerin aksine dental implantları çevreleyen bağ dokusu ataşmanında dental implanta bağlanan bağ dokuları bulunmamaktadır. Ayrıca doğal dişlerden farklı olarak peri-implant mukozanın alveol kemiği ve bağlantı epiteli arasında yer alan bağ dokusunda daha az fibroblast ve damarlanma, daha fazla miktarda kollajen bulunması nedeniyle burada yer alan bağ dokusu skar dokusuna benzetilmektedir (Misch, 2014).

Şekil 6

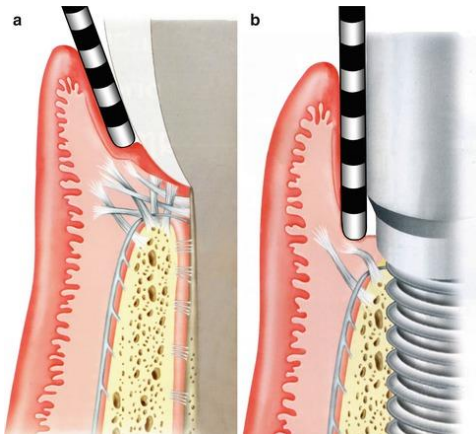
Doğal Dişte Bulunan Biyolojik Genişlik.



Histolojik olarak incelendiğinde doğal dişi çevreleyen on iki farklı gingival fibril grubu gözlenirken (dentogingival, alveologingival, interkapiller, transgingival, sirküler, semisirküler, dentoperiosteal, transeptal, periosteogingival, intersirküler ve intergingival) dental implantların etrafında bu fibrillerden yalnızca iki tanesinin (sirküler ve periosteogingival) bulunduğu gözlenmiştir (Misch, 2014). Bunun yanında, fibriller periodontal dokularda diş yüzeyine dik bir şekilde uzanırken peri-implant dokularda implant yüzeyine paralel seyretmektedir (Şekil 7). Bunun sonucunda peri-implant bağ dokusu ataşmanının üzerinde bulunan epitel ataşman sondalama esnasında kolaylıkla zedelenilmekte ve implant yüzeyindeki bakterilerin apikale göçü fibril yönünü takip ederek daha kolay bir şekilde gerçekleşebilmektedir (Misch, 2015).

Şekil 7

(a) Doğal Diş ve (b) Dental İmplant Arasında Sondlamadaki Farklılık (Kelekis-Cholakis vd., 2018).



Kanama İndeksi

Sondlama esnasında diş etinde kanama meydana gelmesi, enfeksiyon ve plak birikimi ile ilişkilidir. Kanama, sulkus sağlığının bir göstergesidir. Ancak, kanamanın implant ve çevreleyen diş eti sağlığının bir göstergesi olarak kullanılması tartışmalıdır. İmplantlarda, doğal dişlerin aksine yumuşak doku enflamasyonu daha çok krestal kemiğin koronalinde gözlenmektedir. Bunun nedeni ise alveolar kemik ve implant yüzeyi arasında periodontal membran ve fibröz dokunun bulunmamasıdır. Ek olarak, implantları çevreleyen yumuşak dokuda doğal dişlere kıyasla daha az kan damarının bulunması nedeniyle implantların etrafındaki enflamasyon ve kanamanın doğal dişlere göre daha az olduğu kaydedilmiştir (Misch, 2015).

İmplant etrafındaki plak ve gingivitisin birbirine korelasyon gösterdiğini bildiren araştırmacıların yanında (Lekholm vd., 1987), gingival kanama indeksinin plak ve diş eti oluşu sıvısı indeksi ile yüksek oranda ilişkili olduğunu bildirenlerde olmuştur (Steflik vd., 1986). Ancak, diş eti sağlığının başarı oranı ile olan ilişkisi konusunda farklı fikirler olsa da implant etrafındaki yumuşak dokunun ideal olarak adlandırılabilmesi için herhangi bir enfeksiyon bulunmaması gerektiği konusunda fikir birliği sağlanmıştır. Ayrıca, radyografik kemik kaybı ve artmış cep derinliği sulkular kanama ile ilişkilendirilmiştir. Bu nedenle, diş hekiminin her zaman implantı çevreleyen yumuşak dokunun durumunu kaydetmesi gerektiği belirtilmiştir (Misch, 2015).

Krestal Kemik Kaybı

Periodontal sondlama, ataçman düzeyini ve diş eti sağlığını değerlendirmek amacıyla sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Doğal diş etrafındaki radyografik kemik kaybı, kesin olarak bir hastalığı işaret etmese de geçmiş veya mevcut periodontal bir rahatsızlığın yansıması olarak değerlendirilmektedir. İmplantların krestal bölgesini çevreleyen kemiğin durumu genellikle implant sağlığının değerlendirilmesinde bir kriter olarak kullanılmaktadır. Doğal dişlerin aksine implantlarda meydana gelen krestal kemik kaybının sebebi multifaktöriyeldir ve farklı zaman aralıklarında kendini gösterebilmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda, krestal kemik kaybının fizyolojik sınırının implantın yerleştirildiği ilk yıl 1.2 mm ve takip eden her yıl için 0.1 mm olarak belirlenmiştir (Adell vd., 1981). Albrektsson vd (1986), ilk yıl için bu oranın en fazla 1-1.5 mm olması gerektiğini ve sonraki her yıl için de en fazla 0.2 mm olduğunu bildirmişlerdir (Albrektsson vd., 1986).

Fonksiyondan sonra implant-abutment bağlantısı ve boyun bölgesindeki başlangıç kemik kaybı, genellikle krestal implant-kemik arayüzündeki aşırı streslerin bir sonucu olarak görülmektedir. Bu durumda klinisyen; oklüzal kuvvetleri, kantilever uzunluğunu, parafonksiyonel alışkanlıkları değerlendirmeli ve azaltmalıdır. Sekonder krestal kemik kaybının ise bakteri birikimi ve artan stres kombinasyonunun neden olduğu belirtilmektedir (Misch, 2015).

Radyografik Değerlendirme

Doğal dişlerde çürük, endodontik lezyon ya da periodontal kemik kaybının teşhisi için radyografik incelemeler yapılmaktadır. Lamina duranın bütünlüğü, PDL aralığı veya krestal kemiğin durumu tanı ve teşhis aşamasında öncelikli olarak değerlendirilmektedir. Ancak, implantlarda çürük oluşumu ya da endodontik lezyon varlığı söz konusu değildir. Buna rağmen implantların sağlık durumu değerlendirileceğinde radyografik inceleme ilk başvuru yöntemidir. Bunun nedeni ise implant çevresinde meydana gelen krestal kemik kaybını teşhis etmenin en kolay yöntemi olmasıdır. En önemli limitasyonu panoramik film alınması durumunda sadece mezial ve distal yüzeylerin görüntülenebiliyor olması ancak; özellikle mandibular anterior bölgede, implant çevresindeki kemik kaybının en çok fasiyal yüzeyde meydana gelmesidir. Bundan dolayı, implantların radyografik görüntülenmesinde radyolüseni eksikliğinin doğrudan implantın sağlıklı olduğuna bağlanmaması gerektiği bildirilmiştir. Bununla birlikte, implant çevresinde bulunan radyolüseni başarısızlığı işaret etmektedir. Başarısızlığın nedenleri arasında enfeksiyonlar, iyatrojenik nedenler (ısıya dayalı kemik kaybı), non-rijit fiksasyon, lokal kemik iyileşme rahatsızlıkları ve nadiren perforasyonlar gösterilmektedir (Misch, 2014; Misch, 2015; White & Pharoah, 2014).

Keratinize Doku

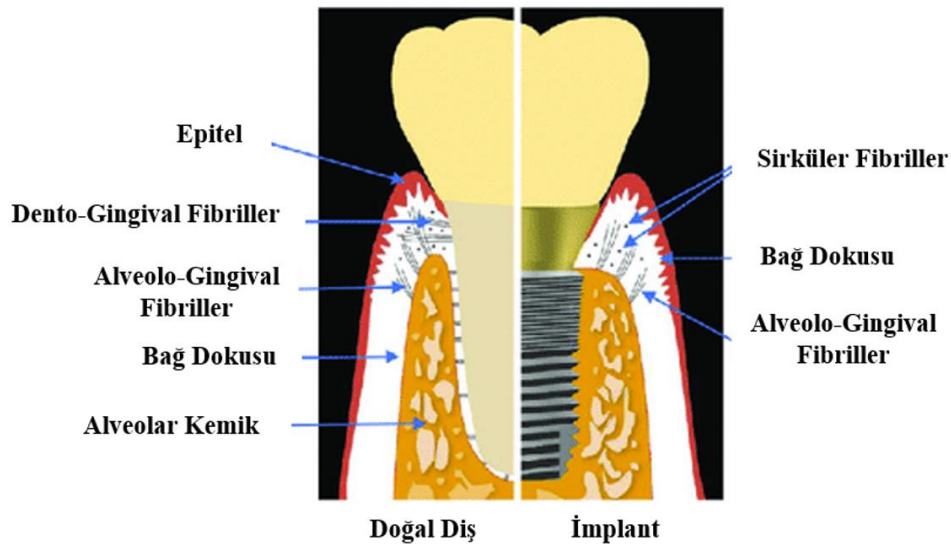
Doğal dişler ve implantları çevreleyen keratinize diş etinin gerekliliği fikir ayrılıkları yaşanan bir konudur. Ağız içerisinde keratinize doku ile en az çevrelenen dişler mandibular premolarlar olmasına rağmen periodontal hastalıklar nedeniyle ilk kaybedilen dişlerin genellikle bunlar olmadığı belirtilmiştir (Misch, 2015). Ağız ortamında herhangi bir dişin “sağlıklı” olarak nitelendirilebilmesi için tüm periodontal parametrelerin uygun olduğu olgularda, keratinize mukoza varlığının doğal dişlerin sağ kalımına çok büyük bir etki etmediği bildirilmiştir. Oral hijyenin sağlanabildiği durumlarda doğal dişlerin etrafında bulunan keratinize dokunun eksikliğinin, uzun dönemde sert ve yumuşak dokunun sağlığında bir etkisi

olmadığını bildiren araştırmacılara karşılık (Misch, 2014); keratinize gingivanın diş eti sağlığı ve estetiğinin korunmasında önemli bir faktör olduğunu bildiren araştırmacılar da mevcuttur (Gobbato vd., 2013; Lin vd., 2013). Bunlara ek olarak; sağ kalım ile doğrudan ilişkilendirilmemiş olsa da (Ravidà vd., 2022) renk, kontür ve doku olarak yumuşak dokuda avantaj sağladığı, özellikle anterior estetik bölgede interdental papilla görünümünün elde edilmesinde gerekli olduğu, ölçü alma ve retraksiyon işlemlerinde yönetilmesinin daha kolay olduğu belirtilmiştir (Misch, 2015)

Diğer yandan, implantların etrafında bulunan keratinize diş eti varlığının gerekliliği doğal dişlere kıyasla daha tartışmalıdır. Doğal dişlerden farklı olarak implantların, plak akümülyasyonuna ve buna bağlı olarak da mikrobiyal invazyona ve kemik kaybına daha yatkın olduğu bilinmektedir. Keratinize mukozanın, peri-implant bölgede ideal oral hijyene ulaşmayı kolaylaştırdığı, mukogingival stresi önlediği ve yeterli miktarda mevcut olmadığına başarısızlığa sebep olduğu belirtilmiştir (Misch, 2015) (Şekil 8).

Şekil 8

Doğal Diş ve İmplantı Çevreleyen Yumuşak Doku ve Kolajen Fibrilleri (Kim vd., 2022).



Peri-İmplant Hastalık

Gingivitis, genellikle bakteriyel enfeksiyonun neden olduğu, diş eti dokusunun inflamatuvar reaksiyonudur (Stenberg, 2019). Doğal diş ve implantı çevreleyen yumuşak dokudaki gingival ataşmanların benzerliği dolayısıyla, her iki yapıda da benzer şekilde gingivitis gözlenebileceği belirtilmiştir. Diş etrafında

görülen gingivisteki bakteriler, bağ dokusu ataşmanını kaybetmeden epitelyal ataşmanı etkileyebilmektedir. Bu durum, diş eti epitelinin yumuşak doku bölgesi ve bağ dokusu ile sınırlıdır. Bunun nedeni ise doğal dişlerin etrafında ulunan bağ dokusunun krestal kemik seviyesinin yaklaşık 1.07 mm koronalinde yer almasıdır. Diğer yandan, peri-implant bölgede implantı çevreleyen ve krestal kemiği koruyan bir yapı bulunmamaktadır. Dolayısıyla, implantlar bakteri-kaynaklı periodontal hastalıklara karşı daha savunmasızdırlar (Misch, 2015).

Periodontitis, doğal dişler etrafında gözlenen birleşme epitelinin apikale proliferasyonu, bağ dokusu ataşmanının kaybı ve alveolar kemiğin rezorpsiyonu ile karakterize edilen bir hastalıktır. Burada primer etiyolojik faktör bakterilerdir. Ancak, implantlarda gözlenen kemik kaybının primer nedeni her zaman bakteriler değildir. Özellikle protetik yüklemelerden sonra gözlenen erken kemik kaybının asıl nedeninin daha çok stres kaynaklı olduğu düşünülmektedir (Misch, 2015; Oh vd., 2002).

Peri-implantitis, implant etrafında meydana gelen kemik kaybı ile karakterize bir hastalıktır. Bu kayıp stres, bakteri ya da stres ve bakteri kaynaklı olabilmektedir. Stres kaynaklı kemik kayıpları, bakterilerin birincil neden olmadığı durumlarda meydana gelmektedir. Ancak, stres ya da bakteri kaynaklı nedenlerden ötürü kemik kaybı meydana geldikten sonra diş eti oluşu derinleşmekte ve oksijen miktarının azalmasıyla anaerobik bakteriler devam eden kemik kaybının primer sebepleri olarak karşımıza çıkmaktadırlar (Misch, 2015).

Dental İmplantların Endikasyonları

Günümüzde, implant-destekli protezler öngörülebilir sonuçları olan bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir (Kurtoğlu & Asar, 2023). Bu tedavi yönteminin popülerliğini artırma nedenlerinden başlıca olanları; hareketli protezlerin düşük performansı, diş kaybının neden olduğu psikolojik sorunlar ve implant-destekli protezlerin avantajlarıdır (Katiboğlu, 2022). Tedavinin endikasyonları genel olarak şu şekilde sıralanmaktadır (Davis, 2004; Katiboğlu, 2022):

- Hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olduğu vakalar,
- Hareketli protezlerde stabilitenin sağlanamayacağı durumlar,
- Hareketli protezlerin kullanımında fonksiyonel olarak rahatsız olan hastalar,
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanımını reddeden hastalar,

- Hareketli protez kullanımına engel olacak ve stabiliteyi bozacak parafonksiyonel alışkanlıklara sahip olan hastalar,
- Ağızdaki mevcut dayanakların sayısının ve dağılımının yetersiz olduğu durumlar,
- Sabit protezlerde kullanılacak dayanağın olmadığı durumlar,
- Ortodontide ankraj sağlanmak istenen vakalar,
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri,
- Diş agenezisi,
- Konservatif tedavi planlaması (hastanın sağlıklı dişlerine dokunulmak istenmediği durumlar).

Dental İmplantların Kontraendikasyonları

İmplant-destekli protetik planlamalarda kontraendikasyon oluşturabilecek kriterler birçok farklı şekilde sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamalardan birinde kriterlerin lokal ve sistemik olarak ikiye ayrılmıştır (Katiboğlu, 2022; Spiekermann, 1995).

Lokal nedenler:

- Alveolar kemik hastalıkları,
- Oklüzyon ve artikülasyon disfonksiyonları,
- Anatomik oluşum malformasyonları,
- İleri derece periodontal hastalıklar,
- Nüks eden oral mukoza hastalıkları,
- Kemik hacmi ve kalitesinin yetersiz bulunduğu vakalar,
- Yeterli olmayan interoklüzal mesafe,
- Makroglossi,
- Kserostomi,
- Temporomandibular eklem disfonksiyonları,
- Bruksizm gibi önemli parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Yetersiz oral hijyen.

Sistemik nedenler:

- Kemik hastalıkları (osteoporoz, Paget hastalığı),
- Hormonal (endokrin) bozukluklar (diyabet ve tiroid rahatsızlıkları),
- Hemapoetik bozukluklar (anemi),
- Romatizmal hastalıklar,

- Kardiyovasküler hastalıklar (hipertansiyon, anjina pectoris, myokard infarktüsü, konjestif kalp yetmezliği, bakteriyel endokardit),
- Kronik böbrek hastalıkları,
- İmmün sistem bozuklukları,
- Solunum sistemi hastalıkları (kronik obstrüktif akciğer hastalıkları),
- Alerjik hastalıklar,
- Major psikiyatrik bozukluklar,
- Yaş,
- Mental retardasyon,
- Alkol ya da ilaç bağımlılığı olan hastalar,
- Malign hastalıklar,
- Deri ve müköz membran hastalıkları,
- Risk taşıyan hastalar (sigara, hamilelik, radyoterapi).

İmplant-Destekli Protezlerin Avantajları

Hareketli bölümlü protez kullanımından kaçınmak ya da sağlıklı diş dokularına zarar vermemek amacıyla tercih edilen implant-destekli protezlerin hareketli protezlere kıyasla birçok avantajı bulunmaktadır. Bunlar (Katiboğlu, 2022):

- Estetik,
- Fonetik,
- Kemiğin korunması,
- Dikey boyutun korunması,
- Uygun oklüzyon,
- Stabilitenin artması,
- Retansiyonun artması,
- Protezin başarı oranının artması,
- Protezin sağ kalım oranının artması,
- Kas tonusunun korunması,
- Psikolojik olarak hastayı tatmin etmesi.

Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Literatürde, dental implantların uzun dönem başarı kriterlerini incelemek amacıyla birçok in-vivo ve in-vitro araştırma bulunmaktadır. Bu araştırmalardan en belirleyicisi 1986 yılında Albrektsson vd. tarafından yürütülen olmuştur (Branemark

vd., 1986; Katiboğlu, 2022). Bu çalışmaya göre başarı kriterleri şu şekilde listelenmiştir:

- Radyografide implant çevresinin radyolürens görünmemesi,
- İmplantta mobilite olmaması,
- Yükleme sonrası ilk yıldan sonraki her yıl için 0.2 mm'den az kemik kaybı gözlenmesi,
- Ağrı, enfeksiyon, parestezi veya mandibular kanal hasarı olmaması,
- Beş yıllık değerlendirmede %85, on yıllık değerlendirmede %80 başarı oranı olması,

Başarısızlığa etki eden faktörler ise şunlardır (Buser vd., 2000; Katiboğlu, 2022):

- Travmatik cerrahi,
- Asepsi ve antisepsi koşullarına uyulmaması,
- İyatrojenik hatalar,
- İmplantta stres konsantrasyonu oluşturabilecek aşırı protez yükü,
- Psikolojik sorunlar,
- İmplant yüzeyinde oluşabilecek organik ve inorganik kontaminasyon,
- Yetersiz kemik kalitesi ve miktarı.

Yukarıda belirtilen faktörlerin yanında, implantlarda uzun süreli başarı elde edebilmek için biyomekanik faktörlerin de değerlendirilmesi gerektiği belirtilmektedir (Tada vd., 2003). Biyomekaniğe etki eden faktörler arasında implant tasarımı, uzunluğu, çapı, yüzey yapısı ve ark üzerindeki yerleşimi, kuvvetin büyüklüğü ve yönü, protetik restorasyonun türü ve materyali, parafonksiyonel alışkanlıklar, kemik miktarı, kemik-implant arayüz özelliği, hastaya bağlı faktörler, kantilever bulunması, kron-implant oranı ve protetik gövdenin uzunluğu sıralanmaktadır (Katiboğlu, 2022; Misch, 2015).

Kemik Hacmi ve Kalitesi

Kemik kalitesinin genellikle ark pozisyonu ile alakalı olduğu bildirilmiştir (Misch, 2015). Osseointegrasyon sürecinde iyileşme esnasında kemik hacmi ve kalitesi önemli bir rol oynamaktadır (Katiboğlu, 2022). Geçmişten günümüze en çok kabul görmüş iki kemik sınıflaması mevcuttur. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb (Lekholm, 1985) tarafından diğeri ise Misch (Misch & Misch, 1991) tarafından yapılmıştır.

Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasında kemik dört farklı kalite sınıfına sahiptir (Şekil 9):

Tip I (Q1): Homojen kompakt kemik,

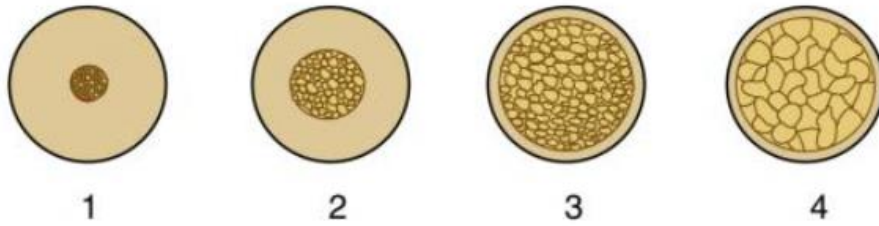
Tip II (Q2): Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik,

Tip III (Q3): Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik,

Tip IV (Q4): Poröz trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik.

Şekil 9

Lekholm ve Zarb'ın Kemik Kalitesi Sınıflandırması (Misch, 2015).



Misch'in yaptığı sınıflama da öncekine benzer özellikler taşımaktadır. Frezeleme sınıflaması olarak da bilinen bu sınıflamada, kemik D1-D4 olarak adlandırılmaktadır (Şekil 10).

D1: Yoğun kortikal kemik; anterior mandibulada bulunur,

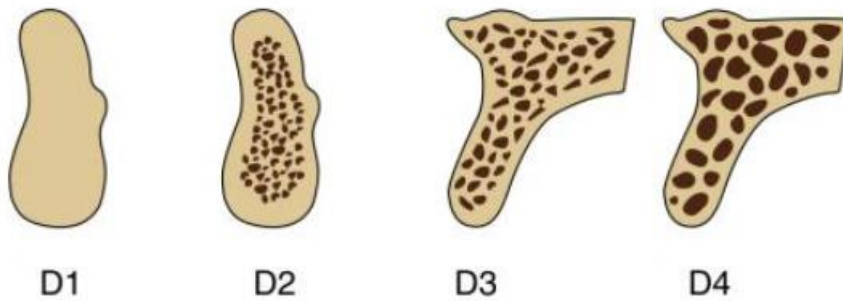
D2: Poröz kortikal ve kaba trabeküler kemik; anterior, posterior mandibula ve anterior maksillada bulunur,

D3: Poröz kortikal ve ince trabeküler kemik; anterior, posterior maksilla ve posterior mandibulada bulunur,

D4: İnce trabeküler kemik; posterior ve anterior maksillada bulunur.

Şekil 10

Misch'in Kemik Sınıflandırması (Misch, 2015).



Pasif Uyum

İmplant-destekli protetik restorasyonlarda başarılı bir tedavinin en önemli kriterlerinden biri de pasif uyumlu protetik restorasyonlardır. Pasif uyum; implant-

destekli protezlerin oklüzal kuvvetlerin etkisi altında olmadığı durumlarda gerilme, sıkışma ve bükme kuvvetleri uygulamadan dayanaklara tam adaptasyon hali olarak tanımlanmaktadır (Alkanani & Alnuwaiser, 2022; Kamel vd., 2023). Bir diğer deyişle pasif uyum fenomeni, protez ile doğal dişler yada abutmentler arasında, protez bağlandığında veya simante edildiğinde, protezde veya herhangi bir implant komponentinde, özellikle vidalarda, uygulanan bir yük olmadan sıfır mikro gerilim oluşacak şekilde bir ilişki sağlanması anlamına gelmektedir (Figueras-Alvares vd., 2021; Rutkunas vd., 2020; Katsoulis vd., 2017).

İmplant-destekli restorasyonların fonksiyonu ve dayanıklılığı üzerinde pasif uyum önemli bir rol oynamakta ve kritik bir faktör olarak kabul edilmektedir. Bunun nedeni ise pasif uyum sayesinde implant-protez arayüzünün başarısız olmasına sebebiyet verebilecek herhangi bir static veya aşırı stresin önlenmesidir (Mukhopadhyay, 2021). Bunun yanında, pasif uyumun sağlanamaması, DİDSBP'lerin sağ kalımı için tehlikeli olan vida gevşemesi, vida kırığı, protez kırığı gibi mekanik komplikasyonlara ek olarak ağrı, marjinal kemik kaybı, mukozit veya peri-implantitis gibi biyolojik komplikasyonlara da neden olabilmektedir (Lee, 2020; Taşın vd., 2019).

Pasif uyumun sağlanmasında etki eden faktörler: Hassas ölçü alımı; implantların açısı, sayısı ve lokalizasyonu; kullanılan ölçü materyali ve tekniği; kullanılan ölçü kopinglerinin splintlenmesi; restorasyon tipi (vidalı ya da simante); kullanılan alt yapı materyali; metal alt yapının fabrikasyon işlemleri, dizaynı ve konfigürasyonu; laboratuvar işlemleri ve protezin tasarımı (tek ya da çok parçalı) ve hekimin ve teknisyenin tecrübesidir (Aktöre & Kurtulmuş- Yılmaz, 2015; Alikhasi vd., 2015; Conrad vd., 2007)

Pasif uyumu kontrol etme yöntemleri ise; alternatif parmak basıncı, görsel ve dokunsal inceleme, radyografik değerlendirme, Sheffield (tek vida) testi, nicel değerlendirme ve vida direnci testi olarak bilinmektedir (Mukhopadhyay, 2021).

İmplant-Çapı ve Uzunluğu

İmplant ve kemik arayüzündeki stres dağılımını etkileyen faktörler arasında implant geometrisi (çap ve uzunluk), yiv aralığı, şekli ve derinliği (yivli implantlar için), yükleme türü ve miktarı ve implant materyali bulunmaktadır. Yanlış ya da aşırı yükleme; yaygın kemik rezorpsiyonuna ve implant başarısızlığına yol açabileceğinden implantlara gelen stresleri doğru ayarlamak başarılı bir bağlantı sağlamak için büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, hem kemik durumunun hem de

implant çaplarının kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi, başarılı implant prosedürlerinin planlanmasında büyük önem taşımaktadır (Raaj vd., 2019).

Diş eksikliklerinin tedavisinde implant-destekli tedavi planlamalarının artmasıyla beraber, farklı klinik senaryoları yönetebilmek amacıyla çeşitli genişliklerde ve uzunluklarda implantlar üretilmiştir. Ancak, üretici firmalar arasında tanım ve kategorizasyon açısından ortak bir fikir bulunmamasıyla birlikte, implant çapları ve uzunluklarının tanımı da araştırmacılar arasında değişkenlik göstermektedir (Al-Johany vd., 2017). Gao vd. (2024) yayınlamış oldukları güncel çalışmalarında implantları boylarına göre Tablo 3'te gösterildiği gibi sınıflamışlardır. Tablo 3.

Uzunluklarına Göre Dental İmplantlar İçin Önerilen Sınıflama (Gao vd., 2024).

	Ultra-Kısa	Kısa	Standart	Uzun
Ölçü	6 mm ya da daha kısa	6 mm'den fazla 10 mm'den az	10 – 13 mm	13 mm ya da daha uzun

Bununla birlikte, implantlar çaplarına göre ultra-dar, dar, standart ve geniş olarak da sınıflandırılabilir (Tablo 4) (Gao vd., 2024).

Tablo 4.

Çaplarına Göre Dental İmplantlar İçin Önerilen Sınıflama (Gao vd., 2024).

	Ultra-Dar	Dar	Standart	Geniş
Ölçü	3 mm'den dar	3 - 3.75 mm	3.75 mm'den 5 mm'ye kadar	5 mm ya da daha geniş

İmplant genişlik ve uzunluğunun dental restorasyonlar üzerindeki etkisi, araştırmacılar tarafından, özellikle alveolar kemik üzerindeki stres dağılımı açısından, uzun süre boyunca araştırılmıştır. DİDSBP'lerde hastalarla alakalı çeşitli karmaşık faktörler tedavinin başarısını etkileyebilmektedir. İmplantların tasarımları ve özelliklerinin de genel başarıya katkıda bulunan bir parametre olduğu ve bu nedenle araştırma konusu olarak önemini devam ettirdiği bildirilmiştir (Atala vd., 2019; Naguib vd., 2023; Natto vd., 2021).

İmplantların genişliğindeki artışın DİDSBP'lerde, implantların, abutmentlerin ve doğal dişlerin üzerindeki stres dağılımı ve başarısı açısından olumlu bir etkiye sahip olduğu belirtilmektedir (Atala vd., 2019; Naguib vd., 2023; Yeşildal vd., 2015). Yapılan çalışmalarda, implant genişliği arttıkça implantları çevreleyen

kemiğin üzerinde daha eşit bir stres dağılımı gözlemlendiği bildirilmiştir (Hamed & Mously, 2011; Naguib vd., 2023; Yeşildal vd., 2015). Bunun nedeninin ise dar implantlara kıyasla daha geniş yüzey alanına sahip implantların, bu geniş yüzey alanı üzerinde daha iyi kuvvet dağılımına olanak sağladığı savunulmaktadır (Raaj vd., 2019).

İmplant uzunluğunun DİDSBP'ler üzerindeki etkisi konusunda farklı fikirler öne sürülmüştür. Artan implant uzunluğunun kemik üzerinde olumlu etkisi olduğu ve daha iyi stres dağılımı sağladığını belirten araştırmacıların aksine (de Souza Batista vd., 2017; Gümrükçü & Korkmaz, 2018; Hamed & Mously, 2019; Raaj vd., 2019); uzunluğun artmasıyla kemik üzerindeki stres dağılımında olumlu ya da olumsuz bir etki rapor edilmediğini belirten araştırmacılar da mevcuttur (Lemos vd., 2018; Memari vd., 2020; Naguib vd., 2023; Yeşildal vd., 2015).

DİDSBP'lerde, implantın uzunluğundaki orta-derecede bir artışın streslerin azalmasına neden olduğu ancak, uzunluktaki önemli-derecede bir artışın torka neden olarak stresleri anlamlı derecede arttırdığı bildirilmiştir (Bordin vd., 2019; Hamed & Mously, 2019; Naguib vd., 2023). Bunun aksine, Naguib vd. (2023), daha dengeli bir stres dağılımı için implant genişliğindeki artışın, implant uzunluğundan daha önemli olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte, implantların kole bölgesinde rastlanan yüksek stres değerlerinin ise servikal olarak geniş implantların kullanılmasıyla azaltılabileceğini öne sürmüşlerdir (Naguib vd., 2023). Bunlara ilaveten, Raaj vd. (2019), implant genişliğinin kortikal kemikte, implant uzunluğunun ise süngerimsi kemikte daha etkili olduğunu savunmuşlardır. Buna rağmen, güncel çalışmalarda implantların uzunluğuna kıyasla çapının kemikteki aşırı yükleri azaltmada daha önemli olduğu öne sürülmüştür. Bunun nedeni olarak geniş implantların özellikle streslerin spesifik olarak arttığı servikal bölgelerde daha fazla kemik-implant teması bulunduğu düşünülmesidir (Bordin vd., 2019).

İmplant uzunluğu ve çapının DİDSBP'lerin uzun dönem başarısında etkili olduğu kanıtlanmış olsa da başarıyı etkileyen implant geometrisi (internal ya da eksternal) ve protez tutuculuk sistemi (siman-tutucu veya vida-tutucu) gibi diğer faktörlerin de önemi göz ardı edilmemelidir.

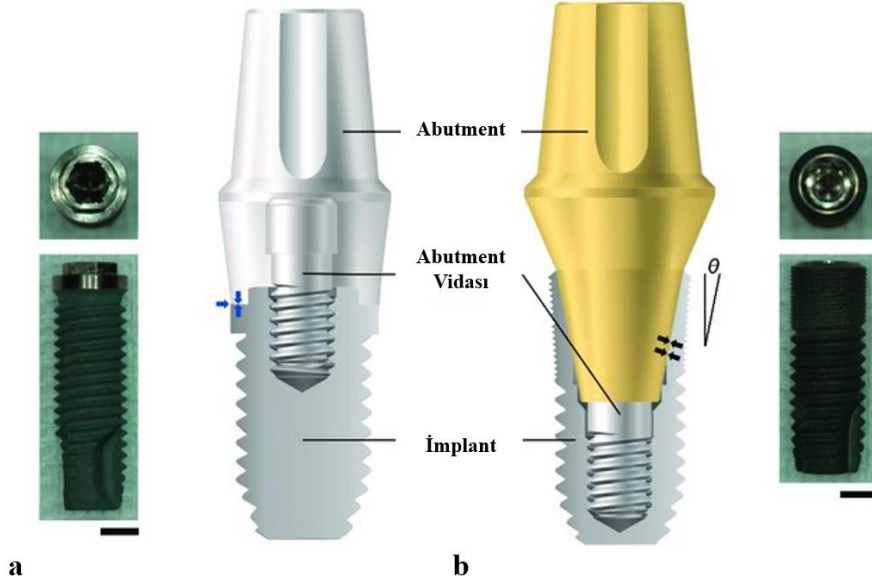
İnternal ve Eksternal İmplant-Abutment Bağlantıları

İmplant-abutment bağlantıları genel olarak internal ve eksternal olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. İmplant bağlantıları, bağlantı parçalarının geometrisi ile tanımlanmaktadır. İnternal heks bağlantılar; implantın gövdesinde abutmentin dış

kısının bağlanabileceği bir alana sahiptir. Bunun aksine eksternal heks; implantın dış kısmında bulunmaktadır (Şekil 11).

Şekil 11

İmplant-Abutment Bağlantı Türleri, (a) Eksternal Bağlantı, (b) İnternal Bağlantı (Choi vd., 2023).



DİDSBP'lerde bu iki mekanizma karşılaştırıldığında, protezin bağlantı türüne (RB ya da NRB) bakılmaksızın internal bağlantılı implantların iyi performans sergilediği bildirilmiştir (Naguib vd., 2023). Paula vd. (2018), benzer şekilde DİDSBP'ler için internal bağlantılı implantların eksternal bağlantılı implantlara kıyasla daha düşük başarısızlık oranlarına sahip olduklarını belirtmişlerdir. Bunun nedeninin ise internal bağlantılarda bulunan geniş temas alanı ve stres konsantrasyon noktaları sayesinde stresin azalması olduğu belirtilmiştir (de Paula vd., 2018).

Bağlantı mekanizmasının yanı sıra son dönemlerde tartışma konusu olan protezlerin tutuculuk mekanizması da DİDSBP'lerin başarısında etkili olan bir başka faktördür. İmplant-destekli restorasyonların sağ kalımında oldukça etkili olan bu seçimler yapılmadan önce hastanın durumu detaylı olarak incelenmeli, doğru endikasyon ve tedavi planlamasına karar verilmeli ve tüm sistemlerin avantajları ve dezavantajları detaylı olarak değerlendirilmelidir.

Sabit Bölümlü Protezlerde Retansiyon Sistemleri

İmplant-destekli restorasyonların uzun dönem başarısı için biyouyumluluk ve temizlenebilirlik oldukça önemlidir (Wolfart vd., 2021). Bu nedenle, ideal tasarlanmış protetik restorasyonlarda peri-implant hastalıkların oluşma riski daha

azdır (Kordbacheh Changi vd., 2019). İmplant-destekli restorasyonlarda tutuculuk iki farklı şekilde sağlanabilmektedir. Bunlar: protezin abutmentler üzerine simantasyon ile sabitlenmesi ya da implant / abutment üzerine vidalanarak sabitlenmesidir. Farklı retansiyon sistemlerinin kendi içerisinde avantaj ve dezavantajları bulunduğu, bu nedenle de retansiyon türü seçimi yapılırken hasta ve klinik durumla bağlantılı faktörlerin değerlendirilmesi gerektiği belirtilmektedir (Naguib vd., 2023).

Yapılan çalışmalara bakıldığında, protezin türüne bakılmaksızın vida-tutuculu restorasyonların siman-tutucululara kıyasla daha yüksek komplikasyon oranlarına sahip olduğu gözlenmiştir. Bunun nedenleri arasında vida-tutuculu restorasyonların daha az pasif uyuma sahip olması ve kullanılan simanın uyumsuzluğun neden olduğu stresleri absorbe etme özelliğinin olması yer almaktadır. Ek olarak, bir diğer nedenin de vida-tutuculu restorasyonlarda sabitleme işleminden sonra geride kalan vida deliklerinin farklı materyaller kullanılarak kapatılması olduğu düşünülmektedir. Bunun, kuvvetlerin implantlar üzerinde aksiyel yerine lateral olarak aktarılmasına neden olabileceği öne sürülmüştür. Vida-tutuculu restorasyonlarda pasif uyum elde etmenin daha zor olduğu belirtilmiş olsa da günümüz gelişmiş klinik ve laboratuvar teknikleriyle, implantların ölçüsü alınırken splintleme tekniklerinin kullanılması ve CAD/CAM kullanılarak tasarım ve üretim yapılmasıyla yaşanan zorluklar azalmıştır (Jain vd., 2018; Lemos vd., 2016).

Periodontal açıdan bakıldığında ise restorasyonların simantasyonu esnasında subgingival bölgeye taşan siman artıkları çoğu zaman tam olarak temizlenememekte ve peri-implant hastalıklara neden olabilmektedir (Gómez-Polo vd., 2018). Bunun yanında, periodontal sağlık sorunu geçmişi bulunan hastalarda artık simanın peri-implantitise neden olma riskinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle, marjinler gingival ya da supragingival olmadığında, dişte derin *undercut* alanları bulunduğu ve periodontal problemler varsa vida-tutuculu sistemlerin tercih edilmesi önerilmektedir (Vindasiute vd., 2015).

Estetik göz önünde bulundurulduğunda ise vida delikleri bulunmadığından siman-tutuculu restorasyonların daha üstün bulunduğu görülmüştür. Ancak, bunun restorasyonun kullanıldığı bölgeye ve vida deliklerinin açısı ve konumuna göre değiştiği de belirtilmiştir (Gómez-Polo vd., 2018).

Tüm bunların yanında, Borg vd. (2016), DİDSBP'ler için ideal bir retansiyon sistemi bulunmadığını ve protez tasarımının tamamen hastanın durumuna özel seçilmesi gerektiğini savunmuşlardır. Bu çalışmada ayrıca, sistemin doğal diş

tarafında tercih edilebilecek olası her bir retansiyon mekanizmasının avantajları ve dezavantajlarıyla ilişkilendirilen bir rehber oluşturulmuştur (Tablo 5).

Diğer yandan, araştırmacılar olası teknik komplikasyonlardan kaçınmak amacıyla RB kullanılan tek parça protezlerin doğal dişlere daimi siman ile yapıştırılmasını tavsiye etmektedirler. Bu olası komplikasyonlar; geçici simanın başarısızlığı, hassas-tutucuların kırılması, ataşman vidalarının gevşemesi veya kırılması ve veneer materyalinin kırılmasıdır. Ancak, daimi simante edilmiş tek parça protezin çıkarılması zor olduğundan periodontal olarak prognozu iyi olmayan hastalarda bu uygulamadan kaçınılması gerektiği sonucuna varılmıştır (Borg vd., 2016).

Tablo 5.

DİDSBP'lerde Farklı Retansiyon Seçeneklerinin Doğal Dişler Üzerindeki Olası Etkileri (Borg vd., 2016).

