

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**FARKLI DESTEK VE GÖVDE BOYUTLARINDAKİ KANTİLEVER
KÖPRÜLERDE FONKSİYONEL STRESLERİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ

Fahri Koray TUNA

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Yavuz BURGAZ

ANKARA
Nisan 2010

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**FARKLI DESTEK VE GÖVDE BOYUTLARINDAKİ KANTİLEVER
KÖPRÜLERDE FONKSİYONEL STRESLERİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ

Fahri Koray TUNA

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Yavuz BURGAZ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
SBE-03/2008-04 proje numarası ile desteklenmiştir.

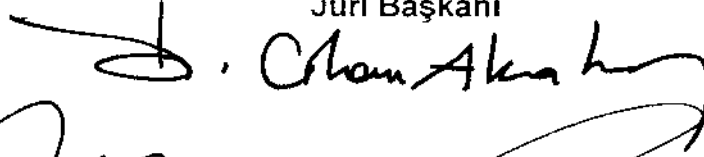
ANKARA
Nisan 2010

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 26 / 04 / 2010

İmza
Prof. Dr. Cihan AKÇABOY
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı



İmza
Prof. Dr. Yavuz BURGAZ
Gazi Üniversitesi



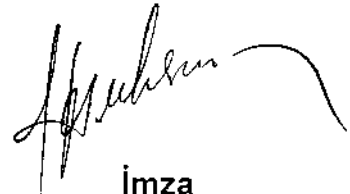
İmza
Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU
Gazi Üniversitesi



İmza
Prof. Dr. Engin KOCABALKAN
Gazi Üniversitesi



İmza
Prof. Dr. Semih BERKSUN
Ankara Üniversitesi



İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller	III
Grafikler	IV
Tablolar	V
Semboller, Kısaltmalar	VI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kantilever Sabit Protezler	3
2.2. Kantilever Köprülerin Biyomekanik Prensipleri	4
2.2.1. Etki Eden Kuvvetler	5
2.2.2. Rezistans Açısı	5
2.2.3. Rezistans Kuvvetleri	6
2.2.4. Rijidite	6
2.3. Kısaltılmış Dental Ark Kavramı	11
2.4. Dental İmplantlar	13
2.4.1. İmplant destekli protezlerin avantajları	16
2.4.2. Dental implantlarda başarı kriterleri	16
2.4.3. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler	18
2.4.4. İmplantların yüzey özellikleri	19
2.4.5. İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri	21
2.5. İmplant ve Doğal Dişlerin Biyomekaniği	22
2.5.1. İmplant ve Doğal Diş Desteklerinin Bağlanması	23
2.5.2. Periyodontal Ligament ve Materyal Özellikleri	24
2.5.3. İmplant-Doğal Diş Bağlantı Türleri	27
2.6. Diş Hekimliğinde Biyomekanik Kavramlar	32

2.6.1.	Kuvvet	32
2.6.2.	Stres	32
2.6.3.	Strain	35
2.6.4.	Poisson oranı	35
2.6.5.	Elastisite modülü	35
2.6.6.	Linear Elastik Cisim	36
2.6.7.	Non-linear Elastik Cisim	37
2.6.8.	Viskoelastik-Hiperelastik Cisim	37
2.6.9.	İzotrop Cisim	38
2.6.10.	Homojen Cisim	39
2.6.11.	Yield Stres	39
2.7.	Stres Analiz Yöntemleri	40
2.7.1.	Kırılgan vernik kaplama tekniği ile stres analizi	41
2.7.2.	Fotoelastik model kullanılarak stres analizi	41
2.7.3.	Strain-gauge ile stres analizi	41
2.7.4.	Lazer Işını ile stres analizi	42
2.7.5.	Termografik Kuvvet analizi	42
2.7.6.	Radyotelemetri ile kuvvet analizi	42
2.7.7.	Sonlu elemanlar stres analizi	43
2.7.7.1.	Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları	44
2.7.7.2.	Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları	45
2.7.7.3.	Sonlu elemanlar stres analizi yöntemindeki temel kavramlar	45
2.7.7.3.1.	Sınır şartları	45
2.7.7.3.2.	Pre/post prosesler	45
2.7.7.3.3.	Element	45
2.7.7.4.	Sonlu Elemanlar Yönteminde Stres Değerlendirmeleri	46
2.8.	Konuyla İlgili Çalışmalar	47