Retansiyon Türü	Diş İntrüzyonu Riski	Çıkarılabilirlik	Çürük Riski	Teknik Komplikasyon Riski
Geçici Simantasyon	Yüksek	İyi	Orta	Düşük
Daimi Simantasyon	Düşük	Kötü	Düşük	Düşük
Geçici Simantasyonla Kullanılan Teleskopik Kronlar Simansız Teleskopik Kronlar	Olası	İyi	Düşük	Düşük
Vida-Tutuculu Kopingler	Yüksek	İyi	Düşük	Düşük
Daimi Simante Edilmiş Hassas-Tutuculu DİDSBP	Olası	İyi	Düşük	Yüksek

Destek Doğal Diş ve İmplant Sayısı, Protez Uzunluğu ve Tedavi Edilen Bölgenin Konumu

Diş hekimliğinde “Ante Kanunu”, protezlerin planlaması ve uygulanması esnasında dikkate alınması gereken ilke veya prensip olarak bilinmektedir. Bu kavram, ilk olarak Luigi Ante tarafından tanımlanmış ve protezlerin dayanıklılığı ve uzun ömürlülüğüyle yakından ilişkilendirilmiştir. Bu kanuna göre; destek dişlerin

kök yüzey alanı protezin desteklenmesi için yeterli olmak zorundadır. SBP yapımında kullanılan destek dişlerin kök yüzey alanının, kaybedilen dişlerin kök yüzey alanının toplamından daha büyük olması gerektiği belirtilmiştir (Shillingburg, 2012). Bu sayede, fonksiyon sırasında dayanak dişlerin oklüzal kuvvetlere karşı dirençli olması sağlanmaktadır (Alenazi & Aloqayli, 2023).

Protez üzerindeki aşırı yükler teknik komplikasyonlara veya olumsuz doku reaksiyonlarına neden olabilmektedir (Alenazi & Aloqayli, 2023). Çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre protezin uzunluğu arttıkça (5 üye veya daha fazla) SBP'in esneme riski de artmaktadır (De Backer vd., 2008; Pihlaja vd., 2016; Rosenstiel vd., 2022). Bu nedenle, ikiden fazla diş eksikliği olan bölgelerde SBP ile rehabilitasyon sağlamaktan kaçınan klinisyenlerin olduğu kaydedilmiştir (Alenazi & Aloqayli, 2023). Bunun yanında, güncel klinik çalışmalar SBP'lerde pontik sayısı arttıkça komplikasyon riskinin de arttığını bildirmektedir (Raedel vd., 2022). Kısa-mesafe SBP'lerle kıyaslandığında, uzun-mesafe SBP'lerin daha yüksek teknik komplikasyon oranlarına sahip oldukları rapor edilmiştir. Ayrıca, uzun-mesafe SBP'lerdeki teknik komplikasyon riskinin mandibulaya kıyasla maksillada daha fazla olduğu kaydedilmiştir (Alenazi & Aloqayli, 2023).

İmplant-destekli SBP'lerde, implant sayısının artmasının stres dağılımında olumlu etkileri olduğu belirtilmiştir (Nişancı vd., 2020). DİDSBP'lere bakıldığında ise protezde RB veya NRB kullanılmasına bakılmaksızın, pontik uzunluğunun artmasının kortikal kemik, PDL, implant, protez ve siman bileşenleri de dahil olmak üzere sistemin tüm parçaları üzerinde minimal veya hiç etkisi olmadığı bulunmuştur (Huang vd., 2023). Bunun aksine bazı çalışmalarda, protez mesafesindeki artışın protezin başarısında önemli olduğunu (Gabbert vd., 2012) ve DİDSBP'lerde protez ya da vida kırılmasına neden olabileceği belirtilmiştir (Chrcanovic vd., 2020). Bu durum, protez mesafesindeki artışın pasif uyum elde etmeyi zorlaştırması ve distorsiyonu arttırması ile açıklanmış (Mukhopadhyay, 2021) ve vida-tutuculu restorasyonlarda daha sık rastlanıldığı bildirilmiştir (Gomez-Polo vd., 2018).

DİDSBP'lerde, dayanak diş sayısında artış sağlamanın aksiyel yükler üzerinde bir etkisi olmadığı ancak, oblik yükler altında kemik, protez ve protetik alt yapıda stresleri önemli ölçüde azalttığı gözlenmiştir (de Oliveira vd., 2020). Bu bulgu, DİDSBP sistemine ek bir doğal diş ekleyerek, restorasyon oblik kuvvetlere maruz kaldığında diş ve implantın mobilite farklılıklarını daha iyi kompanse ettiği sonucuna varan diğer araştırmacılar tarafından da desteklenmiştir (Lin vd., 2008; Lin

vd., 2010). Oblik yüklerin azaltılmasının biyomekanik olarak avantaj sağlamasının nedeni, çiğneme siklusu sırasında aksiyel yüklerden daha fazla uygulanmasıdır (de Oliveira vd., 2020). Ancak tüm bunlara rağmen, splintlenecek diş periodontal olarak riskli ise çekilmesi ve yerine bir implant yerleştirilmesi bazı vakalarda ek bir dişin splintlenmesinden daha iyi bir seçenek olarak değerlendirilmektedir (Lin vd., 2010).

Doğal diş ya da implant desteklerin sayısı ve protezin uzunluğunun yanı sıra tedavi edilecek bölgenin konumunun da başarıyı etkilediği belirtilmektedir. Ancak, anterior bölgede bu konuya dair yapılan çalışmaların oldukça sınırlı olduğu gözlenmiştir (Mosharraf vd., 2021). Bununla birlikte, posterior bölgede uygulanan tedavilerde klinik başarı elde edebilmenin daha olası olduğu ve posterior bölgede uygulanan DİDSBP'lerin komplikasyon ve sağ kalım oranlarının diş-diş ya da implant-implant destekli restorasyonlarla kıyaslanabilir oldukları kaydedilmiştir (Huang vd., 2022; Beuer vd., 2016).

Oklüzal Kuvvetler

İmplant-destekli protezlerin uzun dönem başarı oranını etkileyen en önemli faktörlerden birinin de biyomekanik olduğu belirtilmiştir (Van Staden vd., 2006). DİDSBP'lerde, protezler üzerine uygulanan kuvvetler doğal dişler ve implantlar aracılığıyla kemiğe transfer edilmektedir. Ancak, implantlar kemikle direkt olarak temas halindeyken, doğal dişlerde stresleri absorbe eden PDL bulunmaktadır. Bu nedenle implant-kemik arayüzünün korunmasında oklüzal kuvvetlerin rolünün büyük olduğu belirtilmektedir (Ishigaki vd., 2003).

Kemiğe iletilen stresler belirli sınırlar içerisinde olduğunda, kemiğin apozisyonu ve rezorpsiyonu denge halinde kalmakta ve krestal kemik seviyesi korunmaktadır. Kemiğin, gelen yüklere karşı geliştirdiği bu cevap "Wolff Kanunu" ile açıklanmaktadır. Bu kanuna göre kemik yoğunluğu ve trabeküllerinin organizasyonu kuvvetlerin yarattığı baskı ve çekme streslerinin büyüklüğü ve yönü ile ilişkilidir (Ulusoy & Aydın, 2003). Mekanik streslerin iki tip gerinim seviyesi arasında olduğu düşünülmektedir. Minimum etkili gerinimin 1500 – 2500 mikrogerinim ($\mu\epsilon$) arasındayken düşük efektif gerinim seviyesi olarak bilinen diğer gerinim seviyesi ise 50 – 200 $\mu\epsilon$ 'dir (Frost, 1990; Frost, 1987). Uygulanan mekanik kuvvetler bu sınırların dışına çıktığında, kemikteki rezorpsiyon-apozisyon dengesinde bozulma olduğu ve buna bağlı olarak da kemik-implant arayüzünde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (del Valle vd., 1997; Fuchs vd., 2009). Wolff kanununa göre 3000 $\mu\epsilon$ 'ye kadar kemik üzerine gelen gerinimler tolere edilebilir

olarak kabul edilmektedir. Bu sınır değerinin üzerinde alveolar kemikte rezorpsiyon ve hatta fraktürler gözlenebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle, oklüzal kuvvetlere maruz kalan implantların kemiğe en fazla 3000 µe iletmesi istenmektedir (Frost, 2004; Frost, 1987; Frost, 1964). Bu durum, implant-destekli protetik sistemlerde meydana geldiğinde ise implant kırığı, bağlantı vidasının gevşemesi, protetik üst yapıda çatlak ya da kırık oluşumu veya implant gövdesinin kole kısmında kırıklar meydana gelebilmektedir. Öte yandan, alveolar kemiğe yeterli kuvvet uygulanmaması sonucu kullanılmama atrofisi gelişebilmektedir (Şahin vd., 2002; Vaillancourt vd., 1996).

Normal bir çiğneme döngüsü esnasında oklüzal temas sırasında kuvvetler üç farklı yönde iletilmektedir ve implantlara uygulanan yükler genellikle uzun aksa paralel olarak iletilmemektedir. Bu yönler: Meziodistal, bukkolingual ve oklüzoapikaldir (Misch, 2014). Uzun aks boyunca iletilen kuvvetler, implantın gövde kısmında yer alan yivler tarafından direkt olarak kemiğe aktarılmaktadır. İmplantın uzun aksına paralel olarak uygulanmayan kuvvetler implant üzerinde bir dayanak noktası oluşturarak bükülme momenti oluşturabilmektedir. Bu senaryoda, sadece implantın kole ve apikalinde yer alan yivler kuvvetleri karşılamakta ve hem implantta hem de implantın etrafındaki kemikte stres artışına neden olmaktadır. Bu nedenlerden ötürü, oklüzal kuvvetlerin başarılı bir osseointegrasyon elde edilmesinde önemli bir rolü olduğu belirtilmiştir. İlaveten, çiğnemeyle alakalı parafonksiyonel alışkanlıkların erken dönem implant kayıplarıyla yakından ilişkilendirildiği bildirilmiştir (Misch, 2014; Morneburg & Pröschel, 2002).

İmplant-Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması

Klinik ortamda karşılaşılabileceğimiz farklı hastaların sahip olduğu çeşitli krestal kemik düzeylerine karşı farklı tedavi planlamalarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle literatürde, farklı araştırmacılar tarafından farklı sınıflamalar bulunmaktadır. İmplant-destekli protezler için yapılan sınıflamalardan yaygın olarak kabul görmüşlerden birini Misch, beş alt başlıktan oluşacak şekilde 1989 yılında yapmıştır (Misch, 1999). Bu sınıflamada ilk üç seçenek sabit protezleri (SP1, SP2, SP3) temsil ederken, son iki seçenek hareketli protezleri (HP4, HP5) göstermektedir. Bir diğer sınıflama ise mevcut doğal diş eksikliklerine göre tasarlanan Hobo vd. (1989) yapmış olduğu sınıflamadır.

Hobo vd. yapmış olduğu sınıflamaya göre (Hobo vd., 1989):

- Parsiyel diş eksikliklerinde uygulanan protezler:

- Sabit, vidalı kronlar,
- Simante kron ve köprüler,
- Doğal diş-dental implant destekli köprüler,
- Tam diş eksikliklerinde uygulanan protezler:
 - İmplant-destekli sabit simante köprüler,
 - İmplant-destekli hibrit vidalı protezler,
 - İmplant-destekli overdenture protezlerdir.

Misch'in implant-üstü protez sınıflamasına göre (Misch, 2015) (Şekil 12):

SP1: Sabit protez, sadece kronu restore eder, doğal diş gibi görünür,

SP2: Sabit protez, kronun ve kökün bir kısmını restore eder, kronun kontürleri oklüzal bölgede normaldir ama gingival bölgede uzatılmış ya da hiperkontürlüdür,

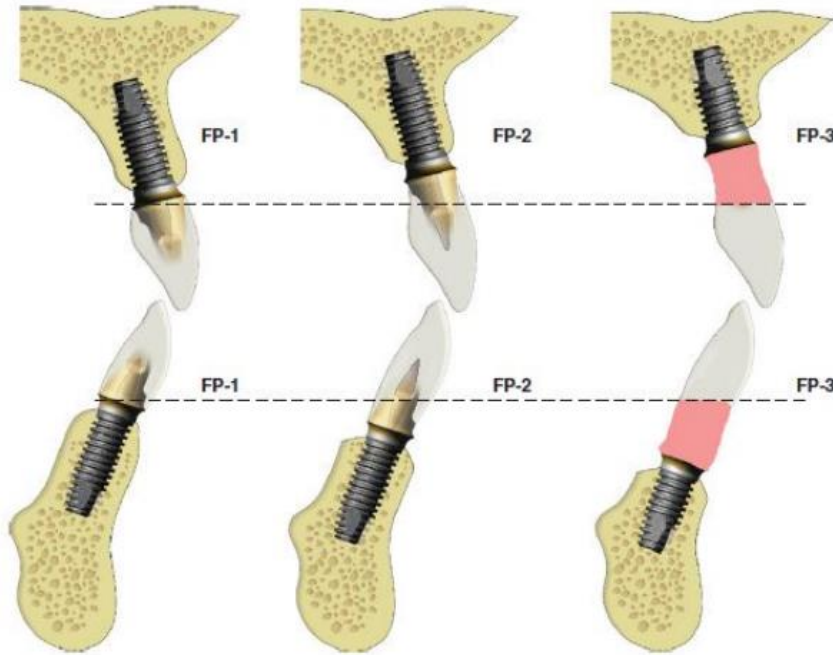
SP3: Sabit protez, eksik kronu, diş eti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder.

HP4: Hareketli protez, sadece implant destekli overdenture tip implant-üstü protez,

HP5: Hareketli protez, implant ve yumuşak doku desteklidir.

Şekil 12

SB1, SB2 ve SB3 Protezlerde İmplant-Destekli Tasarım (Misch, 2005).



Bunun yanında, 1998 yılında Laufer ve Gross DİDSBP tasarımlarını dört sınıfta kategorize ettikleri bir sınıflama önermişlerdir. Bu sınıflama; protezin

retansiyonu, protezin yapısal devamlılığı ve desteklerin ark üzerindeki yerleşimi göz önünde bulundurularak yapılmıştır. Buna göre (Kurtoğlu & Asar, 2023):

- Protezin Retansiyon Şekli: Çıkarılabilir ya da çıkarılamaz olarak isimlendirilmektedir. Çıkarılabilir durumlarda; teleskopik kopingler daimi olarak doğal dişlere simante edilirken üst yapı ise kopinglere geçici olarak simante edilir. İmplant tarafında ise geçici simantasyon yapılır ya da vidalanır. Çıkarılamaz olduğunda; protez dayanaklara daimi olarak simante edilmektedir.
- Protezin Yapısal Devamlılığı: Devamlı ya da çok parçalı protezler olarak tanımlanmaktadır. Devamlı protezlerde tüm dayanakları birbirine bağlayan tek parça SBP'lerdir. Çok parçalı olanlar ise aynı SBP'in RB veya NRB ile birbirine bağlandığı protezlerdir.
- Desteklerin Ark Üzerindeki Yerleşimi: Doğrusal ya da doğrusal olmayan yerleşim olarak ikiye ayrılmaktadır. Doğrusal yerleşimde destekler arkın aynı tarafında düz bir çizgi üzerindeyken, doğrusal olmayan yerleşimde destekler arkın her iki tarafında yer almakta ve çizgi üzerinde bulunmamaktadır.

Yukarıda belirtilen kriterlere göre dört başlıkta toplanan sınıflama şu şekildedir (Kurtoğlu & Asar, 2023):

1. Doğrusal veya Doğrusal Olmayan, Devamlı, Çıkarılamaz SBP: Splint şeklindeki konvansiyonel SBP'lerdir. Protezin tamiri, implantın çıkarılması veya değiştirilmesi amacıyla protezin çıkarılmasına ihtiyaç duyulduğunda daimi simantasyon sorunlara yol açabilmektedir. Simantasyon sırasında oluşan hidrolik basınç, protezin doğal dişlere tam olarak oturmasını engelleyebilmektedir. Hafif mobil doğal dişlerin üzerindeki siman kalınlığı 50-60 µm iken, mobil olmayan dayanakların marjinlerindeki siman kalınlığı 20-40 µm'dir. Bu kalınlık farkı, simanın kırılmasına ve tekrarlayan çürüklerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu durumun üstesinden gelebilmek için doğal dişler üzerinde bulunan protezi simante etmek ve sonrasında bu parçayı implant dayanağına vidalamak önerilmiştir. Ancak, bu durumun implantlar üzerimde aşırı yüklenmeye neden olduğu gözlenmiştir.

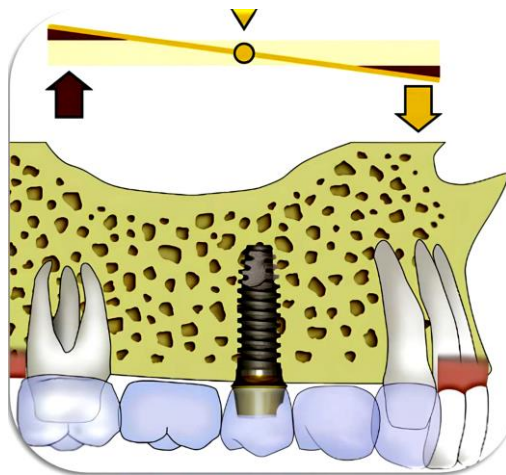
2. Doğrusal veya Doğrusal Olmayan, Çok Parçalı SBP: RB veya NRB parçalarla birbirine bağlanan iki parçadan oluşmuş protezlerdir. İki farklı destek üzerinde bulunan protezlerin arasında bağlantı mekanizması kullanılması, istenildiğinde protezin çıkarılmasına olanak sağlamaktadır. Kemik desteği, diş hareketliliği, kök anatomisi, dişlerin dağılımı ve ark mesafesi diş-destekli parçaya dahil edilecek diş sayısını etkileyen faktörlerdir. Eğer implant-destekli parçanın, yetersiz sayıda ya da kısa implantlar sebebiyle fonksiyonel yükü taşıyamayacağından şüpheleniliyorsa, RB kullanılarak implantın korunması tavsiye edilmektedir. Ancak, bu durum yalnızca dişler mobil değilse ve mükemmel PDL desteğe sahipse mümkündür.
3. Doğrusal-Devamlı ve Doğrusal Olmayan-Çok Parçalı, Çıkarılabilir SBP: Küçük teleskopik köprü olarak geçen bu protez türünün konvansiyonel siman-tutuculu SBP'e kıyasla daha avantajlı olduğu durumlar vardır. Teleskopik kopingler doğal dişlere daimi olarak simante edildiğinden dişler korunmakta ve koping üzerine geçici olarak simante edilen üst yapı ise ihtiyaç durumunda rahatça çıkarılabilmektedir. Ancak, kopinglerin üretimi maliyetli ve zordur. Koping yerleştirebilmek amacıyla doğal dişte ek preparasyon yapılması gerekebileceği gibi geçici simanın kırılması durumunda, protez kantilever gibi hareket etmeye başlayarak kaldıraç etkisi göstermektedir. İlâveten, geçici simantasyonun doğal dişlerde intrüzyon riskini arttırmaktadır.
4. Doğrusal Olmayan, Devamlı, Çıkarılabilir SBP: Doğal dişlerin prognozunun şüpheli olduğu, dişlerde orta veya daha fazla hareketliliğin olduğu ve doğal dişlerin ark üzerindeki konumu nedenleriyle doğal diş ve implantın birbirine bağlanamadığı durumlarda tercih edilmektedir. Bu protez tasarımıyla; doğal dişlerin mobilitesi azaltılmakta, lateral kuvvetlere karşı stabilite artmakta, kopingler aracılığıyla doğal dişler korunmakta ve üst yapı geçici simantasyon kullanılarak sabitlendiğinden istenildiğinde protez kolayca çıkarılabilmektedir. Bu tip tasarımlar tercih edildiğinde siman kırılması gözlenebileceğinden ve buna bağlı olarak protezin kantilever gibi davranarak destekler üzerindeki streslerin artmasına neden

olabileceğinden, simantasyon aşamasında dikkatli olunması gerektiği belirtilmiştir. Komplikasyon riskini azaltmak amacıyla siman-tutuculu yerine mekanik (vida-ataşman) tutuculu sistemlerin kullanılması önerilmiştir.

Yapılan bu sınıflamaya ek olarak, DİDSBP tasarımlarında, doğal diş veya implantın pier destek olarak da konumlandırılabilirdiği tasarımların olduğu belirtilmiştir (Kurtoğlu & Asar, 2023 & Misch, 2015). Doğal dişin pier destek olduğu durumlara kıyasla, implantın pier destek olmasının daha fazla komplikasyona sebep olduğu belirtilmiştir (Şekil 13). Bunun nedeni ise pier implanta komşu olan doğal dişlerin implanta kıyasla daha fazla hareket etmesi ve kaldıraç etkisinin oluşmasıdır. Protezin bir ucunda baskı oluşurken diğer ucunda çekme ve makaslama kuvvetleri oluşmakta ve buna bağlı olarak desimantasyon ve çürük gibi komplikasyonlar oluşmaktadır (Misch, 2015). Oluşabilecek tüm komplikasyonlar göz önünde bulundurulduğunda, pier destek olarak implant kullanılacağı olgularda diş ve implant bağlantısında NRB kullanılması gerektiği ve böylece implantın fulkrum oluşturmasının engelleneceği belirtilmiştir. Geleneksel SBP’lerde, NRB pier desteğin distaline ve gövdenin mezialine yerleştirilerek çiğneme sırasında dişlerdeki mezial yönlü hareketin erkek parçanın ataşman yuvasından çıkmasına neden olması önlenmektedir. Ancak, DİDSBP’lerde implant mezial yönlü hareket etmediğinden NRB, implant pier desteğin hem mezialine hem de distaline yerleştirilebilmektedir (Kurtoğlu & Asar, 2023).

Şekil 13

İmplantın Pier Destek Olarak Kullanıldığı Protez Tasarımı (Misch, 2014).

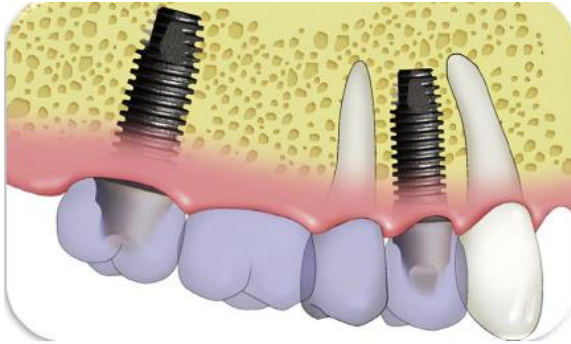


Diğer yandan, doğal dişin iki implant arasında pier destek olarak bulunduğu durumlarda, proteze gelen kuvvetleri implant karşılarken doğal diş canlı pontik

görevi görmekte ve bu nedenle de NRB kullanılmasına ihtiyaç duyulmamaktadır (Şekil 14) (Misch, 2015). Doğal dişlerde bulunan periodonsiyumun proprioseptif özelliklerinden ötürü, mümkün olduğu durumlarda doğal dişler çekilmeden tam ark implant-destekli protetik restorasyonların planlamasına dahil edilebilmektedirler. Bu sayede, protetik sisteme dahil edilen doğal dişler canlı pontik görevi görerek ısırma sırasında oluşan oklüzal kuvvetlerin daha iyi ayarlanabilmesi sağlanmaktadır (Kuratoğlu & Asar, 2023).

Şekil 14

Doğal Dişin Pier Destek olarak Kullanıldığı Protez Tasarımı (Misch, 2014).



Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezler

Osseointegrasyon teriminin bilimsel kanıta dayalı tıp prensiplerine dayanarak tanıtılmasından itibaren dental implantlar, diş hekimliğinde en geçerli tedavi modalitelerinden biri haline gelmiştir (Becker vd., 2000). İmplant tedavilerinde pasif uyum gibi birçok farklı başarı kriteri olmasıyla beraber, doğru tedavi planının yapılması ve doğru endikasyon konması da oldukça önemlidir. Günümüzde, diş hekimliği ve teknoloji alanında kaydedilen ilerlemeler ve yaşlı hasta popülasyonunda parsiyel dişsizlikte yaşanan artıştan dolayı hastaların taleplerine uygun olarak tedavi seçenekleri de artmıştır. Kısmi dişsiz kretlerdeki eksik dişlerin, sabit bölümlü protetik restorasyonlarla rehabilitasyonu, hareketli bölümlü protezlere kıyasla daha avantajlı olarak görülmektedir (von Stein-Lausnitz vd., 2019).

Özellikle posterior çenede implant tedavisi uygulanmasını kısıtlayabilen birçok faktör bulunmaktadır. Bazı vakalarda mandibular kanalın alveolar kret tepesine oldukça yakın olması, alveolar kemiğin yetersiz olması, maksiller çenede kret tepesine yakın sinüsün varlığı, mental foramenin implantın konumlandırılması planlanan lokasyona yakın olması ekonomik nedenler, yetersiz sayıda doğal diş veya implant dayanağı ve bunların uygunsuz dağılımı, periodontal desteği azalmış ve mobilitesi artmış destek dişler ve uzun pontik veya kantilever boşlukları diş-implant

destekli hibrit protezlerin kullanımını gündeme getirmektedir (de Paula vd., 2018; La Monaca vd., 2021; Lian vd., 2018; Lencioni vd., 2020; Naguib vd., 2023; Zafiroopoulos vd., 2021).

Yapılan literatür taramasında, Gunne vd.'nin (1999) uzun dönem takip ettikleri DİDSBP'lerin klinik ortamda uygulanabilir olduklarını ve güvenilir bir alternatif tedavi yöntemi olduğunu rapor ettikleri görülmüştür. Benzer şekilde, Bragger vd. (2001), implant-destekli, doğal diş destekli ve doğal diş-implant destekli sabit protetik restorasyonlar arasında biyolojik ve teknik komplikasyonlar açısından anlamlı bir fark bulunmadığını kaydetmiştir. Naert vd. (2001), on beş yıllık retrospektif bir çalışmalarında DİDSBP uygulanan hastalarda, sadece implant-destekli restorasyon uygulanan hastalara kıyasla üç kat daha fazla krestal kemik kaybı rapor ettiklerini bildirmişlerdir. Buna rağmen; kemik kaybı değerinin yılda 0.07 mm olduğunu ve bu değer de Albrektsson vd. (1986) tarafından bildirilen dental implantların başarı kriterlerine uyduğu kaydedilmiştir.

Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Biyomekaniği

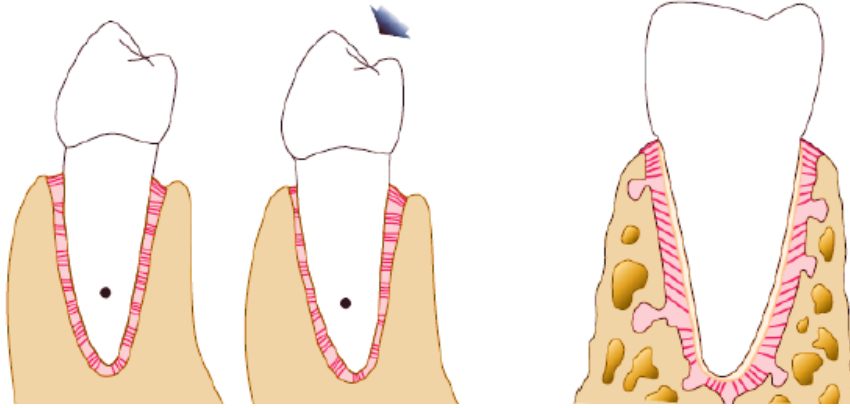
Osseointegre dental implantlar ve doğal dişlerin birbirinden farklı mobilite özelliklerine sahip olmaları, bu iki yapıyı dayanak olarak beraber kullanan protezlerin sağ kalımlarına şüphe ile yaklaşılmasına neden olmuştur. Kemiğe iletilen kuvvetin dağılımı; doğal dişlerde PDL'nin esnekliği, implantlarda ise arayüzdeki osseointegrasyonun derecesiyle belirlenmektedir (De Jong vd., 2017). PDL, alveolar krete gelen kuvvetlere karşı viskoelastik yapısıyla stres emilimi sağlamak ve böylece kemiğe iletilen stresleri önemli derece azaltmaktadır (Şekil 15). Diğer yandan, bu kuvvetler implantlarda kemik ve implant arayüzünde yoğunlaşmaktadır (Misch, 1999) (Şekil 16). Doğal dişlerde bulunan PDL, dişi sadece gelen kuvvetlere karşı korumakla kalmazken aynı zamanda ağız ortamından gelen patojenlere karşı da koruyarak bütünlüğün bozulmasını önlemektedir (De Jong vd., 2017).

İki yapı arasındaki bu farklılık ikisini tek bir sistemde birleştiren protezlerde, gelen kuvvetlerin büyük bir kısmının implant tarafından karşılanmasına neden olmaktadır. Öteki taraftan doğal dişe bakıldığında ise PDL varlığından dolayı DİDSBP'lere kuvvet uygulandığında, implanta kıyasla dişin daha fazla yer değiştirdiği belirtilmiştir. Bu yer değiştirme esnasında ise komplikasyonlara neden olabilen kantilever etkisi oluşmaktadır. Oluşan kantilever etkisiyle, yüksek bükülme momenti ve bu momentten kaynaklanan stres konsantrasyonu meydana gelmektedir. Bunun sonucu olarak ise bağlantı vidasında gevşeme, protezlerde kırık,

simantasyonda başarısızlık, implant kırığı, osseointegrasyonda başarısızlık ya da implant çevresinde krestal kemik kaybı gibi komplikasyonlar gelişebilmektedir (Borg vd., 2016; Kim vd., 2014).

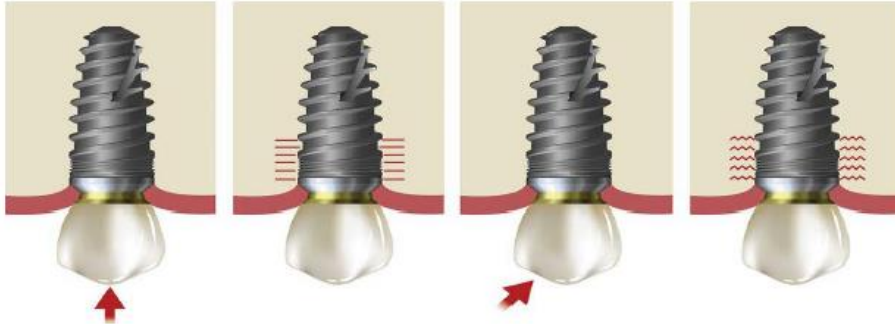
Şekil 15

Doğal Dişte Uygulanan Kuvvetlerin PDL Tarafından Karşılanması (De Jong vd., 2017).



Şekil 16

İmplantlarda Uygulanan Kuvvetlerin Kemiğe İletimi (De Jong vd., 2017).



Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Endikasyonları

- Lokal ve sistemik durumlar, anatomik oluşumlar veya ekonomik kısıtlamalar nedeniyle fazladan implant yerleştirilmesinin mümkün olmadığı vakalarda,
- Doğal dişin oluşturduğu propriosepsiyonun implantlara uygulanan stresi azaltmaya yardımcı olabileceğinin düşünüldüğü brüksizm hastalarında,
- Tek implant destekli kantilever uzantılı protez yapımından kaçınmak istenildiğinde,
- Tedavi planında prognozu iyi olan dişleri çekimden korumak amacıyla,

- Periodontal desteği zayıflamış dişlere destek sağlanması istendiğinde,
- Dođal diřlerin implantlara bađlanmasıyla daha iyi estetik sonuřların elde edilebileceđi dūřnūlen durumlarda,
- Rotasyonel kuvvetlere karşı stabilite sağlamak amacıyla,
- Yetersiz kemik seviyesi varlığında uygulanabilmektedir (Chee & Jivraj, 2006; Kurtoğlu & Asar, 2023; Spear, 2009).

Dođal Diř-İmplant Destekli Sabit Būlūmlū Protezlerin Avantajları

- Tedavi olanaklarını genişletir,
- Yerleştirilecek implant sayısının azalması nedeniyle tedavinin maliyetini azaltır,
- Proprioepsiyonun koruyucu özelliği diş tarafından sağlanmaya devam eder,
- Dentisyonda oluřan toplam yūke ilave destek sađlar,
- Kantilever kullanımını ōnler,
- Estetik ve fonasyon iēin diş eti papillalarının korunmasını sağlar (Kurtoğlu & Asar, 2023).

Dođal Diř-İmplant Destekli Sabit Būlūmlū Protezlerin Dezavantajları

- İmplant ve diř birbirine bağlandığında oklūzal kuvvetlere, diř mobilitesine ve ağızda bulunan diğer implantların sayısına bağlı olarak implant ve ēevresindeki kemikte aşırı yūkleme ve buna bağlı olarak da marjinal kemik kaybına neden olabilir,
- Bu protezlerin sisteminde destek olarak doğal dişlerin de bulunması, protezin gerekli olduğu durumlarda ēıkarılmasını zorlaştırabilir,
- Őzellikle birden fazla implant kullanıldığı durumlarda, ūst yapının pasif olarak oturması daha zor olabilir (Aparna & Rajesh, 2013; Kurtođlu & Asar, 2023).

Dođal Diř-İmplant Destekli Sabit Būlūmlū Protezlerin Tasarımları

Dental implant ve doğal dişler arasında bulunan biyomekanik varyasyonlar nedeniyle bu iki yapının birbirine bağlanacağı durumlarda dikkat edilmesi gereken bazı hususlar bulunmaktadır. Sistemin doğal diř kısmında; dayanak dişin prognozunun en az on yıl iēin iyi olacağı ōngōrūlen, periodontal olarak sağlıklı, mobilitesi bulunmayan ve kanal tedavili olmayan dişlerin tercih edilmesi gerektiği belirtilmektedir. Ayrıca, anterior dişlerin tek kōklū olması nedeniyle daha az

periodontal desteğe sahip olmaları ve yine aynı sebepten dolayı posterior dişlerle kıyaslandığında mobilitelerinin daha fazla olması nedenleriyle anterior dişlerle implantları bağlamaktan kaçınılması gerektiği bildirilmiştir (Misch, 2007; Misch & Bidez, 1994).

Literatürde, DİDSBP'lerin başarılı bir tedavi modalitesi olduğu savunulmaktadır (Astrand vd., 1991; Cavicchia & Bravi, 1994; Ericsson vd., 1986; Fugazzotto vd., 1999; Hosny vd., 2000; Lindh vd., 2001a; Tsaousoglou vd., 2017). İmplant-implant ve diş-implant bağlantılarını karşılaştıran çalışmalara bakıldığında, ikisi arasındaki teknik ve biyolojik komplikasyonların kıyaslanabilir olduğu gözlenmiştir (Astrand vd., 1991; Ericsson vd., 1986; Gunne vd., 1992; Naert vd., 2001a; Olsson vd., 1995; van Steenberghe, 1989). Naert vd. (2001a), yapmış oldukları çalışmada bağlantısız implant ve diş-implant bağlantılı SBP'leri kıyaslamışlardır. Çalışmanın sonucunda kümülatif başarı oranlarını sırasıyla %98.4 ve %94.9 olarak bildirmişler ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varmışlardır. Ancak, literatürde bu sonuçlarla çelişen ve farklı sonuçlara sahip olan diğer çalışmalar da bulunmaktadır (Hosny vd., 2000; Naert vd., 2001b). Sonuç olarak, komplikasyon oranlarının; non-rijitte daha fazla olduğu rapor edilen protezin bağlantı türünden (rijit / non-rijit) ve vidalı sistemlerde daha yüksek olduğu kaydedilen sabitleme türünden (vida-tutuculu / siman-tutuculu) etkilendiği bildirilmiştir (Nickenig vd., 2006; Tsaousoglou vd., 2017).

İmplant üzerinde bulunan protezlerde geri döndürülebilirlik ihtiyacı doğabileceği gibi, doğal dişlerde de mikrosızıntı nedeniyle çürük oluşabilme ihtimali, diş ve implantın birbirine bağlanmasını daha karmaşık bir hale getirmektedir. Kullanılacak siman türü hakkında çeşitli fikirler savunulmuş olsa da protezin doğal diş üzerine daimi olarak yapıştırılması gerektiği, aynı zamanda da gerektiğinde implanta ulaşmanın kolay olması gerektiği bildirilmiştir. Bunu sağlamanın bir yolu olarak, teleskopik kronlar veya ataşmanların kullanımı önerilmiştir (Tsaousoglou vd., 2017). Bu bağlantıların, herhangi bir bağlantı vidasının kullanılıp kullanılmamasına bağlı olarak rijit veya non-rijit olabileceği bildirilmiştir. Genel olarak, intrüzyon riskinin daha az olması nedeniyle çoğu araştırmacı rijit bağlayıcı (RB) kullanımını tercih ettiklerini bildirmişlerdir (Block vd., 2002; Cordaro vd., 2005; Gross & Laufer, 1997; Lang vd., 2004; Lindh vd., 2001b; Naert vd., 2001a-b; Olsson vd., 1995; Tangerud vd., 2002). Ek olarak, hayvanlar üzerinde yapılan bir çalışmadan elde edilen sonuçlar, RB'lı diş-implant bağlantılarının doğal dişin periodonsiyumu

üzerinde herhangi zararlı bir etkisi olmadığını göstermiştir (Pesun vd., 1999). Bununla birlikte, bu bağlantı türü kullanıldığı zaman implant çevresinde daha fazla kemik kaybının gözlemlendiği rapor edilmiştir (Naert vd., 2001a; Tsaousoglou vd., 2017).

Bu tip protezlerde sağ kalım oranına etki eden bir diğer önemli faktörün ise oklüzyon olduğu belirtilmektedir. İmplantların üzerine gelen lateral kuvvetler kemik üzerinde streslerin artmasına neden olabileceğinden, protezlerde oklüzyon, dental implantların üzerine lateral kuvvetler gelmeyecek şekilde planlanmalıdır (Misch, 2007; Misch & Bidez, 1994).

Belirtilen nedenlerden ötürü literatürde, bu protetik sistemlerin kullanılması gerektiği durumlarda başarı ve sağ kalım oranlarını arttırmak amacıyla yapılması gereken tercihler üzerine pek çok araştırma yapılmıştır. Yıllar içerisinde DİDSBP'lerde hem rijit hem de non-rijit bağlayıcı (NRB)'lar pek çok kez kullanılmış olsa da etkinlikleri tam olarak değerlendirilememiştir. Klinisyenlerin, her iki bağlantı türünü de kullanabilmeleri için RB ve NRB'ların benzer sonuçlar vermesi gerekmektedir (Tsaousoglou vd., 2017). Ancak, literatürde her iki yöntemin de benzer sonuçlar verdiği bir çalışma henüz bulunmamaktadır. Doğal dişin prognozu ve tercih edilecek oklüzyon tipinin yanında, bu sistemin protetik üst yapısı için seçilecek olan materyal, siman, bağlantı tipi ya da herhangi bir stres kırıcı elemanın dahil edilip edilmeyeceğinin de streslerin dağılımını önemli ölçüde etkilediği gözlenmiştir.

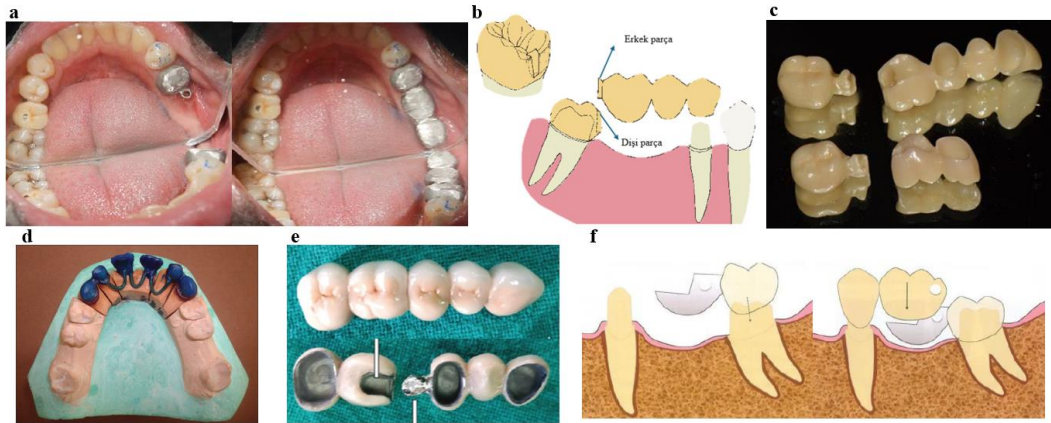
Bağlantı Seçenekleri. DİDSBP'lerde kullanılan bağlantı türleri RB ve non-rijit NRB olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Her iki bağlantı türünün de kendi içerisinde avantajları ve dezavantajları bulunduğundan, DİDSBP'lerde hangisinin tercih edilmesi gerektiği konusunda literatürde fikir çatışmaları bulunmaktadır.

Dişi ve erkek olmak üzere iki parçadan oluşan ve birbirini tamamlayan konnektörlere NRB denilmektedir (Şekil 17). Bu iki parçanın arayüzü, diş-implant bağlantılı restorasyonların esnemesini karşılayabilmek amacıyla stres emici ve kırıcı elemanlarla rahatlama ve ayrılma sergilemektedirler (Kumar & Asar, 2023; Rosenstiel vd., 2022; Shenoy vd., 2013). NRB'ların tercih edilmesinin ardındaki en büyük etken, gerektiğinde doğal dişte hasara neden olmadan protezin implant üzerinde bulunan kısmının kolayca çıkarılabilmesidir. NRB'lar üzerine yapılan bazı araştırmalara bakıldığında, NRB'nın implant üzerine yerleştirildiği zaman vertikal yükler altında implantı çevreleyen kemikte oluşan streslerin daha düşük olduğu

bildirilmiştir (Özçelik vd., 2011). Bununla birlikte, doğal dişlerde intrüzyon riskinin NRB kullanıldığında daha sık meydana geldiği kanıtlanmıştır (Naert vd., 2001b; Nishimura vd., 1999). İntrüzyon; konnektörlerin ataşman bölümleri arasındaki sürtünme direnci sonucunda oklüzal kuvvetlerden sonra dişin tekrar eski pozisyonuna dönememesi olarak açıklanmaktadır (Schlumberger vd., 1998). Başka bir deyişle intrüzyon, diş ve restorasyon arasında hareket serbestliği olması nedeniyle meydana gelmektedir. Bu durumun tekrar etmesiyle intrüzyona neden olabilecek ortodontik kuvvetler açığa çıktığından dolayı, NRB'ların kullanımını önermeyen araştırmacılar mevcuttur (Caswell & Clark, 1922; Kay, 1993; Rangert vd., 1991; Schlumberger vd., 1998). İntrüzyon rapor edilen olguların büyük bir kısmında NRB'nın negatif parçasının (anahtar yuvası) doğal diş üzerinde yer aldığı bildirilmiştir. Dolayısıyla, bu parçanın doğal diş yerine implant üzerine konumlandırılmasının intrüzyon riskini azaltabileceği belirtilmiştir (Schlumberger vd., 1998).

Şekil 17

Non-Rijit Bağlayıcılar; (a) NRB'lı DİDSBP (Kumar vd., 2018), (b) Tenon-Mortise NRB (Rosenstiel vd., 2022), (c) Dovetail (Keyway) NRB (De Souza vd., 2017), (d) Loop NRB (Nayar vd., 2015), (e) Split NRB (Rani & Malhotra, 2020), (f) Cross Pin ve Wing NRB (Husniyah Binti Che Soh & Jain, 2018).



Diğer taraftan RB'lar (Şekil 18), konvansiyonel SBP'lerde köprü restorasyonlarına sabitleme vidası ya da teleskopik ataşmanlar eklenmesiyle kullanılmaktadır (Greenstein vd., 2009; Laufer & Gross, 1998; Schlumberger vd., 1998; Stanford & Weigl, 2009). Bu protezler, doğal diş veya implant dayanağı üzerine doğrudan simante edilebilmektedir. Vidalı RB'larda, SBP sistemindeki parçalar vida yardımıyla rijit bir şekilde sabitlenmektedir. Teleskopik rijit

bağlantılarda ise SBP, diş üzerine daimi olarak simante edilmiş olan birincil kopinge ve geçici olarak implant dayanağına simante edilebilmektedir. Bunun yanında, SBP'in implant dayanağı üzerindeki kısmı, geçici simantasyon yerine vida ile dayanağına sabitlenebilmektedir (Kurtoğlu & Asar, 2023). Literatürde NRB'lara kıyasla daha çok tercih edilmesi gerektiği savunulan RB'ların kullanımını mantıksız bulan araştırmacılar da bulunmaktadır (Chee & Jivraj, 2006; Hita-Carillo vd., 2010; Kurtoğlu & Asar, 2023). Bunun nedeni ise RB'ların destek diş veya implant çevresinde daha büyük marjinal kemik kayıplarına neden olması ve uzun dönemde implant çevresinin daha fazla olumsuz etkilenmesine yol açtığını savunmalarıdır (Chee & Jivraj, 2006; Hita-Carillo vd., 2010). Kumar vd. (2011) yaptığı çalışmada, RB kullanılan DİDSBP'lerde hem diş hem implant çevresinde en yüksek streslerin elde edildiği rapor edilirken; protetik sisteme dahil edilen NRB elemanların alveolar kemikteki streslerde azalmaya neden olduğunu kaydetmişlerdir (Kurtoğlu & Asar, 2023). RB'ların daha sık tercih edilmesinin nedeni daha düşük mekanik başarısızlık ve buna bağlı olarak da daha yüksek sağ kalım oranlarına sahip olmalarıdır (Gunne vd., 1992; Tsaousoglou vd., 2017). Bu bağlantı sistemini tercih eden hekimler, iki farklı yapı arasındaki mobilite farklılıklarını kabul etmelerine rağmen fonksiyonel kuvvetler altında implant parçalarının deforme olabileceğini kabul etmektedirler (Nishimura vd., 1999; Weinberg & Kruger, 1994). Birkaç olguda, RB tasarımlarında teleskopik sistem kullanıldığında doğal dişte intrüzyon görülmüş olmasına rağmen; NRB tasarımlarıyla kıyaslandıklarında yine de daha iyi sonuçlar verdikleri görülmüştür (Block vd., 2002; Bragger vd., 2001; Chee & Jivraj, 2006; Cho & Chee, 1992; Nickenig vd., 2006; Pesun, 1997).

Şekil 18

Rijit Bağlayıcı Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protez (Rammelsberg vd., 2021).

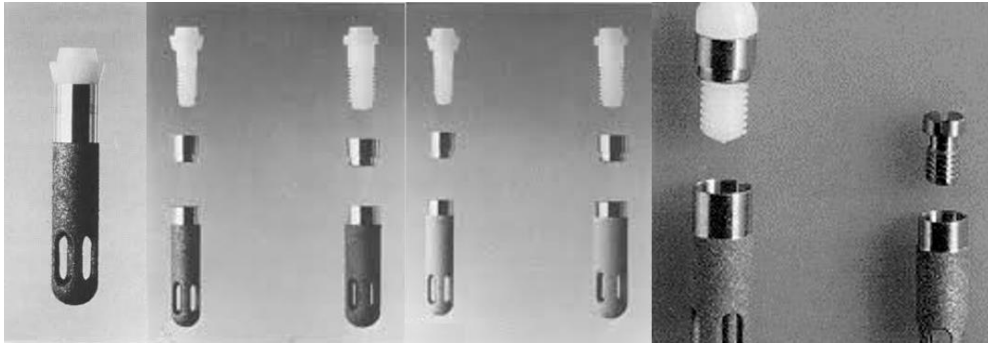


Doğal diş ve implantın birbirine bağlandığı sistemlerde, bu iki yapı arasındaki mobilite farkını elimine etmek amacıyla kuvvet kırıcıların kullanımı önerilmiştir. Ancak, kuvvet kırıcıların vertikal yükler altında başarılı sonuçlar vermesine rağmen horizontal yüklere karşı etkisiz oldukları belirtilmiştir (Ericsson vd., 1986; Lin vd., 2006b; Lindh vd., 2001b). Hareketlilik farkını giderebilmek amacıyla kullanımı önerilen bir diğer yöntem ise literatürde fikir ayrılıklarına neden olan rezilyent elemanlar içeren implantların kullanımınıdır (Babbush vd., 1987; Kirsch, 1983; Kirsch & Ackermann, 1989; Richter, 1989). Bu esnek parçaların kemik üzerindeki stresleri azalttığını ya da daha homojen bir stres dağılımı sağladığını savunan çalışmacılar olduğu gibi (Chapman & Kirsch, 1990; Gunne vd., 1994; Kirsch, 1983; Kirsch & Ackermann, 1989; Lindh vd., 1998) bu parçaların implantın köle bölgesinde konsantre olan stresleri azaltmadığını ve rijit bir materyal olan titanyum parçalar ile benzer stres değerleri sunduklarını savunan çalışmacılar da vardır (Van Rossen vd., 1990). Literatürde IMZ implant sistemi olarak geçen, içerisinde stres emici olarak işlev gören bir intramobil eleman (IME) barındıran sistemlerden bahsedilmektedir (Şekil 19). İmplantın içerisine yerleştirilen IMZ implantın şok emici mekanizması, doğal dişlerde meydana gelen kuvvetleri karşılama şekline benzetilmektedir. Viskoelastik özelliklere sahip olan IME ve küresel apikal bölgeye sahip silindirik implantlardan oluşan IMZ sistemi, oklüzak kuvvetlerin kemikle implant arayüzüne eşit bir şekilde dağıtılmasını sağlamaktadır. Ağız ortamında, doğal diş üzerine aşırı kuvvetler geldiğinde PDL ve sinir reseptörleri, propriyoseptif mekanizma sayesinde bu durumu kısmen düzenleyip dengelemektedir. Benzer şekilde, IMZ sisteminde bulunan ve polioksimetilenden yapılan IME'nin, kemik ve implant yüzeyindeki stresleri kontrol etmede etkili olduğu savunulmaktadır (Babbush vd., 1987; Kurtoğlu

& Asar, 2023). Sağlık, sertlik, yorulma ve aşınma direnci, tokluk ve esnekliğin kritik olduğu durumlarda tercih edilmesi önerilen polioksimetilen, kalp-damar cerrahisi ve ortopedi alanlarında da kullanımı olan bir materyaldir. Kurtoğlu ve Asar (2023)'a göre bu materyal, 500 gün süren simüle edilmiş kullanımda çok küçük miktarlarda boyutsal değişime uğramakta ve oklüzal kuvvetler altında sürekli kullanımda ise minimal değişim göstermektedir. Buna rağmen; birçok plastik materyalin metaller kadar dayanıklı olmadığı gibi bu materyal de periyodik olarak değiştirilmeye ihtiyaç duymaktadır. Klinik uygulamalar için önerilen süre 1 yıl olsa da; hastanın yaşı, fiziksel durumu, çiğneme kaslarının gücü ve sağlığı, karşıt dişler ve protetik restoratif materyalin bu sürenin değişiklik göstermesine neden olabilmektedir (Kurtoğlu & Asar, 2023).

Şekil 19

IMZ Sistemi (Kirsch & Ackermann, 1989).



IME'nin DİDSBP'lerde sağladığı vertikal ve rotasyonel esneklik konusunda farklı görüşler bulunmaktadır. Bu ara parçanın rijit materyallere kıyasla stresleri %60 oranında azalttığını ve IME'nin doğal diş üzerindeki protez hareketini dengelemek için yeterli esnekliği sağladığını rapor eden araştırmacılara karşılık (Babbush vd., 1987; Kirsch, 1986; Uysal vd., 1997); IME sisteminin esnekliğe katkıda bulunmadığını ve bükülme kuvvetinin implant ile abutment arasındaki vidaya iletilmesine neden olduğunu bildirenler de bulunmaktadır (Chee & Jivraj, 2006). Hertel vd. (1993), IME'nin implant ve doğal diş arasındaki mobilite uyumsuzluğu gidermekte bir etkisi olmadığını savunan araştırmacılardandır (Kurtoğlu & Asar, 2023).

Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Komplikasyonları

Genel olarak implant-destekli tedavilerin uzun dönem başarısı yüksek olmasına rağmen, implant ya da üst yapı ile alakalı bazı komplikasyonlar gelişebilmektedir. DİDSBP'lerin komplikasyonları implant-destekli protezlerin

endikasyonları ile benzerlik gösterse de bazı farklılıklar mevcuttur. Sağ kalımı etkileyebilecek parametreler; diş preparasyonu, kemik kalite ve miktarı, keratinize diş eti, tedavi planlaması, protezin bağlantı tipi, vida tipi, implant çeşiti, oklüzyon, oral hijyen ve hasta takibidir. DİDSBP'lerde gözlenen komplikasyonlar teknik ve biyolojik olarak iki başlıkta incelenmektedir (Kurtoğlu & Asar, 2023).

Teknik komplikasyonlar arasında; implant kırığı, doğal diş intrüzyonu, vida gevşemesi ya da kırığı, desimantasyon ve protetik üst yapının kırılması yer almaktadır (Kurtoğlu & Asar, 2023; Nooji & Lunia, 2017; Tsaousoglou vd., 2017). En sık karşılaşılan komplikasyonların sırasıyla; seramik materyalinde görülen *chipping*, vida gevşemesi ve desimantasyon olduğu bildirilmiştir. Bunun yanında, implant sistemine ait parçaların kırılmasının ise nadir görüldüğü kaydedilmiştir (Pjetursson vd., 2007; von Stein-Lausnitz vd., 2019).

NRB kullanılan tedavilerde teknik komplikasyonların daha fazla meydana geldiğini ve RB kullanımının komplikasyon oranlarını düşürdüğünü bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Greenstein vd., 2009; Hamed & Mously, 2019; Lang vd., 2004). DİDSBP'lerde intrüzyon daha sıklıkla NRB kullanılan sistemlerde görülmektedir. İntrüzyonun, diş ve implant birbirine bağlandıktan sonra ilk üç ay içerisinde meydana gelmediği ancak ilk bir yıl içerisinde olduğu belirtilmektedir (Al-Omiri vd., 2017). Dişe iletilen yüksek stres sebebiyle PDL'de meydana gelen osteoklastik aktivite, NRB kullanıldığında pozitif ve negatif komponentler arasında oluşan sürtünme ve gıda birikimi, PDL atrofisi, dişin geri dönme hafızasının bozulması, SBP'in esnemesi ya da bükülmesi ve alt çenenin esnemesi intrüzyonun nedenleri arasında yer almaktadır (Ghodsi & Rasaeipour, 2012; Schlumberger vd., 1998). Bunu engellemek amacıyla RB kullanılması, doğal dişlere koping yerleştirilmemesi, destek dişler prepere edilirken aksiyal duvarların en ideal retansiyon ve stabilizasyonu sağlayacak şekilde paralel kesilmesi ve geçici yerine daimi simantasyon tercih edilmesi önerilmektedir (Greenstein vd., 2009; Weinberg, 2003). DİDSBP'lerde rapor edilen intrüzyon vakalarının çoğunda geçici simantasyon kullanıldığı, buna bağlı olarak protezlerin desimante olduğu ve tasarımlarda NRB kullanıldığı gözlenmiştir (Misch, 2015). Bu nedenle, DİDSBP'lerde RB kullanılarak tasarlanan sistemlerde daimi simantasyon kullanılarak doğal dişin yapıştırılmış olduğu protezden ayrılmasının önüne geçilmesi ve bu sayede intrüzyon riskini azaltılması önerilmektedir (Gunne vd., 1999; Naert vd., 2001a; Nishimura vd., 1999; Olsson vd., 1995).

Biyolojik komplikasyonlar arasında ise; implantı çevreleyen kemikte marjinal kemik kaybı, peri-implantitis, pulpa nekrozu, doğal dişte çürük oluşumu, diş ya da kök kırığı ve periapikal enfeksiyonlar yer almaktadır (Al-Omiri vd., 2017; Lindh vd., 2001b; Nooji & Lunia, 2017; Pjetursson vd., 2007). Literatürde komplikasyonların oluşmasına neden olabilecek çeşitli senaryolar bulunmaktadır. Siman-tutuculu DİDSBP'lerde, protezde oluşabilecek esneme sonucu abutment üzerindeki simanda kırık oluşabilmekte ve buna bağlı olarak da implant üzerindeki protez gevşeyebilmektedir. Bunun sonucunda, doğal dişe gelen kuvvetlerde artış yaşanmakta ve dişin mobilitesinin artmasını takiben dişte kırık meydana gelebilmektedir (Misch, 2015). Bunlara ilave olarak, doğal dişin kanal tedavili olması ya da post-kor uygulanmış olması dişin kırılma riskini arttırmaktadır (Block vd., 2002; Bragger vd., 2001).

Doğal dişin intrüzyonunu engellemekte daha etkili olduğu kanıtlanmış olsa da RB kullanılan sistemlerde implantın boyun bölgesinde kemik rezorpsiyonunun daha fazla olduğu rapor edilmiştir (Block vd., 2002; Cho & Chee, 1992; Kumar vd., 2011). Bunun nedeni ise DİDSBP'lere gelen kuvvetler altında doğal dişin implanta kıyasla daha fazla hareket etmesidir (Kurtoğlu & Asar, 2023). Yapılan çalışmalarda daha yüksek düzeyde kemik kaybı kaydedilmiş olmasına rağmen, Naert vd. (2002b), rapor edilen toplam kemik kaybı miktarının 0.7 mm olduğunu, bu kemik kaybının on beş yıl boyunca devam edilen takip sonrası kaydedildiğini ve bu miktarın, implant başarı kriterleri arasında yer alan 1.5 mm'lik normal kemik kaybı miktarından daha az olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca Akça vd. (2006), RB kullanılan protezlerde implantı çevreleyen kemikte iki yıllık kullanımdan sonra bile klinik kemik seviyesinin değişmediğini ve bu nedenle RB'ların implantın etrafındaki marjinal kemik seviyesini riske atmadığını savunmuşlardır. Literatürde, benzer değerlendirmeler yaparak DİDSBP'lerle implant-implant destekli protezleri kıyaslayan araştırmacılar kemik kaybı açısından anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir (Alsabeeha & Atieh, 2020; Bragger vd., 2001; Greenstein vd., 2009; Gunne vd., 1999; Hosny vd., 2000).

Doğal Diş-İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Dental Restoratif Materyaller

SBP'lerin fabrikasyonunda kullanılan birçok farklı dental restoratif materyal bulunmaktadır. Geçmişten günümüze en sık kullanılan SBP tipi MDP kron veya köprülerdir. MDP restorasyonların uzun dönemde başarılı sonuçlar verdiği

bildirilmiştir (Le vd., 2015). Buna rağmen, bu restorasyon tipinin çok aşamalı olması ve buna bağlı olarak teknik hassasiyetin yüksek olması, daha estetik ve biyouyumlu materyaller talep edilmesi yeni materyal arayışına neden olmuştur (Zarone vd., 2011). Bu nedenle seramik restorasyonlar, MDP kullanımına alternatif olarak ortaya çıkmış ve son yirmi yılda özellikle zirkonya restorasyonlar klinik ortamda büyük bir yer edinmiştir. Bunun sebebi ise estetik özelliklerinin daha tatmin edici olması ve minimal alt yapı kırılma insidansı ile özellikle posterior bölgede uzun mesafe SBP'ler için ideal bir materyal olarak değerlendirilmeleridir (Rammelsberg vd., 2021).

MDP restorasyonlarda alt yapı materyali olarak soy metaller (altın ve gümüş alaşımları), soy olmayan metaller [Nikel-Krom (Ni-Cr), Krom-Kobalt (Cr-Co) ve Titanyum alaşımları], zirkonya ya da PEEK kullanılabilir. Soy metal alaşımları, sahip oldukları yüksek korozyon direnci ile bilinmektedirler. Altın içerikli alaşımlar, mükemmel mekanik özellikler, yüksek dökülebilirlik ve kolay işlenebilirlik gibi önemli özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, gümüş içeren alaşımların seramik restorasyonlarda renk değişimine yol açabileceği bildirilmiştir. Yüksek maliyetleri nedeniyle günümüzde soy metal alaşımları yerine soy olmayan metal alaşımları tercih edilmektedir (Powers, 2006).

Ni-Cr alaşımlarının, metal alt yapı seramik sistemlerde kullanımı oldukça yaygındır. Bu alaşımın içeriğindeki krom, kararmaya ve korozyona karşı dirençli olmasıyla bilinmektedir. İçeriğine molibden eklenerek termal genişleme katsayısı azaltılabilirken, berilyum eklenerek ise erime derecesi düşürülerek dökülebilirliği ve sertliği artırılabilir. Fakat, berilyumun yüksek sıcaklıklarda yüzeyde oksidasyona uğrayarak toksisite sorunlarına neden olabileceği bildirilmiştir. Yine de soy metal alaşımlarla karşılaştırıldığında daha fazla dayanıklılığa sahip olmalarına rağmen esneme dirençlerinin daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Bununla birlikte, sertleşme sırasında meydana gelen büzülme, restorasyonun adaptasyonunda sorunlar yaratabilmektedir (Powers, 2006).

Öte yandan, krom bazlı alaşımlar yüksek sıcaklık, korozyon ve aşınma direncine sahiptir. Cr-Co alaşımlarında bulunan kobalt dayanıklılık ve sertlik sağlarken, krom ise korozyona karşı dayanıklılık sağlamaktadır. Molibden, karbon, tungsten ve nikel elementleri alaşıma dahil edilerek fiziksel özellikler ve dökülebilirlik iyileştirilebilmektedir. Tungsten eklemesi ile korozyon direncini; karbon ilavesi dayanıklılık, esneklik ve sertliği; molibden eklemesi ise tanecik

özelliklerini iyileştirmektedir. Bu alaşımın; döküm işlemlerinin zor olması, pürüzsüzlük meydana gelebilme olasılığı, renklenmeye neden olabilmesi, tesviyesinin zorluğu, alerjik, toksik ya da sitotoksik olabilmesi kullanımını zorlaştırmaktadır. Buna rağmen; korozyon direnci, yüksek elastisite kat sayısı, yayılma ve bükülme direncinin olması, bu sayede uzun köprülerde kullanılabilirliği, seramikle iyi bağlanması ve ucuz olmasından dolayı alt yapı materyali olarak sıklıkla kullanılmıştır (Kuzucu vd., 1997; McLean vd., 1979).

Alt yapı materyali olarak kullanılan bir diğer materyal ise titanyumdur. 1930’lardan itibaren biyomateryal üretiminde kullanılan titanyum, üstün kimyasal ve fiziksel özellikler sergileyen ve diğer alaşımlara kıyasla daha hafif olan bir materyaldir. Kimyasal maddelerle reaksiyona girmeyi önleyen bir oksit tabaka oluşturması sayesinde korozyona karşı dirençli olduğu bildirilmiştir (Park & Kim, 2007). Günümüzde diş hekimliğinde geniş bir kullanım yelpazesi olan bu materyal, kron ya da köprülerin alt yapısında, iskelet materyali olarak veya hibrit protezlerin üretiminde kullanılmaktadır. Titanyum alaşımlarının içeriğinde mekanik özellikleri iyileştirmek amaçlı alüminyum, vanadyum ve demir de bulunmaktadır (Ohkubo vd., 2008). Alaşımlar oluşturulurken küçük miktarlarda azot, karbon, demir ve oksijen ilavesi yapılarak mekanik özelliklerde iyileştirme yapılmaktadır. Alaşımın içeriğindeki oksijen miktarı arttıkça sertlik ve akma dayanıklılığı artmakta ancak uzamayı azaltmaktadır. Bu nedenle, oksijen miktarı ne kadar fazla olursa metali şekillendirmek o kadar zorlaşmaktadır (Jaffee & Promisel, 2013). Titanyum alaşımlarının dökümü zor olmasına karşı; biyouyumlu, bakteriyostatik, maliyeti düşük, rezin siman aracılığıyla porselene bağlanabilir, termal iletkenliği düşük olması ve hava ile teması durumunda oksit tabakası oluşturabilmesinden dolayı günümüzde en çok kullanılan alaşımlardandır (Azizi vd., 2024; Ohkubo vd., 2008).

Günümüzde kullanımı oldukça yaygınlaşmış ve popüler olan bir diğer alt yapı materyali ise zirkonyadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazı stabil olmayan bu materyale, yitriya eklenerek yitrium stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir. Bu sayede oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olarak kalması sağlanmaktadır. Y-TZP, yüksek direnç ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip bir materyaldir. Metal alaşımlar ya da titanyum alaşımlarla kıyaslandığında, biyouyumluluk ve estetik özellikler açısından daha tatmin edici bulunmuştur. Yüksek bükülme direnci sayesinde hem anterior hem de posterior bölgede rahatlıkla kullanılabilen ve tam ark gibi sabit restorasyonlar için alt yapı

materyali olarak tercih edilebilmektedir (Cho & Raigrodski, 2014; Drago & Howell, 2015; Pozzi vd., 2015). Bu materyalin; yüzeyinin pürüzlendirmesinin diğer materyallere göre daha zor olması, parafonksiyonel alışkanlıklar varlığında kullanımının tavsiye edilmemesi, opak olması, yüzey hazırlık işlemleri veya oklüzal aşındırma esnasında mekanik özelliklerinin zayıflaması neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Buna rağmen; üstün mekanik özellikleri, biyouyumluluğu, düşük termal iletkenlik kat sayısı hem konvansiyonel hem de rezin simanlarla simante edilebilir olmaları gibi avantajları nedeniyle klinikte kullanımları oldukça fazladır (Guazzato vd., 2004; Hisbergues vd., 2009; Vagkopoulou vd., 2009).

İlk olarak 1978'de geliştirilen ve poliaril eterketon (PAEK) ailesinin bir üyesi olan PEEK materyali, yüksek ısı dayanımı ve gelişmiş mekanik özelliklerinden ötürü klinikte kullanımı yaygınlaşmış bir diğer materyaldir (Ahmad vd., 2024; Mohammed, 2024). Radyografik görüntüleme radyolusens olması; biyouyumluluğu; yüksek kimyasal aşınma direnci; cam ve karbon fiberler gibi birçok farklı materyalle modifiye edilebilirliği; sitotoksik, mutajenik, kanserojen ya da toksik olduğuna dair bir kanıt bulunmaması gibi pek çok avantajı bulunması nedeniyle metal alaşımlarına alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (Hanna vd., 2024). Hem CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Üretim) hem de konvansiyonel tekniklerle üretilebilen bu materyal; karbon fiber, cam fiber, baryum fosfat veya titanyum dioksit gibi doldurucu materyal eklemeleriyle kolayca modifiye edilebilmektedir. Ayrıca elastik modülü yüksek olan, 12 GPa cam fiber ilaveli (Gfr-PEEK) kompozitler ve 18 GPa karbon fiber ilaveli (Cfr-PEEK) kompozitlere ulaşmak da mümkündür. PEEK materyalinin en önemli özelliği, insan trabeküler dokusuna yakın (3.78 GPa) elastik modülüne sahip olmasıdır. Bu elastik modülü (3-4 GPa); titanyum alaşımı (116 GPa), Cr-Co alaşımına (210 GPa) ve seramiklere (210 GPa) kıyasla oldukça düşüktür. Bu nedenle bu materyalin, kuvvet kırıcı görevi görerek restorasyonlar üzerindeki stresleri azaltabileceği öne sürülmüştür. Tüm bunlara ek olarak, PEEK materyalinin hafif olması metallere karşı önemli bir avantaj olarak değerlendirilmektedir. Özet olarak bu materyalin metal içermemesi, kemiğe yakın düşük elastik modülü, hafif olması, şok emilimi becerisi, korozyon riskinin bulunmaması, yüksek yorgunluk direnci, biyouyumluluğu ve düşük bakteri tutulumu özelliklerinden ötürü diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptir (Diaz-Arnold vd., 1999; Eschbach, 2000; Feerick vd., 2013; Katzer vd., 2002; Kurtz & Devine,

2007; Lee vd., 2012; Ma & Tang, 2014; Najeeb vd., 2016; Staniland vd., 1992; Tekin vd., 2018; Wenz vd., 1990).

PEEK materyali diş hekimliği alanında alt yapı materyali olarak kullanılmasının yanında hareketli protetik restorasyonlarda, metal içermeyen sabit protetik planlamalarda, geçici abutment olarak, iyileşme başlıklarında, implant-destekli sabit restorasyonlarda, implant-destekli overdenture protezlerde, endokronlarda, implant, abutment ve oklüzal splintlerde de kullanılmaktadır (Al-Rabab'ah vd., 2019; Najeeb vd., 2016; Papathanasiou vd., 2020; Sinha vd., 2017; Stawarczyk vd., 2013). Titanyum içeren implantların osseointegrasyonunun iyi olduğu bildirilmiş olsa da araştırmalarda ve klinik uygulamalarda bazı kaçınılmaz problemlere neden oldukları rapor edilmiştir. Titanyum implantların aşınması ve korozyonu, titanyum iyonlarının salınmasına yol açmakta ve 5 µm'den küçük titanium parçacıkları osteoblastik nekroza neden olmaktadır. Öte yandan, salınan titanium iyonları iç organlarda ve lenf bezlerinde birikerek sağlık sorunlarına neden olabilmektedir. Ayrıca, titanyumun elastic modülü (110 GPa), kemikten önemli ölçüde daha yüksek olduğundan implantların boyun bölgesinde kemikte kullanılmama atrofisi meydana gelmektedir. Bu nedenlerden ötürü, titanyumun yerine kullanılacak üstün mekanik özelliklere sahip metal içermeyen dental implant materyali arayışında PEEK'in kritik bir yeri vardır (Zhou vd., 2024). Mekanik ve biyolojik özellikleri iyileştirmek amacıyla yapılan araştırmalar halen devam etmektedir. Bununla birlikte, günümüzde implant materyali olarak PEEK kullanılması klinik olarak çok yaygın olmamakla beraber bu alanda çalışmalar devam etmektedir (Najeeb vd., 2016; Williams, 2001).

Geleneksel metal alaşımlarının korozyon ve alerjik reaksiyon riski bulunmaktadır (Karunagaran vd., 2013). Bunun aksine estetik ve hafif olan, kırılmaya karşı yüksek dayanıma sahip olan PEEK, SBP restorasyonları için uygun bir alternatif olarak gösterilmektedir. Ancak, estetik olarak zayıf translusensi özelliği ve gri pigmentasyon sergilemesi nedenleriyle anterior bölgede kron ya da köprü restorasyonlarında monolitik olarak kullanılmaması ve estetik bir başka materyal ile kaplanması gerektiği bildirilmiştir (Mohammed, 2024; Taufall vd., 2016).

Kuvvet Analizleri

Osseointegre implantların tanıtılmasından bu yana, eksik dişlerin rehabilitasyonu ve çiğneme fonksiyonunun geri kazandırılması sayesinde birçok hastanın yaşam kalitesinde önemli iyileştirilmeler sağlanmıştır. Ancak, implantların

uygulanan kuvvetlere verdiği yanıtların, biyomekanik olarak doğal dişlerden farklı olmasından dolayı birtakım klinik sorunlarla karşılaşılabilir. İmplant-kemik arayüzü, diş-kemik arayüzünden çok daha az esnektir. Bu nedenle, implant-destekli protezlerin yerleştirilmesi ve fonksiyonu sırasında oluşan stresler kemiğe doğrudan iletilmektedir. İmplantlardaki esneklik eksikliği, tedavi planlamaları ve üretim esnasında daha yüksek hassasiyet gerektirmektedir (Pesqueira vd., 2014).

Stres dağılımı ve yük transferinin, implantların başarı oranını önemli derecede etkilediği bilinmektedir. Aşırı yükleme sonucu meydana gelen komplikasyonlar ve kemik kaybını önleyebilmek için protezlere, implantlara ve çevreleyen kemiğe iletilen kuvvetlerin dağılımını anlamak ve iyileştirmek büyük önem arz etmektedir. Bu nedenle, özellikle son otuz yıldır araştırmacılar implant tedavilerinin biyomekanik yönünün önemini vurgulamakta ve bunu değerlendirebilmek için yöntemler geliştirmektedirler (Pesqueira vd., 2014).

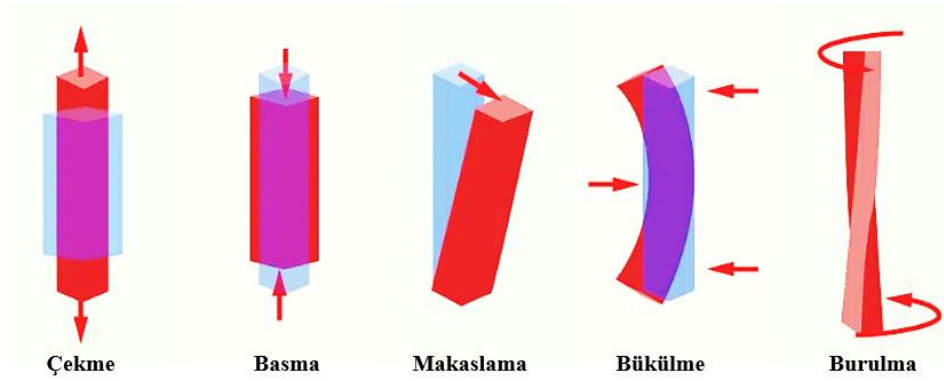
Doğrudan klinik değerlendirme, biyomekanik yanıtların analizi için en güvenilir yöntemdir. Ancak, söz konusu yapıların karmaşıklığı, metodolojinin zorluğu, etik sorunlar ve bu tür bir değerlendirme için gereken uzun zaman dilimi göz önünde bulundurulduğunda, intraosseöz yapıların biyomekanik davranışının doğrudan klinik olarak değerlendirilmesi neredeyse imkansız hale gelmektedir. Bu sınırlamaların üstesinden gelebilmek amacıyla in-vitro analizler büyük önem kazanmıştır (Pesqueira vd., 2014; Ramoğlu & Ozan, 2014). Uygulanan farklı analizleri daha iyi anlayabilmek için bu analizlerde kullanılan farklı kavramların anlamlarını bilmek de oldukça önemlidir.

Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar

Kuvvet. Bir cismi yönlendiren ya da harekete geçmesini sağlayan itme veya çekme olarak tanımlanmaktadır (Şekil 20). Bir cismin rijit ya da esnek olmasına göre kuvvet uygulandıktan sonra cisim yer değiştirebilmekte veya deforme olmaktadır. Büyüklük ve uygulama yönü ve noktası, kuvvetleri ifade ederken belirtilmesi gereken özelliklerdir (Academy of Prosthodontics, 1999).

Şekil 20

Kuvvet ve Deformasyon Türleri.



Gerilim (Stress). Birim alana etki eden kuvvet miktarını temsil etmektedir. Ölçü birimi olarak Pascal veya N/m^2 yaygın olsa da diş hekimliğinde Megapascal ya da MPa daha sık kullanılmaktadır. Gerilimin ölçüsü ve bunun herhangi bir materyal üzerindeki etkisi onun elastik, plastik veya akma davranışını yorumlamaya imkan sağlamaktadır (Adıgüzel, 2010).

$$\sigma (\text{Gerilim}) = F (\text{Uygulanan Kuvvet}) / A (\text{Yüzey Alanı})$$

Yukarıdaki formüle göre fiziksel anlamda stres, uygulanan kuvvet ile uygulandığı alanın oranı olarak tanımlanmaktadır. Daha dar bir alana uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiği stresler daha büyük olduğundan, stres miktarını azaltmak için kuvvetlerin daha geniş bir alana yayılması gerekmektedir. Dental implantlara iletilen kuvvetler ise eksen dışına uygulanan kuvvetlerin azaltılmasıyla düşürülenilmektedir (Zaimoğlu vd., 1993)

Gerinim (Strain). Kuvvet uygulama yönünde gövdenin maruz kaldığı distorsiyon miktarının gövdenin orijinal boyutlarına bölünmesiyle tanımlanmaktadır (Adıgüzel, 2010). Materyalin üzerine uygulanan kuvvet ortadan kaldırıldığında eski haline dönüyorsa elastik gerinim; kırılma, kopma veya şekil değişikliği meydana geliyorsa plastik gerinim olarak adlandırılır. Çekme, basma veya makaslama gibi farklı türleri vardır (Zaimoğlu vd., 1993).

Özetle, gerilim ve gerinim birbiriyle ilişkili ancak materyallerin mekanik davranışının farklı yönlerini ifade eden iki farklı kavramdır. Stres, bir materyale uygulanan birim alan başına kuvveti tanımlarken; gerinim, strese tepki olarak oluşan deformasyon ya da uzama ölçüsünü tanımlamaktadır (Marrett & Peacock, 1999).

Poisson Oranı. Bir cismin enine deformasyonunun (e_t) boyuna deformasyonuna (e_l) oranı olarak tanımlanmaktadır (ν). İzotropik materyallerde bu

oranın, $-1 \leq \nu \leq \frac{1}{2}$ aralığında olması gerektiği belirtilmiştir. Genellikle çoğu materyalin Poisson oranı 0 ila 0.5 arasında olsa da çekilebilir özelliği olan materyallerde bu oran büyümektedir (Greaves vd., 2011).

Young Modülü. Elastisite modülü olarak da bilinmekte ve gerilimin gerinime oranlanmasıyla elde edilmektedir. Başka bir deyişle, bir materyale uygulanan düşük gerilimler altında meydana gelen şekil değişiminin, yük kaldırıldıktan sonra materyalin eski şekline gelme özelliğini ifade etmektedir. Özetle elastisite modülü (E), birim gerilme ile birim şekil değiştirme arasındaki orandır (Adıgüzel, 2010).

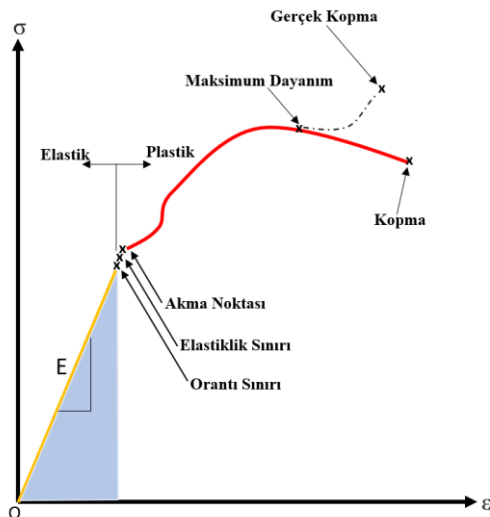
$$\sigma \text{ (Gerilme)} = E \text{ (Elastisite Modülü)} \times \varepsilon \text{ (Şekil Değişirme)}$$

Gerilim ile şekil değiştirme elastik bölgede doğru orantılıdır ve yukardaki denklemden gösterildiği şekilde ifade edilmektedir. Buna ise Hooke Kanunu adı verilmektedir (Anusavice, 2003; Monteiro, 2022; Zaimoğlu vd., 1993;).