3. GEREÇ ve YÖNTEM	54
3.1. Çalışma modellerinin oluşturulması	55
3.1.1. Kullanılacak mandibula kesitinin hazırlanması	56
3.1.2. Doğal dişlerin modellenmesi	57
3.1.3. İmplant ve implant desteklerin modellenmesi	59
3.1.4. Köprü tasarımlarının hazırlanması	60
3.2. Çalışma modelleri	61
3.2.1. Modellerdeki yapıların materyal özelliklerinin tanımlanması	66
3.2.3. Sınır koşullarının oluşturulması	67
3.2.4. Yükleme kuvvetleri	68
3.3. Sonuçların değerlendirilmesi	71
4. BULGULAR	73
4.1. Vertikal Yönde Fonksiyonel kuvvetlerin uygulandığı modellerde stres dağılımı	73
4.1.1. A1 Durumu Kesit İncelemesi	75
4.1.2. A2 Durumu Kesit İncelemesi	77
4.1.3. A3 Durumu Kesit İncelemesi	79
4.1.4. A4 Durumu Kesit İncelemesi	81
4.1.5. A5 Durumu Kesit İncelemesi	83
4.1.6. A6 Durumu Kesit İncelemesi	86
4.1.7. A1 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	87
4.1.8. A2 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	88
4.1.9. A3 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	89
4.1.10. A4 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	90
4.1.11. A5 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	91
4.1.12. A6 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	93
4.2. Oblik Yönde Fonksiyonel kuvvetlerin uygulandığı modellerde stres dağılımı	93
4.2.1. B1 Durumu Kesit İncelemesi	93
4.2.2. B2 Durumu Kesit İncelemesi	95
4.2.3. B3 Durumu Kesit İncelemesi	97

4.2.4. B4 Durumu Kesit İncelemesi	99
4.2.5. B5 Durumu Kesit İncelemesi	101
4.2.6. B6 Durumu Kesit İncelemesi	103
4.2.7. B1 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	106
4.2.8. B2 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	107
4.2.9. B3 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	108
4.2.10. B4 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	109
4.2.11. B5 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	110
4.2.12. B6 Durumu Kemik Yapının İncelemesi	111
5. TARTIŞMA	113
6. SONUÇ	130
7. ÖZET	131
8. SUMMARY	132
9. KAYNAKLAR	133
10. EKLER	147
11. ÖZGEÇMİŞ	148

ŞEKİLLER, RESİMLER, GRAFİKLER

Şekil 1. Kantilever köprü ön bölge	3
Şekil 2. Kantilever köprü arka bölge	3
Şekil 3. Kantilever dönme eksen	4
Şekil 4. 1. sınıf kaldırma sistemi	4
Şekil 5. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması	17
Şekil 6. Basma kuvvetleri karşısında periyodontal ligamentin yer değiştirme miktarı	25
Şekil 7. Çekme kuvvetleri karşısında periyodontal ligamentin yer değiştirme miktarı	25
Şekil 8. Doğal dişe bağlı pozitif parça	29
Şekil 9. İmplanta bağlı pozitif parça	29
Şekil 10. Doğal dişin intrüzyonu	30
Şekil 11. Stresin tanımı	33
Şekil 12. Üç farklı stres altında oluşan strain	34
Şekil 13. Strain'i ifade eden formül	35
Şekil 14. Poisson oranı	36
Şekil 15. Stres ve strain arasındaki ilişki	40
Şekil 16. Bir sonlu eleman modelinde nod noktaları ve elemanlar	46
Şekil 17. Kullanılan mandibulanın bilgisayar ortamındaki modeli	56
Şekil 18. Kullanılacak modelin serbest sonlu hali	56
Şekil 19. Mandibular kanal, trabeküler ve kortikal kemik	56
Şekil 20. Trabeküler, kortikal kemik ayrımı ve mandibular kanal	57
Şekil 21. Doğal dişlerin modeldeki pozisyonları	57
Şekil 22. Premolar dişler için pulpa odası ve kök kanalı oluşturulması	58
Şekil 23. Bukkalden görünüm	58
Şekil 24. Okluzalden görünüm	58
Şekil 25. Periyodontal ligament	58
Şekil 26. Kullanılan implant	59
Şekil 27. Modellenmiş hali	59