Herhangi bir cisim için bu değer Pascal (Pa) biriminde ne kadar yüksekse, cismin o kadar rijit olduğu anlamına gelmektedir. Bu nedenle, aynı yükler altında daha yüksek Young modülüne sahip olan cisimler Young modülü daha düşük olanlara kıyasla daha az deforme olmaktadır. Bir materyalin örneği üzerinde yapılan gerilim testleri sonucunda elde edilen gerilim-gerinim eğrisi esas alınarak karar verilen bir olgudur (Şekil 21). Bu eğride çizgisel kısmın eğimi elastisite modülünü temsil etmekte ve dik bir eğim yüksek elastisite modülü anlamına gelirken, eğimin hafif olması materyalin elastisite modülünün düşük olduğunu ve bükülebilir olduğunu göstermektedir (Shigley & Mischke, 1989).

Şekil 21

Gerilim-Gerinim Eğrisi.



Akma Noktası (Yield Point). Gerilim/gerinim eğrisinde orantının bozulduğu nokta (Şekil 21), bir materyalin plastik deformasyona uğramadan önce dayanabileceği en yüksek gerilim noktasındaki son elastik deformasyon olarak bilinmektedir. Uygulanan kuvvetler bu sınır aşılmadan kaldırıldığında materyal eski haline dönebilirken, bu sınır aşıldığında plastik deformasyon meydana gelmektedir (Jm, 2006).

İzotropik, Anizotropik ve Homojen Cisim. Üç asal eksen (x, y ve z) yönünde benzer elastik özellikler sergileyen materyallere izotropik, farklı elastik özellikler sergileyenlere ise anizotropik denmektedir. İzotropik cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler altında ortaya çıkan çekme, sıkışma ve makaslama gerilimlerinde aynı elastisite modülüne sahipken, anizotropik cisimler farklı elastisite modülüne sahiptir. İzotropik bir materyalde Poisson oranı ve Young modülü olmak üzere iki bağımsız materyal sabiti bulunmaktadır. Ancak, anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler göstermektedir (Bayrak & Akaltan, 2017).

Asal Gerilim. 3B elemanlarda en büyük gerilim değeri bütün makaslama gerilim bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğunda basma ve çekme gerilimlerine ‘asal gerilme’ (*Principle Stress*) denilmektedir. Asal gerilmeler minimum, ara ve maksimum olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Genelde ‘ σ_1 ’ en büyük pozitif değeri, ‘ σ_3 ’ en küçük negatif değeri ve ‘ σ_2 ’ ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler ‘ $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ’ şeklinde sıralanmakta ve σ_1 en yüksek çekme gerilmesini, σ_3 ise en yüksek basma gerilmesini simgelemektedir (Bayrak & Akaltan, 2017).

Von Mises Gerilimi. Metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak ifade edilmektedir (Adıgüzel, 2010). Üç asal gerilim değeri ile hesaplanan bu değer, tüm yapıda meydana gelen gerilim değerleri hakkında bilgi vermektedir (Ramoğlu & Ozan, 2014).

Sınır Şartları. Gerilimlerin ve yer değişmelerin sınırını belirlemek için kullanılırlar. Bir cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını göstermektedirler. Bu şartlar, analizi yapılacak olan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacağına ve cismin durumuna göre belirlenmektedir (Adıgüzel, 2010).

Kuvvet Analizi Yöntemleri

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler; dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağızda bulunan dental materyallerde stres oluşumuna neden olmaktadır.

Açığa çıkan bu streslerin dağılımının tespit edilmesi ve analiz edilmesi, ağız içerisinde kullanılacak restorasyonların başarı oranını arttırmakta önemli bir anahtar olarak değerlendirilmektedir. Bu nedenle, diş hekimliği alanında kuvvet analiz yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır (Taşkınsel & Gümüş, 2014).

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemleri şunlardır (Adıgüzel, 2010; Ramoğlu & Ozan, 2014; Taşkınsel & Gümüş, 2014):

- Fotoelastik Gerilim Analiz Yöntemi
- Gerinim Ölçer (*Strain Gauge*) Gerilim Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (*Brittle Lacquer*) Kaplama Yöntemi ile Gerilim Analizi
- Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Gerilim Analizi
- Termografik Gerilim Analiz Yöntemi
- Radyotelemetri ile Gerilim Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Fotoelastik Gerilim Analiz Yöntemi. İncelenecek yapılar sentetik bir rezin içerisine yerleştirilmekte ve polarize ışıkla oluşan gerilimler görünür hale getirilmektedir (Çağlar & Aydın, 2001). Bu analiz yöntemindeki üç esas teknik; iki boyutlu model tekniği, üç boyutlu model tekniği ve çift kırıcı plastik yapıştırma tekniğidir. Diğer gerilim analiz yöntemlerinin aksine gerilim dağılımları net bir şekilde görülebilmektedir (Assunção vd., 2010). İşlem basit olmasına rağmen, sentetik rezin çene kemiğini taklit etmede yetersiz olması ve rezin içerisine yerleştirilecek materyalin doğru konumunun tam olarak saptanamaması gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır (Çağlar & Aydın, 2001).

Gerinim Ölçer Gerilim Analiz Yöntemi. Gerinim ölçer kullanılan stres analizleri ile kuvvet altındaki materyallerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptanmaktadır. Elektrik direnci gerinim ölçerleri ve bunların ekipmanlarının kullanılmasıyla uygulanan bu yöntemde, nesnenin şekil değişiklikleri akustik, elektronik, elektrik, optik, mekanik-optik ve mekanik aletlerle ölçülmektedir. Daha sonra yakalanan elektrik sinyali veri elde etme ünitesine gönderilmekte, dijital bir sinyale dönüştürülmekte ve bilgisayar tarafından okunmaktadır. Göstergeler gerilime maruz herhangi bir nesnenin deformasyonunu tam olarak kayıt edebilmekte böylece statik ya da dinamik kuvvetlerin uyarıları in-vivo veya in-vitro olarak incelenebilmektedir (Akça vd., 2002; Pesqueira vd., 2014; Ulusoy & Aydın, 2003).

Kırılğan Vernik Gerilim Analiz Yöntemi. Bu yöntemde modele analiz yapılabilmesi için vernik uygulanmakta, fırınlanmakta ve ardından modele yükleme yapılmaktadır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde çatlamlar görülmekte ve bu çatlamlar gerilme hatlarının doğrultusu ile ilgili bilgi vermektedir. Çatlaklar genellikle kuvvete dik yönlü izlenmekte ve kuvvetin uygulandığı noktadan uzaklaştıkça yoğunluğu azalmaktadır (Chun vd., 2005; Ulusoy & Aydın, 2003).

Lazer Işını ile Gerilim Analizi. Holografik interferometre analiz yöntemi olarak da bilinen bu yöntemde lazer ışını kullanılarak cismin 3B görüntüsü holografik film üzerine kaydedilmekte ve bu optik yöntemle incelemeler yapılmaktadır. Görüntünün yeniden oluşum aşamasında yüzey deformasyonları nanometre boyutunda algılanarak görünür ışık saçaklarına dönüşmektedir. Oluşan bu ışık saçaklarının şekli, yönü ve saçaklar arası mesafe değerlendirilerek cisimde oluşan değişimler incelenmektedir (Ulusoy & Aydın, 2003).

Termografik Gerilim Analiz Yöntemi. Bu analiz yöntemi, homojen ve izotropik bir materyale periyodik olarak uygulanan kuvvetlerin sonucunda oluşan ısı değişikliklerinin materyalin ilgili noktalarında gelişen asal streslerin toplamı ile doğru orantılı olması prensibine dayanmaktadır. Çiğneme sırasında oluşan yükleme frekanslarında kullanılabilirken, dental implantların statik yüklenmesi sırasında gerekli periyodik frekansın oluşmamasından dolayı implantlarda bu analiz yöntemi kullanılamamaktadır (Ulusoy & Aydın, 2003).

Radyoteleometri ile Gerilim Analiz Yöntemi. Bu yöntem, bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuştur. Güç kaynağı, radyasyon iletici, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici kullanılmaktadır. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrinin frekansını değiştirmekte ve sonuçları oluşturmaktadır (Ulusoy & Aydın, 2003).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi. Bu yöntem ilk olarak 1950'lerde uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmış olsa da 1970'li yıllarda teknoloji alanında yaşanan ilerlemelerle geliştirilmiştir. Günümüzde; makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik ve atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanında ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi ve diş hekimliği alanlarında da kullanılmaktadır (Geng vd., 2001).

SESA kullanılarak diş hekimliğinde yapılan ilk çalışma 1968 yılına aittir. Bu çalışmada, matematiksel modelleme yapılmış bir dişe farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişin etrafında bulunan kemik dokusuna etkileri incelenmiştir. Daha sonra 1970'li yıllarda kullanımı fazlalaşmış ve son yirmi yıl içinde implantoloji, tedavi ve protez alanlarında sıklıkla kullanılır hale gelmiştir (Güler & Şen, 2016).

Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan SESA yöntemi; aslında bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Bu yöntem, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerinden biri olarak değerlendirilmektedir (Ramoğlu & Ozan, 2014).

Bu yöntem sayesinde analizler tek, iki ya da üç boyutta gerçekleştirilebilmektedir. Kompleks bir mekanik sorunun çözümlenmesinde kolaylıkla kullanılabilen bu teknik, değerlendirilecek bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak, incelemenin daha kolay olmasına olanak sağlayan ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sunabilen matematiksel bir analizdir. Böylece, her sonlu elemandan elde edilen çözüm formülü birleştirilerek bütüne ulaşmak hedeflenmektedir. Karmaşık yapıların direncini ve stres dağılımını taklit ve test etmek için sanal modeller kullanan SESA, in-vivo ya da in-vitro olarak incelenmesi zor olan implant, kemik ve protetik parça ara yüzlerinin değerlendirilmesine olanak tanımaktadır. Özetle SESA, parçadan bütüne gitme prensibini esas almaktadır (Pesqueira vd., 2014; Ramoğlu & Ozan, 2014; Yang & Xiang, 2007).

SESA sayesinde araştırmacılar cisimlere çeşitli kuvvetler uygulayabilmekte ve bu kuvvetlerin doğal diş, protez, implant ve çevreleyen dokularda neden olduğu stres seviyeleri ve yer değiştirmeleri inceleyebilmektedir (Rubo & Souza, 2010). Bu analiz yönteminin özellikleri şu şekilde sıralanmıştır: Karmaşık geometriye sahip yapılar ve değişik yapısal problemler için uyumlu olması, teorik temellerin ve doğruluğun güvenilir olması ve hesaplama verimliliği (Ramoğlu & Ozan, 2014).

SESA yöntemi, test edilmesi hedeflenen materyallerin özelliklerinden büyük ölçüde etkilenmektedir. Bu özellikler izotropik, anizotropik, enine izotropik ya da ortotropik olarak modellenebilmektedir (Geng vd., 2001). İzotropik materyallerde yalnızca iki bağımsız materyal sabiti (Young modülü ve Poisson oranı) bulunmakta ve özellikler her yönde aynıyken (Ramoğlu & Ozan, 2014); anizotropik materyaller

farklı yönlerde farklı özellikler göstermektedirler. Bu sebepten ötürü, yapılan çoğu çalışmada materyallerin izotropik, homojen ve doğrusal olduğu varsayımı yapılmaktadır (Geng vd., 2001).

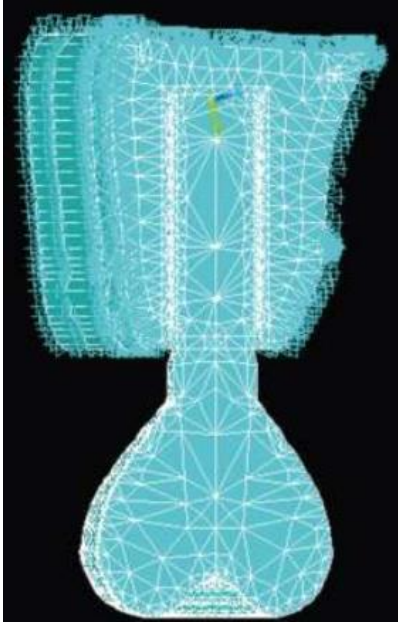
Bonnet vd. (2009), izotropik ve anizotropik modellemeler üzerine yaptıkları SESA çalışmasında tartışmalı sonuçlar elde ettiklerini belirtmişler ve streslerin incelenmesinde anizotropik modellemenin de kullanılması gerektiğini sonucuna varmışlardır (Bonnet vd., 2009). Anizotropik modellemenin kullanıldığı bir başka çalışmada ise bu modellemelerin peri-implant kemikteki stresleri önemli derecede etkilediği belirtilmiştir (Liao vd., 2008). Bununla birlikte, yapılan diğer çalışmada ortotropik modelleme kullanılmış ve kortikal kemikte izotropik modellere kıyasla %26 daha fazla stres tespit edildiği rapor edilmiştir (Nicaise vd., 2005).

SESA yönteminde ilk aşama, değerlendirilecek cismin 3B modelinin hazırlanmasıdır. Modeller hazırlanırken en sık kullanılan yöntemler manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması veya koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulmasıdır (Ramoğlu & Ozan, 2014). Bu yöntemler sayesinde cisme ait görüntüler bilgisayar ortamına aktarılmakta ve modeller oluşturulmaktadır. SESA yönteminde hazırlanan model, elemanlara ayrılmakta ve daha sonra geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek, iki, üç) ve düğüm sayısı gibi özelliklerine göre sınıflandırılmaktadırlar (Moaveni, 2011).

Oluşturulan elemanlar arasındaki köşelerin temas noktası düğüm (*node*) olarak adlandırılırken (Şekil 22), bu noktaların bir araya gelerek oluşturduğu ızgara benzeri yapı ise ağ (*mesh*) olarak ifade edilmektedir (Şekil 23). Ağlar, herhangi bir materyale uygulanacak olan kuvvetlere karşı nasıl bir cevap geleceğini belirlemektedir. Ayrıca, ağ yapısının oluşturulması modelin daha basit bir modele indirgenmesini sağlayan elemanlara bölünme işlemidir (Geng vd., 2001; Geng vd., 2004). Düğümlerin yoğunlukları ise stres seviyesi ve bu seviyenin değişimine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Stres ve değişimin fazla olduğu bölgelerde, gerilimin ve değişimin az olduğu bölgelere kıyasla daha fazla düğüm bulunmaktadır (Geng vd., 2001).

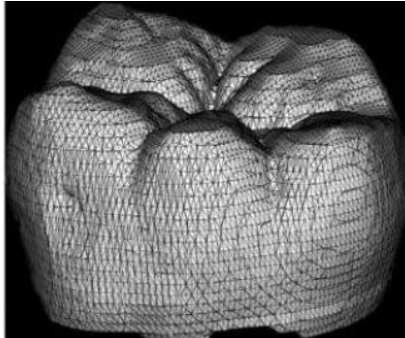
Şekil 22

Örnek Dügüm Noktaları ve Sınır Koşulları (Ramoğlu & Ozan, 2014).



Şekil 23

Örnek Ağ Yapısı (Ramoğlu & Ozan, 2014).



Sonraki adım modele ait sınır koşullarının belirlenmesini içermektedir. Bu koşullar; kullanılan materyallere ait Poisson oranı, Young modülü ve sabitlenen noktalardır. Daha sonra, cisim üzerine uygulanacak olan yükün büyüklüğü, yönü ve açısı belirlenmektedir. Kuvvet dağılımının, her eleman için ayrı ayrı değerlendirilmesi için daha hassas bir analiz gerçekleştirilebilmesi amacıyla eleman sayısının artırılması önerilmektedir (Geng vd., 2001). Ayrıca, sonuçların bir bölgeden diğer bir bölgeye hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde elemanların küçük ve fazla olmasının avantaj sağlayacağı belirtilmiştir (Shigley, 2011).

Bilgisayar yazılımları yardımıyla analiz sonucunda her nesnenin alt elemanları çözümlenmekte, yapının bütünü çözümlenmesi sağlanmakta, elde edilen veriler yorumlanmakta ve sonuca ulaşılmaktadır. Veriler yorumlanırken kemik ve implantın detaylı geometrik yapısı, materyal özellikleri, sınır koşulları, kuvvet

özellikleri ve implant-kemik ara yüzeyinin özelliklerinin analiz sonuçlarını doğrudan etkilediği belirtilmiştir (Geng vd., 2001).

Veriler değerlendirilirken, analizi yapılan cismin mekanik özellikleri göz önünde bulundurularak değerlendirilmede kullanılacak olan analiz metodu buna göre seçilmektedir. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kırılma materyaller (kemik, greft materyalleri, seramikler) için asal gerilim (*principal stresses*) değerleri, metallere gibi çekilebilir materyaller için ve implantla ilgili çalışmalarda von Mises stres (*equivalent stresses*) değerleri kullanılmaktadır. Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan en yüksek değer (*maximum principal stress*) modelde oluşan çekme tip gerilimi; en düşük asal gerilim (*minimum principal stress*) ise modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade etmektedir. Bununla birlikte, von Mises değerleri ile tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilmektedir (Borcic & Braut, 2012; Gültekin vd., 2012; Ramoğlu & Ozan, 2014; Tabata vd., 2010).

Teknolojinin gelişmesi ile üst düzey işlemci yeteneğine sahip bilgisayarların gelişmesine bağlı olarak, sonlu elemanlar teknolojisi ve bu teknolojiyle kullanılan yazılım paketleri de geliştirilmiştir. Sonlu elemanlar analiz yazılımları arasında teknik farklılıklar olmasıyla birlikte diş hekimliğinde en sık; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON' isimli programlar kullanılmaktadır. Bu programların yardımı ile gerilim, şekil ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle ifade edilebilmekte ve elde edilen verilerin kolayca anlaşılabilir, yorumlanabilmesi için renkli görüntüler elde edilebilmektedir. Programın hazırlanmış olduğu renk skalaları sayesinde, stres konsantrasyonlarının analizi kolayca yapılabilmektedir (Ramoğlu & Ozan, 2014).

Geçmişte 2-Boyutlu SESA yöntemi sıklıkla kullanılmış olsa da günümüz kapsamlı çalışmalarında kullanılan materyallerin karmaşıklığı, çeşitliliği ve 3B morfolojik yapıların varlığı nedeniyle artık yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle, daha güvenilir sonuçlar elde edebilmek amacıyla 3B modellerin kullanımı önerilmekte ve giderek yaygınlaşmaktadır (Ramoğlu & Ozan, 2014).

SESA yönteminin avantajları (Adıgüzel, 2010; Holmgren vd., 1998; İnan vd., 2009; Ramoğlu & Ozan, 2014):

1. Oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler kolaylıkla ve güvenilir bir şekilde analiz edilebilmektedir. Farklı katmanlardan oluşan bir

cisimde, her katmanın farklı fiziksel ve katmanlar arası birleşim özellikleri bilgisayar ortamına yansıtılabilmekte ve gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilmektedir.

2. Karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep – sonuç ilişkilerini analitik ve deneysel metotlardan daha hassas bir şekilde hesaplayabilmek için kullanılabilir. Farklı yüzeyler arasındaki temas, sürtünme ve adaptasyon gerçeğe en yakın şekilde tespit edilebilmektedir.
3. Neden – sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının tamamı yerine küçük bir parçasında çözümlenerek tüm yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler formüle edilebilmektedir. Bu sayede, sorunu basite indirgeyerek, sorunların daha kolay anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlamaktadır.
4. Sınır koşullarını uygulamak kolaydır.
5. Fazla bağlantı noktasına sahip cisimler kolaylıkla analiz edilebilmektedir.
6. Yapısında farklı materyal ve geometri bulunduran cisimler herhangi bir zorlukla karşılaşmadan analiz edilebilmektedir.
7. Hem static hem de dinamik analiz yapılabilir.
8. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi amacıyla görselleştirme işlemi kullanılabilir. Böylece, elde edilen veriler renk kodları olarak istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir.
9. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır koşulları, kuvvet özellikleri gibi değişkenler modifiye edilebilir ve analiz tekrar edilebilmektedir.
10. Elemanlara ait boyutlar ayarlanabilir. Bu sayede önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri daha büyük elemanlara ayrılarak işlem hızı arttırılabilmektedir.

SESA yönteminin dezavantajları (Gümrükçü & Sevda, 2019; İnan vd., 2009; Ramoğlu & Ozan, 2014; Reddy vd., 2019):

1. Analizlerin yapılabilmesi için gerekli donanıma sahip bilgisayar ve yazılımlar maliyetlidir. Bununla birlikte, kullanılan bilgisayar yazılımları düzenli olarak güncelleme gerektirmektedir.

2. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır.
3. Yapılan araştırmaların doğruluğu, materyal özelliklerinin ve model verilerinin sisteme doğru ve eksiksiz yüklenmesini gerektirmektedir. Bilgilerde, istatistiklerde ve yorumlamalarda herhangi bir hata olması yanlış sonuçlar elde edilmesine neden olabilmektedir.
4. Cisimlerin materyal özellikleri ve ağız içerisindeki koşullar gerçeğe çok yakın olsa da birebir aktarılamamaktadır.
5. Modellenen cisimler gerçekte dinamik kuvvetlere, statik kuvvetlere göre daha fazla maruz kalmaktadırlar. Modellerde dinamik analiz gerçekleştirilebilmesi mümkündür ancak, uygulanması zordur.

BÖLÜM III

Yöntem

Bu araştırma Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye)'nin katkılarıyla gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı, 3B SESA kullanılarak, PEEK kopingin üç farklı dental restoratif materyal ile kullanılmasının, maksiller posterior bölgede bulunan DİDSBP'ler üzerindeki başarısını değerlendirmek ve DİDSBP'lerde farklı materyaller kullanılarak yapılacak olan ileri çalışmalara kaynak sağlamaktır.

Araştırma Modellerinin Hazırlanması

3B ağ yapısının düzenlemesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3B katı modelin oluşturulması ve SESA işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için Standart Mozaikleme Dili (*Standard Tessellation Language – STL*) formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarılmıştır. STL formatı 3B modelleme programları için evrensel bir değer taşımaktadır. STL formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir.

Bu çalışmanın modellerinde maksiller birinci ve ikinci molar dişlerin çekildiği varsayılmıştır. 3B model, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) kullanılarak oluşturulan ve daha sonra manuel iyileştirme için 3D-Doctor yazılımına (Able Software Corp., MA, ABD) aktarılan kortikal ve süngerimsi kemiği, sağ ikinci premolar dişi ve PDL'i içermektedir. Maksillanın 3B alveolar kemik yapısını kopyalamak amacıyla 21.5 mm yüksekliğinde süngerimsi kemiği kaplayan 1.5 mm kalınlığında kortikal kemik ve 0.2 mm kalınlığında PDL oluşturulmuştur. Maksiller sağ ikinci premolar

periodontal olarak sağlıklı, vital ve yeterli klinik kron boyuna sahip olarak kabul edilmiştir. 3-üyel bir restorasyon için 2 mm'lik ferrule ile konvansiyonel olarak prepere edilecek şekilde bir dayanak tasarlanmıştır.

Dental implant ve dayanak, Rhinoceros 4.0 yazılımında (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) tasarlanmıştır. 4.3 mm çapında ve 10 mm yüksekliğinde bir Nobel Biocare (Nobel Biocare AB, Gothenburg, İsveç) implant yapılandırılmış ve maksiller sağ ikinci molar bölgesine yerleştirilmiştir. Sonrasında, diş eti yüksekliği 1.5 mm olan siman-tutuculu konik estetik abutment da dahil edilmiştir. İmplantın %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

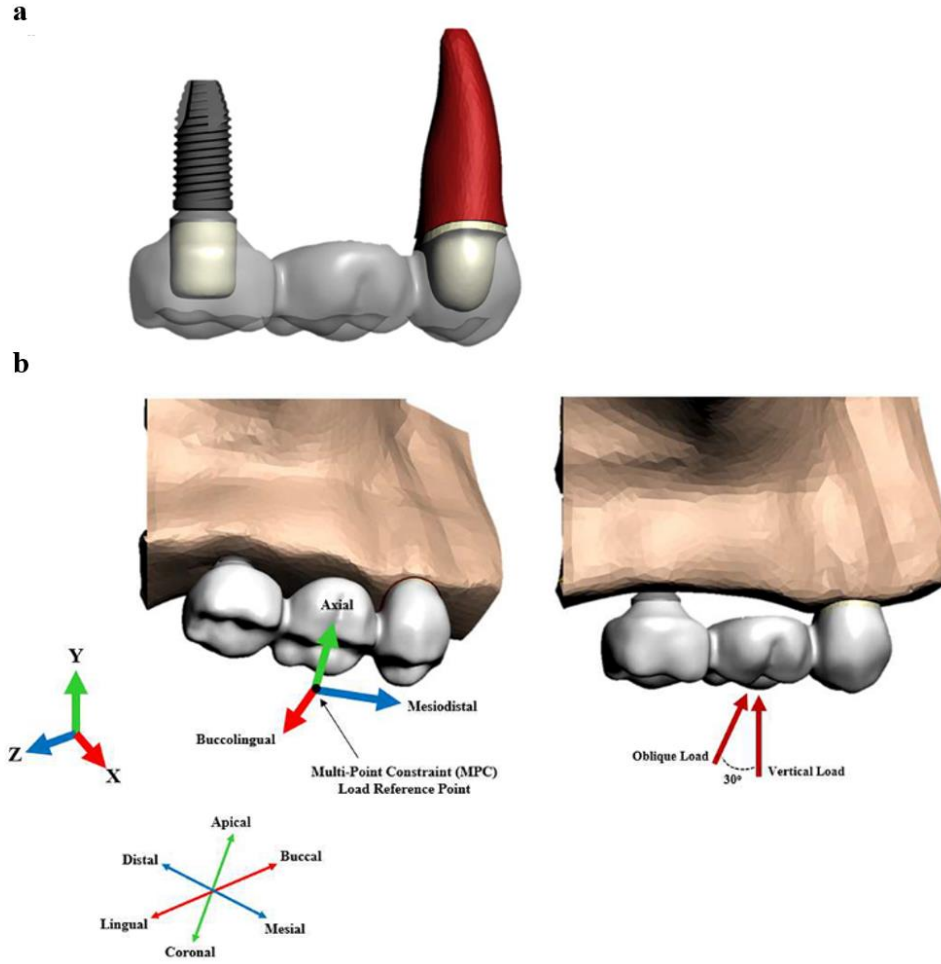
Çalışma Grubu

İlk üç model için PEEK koping oluşturulmuş ve *dual-cure* rezin siman kullanılarak abutment üzerine yapıştırılmıştır (Şekil 24a). Daha sonra, 3-üyel DİDSBP'ler farklı restoratif materyallerle modellenmiştir. İmplant üzeri restorasyon için ayrılacak olan alanın ise totalde maksimum 8 mm olması planlanmıştır (PEEK koping: 1 mm, köprü restorasyonu: 2 mm). Bu materyaller: Metal-Destekli-Porselen (MDP^{PEEK}), PEEK-Kompozit (PK^{PEEK}) ve Monolitik Zirkonya (MZ^{PEEK})'dır. Modellenen SBP'ler, dual-cure rezin siman kullanılarak dişe ve implanta yapıştırılacak şekilde modellenmiştir. İlk üç model PEEK koping içerirken sonraki üç model (MDP, PK ve MZ), DİDSBP'ler için aynı restoratif materyaller kullanılmasına rağmen, tasarımında PEEK koping içermeyecek şekilde modellenmiştir. Çalışma modellerinin özeti Tablo 6'da verilmiştir.

Stres dağılımını analiz etmek için, Algor Fempro analiz yazılımına aktarılmadan önce VRMesh yazılımı (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) kullanılarak geometrik modeller oluşturulmuştur. Tablo 7, senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayılarını göstermektedir. Çalışmada kullanılan her materyal veya yapının mekanik özellikleri ise Tablo 8'de gösterilmiştir. Tüm materyallerin izotropik, homojen ve doğrusal elastik olduğu varsayılmıştır.

Şekil 24

(a) Modellenen Dental İmplant, Abutment, PEEK Koping ve İkinci Premolar Diş, (b) Yükleme Koşulları ve Uygulanan Kuvvetler.



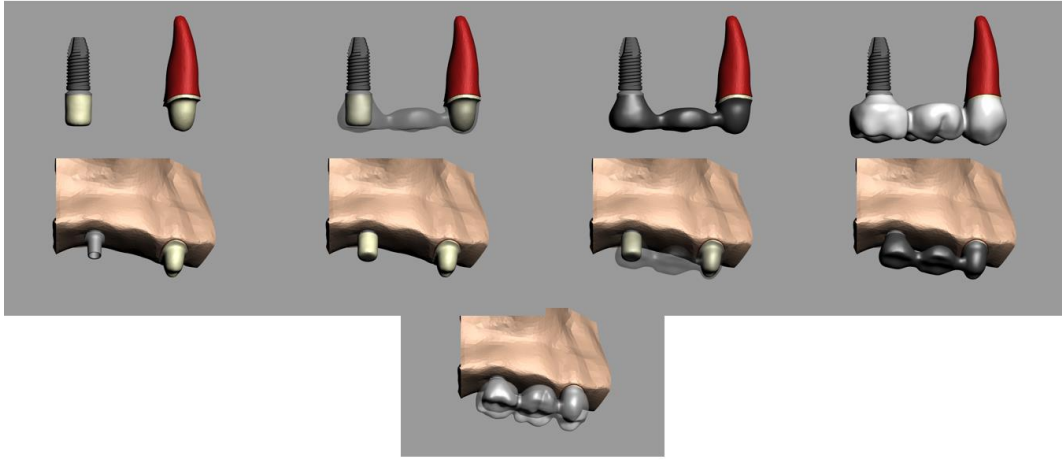
Tablo 6.

Çalışmada Kullanılan SESA Modelleri.

	Model	Dental Restoratif Materyal	İmplant	Abutment	Siman
PEEK Kopingli (1 mm) Modeller	MDP ^{PEEK} (Şekil 25)	Metal-Destekli-Porselen (Metal altyapı kalınlığı: 0.5 mm, Porselen kalınlığı: 1.5 mm)	Nobel (4.3x10 mm)	Nobel (Esthetic Abutment, 1.5 mm)	Dual-Cure Rezin siman (25 µm)
	PK ^{PEEK} (Şekil 26)	PEEK-Kompozit (PEEK altyapı kalınlığı: 0.5 mm, Kompozit kalınlığı: 1.5 mm)	Nobel (4.3x10 mm)	Nobel (Esthetic Abutment, 1.5 mm)	Dual-Cure Rezin siman (25 µm)
	MZ ^{PEEK} (Şekil 27)	Monolitik zirkonya (2 mm)	Nobel (4.3x10 mm)	Nobel (Esthetic Abutment, 1.5 mm)	Dual-Cure Rezin siman (25 µm)
PEEK Kopingsiz Modeller	MDP (Şekil 28)	Metal-Destekli-Porselen (Metal altyapı kalınlığı: 0.5 mm, Porselen kalınlığı: 1.5 mm)	Nobel (4.3x10 mm)	Nobel (Esthetic Abutment, 1.5 mm)	Dual-Cure Rezin siman (25 µm)
	PK (Şekil 29)	PEEK-Kompozit (PEEK altyapı kalınlığı: 0.5 mm, Kompozit kalınlığı: 1.5 mm)	Nobel (4.3x10 mm)	Nobel (Esthetic Abutment, 1.5 mm)	Dual-Cure Rezin siman (25 µm)
	MZ (Şekil 30)	Monolitik zirkonya (2 mm)	Nobel (4.3x10 mm)	Nobel (Esthetic Abutment, 1.5 mm)	Dual-Cure Rezin siman (25 µm)

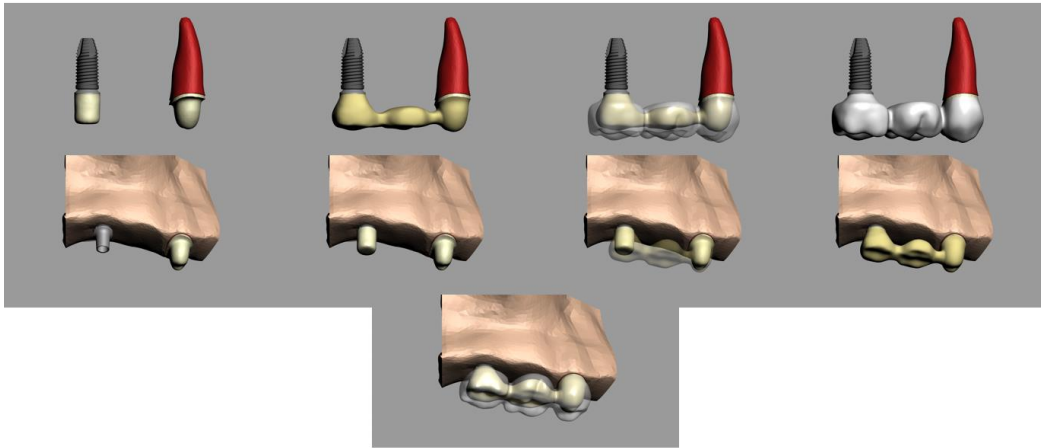
Şekil 25

Çalışmada Kullanılan MDP^{PEEK} Modeli.



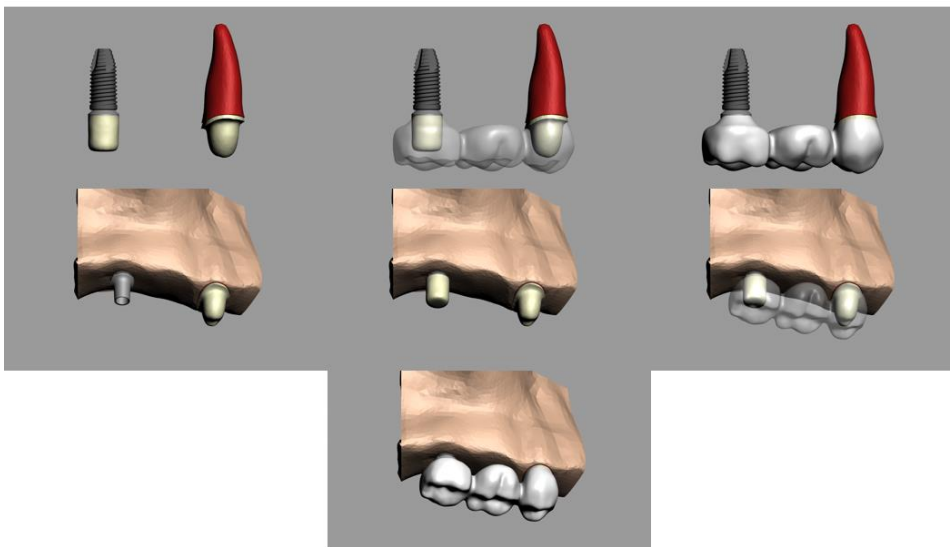
Şekil 26

Çalışmada Kullanılan PK^{PEEK} Modeli.



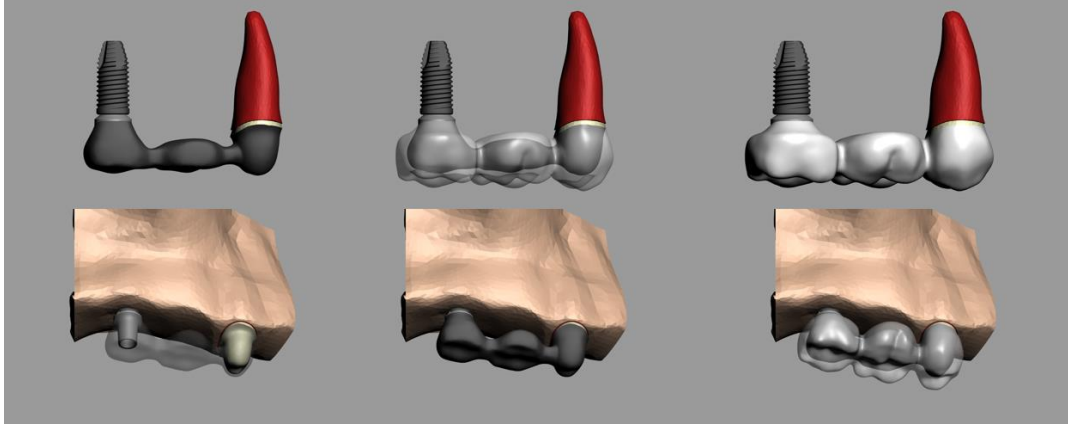
Şekil 27

Çalışmada Kullanılan MZ^{PEEK} Modeli.



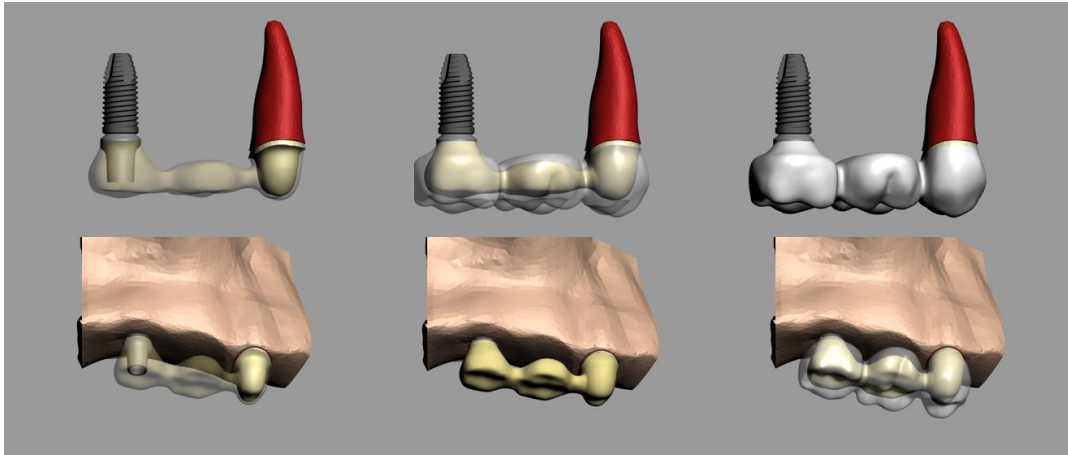
Şekil 28

Çalışmada Kullanılan MDP Modeli.



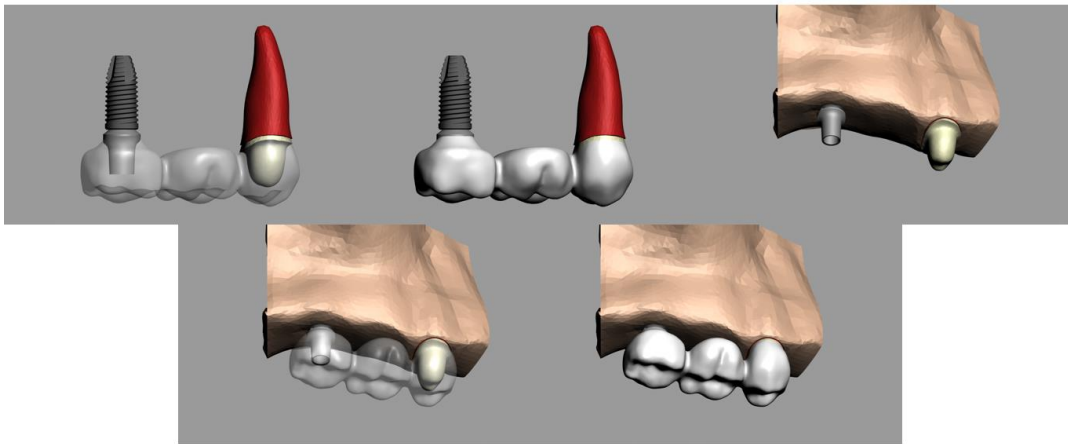
Şekil 29

Çalışmada Kullanılan PK Modeli.



Şekil 30

Çalışmada Kullanılan MZ Modeli.



Tablo 7.

Kullanılan Elemanlar ve Düğümler.

Model	Düğüm	Eleman
MDP ^{PEEK} & PK ^{PEEK}	243730	1231364
MZ ^{PEEK}	201429	985103
MDP & PK	216804	1124180
MZ	173489	875809

Tablo 8.

Kullanılan Materyallerin Fiziksel Özellikleri.

Materyal	Elastik Modülüs (E) (GPA)	Poisson Oranı (ν)	Referans
Dentin	18.6	0.32	Tribst vd., 2019
Porselen	69	0.28	Mosharraf vd., 2021
Periodontal Ligament	0.0069	0.45	Oyar vd., 2014 Tribst vd., 2019
Titanyum (İmplant: Sabitleme Vidası, Abutment, Fikstür)	112	0.33	Tribst vd., 2019
Ni-Cr Alaşımı	218	0.33	Mosharraf vd., 2021
PEEK	4	0.36	Kaleli vd., 2018 Wang vd., 2022
Kompozit Rezin	11	0.28	Sripetchdanond & Leevailoj, 2014
Monolitik Zirkonya	200	0.31	Tribst vd., 2019
Kortikal Kemik	13.7	0.30	Penteado vd., 2019
Süngerimsi Kemik	1.5	0.30	Mosharraf vd., 2021
Siman (Dual-Cure Rezin Siman)	8.3	0.24	Tribst vd., 2019

Modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modellere çevrilmiştir. Bu modelleme sisteminde, Fempro modellerde oluşturabildiği kadar 8 düğümlü elemanlar kullanılmaktadır. 8 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar kullanılmaktadır (Şekil 31).

Şekil 31

Fempro Modelde Oluşturulan Elemanlar.

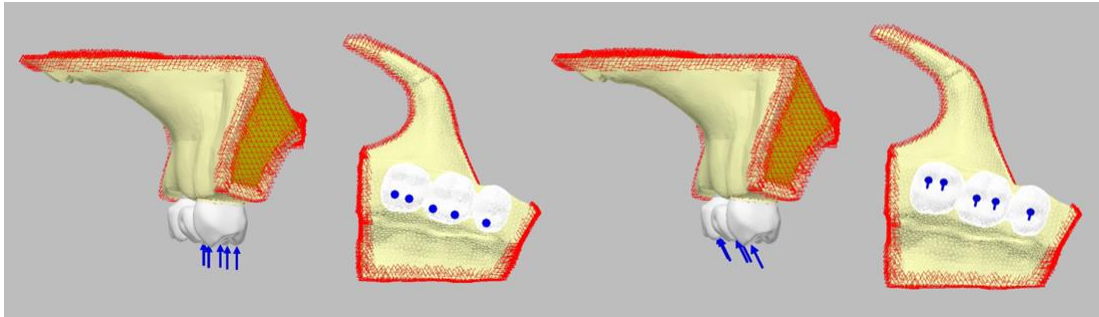


Sınır Koşulları

Modeller içerisinde alveolar kemiğin yüzeyinde konumlandırılan düğümler, sınır koşulları olarak tüm yönlerde sınırlandırılmıştır (Şekil 32).

Şekil 32

Modelin Etrafındaki Sınır Koşulları.



Yükleme Koşulları

Kuvvetler protezlere vertikal ve oblik olmak üzere iki kez uygulanmıştır. Belirlenen noktalardan üst yapılara toplam 250 N (molar üzerinde iki ayrı noktadan ve premolar üzerindeki tek noktadan 50 N) vertikal yüklemeye için (uzun eksene 0°, palatal tüberküllere) ve oblik yüklemeye için (uzun eksene 30°, bukkal tüberküllerin palatinal eğimlerine) toplam 200 N (molar üzerindeki iki ayrı noktadan 37.5 N ve premolar üzerindeki bir noktadan 50 N) uygulanmıştır (Şekil 24b). Daha objektif sonuçlar elde etmek için yükler uygulanırken tüberkül-fossa ilişkisi dikkate alınmıştır. Daha sonra, von Mises gerilimi (implant, abutment, vida ve PDL için), maksimum asal gerilim değeri (Pmax, ağırlıklı olarak çekme kuvvetleri) ve minimum

asal gerilim değeri (P_{min} , ağırlıklı olarak gerilme kuvvetleri) (alveolar kemik ve peri-implant kemik için) kriterleri analiz edilmiştir.

Modeller Algor Fempro yazılımı (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) ile analiz edilmiş ve bileşenlerde elde edilen stres ölçölmüştür. Daha sonra elde edilen sonuçlar renk ve grafik geçişleriyle karakterize edilen görsel sonuçlara dönüştürölmüştür.

BÖLÜM IV

Bulgular ve Yorumlar

Tablo 9-10 ve Şekil 33-42 von Mises, Pmax, Pmin gerilim değerleri ve statik yüklemeye ilişkin streslerin dağılımını göstermektedir.

Alveolar Kemikteki Stresler

Tüm gruplar arasında her model kendi kopingsiz tasarımıyla kıyaslandığında; PEEK koping içermeyen grupların Pmax stres değerleri, PEEK kopingli tasarıma göre daha yüksek bulunmuştur (Tablo 9). PK^{PEEK} modelindeki süngerimsi kemik hariç, doğal dişleri çevreleyen kemikteki stres değerleriyle karşılaştırıldığında, implantların etrafında bulunan kemikteki stres değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Kortikal ve süngerimsi kemik için en düşük stres değerleri sırasıyla, implant etrafındaki MZ^{PEEK}'te (0,53 N/mm²) ve premolar etrafındaki PK^{PEEK}'te (0,43 N/mm²) tespit edilmiştir. Doğal dişlerin etrafındaki Pmin streslerinin, kortikal ve süngerimsi kemik için implantların etrafındakilerden daha düşük olduğu görülmüştür. Tespit edilen maksimum Pmin stres değeri kortikal kemik için MDP'de (-25,40 N/mm²), süngerimsi kemik için ise PK'de kaydedilmiştir (1,77 N/mm²) (Şekil 33-38).

Tablo 9.

Vertikal ve Oblik Yükler Altında Her Gruptaki Kortikal ve Süngerimsi Kemikteki Pmin ve Pmax Değerleri.

VERTİKAL YÜKLEME								
Yapılar	Değerler		Modeller (MPa)					
			MDP ^{PEEK}	PK ^{PEEK}	MZ ^{PEEK}	MDP	PK	MZ
Kortikal Kemik	Pmax	M	0.63	0.97	0.53	0.84	0.99	0.70
		P	2.31	2.12	2.39	1.40	1.39	1.45
	Pmin	M	-23.20	-25.08	-22.42	-25.29	-25.31	-24.73
		P	-2.58	-1.93	-3.46	-2.70	-3.12	-3.36
Süngerimsi Kemik	Pmax	M	3.09	1.15	2.99	3.36	3.33	3.29
		P	2.20	2.04	2.27	2.14	2.15	2.19
	Pmin	M	-1.65	-1.76	-1.59	-1.76	-1.77	-1.73
		P	-1.22	-1.26	-1.19	-1.31	-1.39	-1.28

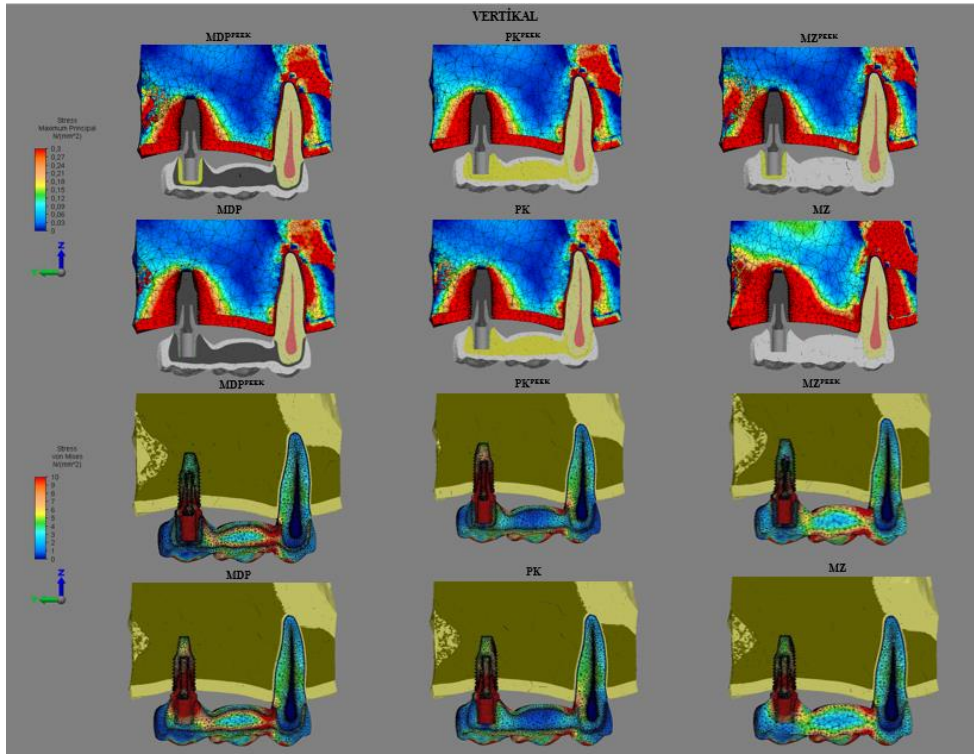
Tablo 9 (Devamı).

OBLİK YÜKLEME								
Yapılar	Değerler		Modeller (MPa)					
			MDP ^{PEEK}	PK ^{PEEK}	MZ ^{PEEK}	MDP	PK	MZ
Kortikal Kemik	Pmax	M	15.61	17.75	14.51	17.28	18.11	17.38
		P	9.34	9.08	9.63	8.92	8.87	8.99
	Pmin	M	-23.21	-24.92	-14.51	-25.40	-25.25	-24.97
		P	-4.41	-4.48	-9.63	-4.43	-4.46	-4.48
Süngerimsi Kemik	Pmax	M	1.96	2.00	1.93	2.08	2.02	2.06
		P	0.82	0.43	0.70	0.76	0.78	0.78
	Pmin	M	-1.36	-1.51	-1.31	-1.50	-1.53	-1.12
		P	-1.19	-1.14	-1.20	-1.50	-0.82	-0.84

*M, molar. P, premolar

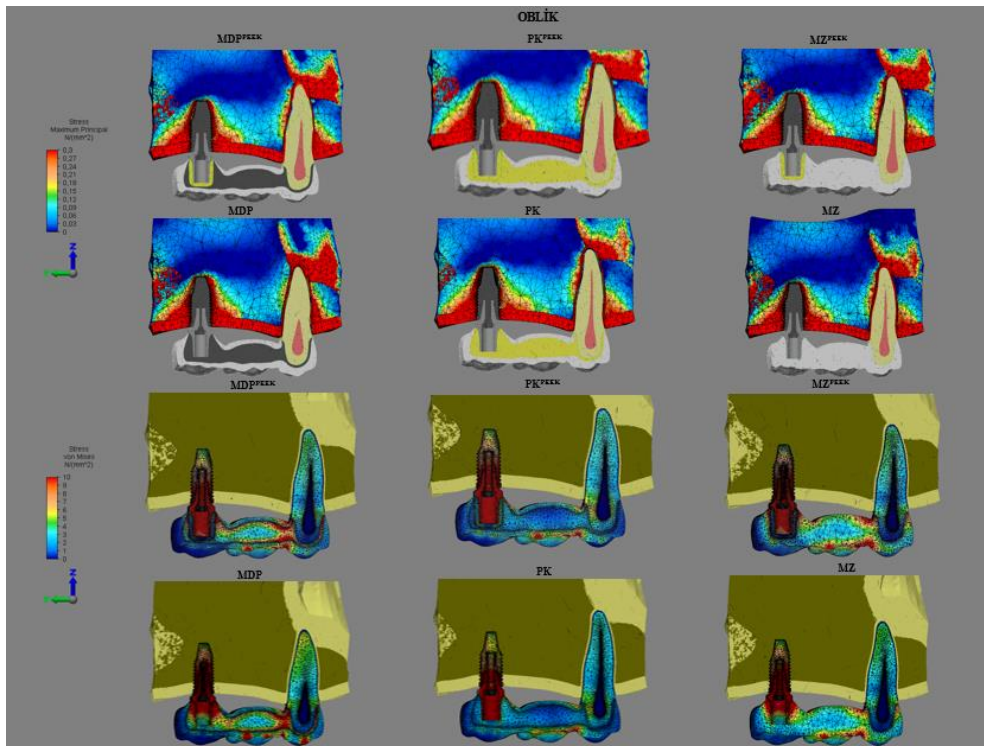
Şekil 33

Statik Vertikal Yükler Altında Alveolar Kemik, İmplant Sistemleri ve SBP'lerdeki Streslerin Gruplara Göre Dağılımı.



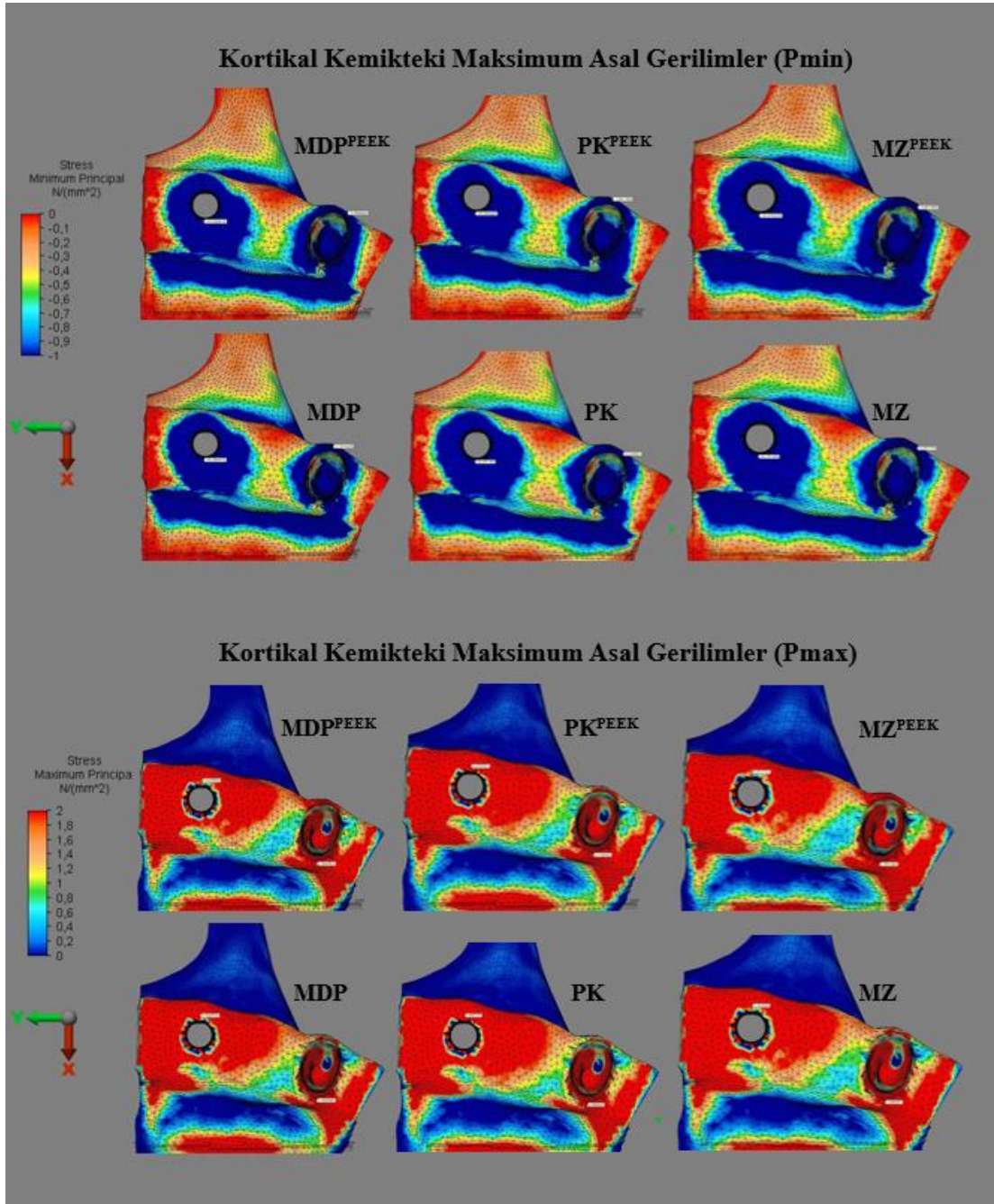
Şekil 34

Statik Oblik Yükler Altında Alveolar Kemik, İmplant Sistemleri ve SBP'lerdeki Streslerin Gruplara Göre Dağılımı.



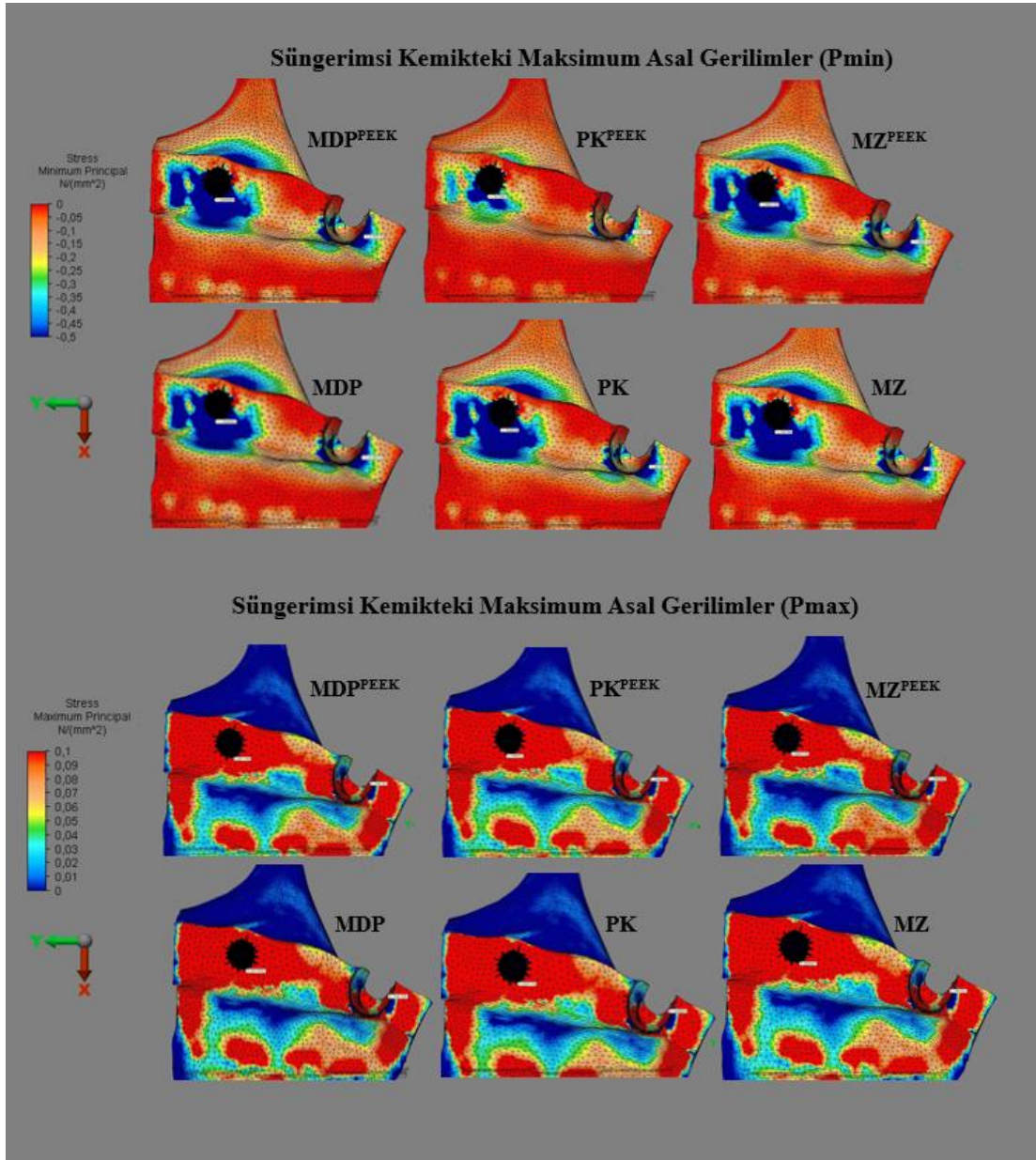
Şekil 35

Statik Vertikal Yükleme Altında Kortikal Kemikteki Pmax ve Pmin Maksimum Asal Gerilimleri.



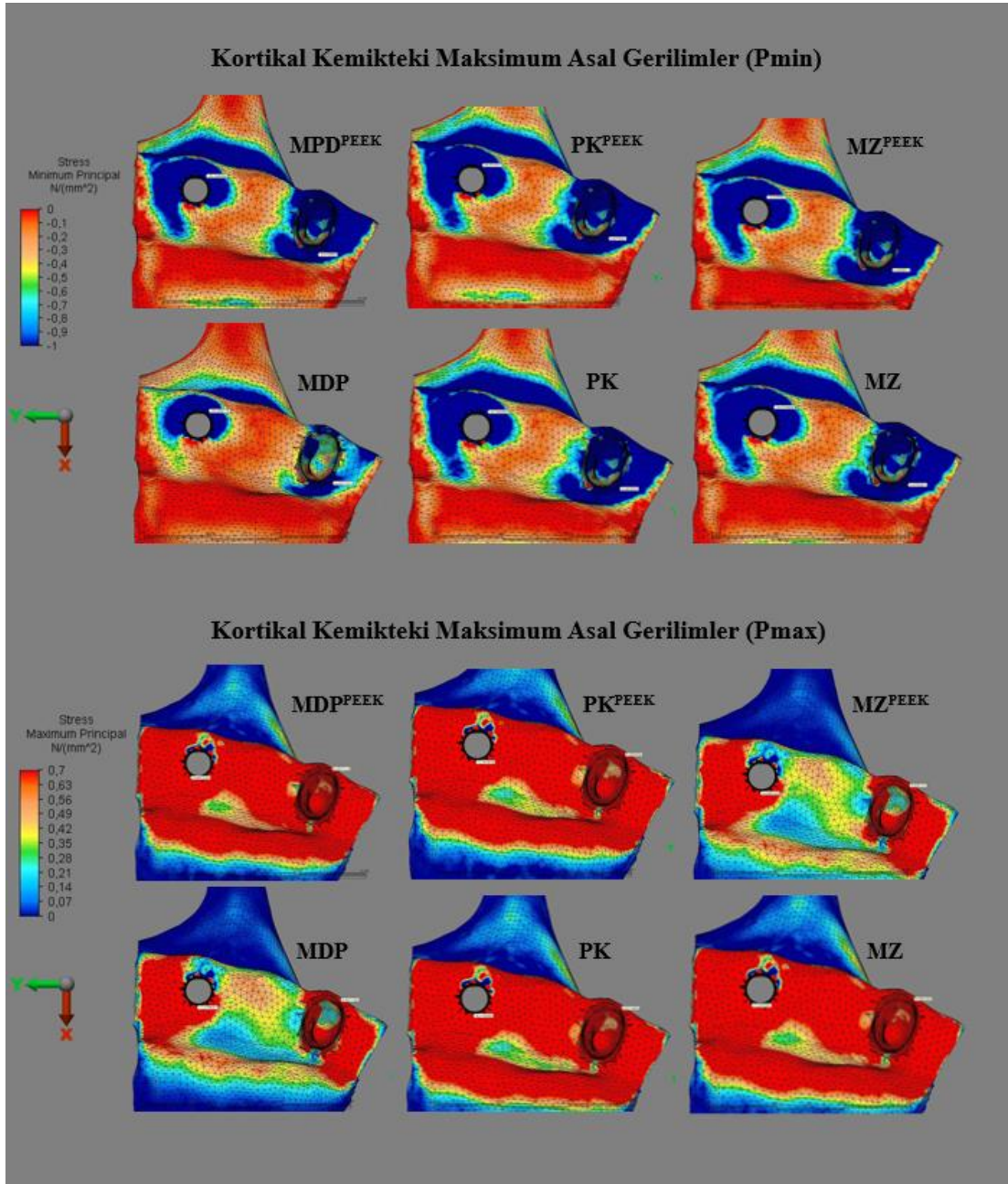
Şekil 36

Statik Vertikal Yükleme Altında Süngerimsi Kemikteki Pmax ve Pmin Maksimum Asal Gerilimleri.



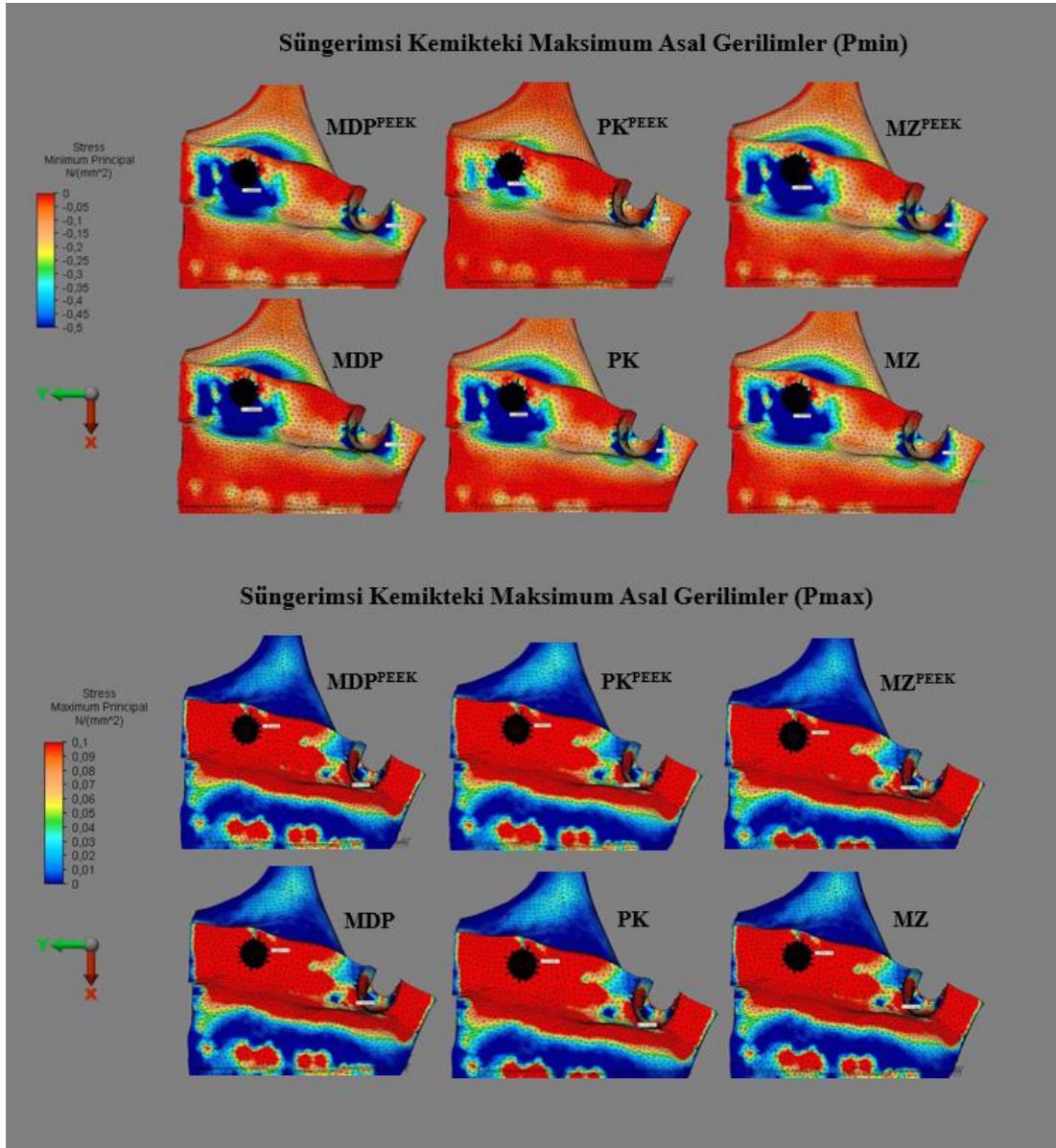
Şekil 37

Statik Oblik Yükleme Altında Kortikal Kemikteki Pmax ve Pmin Maksimum Asal Gerilimleri.



Şekil 38

Statik Oblik Yükleme Altında Süngerimsi Kemikteki Pmax ve Pmin Maksimum Asal Gerilimleri.

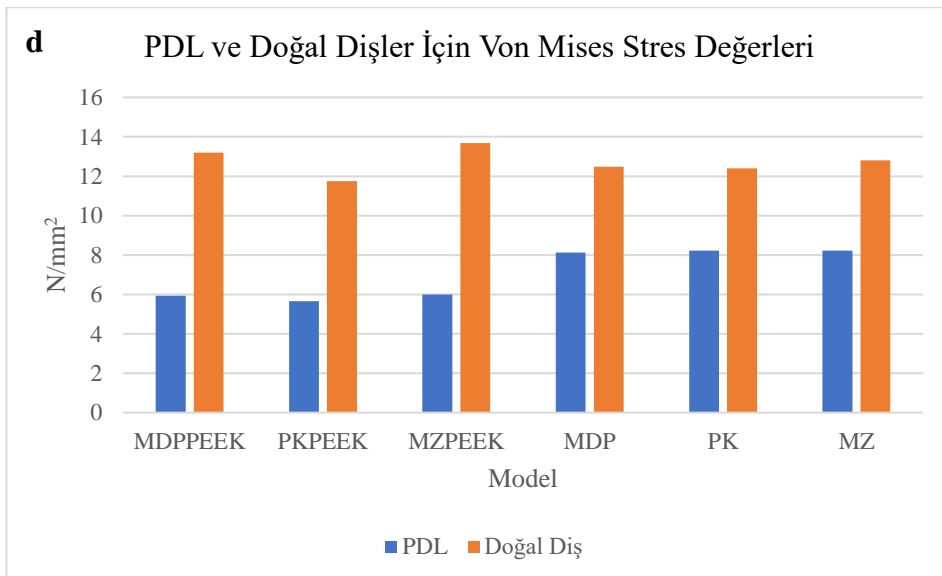
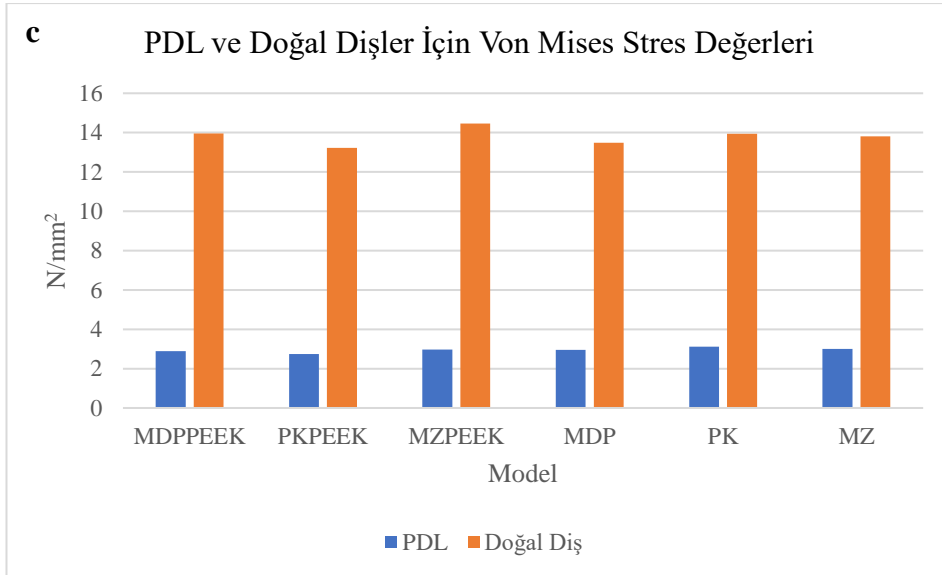
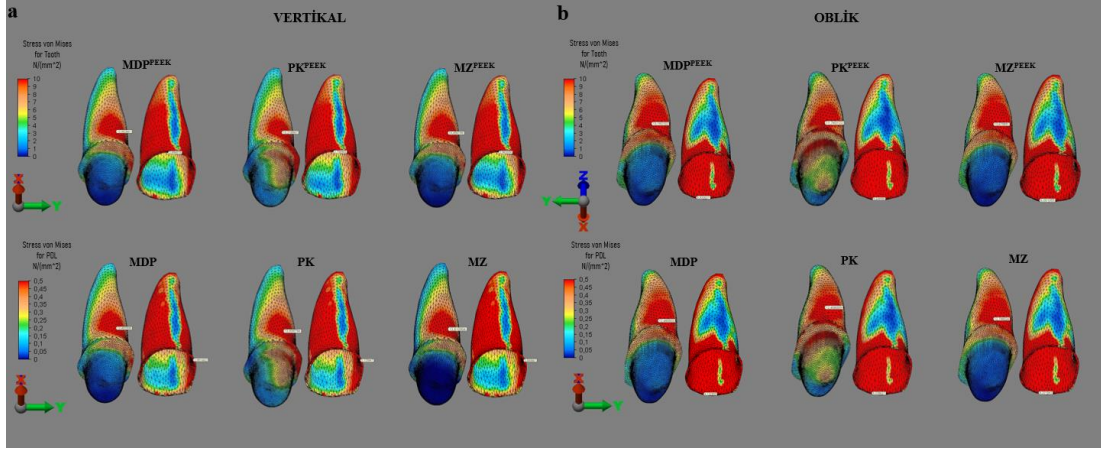


PDL ve Doğal Dişlerdeki Stresler

PDL değerlendirildiğinde, PEEK kopingli gruplarda gözlenen stres değerlerinin PEEK kopingsizlere göre daha düşük olduğu görülmüştür. Dişlere yönelik stres değerleri tüm modeller arasında benzer sonuçlar vermiş ve en yüksek stres konsantrasyonu MZ^{PEEK}'te (14,46 N/mm²) tespit edilmiştir. Stresler, kökün palatal yüzeyinde ve servikal çizginin altında yoğunlaşmıştır (Şekil 39).

Şekil 39

(a) Vertikal ve (b) Oblik Yükleme Altında PDL ve Dişlerdeki Streslerin Dağılımı, (c) Vertikal ve (d) Oblik Yükleme Altında PDL ve Dişlerdeki Von Mises Değerlerinin Grafikleri.



PEEK Kopingdeki Stresler

PEEK kopinglerde hem vertikal hem de oblik yüklemelerden elde edilen sonuçlara bakıldığında, aynı model için oblik yüklemelere kıyasla vertikal yüklemelerde daha yüksek stres değerleri elde edildiği görülmüştür (Tablo 10). Üç grup arasından en yüksek von Mises stres değeri vertikal yükler altında MZ^{PEEK} modelinde kaydedilirken (53.76 N/mm^2), en düşük stres değerinin ise oblik yükler altında PK^{PEEK} modelinde gözlenmiştir (20.86 N/mm^2). Stres konsantrasyon bölgesinin, kopinglerin boyun bölgesinde yer aldığı görülmüştür (Şekil 40).

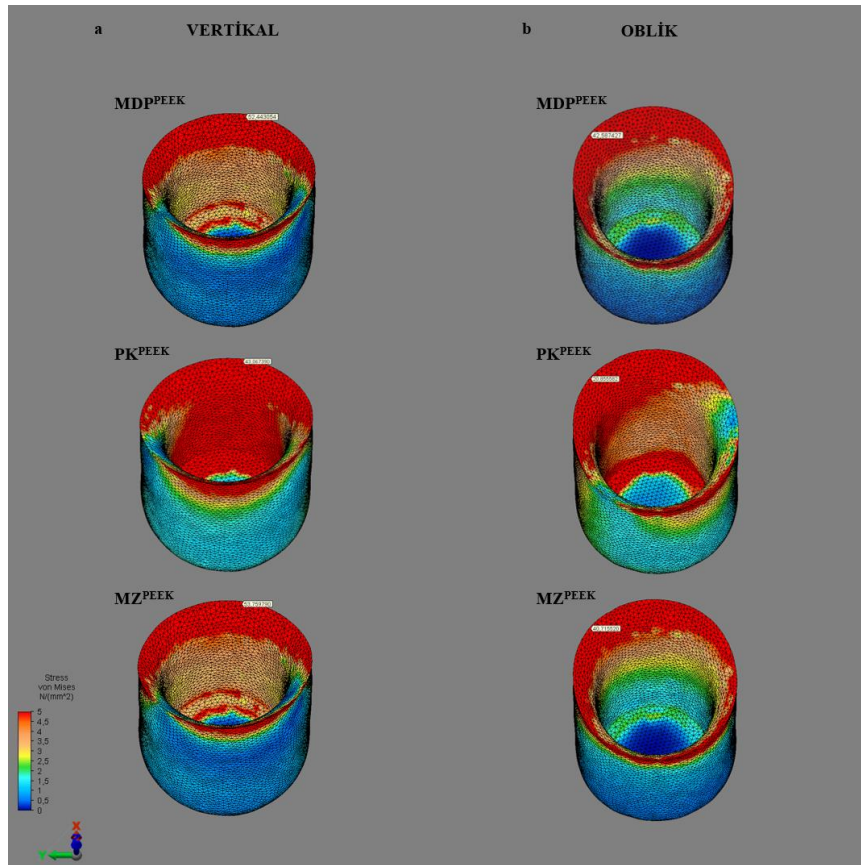
Tablo 10.

Vertikal ve Oblik Yükler Altında PEEK Kopinglerdeki von Mises Stres Değerleri.

(N/mm ²)	MDP ^{PEEK}		PK ^{PEEK}		MZ ^{PEEK}	
	Vertikal	Oblik	Vertikal	Oblik	Vertikal	Oblik
PEEK Koping	52.44	42.59	43.07	20.86	53.76	40.72

Şekil 40

(a) Vertikal Yükleme ve (b) Oblik Yükleme Altında PEEK Kopingler Üzerindeki Streslerin Dağılımları.