Şekil 28. İmplantın yerleştirme pozisyonları	59
Şekil 29. İmplantın üst yapılarının açıları ve yerleştirilmiş hali	59
Şekil 30. Abutmentların okluzalden görünümü	60
Şekil 31. Mandibular kanal ile okluzalden görünüm	60
Şekil 32. Premolar gövdeli köprü	60
Şekil 33. Molar gövdeli köprü	60
Şekil 34. Diş-diş destekli protez	61
Şekil 35. İmplant-implant destekli protez	61
Şekil 36. Kullanılan tetrahedral eleman tipi	61
Şekil 37. 1. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti	63
Şekil 38. 2. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti	63
Şekil 39. 3. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti	64
Şekil 40. 4. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti	64
Şekil 41. 5. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti	65
Şekil 42. 6. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti	65
Şekil 43. Simetri sınır koşulları	67
Şekil 44. Sabit sınır koşulları	68
Şekil 45. Vertikal kuvvetlerin uygulandığı noktalar	70
Şekil 46. Vertikal kuvvetlerin uygulama yönleri	70
Şekil 47. Oblik kuvvetlerin uygulandığı noktalar ve uygulama yönleri	71
Şekil 48. A1 durumunda sagittal kesitteki stresler	73
Şekil 49. A2 durumunda sagittal kesitteki stresler	75
Şekil 50. A3 durumunda sagittal kesitteki stresler	77
Şekil 51. A4 durumunda sagittal kesitteki stresler	79
Şekil 52. A5 durumunda sagittal kesitteki stresler	81
Şekil 53. A6 durumunda sagittal kesitteki stresler	83
Şekil 54. A1 durumunda kemik yapıdaki stresler	86
Şekil 55. A2 durumunda kemik yapıdaki stresler	87
Şekil 56. A3 durumunda kemik yapıdaki stresler	88
Şekil 57. A4 durumunda kemik yapıdaki stresler	89
Şekil 58. A5 durumunda kemik yapıdaki stresler	90

Şekil 59. A6 durumunda kemik yapıdaki stresler	91
Şekil 60. B1 durumunda sagittal kesitteki stresler	93
Şekil 61. B2 durumunda sagittal kesitteki stresler	95
Şekil 62. B3 durumunda sagittal kesitteki stresler	97
Şekil 63. B4 durumunda sagittal kesitteki stresler	99
Şekil 64. B5 durumunda sagittal kesitteki stresler	101
Şekil 65. B6 durumunda sagittal kesitteki stresler	103
Şekil 66. B1 durumunda kemik yapıdaki stresler	106
Şekil 67. B2 durumunda kemik yapıdaki stresler	107
Şekil 68. B3 durumunda kemik yapıdaki stresler	108
Şekil 69. B4 durumunda kemik yapıdaki stresler	109
Şekil 70. B5 durumunda kemik yapıdaki stresler	110
Şekil 71. B6 durumunda kemik yapıdaki stresler	111