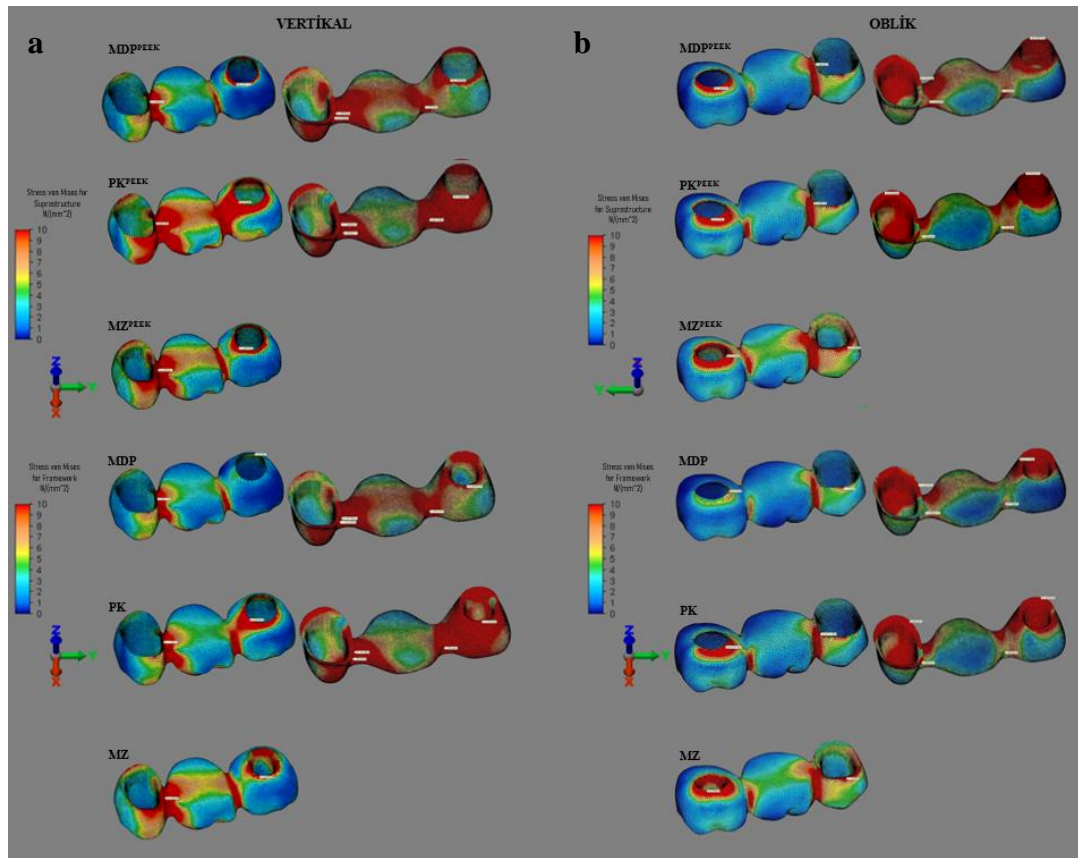


Protetik Yapılardaki Stresler

Üst yapılar için rapor edilen stres değerleri, PEEK kopingin tasarıma dahil edilmesi durumunda farklı restoratif materyaller arasında anlamlı bir fark olduğunu göstermiştir. PEEK kopingin tasarıma dahil edilmesiyle hem molar hem de premolar çevresinde stres değerlerinin arttığı, molar etrafındaki streslerin ise daha belirgin olduğu kaydedilmiştir (Şekil 41). En yüksek stres değeri MDP^{PEEK}'te (58,31 N/mm²) kaydedilirken, en düşük değer vertikal yükleme altında molar dişlerin çevresinde MDP'de (5,24 N/mm²) gözlenmiştir. Sonuçlar, PEEK kopingsiz tasarımlarla karşılaştırıldığında, premolarlar etrafındaki stres konsantrasyonlarının birbirine benzer olduğu görülmüştür.

Şekil 41

(a) Vertikal ve (b) Oblik Yükleme Altında Protetik Üst Yapı ve Alt Yapılardaki Stresler.



İmplant Sistemindeki Stresler

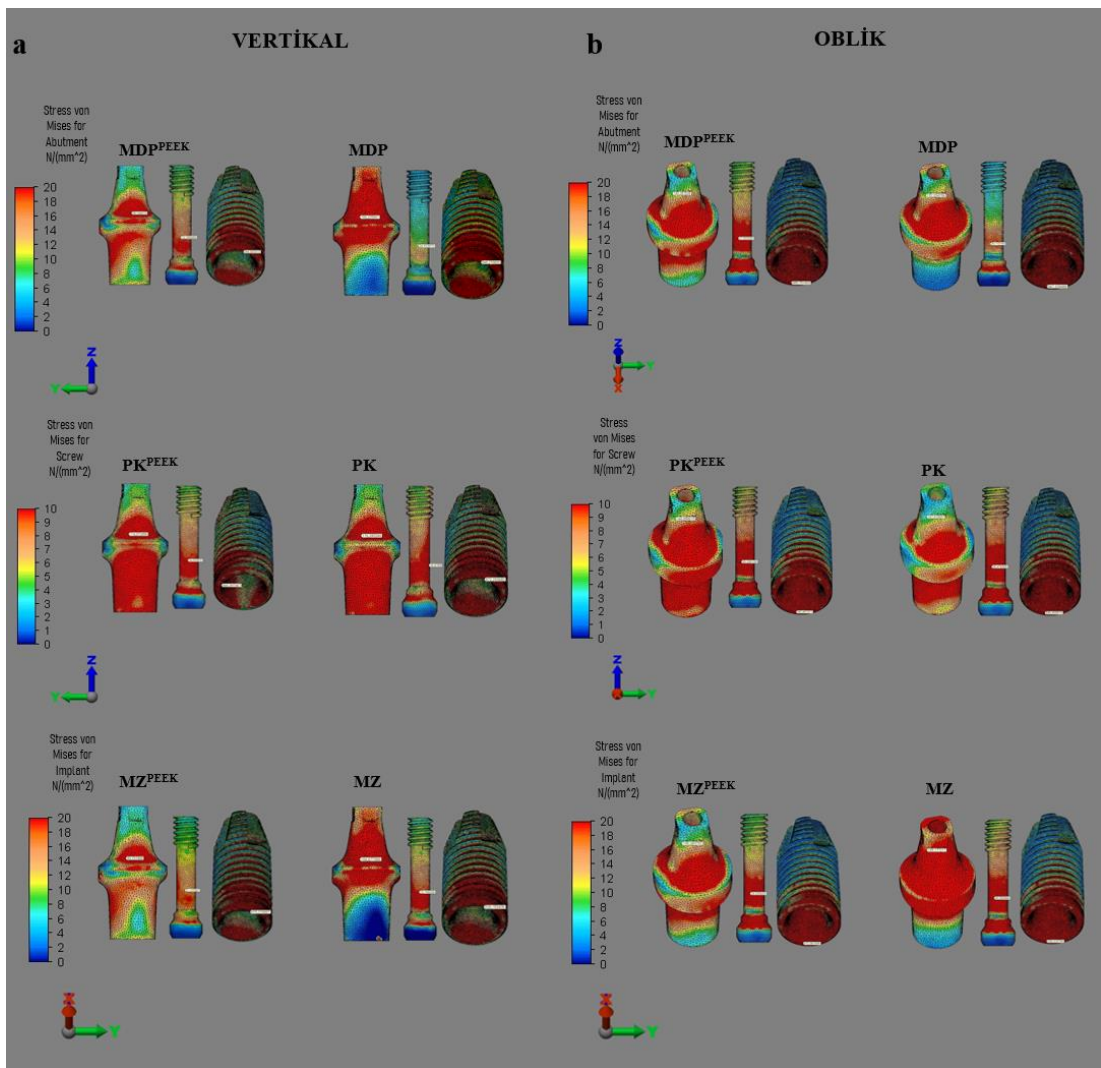
İmplant sistemleri dikkate alındığında tüm stresler implantların boynunda yoğunlaşmıştır. PEEK kopingli gruplardaki maksimum stres değerinin (566,40 N/mm²), PEEK kopingsiz gruplarda bulunan maksimum stres değerinden (572,20

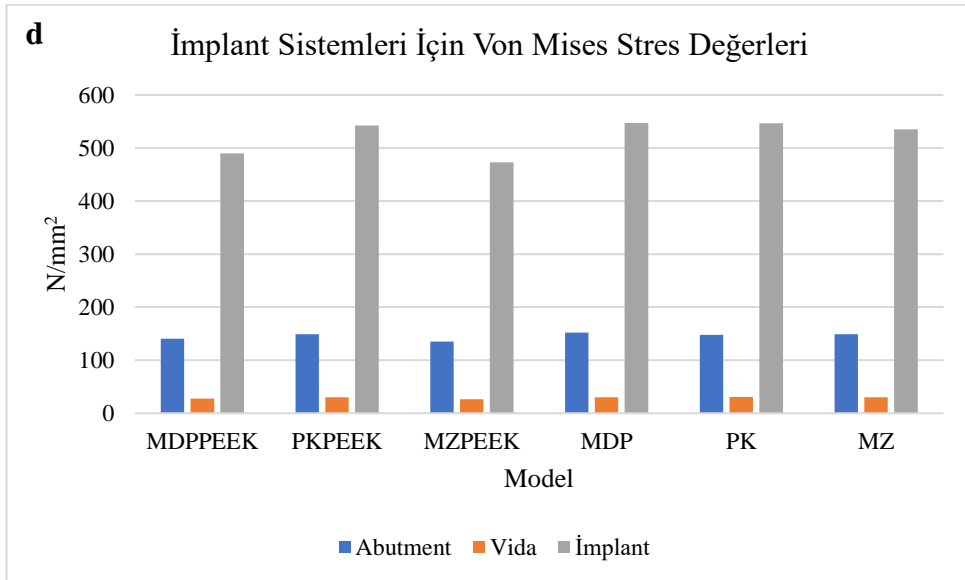
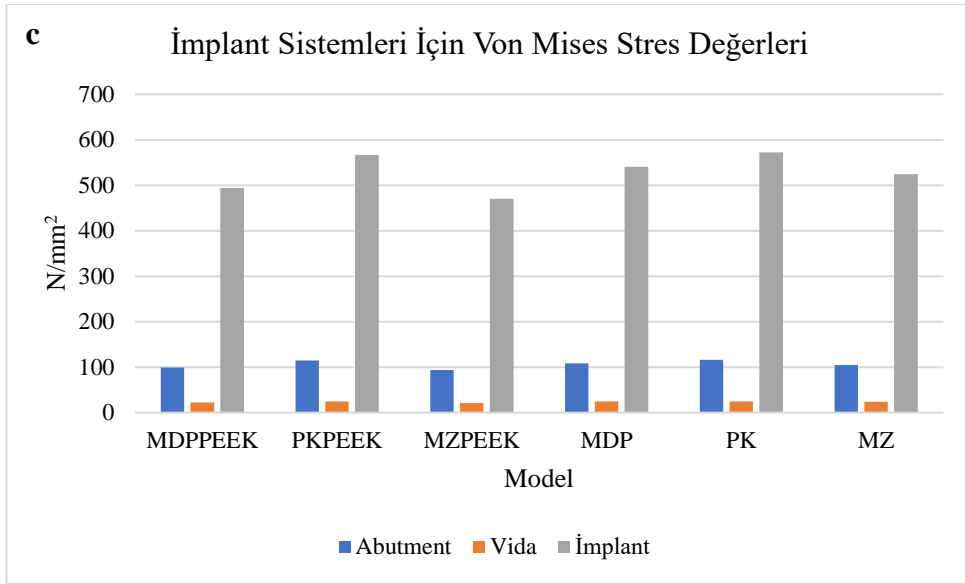
N/mm^2) düşük olduğu tespit edilmiştir. Vidaların, dişli olmayan yarısında stres konsantrasyonları gözlenmiş ve PEEK kopingsiz gruplar arasında çok büyük bir fark bulunmamıştır. Buna rağmen, tüm modeller karşılaştırıldığında, PEEK kopingli gruplarda stres değerlerinin nispeten daha düşük olduğu gözlenmiştir.

Abutmentlerdeki en yüksek stres değeri MDP'de ($152,03 N/mm^2$) gözlenmiş ve stres konsantrasyon alanı orta kısmın hemen altında bulunmuştur (Şekil 42).

Şekil 42

(a) Vertikal ve (b) Oblik Yükleme Altında İmplant Sistemlerindeki Streslerin Dağılımı, (c) Vertikal ve (d) Oblik Yükleme Altında İmplant Sistemlerindeki Von Mises Gerilim Değerleri Grafikleri.





BÖLÜM V

Tartışma

Geçmişten günümüze DİDSBP'lerin uygulanabilirliğinde tartışmalara neden olan en kritik faktör, implant ile doğal diş arasındaki destek türünün farklılığı olmuştur. Bu faktör, uzun zamandır araştırmacıların ilgisini çekmiş ve üzerine pek çok çalışma yapılmasına neden olmuştur. Mevcut çalışma, PEEK koping ve üç farklı dental restoratif materyal kullanımının, implant-kemik arayüzündeki stres dağılımına etkisini anlamak ve değerlendirmek amacıyla tasarlanmıştır. Değerlendirme yapabilmek için diş hekimliği alanında sıklıkla kullanılan ve güvenilir olduğu pek çok araştırmacı tarafından doğrulanan 3B SESA yöntemi kullanılmıştır. Bu çalışmadan elde edilen verilerle, uygun tasarım ve materyal seçimi ile vakaya en uygun DİDSBP tasarımı ile ilgili kaynak sağlamak amaçlanmıştır.

DİDSBP'lerin biyomekanik anlamda incelenmesi amaçlandığında, sıklıkla in-vitro incelemelerden faydalanılmaktadır. Bunun nedeni ise in-vivo çalışmalar ve klinik incelemelerle, DİDSBP sisteminde bulunan implant, çevreleyen kemik, doğal diş ve protetik üst yapıdaki streslerin miktarının ve dağılımlarının istenilen detayda değerlendirilememesidir (Lin vd., 2006a; Lin vd., 2006b; Lin vd., 2008). Diğer in-vitro analiz yöntemlerinin nitel olarak yetersiz kalması, modellemelerde kullanılan materyallerin gerçeğe yakın olmaması, küçük cisimlerde uygulanamamaları gibi dezavantajları bulunması nedeniyle, günümüzde SESA yöntemi oldukça popüler hale gelmiştir (Bavbek vd., 2011). Bu yöntem sayesinde modellerin gerçeğe oldukça yakın simüle edilebildiği ve böylece hassas sonuçlar elde edilebildiği belirtilmektedir (Geng vd., 2001; Karl vd., 2005). Kemik dokusundaki stres dağılımlarını hem fotoelastik hem de SESA yöntemleri ile değerlendiren çalışmalarda, SESA yönteminin modellerdeki tüm yapılarda ortaya çıkan stres dağılımlarıyla alakalı daha detaylı ve kapsamlı sonuçlar verdiği belirtilmiştir (Eraslan vd., 2009; İnan vd., 2009). İki ya da üç-boyutlu modellemeler yapılabilen SESA yönteminde, iki-boyutlu çalışılması daha kolay, hızlı ve düşük maliyetlidir. Ancak, karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde kullandıklarında hassas sonuçlar vermedikleri ve sadece asal stres dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli oldukları belirtilmiştir. Diğer taraftan, 3B SESA yönteminde bütün eksenlerdeki kuvvetler değerlendirildiğinden daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebileceği bildirilmiştir (Barao vd., 2013; Chang

vd., 2010; Geng vd., 2001; İsmail vd., 1987; Pesqueira vd., 2014). Bu nedenle, bu çalışmada da 3B SESA yöntemi tercih edilmiştir.

SESA yönteminde analiz sonuçları değerlendirilirken; kırılabilir materyaller için asal gerilim değerleri, çekilebilir materyaller için ise von Mises stres değerleri incelenmektedir. Sonuçlardaki pozitif değerler çekme streslerini temsil ederken, negatif değerler ise baskı streslerini temsil etmektedir (DeTolla vd., 2000; Meijer vd., 1993). Mevcut çalışmamızda da kırılabilir yapıya sahip kortikal ve süngerimsi kemik materyallerinin değerlendirilmesinde maksimum ve minimum asal gerilim değerleri, çekilebilir yapıya sahip doğal diş, PDL, implant, abutment, vida ve protetik materyallerinin değerlendirmesinde ise von Mises stres değerleri kullanılmıştır.

Bilgisayar yazılımları kullanılarak yapılan varsayımlara dayanarak sonuç veren SESA yönteminde, kemiğin yoğunluğu ve modelin geometrisi ile alakalı varsayımların daha güvenilir olabilmesi için gelişmiş dijital görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. KIBT verileriyle kişiye özel olarak hazırlanan modellerle kemiğin yoğunluğu bilgisayar yazılımına kaydedilmekte ve bu sayede gerçeğe daha yakın modeller elde edilmektedir (Geng vd., 2001). Farklı dijital görüntüleme tekniklerinin (MR, KIBT ve lazer tarama) karşılaştırıldığı bir çalışmada, KIBT yönteminin en detaylı 3B sonuçları verdiği kaydedilmiştir (Coward vd., 2005). Bu nedenle, çalışmamızdaki kemik modelleri de KIBT ile elde edilmiş maksiller çene görüntüleri kullanılarak modellenmiştir.

İmplant-destekli restorasyonların uzun dönem başarısı ve sağ kalımı açısından uygulanan oklüzal yüklerin büyüklüğü ve yönünün oldukça önemli olduğu bilinmektedir. Bunun nedeni ise osseointegre olmuş implantların aşırı ve kontrolsüz kuvvetlere maruz kalmaları sonucu çevreleyen kemikte stres konsantrasyonu ve buna bağlı olarak da rezorpsiyon meydana gelmesidir (Ishigaki vd., 2003). Bununla birlikte, bu sistemlerde oklüzal kuvvetlerin etkileri araştırılırken doğru sonuçlar elde edebilmek için simüle edilen yüklerin büyüklüğü, yönü ve konumu büyük önem arz etmektedir (Almeida vd., 2015; Silva vd., 2010; Takahashi vd., 2010; Zampelis vd., 2007). Oklüzal kuvvetler klinik olarak, çiğneme kasları tarafından bilateral olarak uygulanmaktadır (Chapman, 1989). Ancak, yapılan literatür taramasında implant sistemlerinin değerlendirildiği birçok çalışmada araştırmacıların birbirinden farklı oklüzal kuvvetler uyguladıkları gözlenmiştir. Bunun sebebi; çiğneme kuvvetlerinin hastanın cinsiyeti, yaşı, TME'nin durumu, parafonksiyonel alışkanlıkları, dental ve medikal geçmişi gibi pek çok faktöre bağlı olarak değişiklik göstermesidir. Bu

nedenden ötürü, çalışmalarda çiğneme ve maksimum ısırma kuvvetleriyle alakalı farklı değerler bildirilmiştir (Bakke, 2006; de Abreu vd., 2014; Rismanchian vd., 2009; Takaki vd., 2014). İlaveten, çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğünü bildiren çalışmalarda, kullanılan yöntem ve cihazın da etkili olduğu bildirilmiştir (Koç vd., 2010). Vertikal kuvvetlerin yanında oblik kuvvetlerin de analiz edilmesinin; kuvvetlerin daha gerçekçi aktarılması, kortikal kemikte meydana gelen gerilimlerin lokalize edilebilmesi ve gerçek ortamın daha iyi simüle edilebilmesi için gerekli olduğu savunulmuştur (Demenko vd., 2011; Holmgren vd., 1998; Ladd & Kinney, 1998; Özdemir vd., 2014). Buradan yola çıkarak, bu çalışmada da daha gerçekçi simülasyonlar yapılabilmesi amacıyla hem vertikal hem de oblik yükler uygulanmıştır. Daha objektif sonuçlar elde edebilmek amacıyla, yükler uygulanırken Alemayehu ve Jeng (2021)'in çalışması referans alınarak tüberkül-fossa ilişkisi göz önünde bulundurulmuştur (Alemayehu & Jeng, 2021). Tüberkül-fossa ilişkisi doğal dentisyonda görülen, doğal dişin fonksiyonel tüberkülünün karşıt dişin santral fossası ile üç nokta teması sonucunda oluşan oklüzal ilişkidir. Üç nokta teması doğal dişe gelen kuvvetlerin diş köküne paralel olarak iletilmesini sağlamaktadır. Oklüzal kuvvetlerin, protetik restorasyonlarda dayanak olarak kullanılan doğal diş ve dental implantların uzun eksenine paralel şekilde kemiğe iletilmesi tedavinin prognozu açısından önemlidir. Bu nedenle, yapılan restorasyonlarda temas tipi olarak tüberkül-fossa ilişkisinin kullanılması önerilmektedir (McNamara vd., 1995; Okeson, 2020). Çalışmamızda tüberkül-fossa ilişkisi göz önünde bulundurularak, vertikal yükleme için dişlerin fonksiyonel tüberküllerinde temas noktaları belirlenirken, oblik yükleme için aynı tüberkül tepelerindeki temas noktalarına yükler bukko-palatal yönde 30° açıyla uygulanmıştır. Tüm modellerde kuvvetler belirlenen aynı noktalardan uygulanarak eşit şartların uygulanması sağlanmıştır.

Çalışmamızda, DİDSBP modelleri arasında bireysel bileşenlerin maksimum stres haritalarının incelemesi yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara bakıldığında, protetik sistemde PEEK koping ve elastisite modülleri değişiklik gösteren farklı dental restoratif materyaller kullanılmasının ve kuvvetlerin değişen yönlerinin, sistemdeki tüm stres dağılımını ve miktarını etkilediği gözlenmiştir. Tüm modellerde, DİDSBP'lerin doğal diş tarafındaki streslerin, proksimal yüzeyden apikal bölgeye doğru kademeli olarak yoğunlaştığı görülmüştür. Karşı taraftaki stres ise implantı çevreleyen kemiğe iletilmiştir. Kemik içinde ortaya çıkan stresler çoğunlukla kortikal kemik ile implantın boyun bölgesi arasındaki arayüz boyunca dağılmış ve bu da

diğer çalışmaların bulguları ile örtüşmüştür (Huang vd., 2023; Huang vd., 2022; Koosha & Mirhashemi, 2013; Lin vd., 2006a). Vertikal yükleme altında kortikal kemik için en yüksek Pmax değeri doğal diş çevresindeki MZ^{PEEK}'te, en yüksek Pmin değeri ise implant etrafındaki PK'de tespit edilmiştir. Statik oblik yüklemelerde DİDSBP'lerin implant ucu, doğal diş ucuna göre daha konsantre olup, en yüksek Pmax değeri PK'de, en yüksek Pmin değeri ise kortikal kemikte MDP'de gözlenmiştir. Stresler implant boynun mesial tarafında daha fazla yoğunlaşmıştır. İmplant etrafındaki Pmax ve Pmin stresleri, kortikal kemik için PEEK kopingli gruplarda nispeten daha düşük bulunmuştur. PK'de oblik yükleme altında gözlenen en yüksek Pmax değeri PK^{PEEK}'ten %2 daha fazla iken, MDP'de oblik yükleme altında gözlenen en yüksek Pmin değeri kortikal kemik için MDP^{PEEK}'ten %9 daha yüksek bulunmuştur. Mevcut çalışmadaki PEEK koping, esnekliğe katkıda bulunan NRB olarak işlev gördüğünden, bu bulgular, NRB'larla ilişkili olarak kemik için daha düşük maksimum stres değerleri kaydeden araştırmacıların bildirdiği sonuçları desteklemektedir (Huang vd., 2022; Huang vd., 2023; Lin vd., 2008; Özçelik & Ersoy, 2007). Bu bulguların aksine Naguib vd. (2023) RB'ların, NRB'lara göre kortikal kemiğe daha az stres ilettiğini bildirmiştir (Naguib vd., 2023). Bu trend, PEEK kopinging, doğal dişlere benzer şekilde şok emici görevi görmesiyle, uygulanan kuvvetlere karşı kemik ve implant arayüzünde stresleri daha eşit dağıtmasıyla açıklanabilmektedir. Öte yandan, kortikal kemikte implant etrafındaki Pmax değerlerine bakıldığında, tüm yüklemelerde, daha esnek materyallere kıyasla MZ protetik materyalinin kullanıldığı modellerde streslerin daha düşük olduğu ve bu streslerin PEEK koping dahil edildiğinde daha da azaldığı tespit edilmiştir.

Diğer yandan, PEEK kopingli ve PEEK kopingsiz modellerde sırasıyla vertikal yüklemelerde 25.08 N/mm² ve oblik yüklemelerde 25.40 N/mm² olan maksimum kemik stres değerleri, Huang vd. (2022), Huang vd. (2023) ve Özçelik & Ersoy (2007) tarafından rijit bağlantılar için kaydedilen değerlerden düşük bulunmuştur (Huang vd., 2022; Huang vd., 2023; Lin vd., 2008; Özçelik & Ersoy, 2007). İmplant tarafından desteklenen boyun bölgesinde oluşan en yüksek stres değeri, süngerimsi ve kortikal kemiğin farklı elastisite modüllerinden kaynaklanan “*stress shielding*” fenomenine bağlanmaktadır (Mosharraf vd., 2021; Özçelik vd., 2011). Bu fenomen, yüksek elastisite modül özelliğine sahip kortikal kemik tabakasının varlığına göre değişkenlik göstermektedir. Ayrıca, DİDSBP modelleri tasarlanırken implantların kemikle %100 osseointegre olduğu ve kemik içerisindeki hareketinin kısıtlandığı

yönünde yapılan varsayımlardan ötürü, bu çalışmada implantlarda streslerin yoğunlaştığı alanlar mezial servikal yüzeylerde ortaya çıkmıştır. Klinik olarak, kemik yaşayan bir dokudur ve implantın uzun dönem sağ kalım oranı, kemiğin protetik ortamda karşılaştığı gerinim ve streslere karşı gösterdiği adaptasyona bağlıdır. Mekanik aşırı yüklenme ve kullanılmama, kemik rezorpsiyonuna yol açarak implantın stabilitesinin azalmasına neden olmaktadır. Bununla birlikte, 3B SESA kullanılarak uygun bir mekanik ortam ile entegrasyon düzeyi geliştirilebilmektedir (Huang vd., 2022). Bu çalışmada peri-implant kemik bölgesinden elde edilen sonuçlar; daimi simantasyonla yapılandırılan PEEK koping ile birleştirilmiş RB'lı DİDSBP'le peri-implant kemik arayüzünde daha iyi bir stres dağılımının elde edilebileceğini göstermiştir.

İmplant sistemleri göz önüne alındığında, bazı çalışmalar (Huang vd., 2022; Huang vd., 2023) NRB içeren tasarımlarda elde edilen maksimum streslerin daha düşük olduğu sonucuna varırken; bazıları ise tam tersine RB'larda bu durumdan söz etmiştir (Lin vd., 2008; Naguib vd., 2023). Bu çalışmada hem vertikal hem de oblik yükleme altında elde edilen maksimum stres (von Mises) değerleri, PEEK kopingli gruplarda daha düşük bulunmuş ve bu da NRB içeren tasarımlarda streslerin daha az olduğunu desteklemiştir. PEEK koping kullanımıyla azalan stres değerlerinin yanı sıra, farklı tipteki üst yapı materyallerinin de stresleri etkilediği gözlemlenmiştir. İmplantların boyun bölgesine ait kaydedilen en düşük streslerin, en rijit materyal kullanıldığında elde edildiği gözlenmiştir. Her iki yükleme türünde de stresler implantların boynunda yoğunlaşmıştır. Stres konsantrasyonları servikoapikal yönde azaltılmış ve implant apeksinde minimum ya da hiç stres gözlenmemiştir. Bu durum, Bechelli (1992), Gowda vd. (2018)'nin implantın apikal kısmının servikale kıyasla minimum düzeyde kortikal kemikle temasta olduğunu belirten bulgularını desteklemiştir (Bechelli, 1992; Gowda vd., 2018). Bu, farklı materyallerin farklı Young modülü değerlerinin, farklı stres dağılım modellerine yol açtığı gerçeğine bağlanmaktadır. İmplant için maksimum von Mises değeri (572.20 N/mm^2), vertikal yükleme altında PK'de kaydedilmiş ve PEEK kopingli gruplar arasındaki maksimum stres değeri (566.40 N/mm^2) buna rağmen daha düşük kalmıştır. Bu değer ise PK^{PEEK} için vertikal yükleme altında gözlenmiştir. Abutmentler için en yüksek stres değeri MDP'de oblik yüklemede gözlenmiş ve stres konsantrasyon alanı orta kısmın hemen altında bulunmuştur. Abutment ve vida için minimum değerler (sırasıyla, 93.73 N/mm^2 ve 21.14 N/mm^2) vertikal yükleme altında PK^{PEEK} grubunda bulunmuştur.

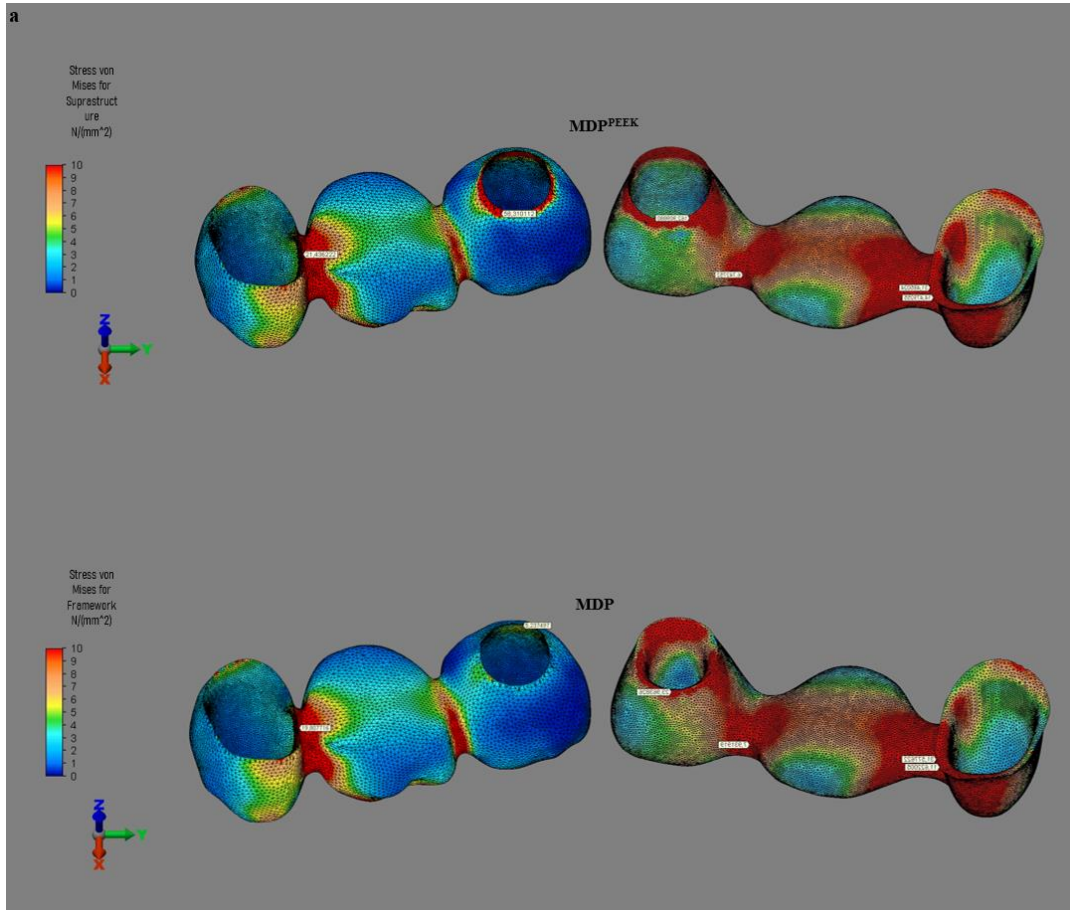
Yükleme boyunca diş ile implant arasındaki uyumsuzluğun neden olduğu eğilme momentinin artması, abutment vidasının gevşemesine neden olabilmektedir (Lin vd., 2008). Bu tür teknik komplikasyonların ise protezlerin bağlantı tipiyle alakalı olduğu ve rijit bağlantılarda daha az meydana geldiği belirtilmektedir (Borg vd., 2016; Kurtoğlu & Asar, 2023; Nickenig vd., 2006; Tsaousoglou vd., 2017). Kayabaşı vd. (2006)'nin bulgularını destekler nitelikte, vidaların dişli olmayan yarısında stres konsantrasyonları gözlenmiştir (Kayabaşı vd., 2006). Chee ve Jivraj'ın (2006), elastik kopingin bükülme direncinin vidaya aktarıldığını belirten bulgularının aksine (Chee & Jivraj, 2006), PEEK koping olmayan gruplarda çok büyük bir fark bulunmamasına rağmen tüm modeller karşılaştırıldığında, PEEK kopingli modellerde stres değerleri daha düşük bulunmuştur. Rijit bağlantılarda daha düşük teknik komplikasyon oranları tespit edilmesine rağmen, olası komplikasyonlardan kaçınmak amacıyla, bu çalışmada da olduğu gibi, DİDSBP'lerin doğal dişe daimi siman ile yapıştırılması tavsiye edilmektedir. Bu protokolün tek dezavantajının protezlerin geri döndürülebilirliğinin zayıf olması olduğu belirtilmektedir (Borg vd., 2016). Bazı çalışmalarda geleneksel simanlar tercih edilmiş olsa da (Özçelik & Ersoy, 2007; Zafiroopoulos vd., 2021), bu çalışmada dual-cure rezin siman kullanılmıştır. Bunun nedeni ise, universal adeziv uygulamasını takiben dual-cure rezin siman kullanılmasının, PEEK restorasyonlarının simantasyonu için klinik pratikte uygulanabilecek en güvenilir simantasyon prosedürü olarak değerlendirilmesidir (Karaokutan vd., 2022).

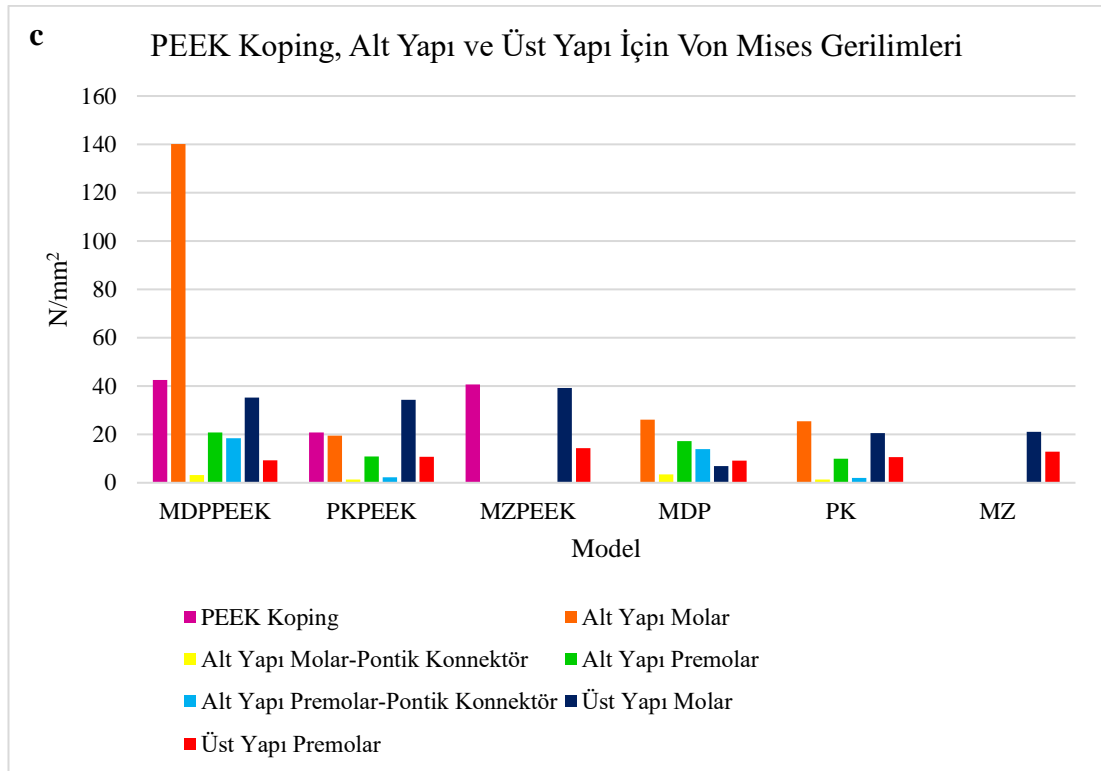
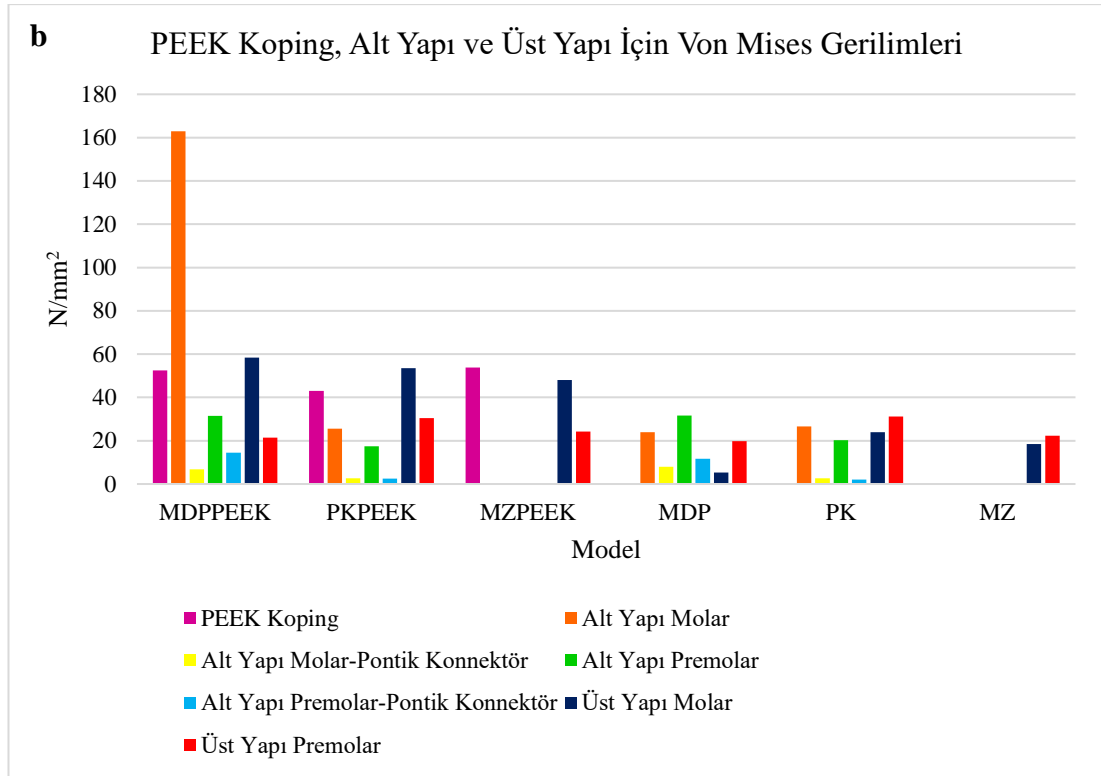
Doğal dişler kemiğe yük aktardığında, implant ile doğal diş arasında değişen sertlik değerleri, implant desteği ve çevreleyen yapılar üzerindeki stresin artmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak, bu tarz sistemlerde doğal diş üzerindeki yükün dağıtılması ve implant ve çevreleyen kemik üzerinde esnemeler oluşturarak bu farklılığa uyum sağlaması gerekmektedir (Gowda vd., 2018; Huang vd., 2023). Günümüzde, DİDSBP'lerde kullanılacak uygun konnektör tasarımı konusunda henüz fikir birliği sağlanamamıştır. Bu çalışmada protetik rekonstrüksiyonlar için PEEK koping tasarımının kullanılmasının nedeni, birçok araştırmacının sıklıkla diş intrüzyonuyla sonuçlanan NRB'lar (Fugazzotto vd., 1999; Sheets & Earthman, 1997) ve benzer sonuçlar veren diş-implant destekli 3-üyelı rijit protezlerin kullanımı üzerine çalışmalar yapmış olmasıdır (Rangert vd., 1995). Moharil vd. (2023), implant ile doğal diş arasındaki hareketlilik farkını telafi eden PEEK kopingin stres emici karakterini doğrularken (Moharil vd., 2023), Chrcanovic vd. (2020), teleskopik

sistemlerin kullanımıyla implantlar ve dişler arasındaki biyomekanik farklılıkların üstesinden geldiğini doğrulamıştır (Chrcanovic vd., 2020). Bu bileşenin DİDSBP'lerin tasarımına dahil edilmesiyle bir stres kırıcı görevi gördüğü düşünülmektedir (Huang vd., 2022). Böylece, konnektörler ve implant abutmenti ile implant boynun arasındaki arayüz tarafından daha fazla stres taşınacak ve daha az komplikasyon yaşanacağı belirtilmektedir. Bu sonuç, RB'lar kullanıldığında protezdeki stres değerlerinde dikkate değer bir artış olduğunu gösteren önceki çalışmalardan farklılık göstermektedir (Şekil 43).