Grafik 1. Vertikal Kuvvetler Sonucunda Kesitte Oluşan Streslerin Gösterilmesi	85
Grafik 2. Vertikal Kuvvetler Sonucunda Kemikte Oluşan Streslerin Gösterilmesi	92
Grafik 3. Oblik Kuvvetler Sonucunda Kesitte Oluşan Streslerin Gösterilmesi	105
Grafik 4. Oblik Kuvvetler Sonucunda Kemikte Oluşan Streslerin Gösterilmesi	112

TABLÖLAR

Tablo 1. Oluşturulan Modellere Göre Eleman Sayıları Tablosu	62
Tablo 2. Modellerde kullanılan materyaller ve mekanik özellikleri	66
Tablo 3. Cinsiyet ve diş numaralarına göre dişlerin üzerine gelen vertikal kuvvetler	69
Tablo 4. Oluşturulan Durumlar	72

SEMBOLLER, KISALTMALAR

WHO	Dünya Sağlık Örgütü
TME	Temporomandibular Eklem
PDL	Periyodontal Ligament
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
3B	Üç boyutlu
2B	İki Boyutlu
FEM	Finite Element Method
SE	Sonlu Elemanlar
N	Newton
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
m ²	Metrekare
MPa	Megapaskal
µm	Mikron

1. GİRİŞ

Eksik dişleri yerine koyma bilim ve sanatı olan protetik diş tedavisinde öncelikli tercih her zaman sabit protetik tedavi seçeneklerinden olan kron ve köprüler olmasına rağmen, özellikle tek taraflı serbest sonlu vakalarda zorluklarla karşılaşilmektedir. Bu durumlarda hareketli bölümlü protezler en basit çözüm olarak görülse de çoğunlukla hastalar tarafından kullanım zorlukları nedeniyle, hekimler tarafından destek dişlere ve destek dokulara verdikleri zararlar nedeniyle tercih edilmemektedirler. Bu nedenle bu tür vakalarda sabit tedavi seçenekleri ön plana çıkmaktadır^{1,2}.

İlk kez 1979–1981 yılları arasında Kayser³ tarafından ortaya atılan kısaltılmış dental ark kavramı çerçevesinde çiğnemenin ağırlıklı olarak premolar ve birinci molar bölgelerinde olduğu, etkin çiğneme fonksiyonunun sağlanması için kesicileri, kaninleri ve premolarları içeren 20 dişin ya da iyi dağılım göstermiş 10 adet okluzal ilişki gösteren diş çiftinin oral sağlık açısından yeterli olabildiği ifade edilmiştir. Kısaltılmış dental ark kavramının kabul görmesinin sonucunda tüm molar dişlerin yerlerine konmasına gerek olmadan, biyomekanik açıdan dezavantajları olmasına rağmen, kısa dişsiz sonlanmaların protetik tedavisinde hareketli bir proteze nazaran kantilever köprü protezleri tercih edilmeye başlanmıştır^{4,5}.

Günümüzde dental implantların ön plana çıktığı kısmi diş eksikliklerinin tedavisinde implant destekli konvansiyonel köprülerde yüksek başarı oranları yakalanmıştır. Ancak her zaman implant destekli konvansiyonel köprüler için endikasyon bulunamamaktadır. Yetersiz kemik desteği, anatomik oluşumların kısıtlamaları, terminal implant kaybı yaşanması ve ekonomik yetersizlikler gibi nedenlerle konvansiyonel köprü protezlerinin kontrendike hale geldiği durumlarda implant destekli kantilever köprüler kullanılabilmektedir⁶⁻⁹.

Diş hekimliğinde dental implant uygulamaları cerrahi ve protez disiplinlerinin beraber yürüttükleri bir tedavi şeklidir. İmplant destekli protezlerin uzun dönem başarısında endikasyon önemli rol oynamaktadır. Endikasyonu kısıtlı olmakla beraber implantın ve doğal dişlerin birlikte kullanılma gereksiniminin ortaya çıktığı vakalara sıklıkla rastlanmaktadır. Konvansiyonel köprülerde destek olarak kullanılan doğal dişlerin ve implant desteklerin dışında, literatürlerde implantın ve doğal dişin birlikte destek alınarak yapıldığı kantilever köprülerle ilgili çalışmaların az olması nedeniyle bu yönde bir çalışma amaçlanmıştır.

Tasarlanan bu çalışma, kısaltılmış dental ark kavramı çerçevesinde, bilgisayar ortamında hazırlanan, alt çenede premolar bölgesinden itibaren tek tarafı dişsiz sonlanan, 3 boyutlu bir çene modeli üzerinde yürütülecektir. Bu modelde 2 doğal diş desteği üzerine hazırlanan 3 üyeli bir distal kantilever köprü kontrol grubu olarak düşünülmüştür. Bununla beraber diş-implant ve implant-implant destekleri kullanarak oluşturulan 6 farklı modelde, fonksiyonel yükler altında oluşan stresler 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metoduyla karşılaştırmalı olarak değerlendirilecektir. İmplant ile doğal diş desteği kullanılarak yapılan kantilever köprülerin; çiğneme kuvvetlerine maruz kalınca oluşturduğu stresler, bu streslerin özellikle nerelerde yoğunlaştığı ve diğer durumlara göre kıyaslamasının klinik uygulamalar öncesinde belirli fikirler vereceği düşünülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

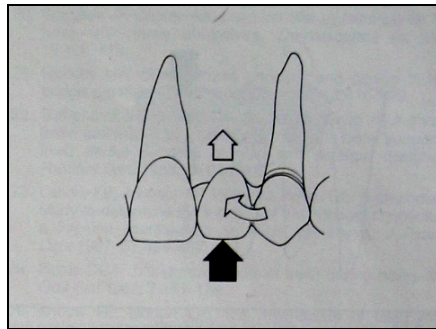
2.1. Kantilever Sabit Protezler

Diş kaybı vakalarının tedavisinde sabit köprü protezleri hareketli protezlere göre tercih edilirler ². Sabit köprü protezleri hakkında çeşitli sınıflamalar mevcut olmakla birlikte aşağıdaki sınıflama bu konudaki ortak düşüncelerin bileşimidir ¹⁰.

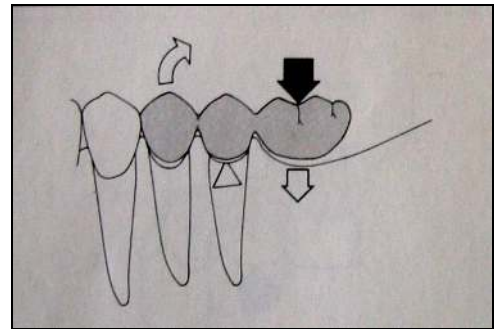
Buna göre sabit köprü protezleri:

- İki tarafı sabit tutuculu (rijit) köprüler
- Tek tarafı sabit diğer tarafı hassas tutuculu (non-rijit) köprüler
- Tek tarafı sabit tutuculu kantilever (kanatlı) köprüler
- Adeziv (rezin bağlantılı) köprüler
- Spring köprüler olarak sınıflandırılırlar.

Bu sınıflama içerisindeki kantilever köprüler birçok farklı şekilde tarif edilmektedir. Kantilever köprüler bir ucunda bir veya daha çok desteği olan, diğer ucunda bir desteğin bulunmadığı, gövdenin bir balkon gibi durduğu sabit köprü protezleridir¹¹. Bu nedenle balkon ya da kanatlı köprüler diye de adlandırılırlar¹⁰.