Şekil 43

(a) Üst Yapılar ve Alt Yapılar İçin En Yüksek Stres Değerlerini Gösteren Modellerde Stres Dağılımları, (b) Vertikal ve (c) Oblik Yükleme Altında Üst Yapılar, Alt Yapılar ve PEEK Kopingler İçin Von Mises Gerilim Değerlerinin Grafikleri.





Protez tasarımından bağımsız olarak, PDL’de maksimum stres değeri servikal bölgede ortaya çıkmış ve apikale doğru yoğunlaşmıştır. PK^{PEEK} (2.74 N/mm²) en düşük olmak üzere, PEEK kopingli modellerde kaydedilen stresler genel olarak daha düşük bulunmuştur. Bazı araştırmacılar, PDL’de apikal bölgede yoğunlaşan

streslerin klinik uygulamada doğal dişlerde intrüzyona yol açabileceğini ileri sürmüşlerdir (Huang vd., 2023). Lang vd. (2004) ve Tsaousoglou vd. (2017) tarafından non-rijit bağlantılı dayanak dişlerde sırasıyla, %5.2 ve %8.2 oranlarında intrüzyon oranı rapor edilirken; Mamalis vd. (2012) non-rijit bağlantılı DİDSBP'lerin %66'sının ve rijit bağlantılıların ise %44'ünün intrüzyonla sonuçlandığını rapor etmiştir (Lang vd., 2004; Mamalis vd., 2012; Tsaousoglou vd., 2017). Benzer şekilde, Alsabeeha ve Atieh (2020) non-rijit bağlantılı toplam 34 DİDSBP'lerde dayanaklardan %3'nün intrüzyona maruz kaldığını bildirmiştir (Alsabeeha & Atieh, 2020). İlâveten, doğal diş ve implantın bağlandığı sistemlerde implantta aşırı yüklenme riskinin bulunmadığı ve implantta meydana gelen eğilme momentinin maksimum mekanik yüklenme sınırının altında kaldığı bildirilmiştir (Rangert vd., 1991). Sonuç olarak, iki farklı dayanağın farklı mobilite özelliklerinden dolayı bu sistemlerde implanta fazla yük geleceği ve implantın başarısız olma riskinin bulunduğu belirtilse de (van Oosterwyck vd., 1998), rijit bağlantılar tercih edilerek bu sorunun çözülebileceği savunulmuştur (Akça & Çehreli, 2008; Lang vd., 2004; Lindh vd., 2001b). Bunun yanında, iki destek türündeki biyomekanik varyasyonlar nedeniyle DİDSBP'lerde, NRB kullanarak doğal dişin hareketlerine serbestlik kazandırılarak daha uzun ömürlü restorasyonlar elde edilebileceği de savunulmuştur. Ancak, güncel literatürde özellikle kısa DİDSBP'lerde, NRB'ların protezde meydana gelecek stresleri doğal dişe aktaracağı ve intrüzyona neden olacağından dolayı RB kullanımının daha sağlıklı olduğu savunulmaktadır (Gunne vd., 1999; Lin vd., 2006c; Naert vd., 2001b; Nishimura vd., 1999; Olsson vd., 1995; Ormianer vd., 2005; Quirynen vd., 1992). Tüm bunların yanında, DİDSBP'in rijiditesi arttıkça çiğneme kuvvetinin implanta aktarımının arttığını bildiren araştırmacılar da vardır. Mevcut çalışmada protezin esnekliğinin artmasına katkıda bulunan PEEK koping (Şekil 40), implant üzerindeki baskıları azaltarak doğal dişte bulunan PDL'nin serbestçe gerilmesine ve aynı zamanda apikal bölgedeki stresin artmasına neden olmaktadır (Huang vd., 2023). Literatürde geçen bilgilere bakıldığında, PEEK kopingin tasarıma dahil edilerek stres kırıcı görevi görmesiyle protetik dizaynın esnekliğinin artırılmasına rağmen; PEEK kopingli modellerde PDL üzerindeki stres değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür. Bu sayede intrüzyon riski azaltılmıştır. Belirtilen sebeplerden ötürü, PEEK koping dahilinde RB'lar tercih edilen çalışmamızdan elde edilen sonuçlar göz önünde bulundurulmuş ve bu çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir.

Tüm modellerdeki doğal dişlere bakıldığında, stres değerleri arasında benzerlik olduğu ve en yüksek stres konsantrasyonunun MZ'ye göre %4.6 daha yüksek olarak MZ^{PEEK}'te tespit edildiği görülmüştür. Stres konsantrasyonu kökte servikal çizginin altında palatal yüzeyde tespit edilmiştir. Doğal diş için kaydedilen bu en yüksek stres değeri, Özçelik & Ersoy (2007) ve Huang vd. (2022) tarafından elde edilen değerlerden (sırasıyla, 3.602 N/mm² ve 5.10 N/mm²) daha düşüktür (Huang vd., 2022; Özçelik & Ersoy, 2007). Öte yandan, başka bir çalışmada (Gowda vd., 2018) doğal dişin mezialinde kaydedilen en yüksek değer (20.84 N/mm²) daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Stres haritasındaki bu dağılım, PEEK kopingli ya da kopingsiz, bileşenler arasındaki stres dağılımıyla ilişkilidir. Elde edilen sonuçlar diğer çalışmalarda elde edilen sonuçların çoğundan daha düşük olsa da en yüksek değer PEEK koping içeren grupta olması, Huang vd. (2022) ve Huang vd. (2023) tarafından belirtilen non-rijit bağlantıların doğal dişlerde daha az strese neden olduğu fikrine aykırıdır.

Literatürde, implant-destekli SBP'lerde alt yapı materyali olarak Cr-Co, Cr-Ni, titanyum, PEEK, Zr, Ag-Pd (Gümüş-Paladyum), altın ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin gibi birçok farklı materyalin kullanımından bahsedilmektedir (Rojas-Vizcaya, 2016). Günümüzde, yeni teknolojilerle birlikte bu protezler için rezin nano-seramik, hibrit kompozit ve hibrit seramik gibi güncel materyaller de kullanılmaktadır (Abou-Ayash vd., 2017; Ionescu vd., 2022). Bununla beraber, ideal alt yapı materyalinin hangisi olduğu konusunda farklı görüşler bulunmaktadır. Bu alanda yapılan çalışmaların sayısının sınırlı olmasının yanında, mevcut çalışmaların sonuçlarının ise çelişkili olduğu belirtilmektedir (Alves-Gomes vd., 2011; Baggi vd., 2013; Bellini vd., 2009; Bonnet vd., 2009; Bevilacqua vd., 2011; Carneiro vd., 2014; Correa vd., 2012; Haroun & Ozan, 2021; Hussein & Rabie, 2015; Sannino, 2015). Yapılan bir çalışmada, implant-üstü tek üye MDP ve rezin nano-seramik kronlar arasında başarısızlık oranları karşılaştırılmış ve aralarında önemli bir fark olmamakla beraber sadece başarısızlık türlerinde farklılıklar olduğu kaydedilmiştir (Bonfante vd., 2015). Aynı yıl yürütülen bir başka çalışmada, polimer bazlı CAD-CAM materyalleri ve rezin nano-seramikler kıyaslanmış ve rezin nano-seramiklerin diğerlerine kıyasla daha yüksek dirence sahip oldukları rapor edilmiştir (Awada & Nathanson, 2015). Bunların yanı sıra, Bhering vd. (2016), *all-on-four* ve *all-on-six* konseptlerinde alt yapı materyali olarak kullanılmak üzere Cr-Co, Zr ve titanyumu değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, daha rijit materyallerin biyomekanik

anlamda daha iyi sonuçlar verdiğini ve alt yapı materyali olarak titanyum kullanıldığında implant ve çevreleyen kemikte en yüksek stres değerlerinin kaydedildiğini belirtmişlerdir (Bhering vd., 2016). Bu çalışmaların aksine, 2017 yılında Tribst vd. titanyum ve Zr barların protetik sistemde neden olduğu stresler üzerine bir araştırma yapmış ve her iki materyalin de benzer sonuçlar verdiğini ve alt yapı materyalinin protetik sistemdeki stres dağılımına bir etkisinin olmadığını ileri sürmüşlerdir (Tribst vd., 2017). Bu nedenle, literatürdeki bu fikir ayrılıkları göz önünde bulundurulmuş ve çalışmamızda protetik materyal olarak hem esnek hem de rijit materyallere yer verilmiştir.

Mevcut çalışmada, üst yapılar için streslerin büyük bir kısmı protezlerin konnektörlerinde ve molarlarla premolarların boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Üst yapılara bir bütün olarak bakıldığında, PEEK kopingli gruplar için her iki yükleme altında da ikinci molar dişlerin etrafındaki stresler daha yüksek bulunmuştur. Emera vd. (2019), overdenture protezlerdeki farklı teleskopik ataçmanları karşılaştırmak için bir çalışma yapmış ve PEEK materyalinin Co-Cr alaşımına kıyasla daha yüksek gerinim değerlerine yol açtığı sonucuna varmıştır (Emera vd., 2019). Bunun nedeni ise Co-Cr alaşımının daha yüksek Young modülüne sahip olmasıdır. Bu çalışmada, alt yapı içeren gruplar arasında, konnektörler üzerindeki von Mises stres değerleri, PEEK kopingin dahil edilip edilmemesine bakılmaksızın, PK grupları için daha eşit dağıtılmıştır. Diğer yandan, her iki MDP grubunda da premolar tarafındaki konnektörlerde stresler önemli derecede daha yüksek bulunmuştur. Sonuçlardaki bu farklılık, kullanılan alaşımların farklı olması ve bu çalışmaya doğal bir dişin dahil edilmesiyle açıklanabilmektedir. Premolarların etrafındaki üst yapılar üzerindeki stres, PEEK kopingli gruplar için belirgin şekilde daha yüksek bulunmuştur. Ancak, tüm modeller arasında doğal dişler için iki tasarım arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Alt yapılar için en düşük von Mises stres değeri, oblik yükleme için implant tarafında bulunan konnektörde PK^{PEEK} (1.38 N/mm²) için kaydedilmiştir. Ancak, Rammelsberg vd. (2021) sağ kalım oranının DİDSBP'in altyapı materyalinden etkilenmediğini bildirmiştir (Rammelsberg vd., 2021). Tüm gruplar arasında altyapı konnektörlerindeki en yüksek stres değerinin MDP^{PEEK}'te olduğu ve MDP'de bulunan değerden (13.87 N/mm²) 1.3 kat daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu bulgu PEEK kopingin, konnektör üzerinde daha büyük streslerin oluşmasına neden olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte bu bulgu, RB'ların protezlerde daha az stres konsantrasyonuna neden olduğunu bildiren araştırmacıları desteklerken

(Lin vd., 2008; Naguib vd., 2023); NRB'ların protezlerde daha az stres oluşmasına neden olduğunu belirten diğer araştırmacılarla da çelişmektedir (Huang vd., 2023).

Bu çalışmanın bazı limitasyonları bulunmaktadır. SESA, bilgisayar hesaplamaları ve karşılaştırma yapmak için uygun olması (Bozyel & Faruk, 2021) nedeniyle bu çalışmada kullanılmıştır. Ancak, yapıların materyal özelliklerinin gerçekçi olmayan simülasyonu nedeniyle, kullanılan programların birtakım sınırlamaları mevcuttur (Özçelik & Ersoy, 2007). Çalışma yapılırken dokuların homojen, izotropik ve lineer elastik olduğu kabul edilmiştir. SESA yöntemi kullanılarak DİDSBP'lerde analiz yapılacağına, PDL'nin non-lineer karakteri modelleme esnasında bazı zorluklara neden olabilmektedir. Ağız içerisinde doğal dış, gelen kuvvetlere karşı hareket ederken PDL sıkışarak sertleşmektedir. Bununla birlikte, PDL'nin lineer varsayılması ve elastisite modülü için tek bir sabit kullanılmasının sonuçlarda hatalara neden olabileceği belirtilmektedir. Bu nedenle, konvansiyonel lineer modeller yerine non-lineer SESA yöntemi kullanılarak daha gerçekçi gerilim ve gerinim sonuçları elde edilebileceği ileri sürülmüştür (Qian vd., 2009; Middleton vd., 1996; Wakabayashi vd., 2008). Stres analizi yapmak için lineer ve non-lineer SESA yöntemlerini karşılaştıran çeşitli çalışmalara bakıldığında, non-lineer PDL modellerinin daha gerçeğe yakın sonuçlar verdiği görülmüştür (Natali vd., 2004; Provatidis, 2000; Toms & Eberhardt, 2003). Ancak, mevcut çalışmada modellerin sayısının fazlalığı ve yapıların karmaşıklığı göz önünde bulundurularak PDL'nin lineer elastik olduğu varsayılmıştır. Bu nedenle, elde edilen stres değerlerinin gerçekte var olandan daha düşük tespit edilebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Ek olarak, implant ve kemik arasında %100 osseointegrasyon olduğu varsayılmıştır. Bu statik çalışmada, çiğneme kuvvetleri vertikal ve oblik düzlemlerde uygulanmıştır. Oklüzal düzlem açısından bu kuvvetler doğası gereği dinamiktir. Literatürde, implant genel olarak statik analiz sonuçlarına göre simüle edilecek şekilde tasarlanmaktadır. Bununla birlikte, dinamik etkiler implanta yaklaşık %10-20 oranında daha fazla yük gelmesine neden olmaktadır. Bu durum, protezin yorulma direnci ve kırık oluşumunu önlemek için dikkate alınmalıdır. Bu nedenle, söz konusu testleri destekleyecek uzun süreli bir in-vivo çalışmanın yapılması gerekmektedir. Ayrıca, PEEK kopingin varlığını, kuvvetleri daha iyi dağıtma becerisini ve uzun vadede stres emici karakterinin başarısını doğrulamak amacıyla bir yorulma analizi testi yapılmalıdır. Analiz yöntemlerindeki güncel gelişmelerin yardımıyla, implant-dayanak sistemini ve çiğneme işlemi sırasında

PDL'nin etkisini doğru bir şekilde simüle etmek için doğrusal olmayan, sürtünme kuvvetinin de dahil edildiği bağlantı elemanları kullanılabilir. Bu modelleme yaklaşımı, temas yüzeyleri arasındaki sürtünmeyi etkili bir şekilde yakalayarak, sistemin kapsamlı bir yansımaları sunmaktadır. Ayrıca, doğal diş ve implant arasındaki mesafenin 12 mm'den fazla olduğu durumlarda, NRB kullanmanın dişin hareketinin korunmasında ve hem diş hem de implantı çevreleyen kemik üzerindeki stresin azaltılmasında potansiyel olarak daha faydalı olabileceği kaydedilmiştir. Huang vd. (2023) tarafından yapılan bu önerinin, gelecekteki araştırmalar için bir referans noktası olabileceği düşünülmektedir (Huang vd., 2023). Çalışmamız, bu konuyu anlamak için DİDSBP'lerin davranışını derinlemesine incelemiştir. Bulgular, hem tasarım hem de materyal seçiminin doğal dişleri ve implantları içeren protezlerin performansını önemli ölçüde etkilediğini göstermiştir. Stres analizi ile klinik sonuçlar arasında bir bağlantı kurmak için DİDSBP'lere ilişkin uzun vadeli ek klinik araştırmaların gerekli olduğu unutulmamalıdır.

BÖLÜM VI

Sonuç ve Öneriler

Sonuç

PEEK koping dahil edilerek iki farklı DİDSBP tasarımında üç farklı restoratif materyal kullanılarak elde edilen altı farklı modeldeki stres dağılımını 3B SESA yöntemiyle incelediğimiz bu çalışmada aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. DİDSBP kullanılmak zorunda kalındığı durumlarda, implant-implant destekli protezlere alternatif ve klinikte kullanılabilirliği olan bir hibrit protetik tedavi modalitesidir.
2. DİDSBP tasarımına PEEK koping dahil edilmesi, stres dağılımını olumlu yönde etkilemiştir.
3. Protetik sistemde elastik bir materyalin kullanılması, kemik ve implant üzerindeki stres seviyelerinde azalmaya neden olmuştur.
4. DİDSBP tasarımlarında yapılan varyasyonlar, doğal dişler etrafındaki stres dağılımları üzerinde anlamlı bir farklılığa neden olmamıştır.
5. PEEK kopingin tasarıma entegre edilmesiyle stresler çevreleyen kemikte daha eşit bir şekilde dağıtılmıştır.
6. Farklı restoratif üst yapı materyalleri ile üretilmiş DİDSBP tasarımlarındaki stres dağılımlarının incelendiği çalışmaların kısıtlı olması sebebiyle in-vitro incelemelerin yapıldığı ve daha uzun takip süresine sahip ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Öneriler

Araştırmanın Sonuçlarına Yönelik Öneriler

Bu çalışmanın sınırlılıkları dahilinde, maksiller posterior bölgede DİDSBP planlaması yapılacağına, tasarıma kuvvet kırıcı görevi gören PEEK kopingin dahil edilmesi, RB kullanılması ve rijit restoratif materyallerin tercih edilmesi önerilmektedir.

İleride Yapılacak Araştırmalara Yönelik Öneriler

Yapılan çalışmadan elde edilen sonuçların uzun dönem başarısı ve sağ kalımını test etmek amacıyla, ağız ortamını daha gerçeğe yakın simüle edebilen dinamik yükleme ve yorulma analizi çalışmalarının da yapılması önerilmektedir.

Kaynakça

- Abou-Ayash, S., Strasding, M., Rücker, G., & Att, W. (2017). Impact of prosthetic material on mid-and long-term outcome of dental implants supporting single crowns and fixed partial dentures: A systematic review and meta-analysis. *Eur J Oral Implantol*, 10(suppl 1), 47-65.
- Academy of Prosthodontics. (1999). *The glossary of prosthodontic terms*. Mosby, 94(1), 10-92.
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler & Brånemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 10(6), 387-416.
- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.
- Ahmad, F., Nimonkar, S., Belkhode, V., & Nimonkar, P. (2024). Role of Polyetheretherketone in Prosthodontics: A Literature Review. *Cureus*, 16(5).
- Akça, K., Çehreli, M. C., & İplikçiöğlü, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2).
- Akça, K., & Çehreli, M. C. (2008). Two-year prospective follow-up of implant/tooth-supported versus freestanding implant-supported fixed partial dentures. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 28(6).
- Akça, K., Uysal, S., & Çehreli, M. C. (2006). Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clinical oral implants research*, 17(3), 331-336.
- Aktöre, H., & Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2015). İmplant destekli protezlerde ölçünün doğruluğunu etkileyen faktörlerin değerlendirilmesi The evaluation of factors that affect the accuracy of implant impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*, 18(2), 214-227.
- Albrektsson, T. (2008). Hard tissue implant interface. *Australian dental journal*, 53, S34-S38.

- Albrektsson, T., Brånemark, P. I., Hansson, H. A., & Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52(2), 155-170.
- Albrektsson, T., Chrcanovic, B., Jacobsson, M., & Wennerberg, A. (2017). Osseointegration of implants: a biological and clinical overview. *JSM Dental Surgery*, 2(3).
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.
- Alemayehu, D. B., & Jeng, Y. R. (2021). Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone. *Materials*, 14(22), 6974.
- Alenezi, A., & Aloqayli, S. (2023). Technical complications with tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) of different span lengths: an up to 15-year retrospective study. *BMC Oral Health*, 23(1), 393.
- Alikhasi, M., Siadat, H., Beyabanaki, E., & Kharazifard, M. J. (2015). Accuracy of implant position transfer and surface detail reproduction with different impression materials and techniques. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(10), 774.
- Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S., & Alalola, B. (2017). Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252-260.
- Alkanani, M. S., & Alnuwaiser, M. K. (2022). The Fit of Implant Framework a Literature Review. *Saudi J Oral Dent Res*, 7(1), 31-39.
- Almeida, E. O., Rocha, E. P., Júnior, A. C. F., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., & Coelho, P. G. (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e332-e342.
- Al-Omiri, M. K., Al-Masri, M., Alhijawi, M. M., & Lynch, E. (2017). Combined Implant and Tooth Support: An Up-to-Date Comprehensive Overview. *International journal of dentistry*, 2017(1), 6024565.

- AL-Rabab'ah, M., Hamadneh, W. A., Alsalem, I., Khraisat, A., & Abu Karaky, A. (2019). Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: a case series report. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 365-372.
- Alsabeeha, N. H., & Atieh, M. A. (2020). Outcomes and Complication Rates of the Tooth-Implant-Supported Fixed Prosthesis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(4).
- Alves Gomes, É., Adelino Ricardo Barão, V., Passos Rocha, E., Oliveira de Almeida, É., & Gonçalves Assunção, W. (2011). Effect of Metal-Ceramic or All-Ceramic Superstructure Materials on Stress Distribution in a Single Implant-Supported Prosthesis: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(6).
- Anusavice, K. J. (2003). Kenneth J. Phillips' science of dental materials. *St Louis: Mo: Saunders*.
- Aparna, N., & Rajesh, S. (2013). Tooth-implant connection: A critical review. *Journal of Dental Implants*, 3(2), 142-147.
- Assunção, W. G., Gomes, E. A., Barao, V. A. R., Delben, J. A., Tabata, L. F., & de Sousa, E. A. C. (2010). Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(3), 689-695.
- Åstrand, P., Borg, K., Gunne, J., & Olsson, M. (1991). Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(3).
- Atala, M. H., Ustaoglu, G., & Çetin, H. (2019). Dental implant tedavisinde başarı faktörlerinin değerlendirilmesi. *Anatolian Clinic the Journal of Medical Sciences*, 24(1), 26-31.
- Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
- Azizi, A., Mehraban, S. H., Taghizadeh, E., Gabaran, Z. M., & Jamali, S. (2024). Evaluation of the Implant Success Rate of Titanium-based Implant Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*, 24, 230012.
- Babbush, C. A., Kirsch, A., Mentag, P. J., & Hill, B. (1987). Intramobile Cylinder (IMZ) Two-Stage Osteointegrated Implant System With the Intramobile

- Element (IME): Part I. Its Rationale and Procedure for Use. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2(4).
- Baggi, L., Pastore, S., Di Girolamo, M., & Vairo, G. (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(1), 9-21.
- Bakke, M. (2006). Bite force and occlusion. In *Seminars in orthodontics* WB Saunders, 12(2), 120-6.
- Barão, V. A. R., Delben, J. A., Lima, J., Cabral, T., & Assunção, W. G. (2013). Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 46(7), 1312-1320.
- Bavbek, A. B., Doğan, A., & Çehreli, M. C. (2011). Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *Journal of Applied Biomaterials and Biomechanics*, 9(2), 118-126.
- Bayrak, A., & Akaltan, F. (2017). Tez: Tam dişsiz alt çenenin all-on-4 implant tedavisinin biyomekanik analizi, Ankara Üniversitesi, Ankara, 20-24.
- Bechelli, A. H. (1992). The osteointegrated prosthesis--combination of osteointegrated implants and natural teeth in fixed prostheses. *The Journal of Oral Implantology*, 18(1), 62-65.
- Becker, C. M., Kaiser, D. A., Jones, J. D., & University of Colorado Health Science Center, D. (2000). Guidelines for splinting implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(2), 210-214.
- Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A., & Francetti, L. (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3).
- Berglundh, T., Persson, L., & Klinge, B. (2002). A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *Journal of clinical periodontology*, 29, 197-212.

- Beuer, F., Sachs, C., Groesser, J., Gueth, J. F., & Stimmelmayer, M. (2016). Tooth-implant-supported posterior fixed dental prostheses with zirconia frameworks: 3-year clinical result. *Clinical oral investigations*, *20*, 1079-1086.
- Bevilacqua, M., Tealdo, T., Menini, M., Pera, F., Mossolov, A., Drago, C., & Pera, P. (2011). The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, *105*(1), 5-13.
- Bhering, C. L. B., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L. X., & Barão, V. A. R. (2016). 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. *Materials Science and Engineering: C*, *69*, 715-725.
- Bidez, M. W., Lemons, J. E., & Isenberg, B. P. (1986). Displacements of precious and nonprecious dental bridges utilizing endosseous implants as distal abutments. *Journal of biomedical materials research*, *20*(6), 785-797.
- Block, M. S., Lirette, D., Gardiner, D., Li, L., Finger, I. M., Hochstedler, J., ... & Worthington, P. (2002). Prospective evaluation of implants connected to teeth. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *17*(4).
- Bodelón, O. G., Clemente, C., Alobera, M. A., Aguado-Henche, S., Escudero, M. L., & Alonso, M. C. G. (2016). Osseointegration of Ti6Al4V dental implants modified by thermal oxidation in osteoporotic rabbits. *International journal of implant dentistry*, *2*, 1-9.
- Bonfante, E. A., Suzuki, M., Lorenzoni, F. C., Sena, L. A., Hirata, R., Bonfante, G., & Coelho, P. G. (2015). Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dental Materials*, *31*(8), e168-e177.
- Bonnet, A. S., Postaire, M., & Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics*, *31*(7), 806-815.
- Borcic, J., & Braut, A. (2012). Finite element analysis in dental medicine. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*, *10*, 1.

- Bordin, D., Cury, A. A. D. B., & Faot, F. (2019). Influence of abutment collar height and implant length on stress distribution in single crowns. *Brazilian dental journal*, 30, 238-243.
- Borg, P., Puryer, J., McNally, L., & O'Sullivan, D. (2016). The overall survival, complication-free survival, and related complications of combined tooth-implant fixed partial dentures: A literature review. *Dentistry Journal*, 4(2), 15.
- Bozyel, D., & Faruk, S. T. (2021). Biomechanical behavior of all-on-4 and M-4 configurations in an atrophic maxilla: A 3D finite element method. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 27, e929908-1.
- Brägger, U., Aeschlimann, S., Bürgin, W., Hämmerle, C. H., & Lang, N. P. (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical oral implants research*, 12(1), 26-34.
- Brägger, U., Karoussis, I., Persson, R., Pjetursson, B., Salvi, G., & Lang, N. P. (2005). Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clinical oral implants research*, 16(3), 326-334.
- Branemark, P. I., Zarb, G. A., Albrektsson, T., & Rosen, H. M. (1986). Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2011). *Shigley's mechanical engineering design*, New York: McGraw-Hill. 9, 409-473.
- Burak Özcelik, T., Ersoy, E., & Yilmaz, B. (2011). Biomechanical evaluation of tooth-and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(1), 16-28.
- Buser, D., Von Arx, T., Ten Bruggenkate, C., & Weingart, D. (2000). Basic surgical principles with ITI implants Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 3*, 11, 59-68.
- Carneiro, B. A., de Brito Jr, R. B., & França, F. M. G. (2014). Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 161-168.

- Caswell, C. W., & Clark Jr, A. E. (1992). Dental Implant Prosthodontics. *Implant Dentistry*, 1(1), 94.
- Cavicchia, F., & Bravi, F. (1994). Free-Standing vs Tooth-Connected Implant Supported Fixed Partial Restorations: A Comparative Retrospective Clinical Study of the Prosthetic Results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 9(6).
- Chand, Y. B., Mahendra, J., Jigeesh, N., Mahendra, L., Shivasubramanian, L., & Perika, S. B. (2020). 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*, 21, 1210-1217.
- Chang, C. L., Chen, C. S., & Hsu, M. L. (2010). Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2).
- Chapman, R. J. (1989). Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int*, 20(7), 473-80.
- Chapman, R. J., & Kirsch, A. (1990). Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 5(4), 369-374.
- Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Connecting implants to teeth. *British dental journal*, 201(10), 629-632.
- Cho, G. C., & Chee, W. W. (1992). Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(1), 3-5.
- Cho, Y., & Raigrodski, A. J. (2014). The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(6), 443-447.
- Choi, S., Kang, Y. S., & Yeo, I. S. L. (2023). Influence of Implant–Abutment Connection Biomechanics on Biological Response: A Literature Review on Interfaces between Implants and Abutments of Titanium and Zirconia. *Prosthesis*, 5(2), 527-538.
- Chrcanovic, B. R., Kisch, J., & Larsson, C. (2020). Analysis of technical complications and risk factors for failure of combined tooth-implant-

- supported fixed dental prostheses. *Clinical implant dentistry and related research*, 22(4), 523-532.
- Chun, H. J., Park, D. N., Han, C. H., Heo, S. J., Heo, M. S., & Koak, J. Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of oral rehabilitation*, 32(3), 193-205.
- Conrad, H. J., Pesun, I. J., DeLong, R., & Hodges, J. S. (2007). Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(6), 349-356.
- Cordaro, L., Ercoli, C., Rossini, C., Torsello, F., & Feng, C. (2005). Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(4), 313-320.
- Correa, S., Ivancik, J., Isaza, J. F., & Naranjo, M. (2012). Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *Journal of prosthodontic research*, 56(2), 110-119.
- Coward, T. J., Scott, B. J., Watson, R. M., & Richards, R. (2005). A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from an object of standard form. *International Journal of prosthodontics*, 18(5).
- Çağlar, A., & Aydın, C. (2001). İmplantolojide biyomekanik. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Der*, 11(1), 90-95.
- Dağ, M., & Karaçaylı, Ü. (2015). Dental implantlarda yapısal ve yüzey özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 119-127.
- Dal Carlo, L., Pasqualini, M. E., Carinci, F., Corradini, M., Vannini, F., Nardone, M., & Linkow, L. I. (2013). A brief history and guidelines of blade implant technique: a retrospective study on 522 implants. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery*, 1(1), 3.
- Davis, D. (2004). Clinical manual of implant dentistry. *British Dental Journal*, 196(2), 118-118.
- de Abreu, R. A. M., Pereira, M. D., Furtado, F., Prado, G. P. R., Mestriner Jr, W., & Ferreira, L. M. (2014). Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Archives of oral Biology*, 59(10), 1065-1074.

- De Backer, H., Van Maele, G., De Moor, N., & Van den Berghe, L. (2008). Long-term results of short-span versus long-span fixed dental prostheses: an up to 20-year retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 21(1).
- De Jong, T., Bakker, A. D., Everts, V., & Smit, T. H. (2017). The intricate anatomy of the periodontal ligament and its development: Lessons for periodontal regeneration. *Journal of periodontal research*, 52(6), 965-974.
- de Oliveira, J. C., Sordi, M. B., da Cruz, A. C. C., Zanetti, R. V., Betiol, E. A. G., Vieira, S. R., & Zanetti, A. L. (2020). Number of dental abutments influencing the biomechanical behavior of tooth-implant-supported fixed partial dentures: A finite element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 14(4), 228.
- de Paula, G. A., Silva, G. C., Vilaça, Ê. L., Cornacchia, T. M., de Magalhães, C. S., & Moreira, A. N. (2018). Biomechanical behavior of tooth-implant supported prostheses with different implant connections: a nonlinear finite element analysis. *Implant Dentistry*, 27(3), 294-302.
- de Souza Batista, V. E., Verri, F. R., de Faria Almeida, D. A., Junior, J. F. S., Lemos, C. A. A., & Pellizzer, E. P. (2017). Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(3), 363-371.
- del Valle, V., Faulkner, G., & Wolfaardt, J. (1997). Craniofacial Osseointegrated Implant--Induced Strain Distribution: A Numerical Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(2).
- Demenko, V., Linetskiy, I., Nesvit, K., & Shevchenko, A. (2011). Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Journal of dental research*, 90(10), 1211-1215.
- DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., & Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.
- Diaz-Arnold A. M., Vargas M. A., Haselton D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.*; 81(2): 135-41.
- Dimitroulis, G., Gupta, B., Wilson, I., & Hart, C. (2023). The atrophic edentulous alveolus. A preliminary study on a new generation of subperiosteal implants. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 27(1), 69-78.

- Drago, C., & Howell, K. (2015). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, 152-165.
- Elias, C. N., Fernandes, D. J., de Souza, F. M., dos Santos Monteiro, E., & de Biasi, R. S. (2019). Mechanical and clinical properties of titanium and titanium-based alloys (Ti G2, Ti G4 cold worked nanostructured and Ti G5) for biomedical applications. *Journal of Materials Research and Technology*, 8(1), 1060-1069.
- Ellingsen, J. E., Thomsen, P., & Lyngstadaas, S. P. (2006). Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontology 2000*, 41(1).
- Emera, R. M., Altonbary, G. Y., & Elbashir, S. A. (2019). Comparison between all zirconia, all PEEK, and zirconia-PEEK telescopic attachments for two implants retained mandibular complete overdentures: in vitro: stress analysis study. *Journal of Dental Implants*, 9(1), 24-29.
- Eraslan, O., İnan, Ö., & Eskitaşcıoğlu, G. (2009). The effect of artificial tooth materials on stress distribution in complete dentures. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 81-86.
- Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P. I., Lindhe, J., Glantz, P. O., & Nyman, S. (1986). A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *Journal of clinical periodontology*, 13(4), 307-312.
- Eschbach, L. (2000). Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*. 31(4):22-7. doi: 10.1016/s0020-1383(00)80019-4. PMID: 11270077.
- Evasic, R. W. (1983). Intramucosal implants: A review of concepts and techniques—Single inserts and tandem denserts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(5), 695-701.
- Feerick, E. M., Kennedy, J., Mullett, H., FitzPatrick, D., & McGarry, P. (2013). Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Medical engineering & physics*, 35(6), 712-722.
- Fenton, A., Jamshaid, A., & Davis, D. (1987, March). Osseointegrated fixture mobility. In *Journal of Dental Research* (Vol. 66, pp. 114-114). 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH.

- Figueras-Alvarez, O., Cantó-Navés, O., Real-Voltas, F., & Roig, M. (2021). Protocol for the clinical assessment of passive fit for multiple implant-supported prostheses: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *126*(6), 727-730.
- Fobbe, H., Rammelsberg, P., Lorenzo Bermejo, J., & Kappel, S. (2019). The up-to-11-year survival and success of implants and abutment teeth under solely implant-supported and combined tooth–implant-supported double crown-retained removable dentures. *Clinical Oral Implants Research*, *30*(11), 1134-1141.
- Frost, H. M. (1964). The laws of bone structure. Springfield IL. *Charles C. Thomas*; 1-167.
- Frost, H. M. (1987). Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *The anatomical record*, *219*(1), 1-9.
- Frost, H. M. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *The Anatomical Record*, *226*(4), 403-413.
- Frost, H. M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, *74*(1), 3-15.
- Fuchs, R. K., Warden, S. J., & Turner, C. H. (2009). Bone anatomy, physiology and adaptation to mechanical loading. In *Bone repair biomaterials* (pp. 25-68). Woodhead Publishing.
- Fugazzotto, P. A., Kirsch, A., Ackermann, K. L., & Neuendorff, G. (1999). Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: a survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, *14*(6).
- Gabbert, O., Karatzogiannis, E., Ohlmann, B., Schmitter, M., Karl, J., & Rammelsberg, P. (2012). Fracture load of tooth–implant-retained zirconia ceramic fixed dental prostheses: Effect of span length and preparation design. *Clinical Oral Implants Research*, *23*(6), 719-725.
- Gao, J., Pan, Y., Gao, Y., Pang, H., Sun, H., Cheng, L., & Liu, J. (2024). Research Progress on the Preparation Process and Material Structure of 3D-Printed Dental Implants and Their Clinical Applications. *Coatings*, *14*(7), 781.

- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., & Ong, J. L. (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), 50.
- Geng, J. P., Ma, Q. S., Xu, W., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of oral rehabilitation*, 31(3), 233-239.
- Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.
- Ghods, S., & Rasaeipour, S. (2012). Tooth-implant connection: a literature review. *World J Dent*, 3(2), 213-219.
- Ghosh S., & Kudva P. B. (2018). Evaluation and Comparison of Clinical Biologic Width in Subjects with Healthy Periodontium, Chronic Generalized Periodontitis, and Generalized Aggressive Periodontitis-A Clinicoradiographical Study. *Int J Prev Clin Dent Res*, 5(1), 100-102.
- Glišić, M., Stamenković, D., Grbović, A., Todorović, A., Marković, A., & Trifković, B. (2016). Analysis of load distribution in tooth-implant supported fixed partial dentures by the use of resilient abutment. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, 144(3-4), 188-195.
- Gobbato, L., Avila-Ortiz, G., Sohrabi, K., Wang, C. W., & Karimbux, N. (2013). The effect of keratinized mucosa width on peri-implant health: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6).
- Gómez-Polo, M., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Celemin, A., Highsmith, J. D. R., & Del Rio Highsmith, J. (2018). Factors Affecting the Decision to Use Cemented or Screw-Retained Fixed Implant-Supported Protheses: A Critical Review. *International Journal of Prosthodontics*, 31(1).
- Gowda, S., Quadras, D. D., Sesappa, R. S., Katapadi, V., Kumar, L., Kulkarni, D., & Mishra, N. (2018). Evaluation of Effect of Connector Designs in Implant Tooth-supported Fixed Partial Denture: A Two-dimensional Finite Element Analysis. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 19(6), 669-674.
- Gracis SE, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *International J Prosthodont*. 1991;4(3):282-292.

- Greaves, G. N., Greer, A. L., Lakes, R. S., & Rouxel, T. (2011). Poisson's ratio and modern materials. *Nature materials*, *10*(11), 823-837.
- Greenstein, G., Cavallaro, J., Smith, R., & Tarnow, D. (2009). Connecting teeth to implants: a critical review of the literature and presentation of practical guidelines. *Compendium*, *30*(7), 440-53.
- Gross, M., & Laufer, B. Z. (1997). Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *Journal of oral rehabilitation*, *24*(11), 863-870.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*, *20*(5), 449-456.
- Gultekin, B. A., Gultekin, P., & Yalcin, S. (2012). Application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysis New Trends and Developments. Rijeka, Croatia: Intech*, 21-54.
- Gunne, J., Åstrand, P., Ahlen, K., Borg, K., & Olsson, M. (1992). Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. *Clinical Oral Implants Research*, *3*(2), 49-56.
- Gunne, J., Åstrand, P., Lindh, T., Borg, K., & Olsson, M. (1999). Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *International Journal of Prosthodontics*, *12*(3).
- Gunne, J., Jemt, T., & Lindén, B. (1994). Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. *International Journal of Prosthodontics*, *7*(2).
- Gupta, R., Gupta, N., & Weber, K. K. (2020). Dental Implants. 2020 Aug 11. *StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing*.
- Güler, M., & Şen, S. (2016). Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, *5*(1), 56-66.
- Gümrükçü, Z., & Korkmaz, Y. T. (2018). Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Medical & biological engineering & computing*, *56*, 979-989.
- Gümrükçü, Z., & Kurt, S. (2019). Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Implant Cerrahisinde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *29*(3), 534-541.

- Hamed, M. T., & Mously, H. A. (2019). Stress analysis for different designs of implant-borne and tooth-implant fixed partial dentures in mandibular posterior region. *J Contemp Dent Pract*, 20(12), 1375-1379.
- Hanna, E. G., Amine, S., Prasad, B., & Younes, K. (2024). Exploring polyetheretherketone in dental implants and abutments: A focus on biomechanics and finite element methods. *Reviews on Advanced Materials Science*, 63(1), 20240031.
- Haroun, F., & Ozan, O. (2021). Evaluation of stresses on implant, bone, and restorative materials caused by different opposing arch materials in hybrid prosthetic restorations using the All-on-4 technique. *Materials*, 14(15), 4308.
- Harris, B. W. (1990). A new technique for the subperiosteal implant. *The Journal of the American Dental Association*, 121(3), 422-424.
- Hisbergues, M., Vendeville, S., & Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 88(2), 519-529.
- Hita-Carrillo, C., Hernández-Aliaga, M., & Calvo-Guirado, J. L. (2010). Tooth-implant connection: a bibliographic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15(2), 387-94.
- Hobo, S., Ichida, E., & Garcia, L. T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Quintessence Publishing (IL).
- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.
- Hong, D. G. K., & Oh, J. H. (2017). Recent advances in dental implants. *Maxillofacial plastic and reconstructive surgery*, 39, 1-10.
- Hosny, M., Duyck, J., van Steenberghe, D., & Naert, I. (2000). Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics*, 13(4).

- Huang, L. S., Huang, Y. C., Yuan, C., Ding, S. J., & Yan, M. (2023). Biomechanical evaluation of bridge span with three implant abutment designs and two connectors for tooth-implant supported prosthesis: A finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, *18*(1), 248-263.
- Huang, Y. C., Ding, S. J., Yan, M., & Huang, T. W. (2022). Clinical outcomes and complications of posterior three-unit porcelain-fused-to-metal restoration combined with tooth-implant-supported prosthesis: A meta-analysis. *Journal of Dental Sciences*, *17*(1), 184-193.
- Husniyah Binti Che Soh, N., & Jain, A. R. (2018). Knowledge, awareness, and practice on rigid and nonrigid connectors for management pier abutment among dental students. *Drug Invention Today*, *10*(6).
- Hussein, M. O., & Rabie, M. E. (2015). Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *Journal of Oral Implantology*, *41*(2), e12-e18.
- Hürmüzlü, M. K., & Mollaoğlu, N. (2023). Dental İmplant Çeşitleri ve Biyomateryaller. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, *12*(1), 142-149.
- Ionescu, R. N., Totan, A. R., Imre, M. M., Țâncu, A. M. C., Pantea, M., Butucescu, M., & Farcașiu, A. T. (2022). Prosthetic materials used for implant-supported restorations and their biochemical oral interactions: A narrative review. *Materials*, *15*(3), 1016.
- Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., & Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*, *14*(1), 97-102.
- Ismail, Y. H., Pahountis, L. N., & Fleming, J. F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International journal of oral implantology: implantologist*, *4*(2), 25-31.
- İnan, Ö., Sevimay, M., Eraslan, O., & Eskitaşcıoğlu, G. (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, *15*(2), 93-101.
- Jaffee, R. I., & Promisel, N. E. (Eds.). (2013). *The Science, Technology and Application of Titanium: Proceedings of an International Conference Organized by the Institute of Metals, the Metallurgical Society of Aime, and*

- the American Society for Metals in Association with the Japan Institute of Metals and the Academy of Sciences, USSR, and Held at th.* Elsevier, 633.
- Jain, J. K., Sethuraman, R., Chauhan, S., Javiya, P., Srivastava, S., Patel, R., & Bhalani, B. (2018). Retention failures in cement-and screw-retained fixed restorations on dental implants in partially edentulous arches: A systematic review with meta-analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 18(3), 201-211.
- Jiang, X., Yao, Y., Tang, W., Han, D., Zhang, L., Zhao, K., ... & Meng, Y. (2020). Design of dental implants at materials level: An overview. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 108(8), 1634-1661.
- Jm, P. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- Kaleli, N., Sarac, D., Külünk, S., & Öztürk, Ö. (2018). Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 437-445.
- Kamel, M. E. S. (2023). Passive Fit Of Cad\Cam Frameworks Designed Based on Virtual Implant Positions Versus Actual Implant Positions: A Pilot In-vitro Study, <https://doi.org/10.21203/rs.3.pex-2285/v2>.
- Karaokutan, I., Sahin, S. C., & Sagesen, H. L. E. (2022). Impact of Resin Cement and Adhesive Systems on the Bond Strength of Polyetheretherketone Dental Restorations. *Meandros Medical And Dental Journal*.
- Karl, M., Rosch, S., Graef, F., Taylor, T. D., & Heckmann, S. M. (2005). Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(4), 324-330.
- Karunagaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., & Markose, S. (2013). A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, 93(2), 18-23.
- Katiboğlu, A. B. (2022). Dental İmplantlar ve Osseoentegrasyon. *Dental İmplantolojide Kısa ve Uzun Dönem İmplant Kayıplarının Kliniği ve Mikrobiyolojisi*, 1, 1-18.
- Katsoulis, J., Takeichi, T., S., Gaviria & Peter, L. (2017). Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*. 10. 121-138.

- Katzer, A., Marquardt, H., Westendorf, J., Wening, J. V., & Von Foerster, G. (2002). Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 23(8), 1749-1759.
- Kay, H. B. (1993). Free-Standing Verses Implant-Tooth--Interconnected Restorations: Understanding the Prosthodontic Perspective. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 13(1).
- Kayabaşı, O., Yüzbasıoğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in engineering software*, 37(10), 649-658.
- Kayacan, R., Ballarini, R., & Mullen, R. L. (1997). Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(4), 391-399.
- Kelekis-Cholakis, A., Atout, R., Hamdan, N., Tsourounakis, I., Kelekis-Cholakis, A., Atout, R., & Tsourounakis, I. (2018). An introduction to understanding the basics of teeth vs. dental implants: similarities and differences. *Peri-Implant Complications: A Clinical Guide to Diagnosis and Treatment*, 1-20.
- Kim, J. C., Lee, M., & Yeo, I. S. L. (2022). Three interfaces of the dental implant system and their clinical effects on hard and soft tissues. *Materials Horizons*, 9(5), 1387-1411.
- Kim, P., Ivanovski, S., Latcham, N., & Mattheos, N. (2014). The impact of cantilevers on biological and technical success outcomes of implant-supported fixed partial dentures. A retrospective cohort study. *Clinical oral implants research*, 25(2), 175-184.
- Kirsch, A. (1983). The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *The Journal of Oral Implantology*, 11(2), 197-210.
- Kirsch, A. (1986). The IMZ endosseous two phase implant system: a complete oral rehabilitation treatment concept. *J Oral Implantol*, 12, 576-589.
- Kirsch, A., & Ackermann, K. L. (1989). The IMZ osteointegrated implant system. *Dental Clinics of North America*, 33(4), 733-791.
- Klein, G. L. (2019). Aluminum toxicity to bone: a multisystem effect? *Osteoporos Sarcopenia* 5 (1): 2–5.

- Koc, D., Dogan, A., & Bek, B. (2010). Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *European journal of dentistry*, 4(02), 223-232.
- Koosha, S., & Mirhashemi, F. S. (2013). An investigation of three types of tooth implant supported fixed prosthesis designs with 3D finite element analysis. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 10(1), 51.
- Kordbacheh Changi, K., Finkelstein, J., & Papapanou, P. N. (2019). Peri-implantitis prevalence, incidence rate, and risk factors: A study of electronic health records at a US dental school. *Clinical Oral Implants Research*, 30(4), 306-314.
- Kumar, G. A., Kovoov, L. C., & Oommen, V. M. (2011). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. *Journal of Dental Implants*, 1(2), 75-79.
- Kumar, T. A., Chander, N. G., & Jei, J. B. (2018). Tooth implant connected fixed partial denture: 3-year follow-up. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 9(3), 137-140.
- Kurtoğlu, C., & Asar, N. V. (2023). Tooth-implant-supported fixed prostheses. *Current Research in Dental Sciences*, 33(1), 50-57.
- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
- Kuzucu, V., Ceylan, M., Celik, H., & Aksoy, I. (1997). Microstructure and phase analyses of Stellite 6 plus 6 wt.% Mo alloy. *Journal of Materials Processing Technology*, 69(1-3), 257-263.
- La Monaca, G., Pranno, N., Annibali, S., Massimo, C., Polimeni, A., Patini, R., & Cristalli, M. P. (2021). Survival and complication rates of tooth-implant versus freestanding implant supporting fixed partial prosthesis: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(1), 1-10.
- Ladd, A. J., & Kinney, J. H. (1998). Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 31(10), 941-945.
- Lang, N. P., Pjetursson, B. E., Tan, K., Brägger, U., Egger, M., & Zwahlen, M. (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: II.

- Combined tooth–implant-supported FPDs. *Clinical oral implants research*, 15(6), 643-653.
- Laufer, B. Z., & Gross. (1998). Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *Journal of oral rehabilitation*, 25(1), 69-80.
- Le, M., Papia, E., & Larsson, C. (2015). The clinical success of tooth-and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, 42(6), 467-480.
- Lee, J. H. (2020). Digital approach to fabricating an implant indexing device for dental implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 393-397.
- Lee, K. S., Shin, S. W., Lee, S. P., Kim, J. E., Kim, J. H., Lee, J. Y., ... & Lee, J. Y. (2017). Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *International Journal of Prosthodontics*, 30(6).
- Lee, W. T., Koak, J. Y., Lim, Y. J., Kim, S. K., Kwon, H. B., & Kim, M. J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(4), 1044-1052.
- Lekholm, U. Z. G. A. (1985). Patient selection and preparation. *Tissue integrated prosthesis*, 199-209.
- Lekholm, U., Adell, R., Lindhe, J., Brånemark, P. I., Eriksson, B., Rockler, B., & Yoneyama, T. (1986). Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures:(II) A cross-sectional retrospective study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 15(1), 53-61.
- Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Santiago Junior, J. F., de Souza Batista, V. E., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., & Pellizzer, E. P. (2018). Splinted and nonsplinted crowns with different implant lengths in the posterior maxilla by three-dimensional finite element analysis. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018(1), 3163096.
- Lencioni, K. A., Noritomi, P. Y., Macedo, A. P., Ribeiro, R. F., & Pereira, D. A. R. (2020). Influence of different implants on the biomechanical behavior of a

- tooth-implant fixed partial dentures: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 46(1), 27-34.
- Levin, L. G., Law, A. S., Holland, G. R., Abbott, P. V., & Roda, R. S. (2009). Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *Journal of endodontics*, 35(12), 1645-1657.
- Li, M., Cokic, S., Van Meerbeek, B., Vleugels, J., & Zhang, F. (2024). Novel zirconia ceramics for dental implant materials. *Journal of Materials Science & Technology*, 210, 97-108.
- Lian, M., Zhao, K., Feng, Y., & Yao, Q. (2018). Prognosis of Combining Remaining Teeth and Implants in Double-Crown-Retained Removable Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(2).
- Liao, S. H., Tong, R. F., & Dong, J. X. (2008). Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32(1), 53-60.
- Lin, C., Chang, S., & Wang, J. (2006c). Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant splinting system for various bone qualities. *Chang Gung medical journal*, 29(2), 143.
- Lin, C. L., Chang, S. H., Wang, J. C., & Chang, W. J. (2006b). Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *Journal of dentistry*, 34(9), 682-691.
- Lin, C. L., Wang, J. C., & Chang, W. J. (2008). Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clinical oral implants research*, 19(1), 107-117.
- Lin, C. L., Wang, J. C., & Kuo, Y. C. (2006a). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of biomechanics*, 39(3), 453-463.
- Lin, C. L., Wang, J. C., Chang, S. H., & Chen, S. T. (2010). Evaluation of Stress Induced by Implant Type, Number of Splinted Teeth, and Variations in Periodontal Support in Tooth-Implant-Supported Fixed Partial Dentures: A

- Non-Linear Finite Element Analysis. *Journal of periodontology*, 81(1), 121-130.
- Lin, G. H., Chan, H. L., & Wang, H. L. (2013). The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review. *Journal of periodontology*, 84(12), 1755-1767.
- Lindh, T., Dahlgren, S., Gunnarsson, K., Josefsson, T., Nilson, H., Wilhelmsson, P., & Gunne, J. (2001b). Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(4).
- Lindh, T., Gunne, J., Nyström, E., & Bäck, T. (2001a). Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. *Clinical oral implants research*, 12(5), 441-449.
- Lindh, T., Gunne, J., Tillberg, A., & Molin, M. (1998). A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clinical oral implants research*, 9(2), 80-90.
- Linkow, L. I., Winkler, S., Shulman, M., Dal Carlo, L., Pasqualini, M. E., Rossi, F., & Nardone, M. (2016). A new look at the blade implant. *Journal of Oral Implantology*, 42(4), 373-380.
- Liu, X., Chen, S., Tsoi, J. K., & Matinlinna, J. P. (2017). Binary titanium alloys as dental implant materials—a review. *Regenerative biomaterials*, 4(5), 315-323.
- Ma, R., & Tang, T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International journal of molecular sciences*, 15(4), 5426-5445.
- Mamalis, A., Markopoulou, K., Kaloumenos, K., & Analitis, A. (2012). Splinting osseointegrated implants and natural teeth in partially edentulous patients: a systematic review of the literature. *Journal of oral implantology*, 38(4), 424-434.
- Marrett, R., & Peacock, D. C. (1999). Strain and stress. *Journal of structural geology*, 21(8-9), 1057-1063.
- Martin, J. Y., Schwartz, Z., Hummert, T. W., Schraub, D. M., Simpson, J., Lankford Jr, J., ... & Boyan, B. (1995). Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *Journal of biomedical materials research*, 29(3), 389-401.
- McCracken, M. (1999). Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of prosthodontics*, 8(1), 40-43.

- McLean, J. W. (1979). The nature of dental ceramics and their clinic use. *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. I*, 55-95.
- McNamara Jr, J. A., Seligman, D. A., & Okeson, J. P. (1995). Occlusion, Orthodontic treatment, and temporomandibular disorders: a review. *Journal of orofacial pain*, 9(1).
- Meijer, H. J. A., Starman, F. J. M., Bosman, F., & Steen, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*, 20(2), 147-157.
- Memari, Y., Fattahi, P., Fattahi, A., Eskandarion, S., & Rakhshan, V. (2020). Finite element analysis of stress distribution around short and long implants in mandibular overdenture treatment. *Dental Research Journal*, 17(1), 25-33.
- Middleton, J., Jones, M., & Wilson, A. (1996). The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109(2), 155-162.
- Misch, C. E. (1999). Clinical biomechanics in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. St. Louis: Mosby*, 303-316.
- Misch, C. E. (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis. *Mosby Inc*, 211, 223, 43-51.
- Misch, C. E. (2007). Treatment planning for the edentulous posterior maxilla. *Contemporary Implant Dentistry-E-Book: Contemporary Implant Dentistry-E-Book*, 389.
- Misch, C. E. (2014). An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics. 2nd edn. Elsevier Health Sciences*, 46: 13-8.
- Misch, C. E. (2015). An implant is not a tooth. *Dental Implant Prosthetics. 2nd ed. St. Louis: Mosby*, 46-65.
- Misch, C. E., & Bidez, M. W. (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15(11), 1330-1332.
- Misch, C. E., & Misch, C. M. (1992). Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(5), 809-812.
- Misch, L. S., & Misch, C. E. (1991). *Denture satisfaction--a patient perspective. The International journal of oral implantology: implantologist*, 7(2), 43-48.

- Moaveni, S. (2011). Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e. Pearson Education India, 113-172.
- Mohammed, S. T. (2024). Polyetheretherketone: Properties, Modifications and Applications in General Dentistry. *Kerala Dental Journal*, 47(1), 12-17.
- Moharil, S., Reche, A., & Durge, K. (2023). Polyetheretherketone (PEEK) as a biomaterial: an overview. *Cureus*, 15(8).
- Monteiro, I. (2022). On Hooke's Rule of Nature. *History of science and technology*, 12(2), 249-261.
- Morneburg, T. R., & Pröschel, P. A. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1).
- Mosharraf, R., Molaei, P., Fathi, A., & Isler, S. (2021). Investigating the effect of nonrigid connectors on the success of tooth-and-implant-supported fixed partial prostheses in maxillary anterior region: a finite element analysis (fea). *International Journal of Dentistry*, 2021(1), 5977994.
- Mukhopadhyay, P., Khalikar, A., Wankhade, S., Deogade, S., & Shende, R. (2021). The passive fit concept-A review of methods to achieve and evaluate in multiple unit implant supported screw retained prosthesis. *J Dent Oral Sci*, 3(2), 1-7.
- Naert, I. E., Duyck, J. A., Hosny, M. M., Quirynen, M., & Van Steenberghe, D. (2001b). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients: Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clinical oral implants research*, 12(3), 245-251.
- Naert, I. E., Duyck, J. A., Hosny, M. M., Quirynen, M., & Van Steenberghe, D. (2001a). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients: Part I: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clinical oral implants research*, 12(3), 237-244.
- Naguib, G. H., Hashem, A. B. H., Abougazia, A., Mously, H. A., Qutub, O. A., & Hamed, M. T. (2023). Effect of non-rigid connector on the stress distribution of tooth-implant supported fixed prostheses using different implant length and diameter: A comparative 3D finite element study. *Journal of Prosthodontics*, 32(6), 129-138.

- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*, 60(1), 12-19.
- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Scarpa, C. (2004). Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dental Materials*, 20(7), 623-629.
- Natto, Z., Abougazia, A., Mously, H., & Hamed, M. (2021). The effect of Implant length and diameter on stress distribution of tooth-implant and implant supported prostheses: An in-vitro finite element study. *The Journal of Oral Implantology*.
- Nayar, S., Jayesh, R., & Dinakarsamy, V. (2015). Loop connectors in dentogenic diastema. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 7(Suppl 1), S279-S281.
- Nicaise, N., Bonnet, A. S., Postaire, M., & Lipinski, P. (2005). Influence of bone anisotropy in the case of implant-supported prostheses using a “All-On-Four” base. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 8(S1), 297-298.
- Nickenig, H. J., Schäfer, C., & Spiekermann, H. (2006). Survival and complication rates of combined tooth–implant-supported fixed partial dentures. *Clinical oral implants research*, 17(5), 506-511.
- Nishimura, R. D., Ochiai, K. T., Caputo, A. A., & Jeong, C. M. (1999). Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(6), 696-703.
- Nişancı, G. N., Güvercin, Y., Ateş, S. M., Ölmez, H., Yaylacı, E. U., & Yaylacı, M. (2020). Investigation of the effect of different prosthesis designs and numbers on stress, strain and deformation distribution. *International Journal of Engineering and Applied Sciences*, 12(4), 138-152.
- Nooji, D., & Lunia, M. R. (2017). Tooth-implant supported prosthesis-a review. *Int J Curr Res*, 9, 50651-50656.
- Norton, M. R. (2006). The history of dental implants. *US Dentistry*, 7, 24-7.
- Oh, T., Yoon, J., Misch, C., E., & Wang H. (2002). The Causes of Early Implant Bone Loss: Myth or Science?. *Journal of periodontology*. 73(3), 322-33. 10.1902/jop.2002.73.3.322.

- Ohkubo, C., Hanatani, S., & Hosoi, T. (2008). Present status of titanium removable dentures—a review of the literature. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(9), 706-714.
- Okeson, J., P. (2020). Criteria for optimum functional occlusion. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, 8th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier, 74-87.
- Olsson, M., Gunne, J., Ästrand, P., & Borg, K. (1995). Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 6(2), 114-121.
- Ormianer, Z., Brosh, T., Laufer, B. Z., & Shifman, A. (2005). Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an in vivo study. *Implant dentistry*, 14(1), 58-62.
- Oyar, P., Ulusoy, M., & Eskitaşçıoğlu, G. (2014). Finite element analysis of stress distribution in ceramic crowns fabricated with different tooth preparation designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 871-877.
- Öngel, K. (2017). Ağrı tanımı ve sınıflaması. *Klinik Tıp Aile Hekimliği*, 9(1), 12-14.
- Özçelik, T. B., & Ersoy, A. E. (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 107-116.
- Özdemir, D. D., Polat, N. T., Polat, S., Şeker, E., & Gül, E. B. (2014). Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(4), 501-510.
- Özgür, E., & Alaaddinoğlu, E. E. (2021). Dental İmplantlar Etrafında Erken Dönem Marjinal Kemik Rezorpsiyonunu Etkileyen Faktörler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(4), 639-651.
- Papathanasiou, I., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Ferrari, M. (2020). The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20, 1-11.
- Parfitt, G. J. (1960). Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *Journal of Dental Research*, 39(3), 608-618.
- Park, J. B., & Kim, Y. K. (2007). Metallic biomaterials. In *Biomaterials* (pp. 1-1). CRC press, 50.

- Paton, G., Fuss, J., & Goss, A. N. (2002). The transmandibular implant: A 5-and 15-year single-center study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 60(8), 851-857.
- Penteado, M. M., Tribst, J. P., Jurema, A. L., Saavedra, G. S., & Borges, A. L. (2019). Influence of resin cement rigidity on the stress distribution of resin-bonded fixed partial dentures. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.
- Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M. D., Haddad, M. F., & Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217-228.
- Pesun, I. J. (1997). Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: a review of the theories. *Journal of Prosthodontics*, 6(4), 268-277.
- Pesun, I. J., Steflik, D. E., Parr, G. R., & Hanes, P. J. (1999). Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(3).
- Pihlaja, J., Napankangas, R., & Raustia, A. (2016). Outcome of zirconia partial fixed dental prostheses made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 3 to 7 years of clinical service. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(1), 40-46.
- Pjetursson, B. E., & Heimisdottir, K. (2018). Dental implants—are they better than natural teeth?. *European Journal of Oral Sciences*, 126, 81-87.
- Pjetursson, B. E., & Lang, N. P. (2008). Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *Journal of oral rehabilitation*, 35, 72-79.
- Pjetursson, B. E., Bragger, U., Lang, N. P., & Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research*, 18, 97-113.
- Powers, J. M. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- Pozzi, A., Tallarico, M., & Barlattani, A. (2015). Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant

- bridges with 3 to 5 years of follow-up. *Journal of Oral Implantology*, 41(4), 450-458.
- Provatidis, C. G. (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*, 22(5), 359-370.
- Qian, L., Todo, M., Morita, Y., Matsushita, Y., & Koyano, K. (2009). Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental Materials*, 25(10), 1285-1292.
- Quirynen, M., Naert, I., Van Steenberghe, D., Dekeyser, C., & Callens, A. (1992). Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge: An up to 6-years retrospective study. *Journal of Clinical Periodontology*, 19(2), 118-126.
- Raaj, G., Manimaran, P., Kumar, C. D., Sadan, D. S., & Abirami, M. (2019). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stress and strain in the mandibular segment—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), S347-S354.
- Raedel, M., Priess, H. W., Bohm, S., & Walter, M. H. (2022). Performance of fixed dental prostheses up to 6 years - a massive data analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(3), 350-354.
- Rammelsberg, P., Meyer, A., Lorenzo-Bermejo, J., Kappel, S., & Zenthöfer, A. (2021). Long-term chipping and failure rates of implant-supported and combined tooth–implant-supported metal-ceramic and ceramic fixed dental prostheses: A cohort study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(2), 196-203.
- Ramoglu, S., Tasar, S., Gunsoy, S., Ozan, O., & Meric, G. (2013). Tooth-implant connection: a review. *International Scholarly Research Notices*, 2013.
- Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3).
- Rangert, B., Gunne, J., & Sullivan, D. Y. (1991). Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 6(2).
- Rangert, B., Gunne, J., Glantz, P. O., & Svensson, A. (1995). Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a

- single Brånemark implant. An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, 6(1), 40-46.
- Rani, P., & Malhotra, P. (2020). Breaking the stress with a non-rigid connector. *Nigerian Postgraduate Medical Journal*, 27(4), 391-393.
- Ravidà, A., Arena, C., Tattan, M., Caponio, V. C. A., Saleh, M. H., Wang, H. L., & Troiano, G. (2022). The role of keratinized mucosa width as a risk factor for peri-implant disease: A systematic review, meta-analysis, and trial sequential analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 24(3), 287-300.
- Reddy, M. S., Sundram, R., & Abdemagyd, H. A. E. (2019). Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), S85-S91.
- Richter, E. J. (1989). Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61(5), 602-609.
- Ring, M. E. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 16(11), 1132.
- Rismanchian, M., Bajoghli, F., Mostajeran, Z., Fazel, A., & Eshkevari, P. (2009). Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *Journal of Oral Implantology*, 35(4), 196-200.
- Rojas-Vizcaya, F. (2016). Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *Journal of Prosthodontics on Complex Restorations*, 232-240.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Walter, R. (Eds.). (2022). *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book: Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 777-800.
- Rubo, J. H., & Capello Souza, E. A. (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research*, 12(2), 105-113.
- Rutkunas, V., Larsson, C., Vult von Steyern, P., Mangano, F., & Gedrimiene, A. (2020). Clinical and laboratory passive fit assessment of implant-supported zirconia restorations fabricated using conventional and digital workflow. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 22(2), 237-245.

- Sannino, G. (2015). All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), 163-171.
- Schätzle, M., Loe, H., Lang, N. P., Bürgin, W., Ånerud, Å., & Boysen, H. (2004). The clinical course of chronic periodontitis: IV. Gingival inflammation as a risk factor in tooth mortality. *Journal of Clinical Periodontology*, 31(12), 1122-1127.
- Schlumberger, T. L., Bowley, J. F., & Maze, G. I. (1998). Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(2), 199-203.
- Schnitman, P. (1980). Dental implant: Benefit and risk. In *an NIH-Harvard consensus development conference* (pp. 1-351). US Dept. of Health and Human Services.
- Sheets, C. G., & Earthman, J. C. (1997). Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(1), 39-45.
- Shekhawat, D., Singh, A., Bhardwaj, A., & Patnaik, A. (2021). A short review on polymer, metal and ceramic based implant materials. In *IOP conference series: materials science and engineering* (Vol. 1017, No. 1, p. 012038). IOP Publishing.
- Shemtov-Yona, K., & Rittel, D. (2015). An overview of the mechanical integrity of dental implants. *BioMed research international*, 2015(1), 547384.
- Shenoy, V. K., Rodrigue, S. J., Prashanti, E., & Saldanha, S. J. (2013). Tooth implant supported prosthesis: A literature review. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 3(3), 143-150.
- Shigley, J., & Mischke, C. (1989). *Mechanical engineering design*. 5th ed. Singapore, McGraw-Hill Book Co. Inc., 121-130.
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (pp. 149-163). Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Company.
- Siegele, D., & Soltesz, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4).
- Silness, J., & Loe, H. (1964). Periodontal disease in pregnancy II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta odontologica scandinavica*, 22(1), 121-135.

- Silva, G. C., Mendonca, J. A., Lopes, L. R., & Landre Jr, J. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2).
- Sinha, N., Gupta, N., Reddy, K. M., & Shastry, Y. M. (2017). Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(1), 80-83.
- Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(6), 843-848.
- Spear, F. (2009). Connecting teeth to implants: The truth about a debated technique. *The Journal of the American Dental Association*, 140(5), 587-593.
- Spiekermann, H. (1995). Color atlas of dental medicine. *Implantology*, 305-316.
- Sripetchdanond, J., & Leevailoj, C. (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1141-1150.
- Stanford, C. M., & Weigl, P. (2009). Restorative phase treatment planning. *Osseointegration and Dental Implants*, 255-268.
- Staniland P. A., Wilde C. J., Bottino F. A., Di Pasquale G., Pollicino A., Recca A. (1992). Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer (Guildf)*; 33(9): 1976–81.
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses?. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
- Steflik, D. E., Koth, D. L., & McKinney Jr, R. V. (1987). Human clinical trials with the single crystal sapphire endosteal dental implant: three year results, statistical analysis, and validation of an evaluation protocol. *The Journal of oral implantology*, 13(1), 39-53.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C., & Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 15(4), 240-248.
- Stenberg Jr, W. V. (2019). Periodontal problems in children and adolescents. In *Pediatric Dentistry* (pp. 371-378). Elsevier.

- Sullivan, R. M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *Journal of the California Dental Association*, 29(11), 737-744.
- Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G., & Woody, R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5).
- Şahin, S., Cehreli, M. C., & Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 271-282.
- Tabata, L. F., Assunção, W. G., Barão, V. A. R., Gomes, E. A., Delben, J. A., de Sousa, E. A. C., & Rocha, E. P. (2010). Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(3), 696-702.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., & Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3).
- Takahashi, T., Shimamura, I., & Sakurai, K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research*, 54(4), 179-184.
- Takaki, P., Vieira, M., & Bommarito, S. (2014). Maximum bite force analysis in different age groups. *International archives of otorhinolaryngology*, 18, 272-276.
- Takeshita, F., Suetsugu, T., Higuchi, Y., & Oishi, M. (1996). Histologic study of failed hollow implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(2).
- Tangerud, T., Grønningsæter, A. G., & Taylor, Å. (2002). Fixed partial dentures supported by natural teeth and Brånemark system implants: a 3-year report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(2).
- Taşın, S., Turp, I., Bozdağ, E., Sünbülüoğlu, E., & Üşümez, A. (2019). Evaluation of strain distribution on an edentulous mandible generated by cobalt-chromium

- metal alloy fixed complete dentures fabricated with different techniques: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 122(1), 47-53.
- Taşkinsel, E., & Gümüş, H. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(Supplement 8), 131-135.
- Taufall, S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., & Stawarczyk, B. (2016). Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical oral investigations*, 20, 2493-2500.
- Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö., & Değer, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84-92.
- Thyssen, J. P., Jakobsen, S. S., Engkilde, K., Johansen, J. D., Søballe, K., & Menné, T. (2009). The association between metal allergy, total hip arthroplasty, and revision: A case-control study. *Acta orthopaedica*, 80(6), 646-652.
- Ting, M., Faulkner, R. J., Donatelli, D. P., & Suzuki, J. B. (2019). Tooth-to-Implant-Supported fixed partial denture: a comprehensive overview of systematic reviews. *Implant dentistry*, 28(5), 490-499.
- Toms, S. R., & Eberhardt, A. W. (2003). A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(6), 657-665.
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M., de Melo, R. M., Borges, A. L., Bottino, M. A., & Özcan, M. (2019). Influence of restorative material and cement on the stress distribution of posterior resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 96, 279-284.
- Tribst, J. P. M., De Morais, D. C., Alonso, A. A., Dal Piva, A. M. D. O., & Borges, A. L. S. (2017). Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(3), 255-260.
- Tsaousoglou, P., Michalakis, K., Kang, K., Weber, H. P., & Sculean, A. (2017). The effect of rigid and non-rigid connections between implants and teeth on biological and technical complications: a systematic review and a meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 28(7), 849-863.
- Ulusoy, M., & Aydın, A., K. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Cilt I. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi*, 16(2), 33-58.

- Uysal, H., Avcs, M., Bilir, Ö. G., & Kural, O. (1997). An Experimental Analysis of the Stresses on the Implant in an Implant-Tooth--Supported Prosthesis: A Technical Note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(1).
- Uzun, G., & Keyf, F. (2012). İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(2).
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., & Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur. J. Esthet. Dent*, 4(2).
- Vaillancourt, H., Pilliar, R. M., & McCammond, D. (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3).
- van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., De Coomans, M., Lieven, S., ... & Naert, L. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical oral implants research*, 9(6), 407-418.
- Van Rossen, I. P., Braak, L. H., De Putter, C., & De Groot, K. (1990). Stress-absorbing elements in dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 64(2), 198-205.
- Van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9(4), 257-270.
- Van Steenberghe, D. (1989). A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61(2), 217-223.
- Vindasiute, E., Puisys, A., Maslova, N., Linkeviciene, L., Peciuliene, V., & Linkevicius, T. (2015). Clinical factors influencing removal of the cement excess in implant-supported restorations. *Clinical implant dentistry and related research*, 17(4), 771-778.
- von Stein-Lausnitz, M., Nickenig, H. J., Wolfart, S., Neumann, K., von Stein-Lausnitz, A., Spies, B. C., & Beuer, F. (2019). Survival rates and

- complication behaviour of tooth implant-supported, fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 88, 103167.
- W. Nicholson, J. (2020). Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*, 2(2), 11.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 36(7), 463-471.
- Wang, B., Huang, M., Dang, P., Xie, J., Zhang, X., & Yan, X. (2022). PEEK in fixed dental prostheses: Application and adhesion improvement. *Polymers*, 14(12), 2323.
- Wang, C., Fu, G., & Deng, F. (2015). Difference of natural teeth and implant-supported restoration: A comparison of bone remodeling simulations. *Journal of Dental Sciences*, 10(2), 190-200.
- Weinberg, L. A. (2003). Biomechanics of tooth-and implant-supported prosthesis. *An Atlas of tooth-and implant-supported prosthodontics, 1st ed. Chicago*, 47-67.
- Weinberg, L. A., & Kruger, B. (1994). Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 78(1), 22-27.
- Wenz, L. M., Merritt, K., Brown, S. A., Moet, A., & Steffee, A. D. (1990). In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *Journal of biomedical materials research*, 24(2), 207-215.
- White, S. C., & Pharoah, M. J. (2013). Oral radiology: principles and interpretation. *Elsevier Health Sciences. 6Eds. St Louis: Mosby Co.:* 530-60
- Williams, D. (2001). New horizons for thermoplastic polymers. *Medical device technology*, 12(4), 8-9.
- Wolfart, S., Rittich, A., Groß, K., Hartkamp, O., von der Stück, A., Raith, S., & Reich, S. (2021). Cemented versus screw-retained posterior implant-supported single crowns: A 24-month randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 32(12), 1484-1495.
- Yang, J., & Xiang, H. J. (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of biomechanics*, 40(11), 2377-2385.
- Yeşildal, R., Karabudak, F., Bayındır, F., Zamanlou, H., Yıldırım, M. P., Sağsöz, N. P., & Şen, S. (2015). Effect of implant diameter and length on stress

- distribution for titanium and zirconia implants by using finite element analysis (FEA). *Open Access Library Journal*, 2(1), 1-7.
- Yu, W. Q., Li, X. Q., Chen, S. Y., Ma, X. N., & Xu, X. (2021). Three-dimensional finite element analysis of different framework materials in implant-supported fixed mandibular prosthesis. *Zhonghua kou Qiang yi xue za zhi= Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi= Chinese Journal of Stomatology*, 56(2), 190-195.
- Zafiroopoulos, G. G., Abuzayeda, M., Al-Asfour, A. A., Pelekos, G., & Murray, C. A. (2021). Tooth-implant connection with fixed partial dentures in partially edentulous arches. A retrospective cohort study over an 11.8 year observation period. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(7), e659.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A., & Aksu, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi Ankara Üniversitesi Basımevi. *Ankara. s*, 515.
- Zampelis, A., Rangert, B., & Heijl, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(6), S35-S43.
- Zarb, G. A. (1983). Introduction to osseointegration in clinical dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 824.
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*, 27(1), 83-96.
- Zhang, L. C., & Chen, L. Y. (2019). A review on biomedical titanium alloys: recent progress and prospect. *Advanced engineering materials*, 21(4), 1801215.
- Zhiyong, L., Arataki, T., Shimamura, I., & Kishi, M. (2004). The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 45(4), 213-221.
- Zhou, Z., Shi, R., Wang, J., Han, X., Gao, W., Jiao, J., ... & Zhao, J. (2024). Finite Element Analysis of Different Carbon Fiber Reinforced Polyetheretherketone Dental Implants in Implant-supported Fixed Denture. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 101902.

Ek-1. Yayın

DOI: 10.11607/jomi.11005, PubMed ID (PMID): 39093289 AUGUST 1, 2024, PAGES 1-26, LANGUAGE: ENGLISH
Keskin, Aynil / Kayssoun, Ammar

The Effects of using PEEK Coping and Different Restorative Materials on the Stress Distribution in Tooth and Implant-supported Prosthesis under Static Loading: 3D FEA

Full text (no access) Abstract Add bookmark Endnote export 0 Recommendations

Buy single PDF (\$25.00)
Order subscription

Master Journal List Search Journals Match Manuscript Downloads Help Center Login Create Free Account

The power of the Web of Science™ on your mobile device, wherever inspiration strikes. Dismiss Learn More

Already have a manuscript?
Use our Manuscript Matcher to find the best relevant journals!

Find a Match

Refine Your Search Results

journal of oral and maxillofacial implants Search Sort By: Relevancy

Search Results
Found 183 results (Page 1) [Share These Results](#)

Did you mean this journal?

INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS

Publisher: **QUINTESSENCE PUBLISHING CO INC , 4350 CHANDLER DRIVE, HANOVER PARK, United States, IL, 60133**
ISSN / eISSN: **0882-2786 / 1942-4434**
Web of Science Core Collection: **Science Citation Index Expanded**
Additional Web of Science Indexes: **Current Contents Clinical Medicine | Essential Science Indicators**

Filters Clear All

Web of Science Coverage ▼

Open Access: ▼

Category ▼




Country / Region ▼

Ek-2. İntihal Raporu

12% Overall Similarity

The combined total of all matches, including overlapping sources, for each database.

Top Sources

- 11%  Internet sources
- 5%  Publications
- 5%  Submitted works (Student Papers)

Integrity Flags

0 Integrity Flags for Review

No suspicious text manipulations found.

Our system's algorithms look deeply at a document for any inconsistencies that would set it apart from a normal submission. If we notice something strange, we flag it for you to review.

A Flag is not necessarily an indicator of a problem. However, we'd recommend you focus your attention there for further review.

Özgeçmiş

Adı	Aynil	Soyadı	Keskin
Doğum Yeri	Lefkoşa	Doğum Tarihi	02.04.1997
Uyruğu	KKTC	Tel. No.	+90 533 876 0172
E-mail	aynilkeskin97@gmail.com		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora	Yakın Doğu Üniversitesi	2024
Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi	2020
Lise	Yakın Doğu Koleji	2015

Yabancı Dil	Okuma	Dinleme	Konuşma	Yazma
İngilizce	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi

İş Deneyimi

Görev	Kurum	Süre
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2020-2024

Diğer Bilimsel Faaliyetler

Yayın	Yıl
Bozyel, D., Taşar, S., & Keskin, A. (2021). Aesthetic Restorations in Anterior Teeth Using CAD/CAM Technology: Case Report, <i>Open Access Journal of Biomedical Science</i> , 3(6), doi: 10.38125/OAJBS.000274.	2021
Önöral, Ö., Kurtulmus-Yılmaz, S., Keskin, A., & Ozan, O. (2022). Influence of the Angulation and Insertion Depth of Implants on the 3D Trueness of Conventional and Digital Impressions. <i>International Journal of Oral & Maxillofacial Implants</i> , 37(6).	2022

Keskin, A., & Kayssoun, A. The Effects of using PEEK Coping and Different Restorative Materials on the Stress Distribution in Tooth and Implant-supported Protheses under Static Loading: 2024
3D FEA. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1-26.