Şekil 1¹¹: Kantilever köprü ön bölge

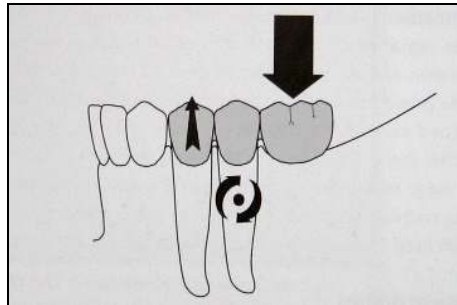


Şekil 2¹¹: Kantilever köprü arka bölge

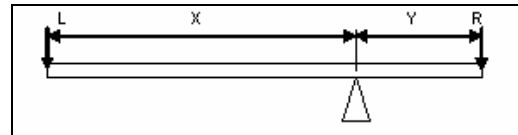
Günümüzde diş eksikliklerinde en yaygın uygulanan tedavi her iki tarafında da destek bulunan sabit köprü protezleridir. Kantilever protezler ise konvansiyonel köprü protezlerine oranla biyomekanik açıdan risk taşısa da tek taraflı dişsizlik durumlarında hareketli protezlere göre tercih edilmektedirler¹². Uygun yerde, uygun koşullarda, iyi planlanmış bir kantilever köprü protezi hastanın beklentilerini sağlayarak başarılı bir tedavi olarak ağızda uzun yıllar kalabilmektedir. Bununla beraber kantilever protezlerin yapım prensipleri ve kısıtlamalarına uyulmadığı takdirde destek dokularda harabiyete neden olmaktadır².

2.2. Kantilever Köprülerin Biyomekanik Prensipleri

Konvansiyonel sabit bir köprüde, köprü gövdesine gelen vertikal kuvvetler destek dişlere dağıtılır. Ancak kantilever köprülerde okluzal yüklerde 1. sınıf kaldıraç sistemi oluşmaktadır ve gövde destek dişlere kaldıraç kolu gibi davranarak devirici tork etkisi meydana getirmektedir. Bu durumda destek diş, uzun aksı boyunca mezial ya da distal yönde eğilmeye zorlanmakta, bu da istenmeyen periyodontal rahatsızlıkların başlamasına ve destek dokularda yıkıma neden olabilmektedir². Kantilever köprüler aynı şekilde çiğneme sırasında oluşan horizontal kuvvetlere bağlı olarak da labial ya da lingual yönde rotasyona maruz kalabilmektedir¹⁰.



Şekil 3¹³: Kantilever dönme eksen



Şekil 4: 1.sınıf kaldıraç sistemi

Birinci sınıf kaldıraç sistemi kanunlarına göre L uygulanan yükü, R rezistansı (direnç) belirtmek kaydıyla $L.x = R.y$ veya $R = Lx/y$ dir(Şekil 4). Bu nedenle direnç kuvvetinin oluşma yeri rotasyon (dönme) eksenine ne kadar uzak olursa, uygulanan kuvvete de o kadar iyi dayanabilmektedir. Sonuç olarak, gövdeye kuvvet uygulandığında distal desteğin mezial yüzünde maksimum stres (gerilim) ve strain (gerinim) meydana gelir ki; rotasyon eksenine en yakın direnç noktası burası olmaktadır. Desteğin mobilitesi arttığında, rotasyon ekseninin lokalizasyonu da meziale hareket etmektedir ve desteğin mezialindeki bağlantı noktasında ya da bu nokta ile distal lokalizasyon arasında bir yerde konumlanmaktadır (Şekil 3) ¹⁴.

Kantilever köprünün aksial olarak yüklenmesi distal destek etrafında rotasyona neden olur. Üç faktör değerlendirilmektedir¹⁴:

- Etki eden kuvvetler
- Rezistans açısı (Direnç açısı)
- Rezistans kuvvetleri (Direnç kuvvetleri)

2.2.1. Etki Eden Kuvvetler

Etki eden kuvvet dönme ekseninden ne kadar uzak olursa, bükülme hareketi o derece büyük olur ki buna göre; kuvvetin etki yerinden dönme eksenine olan mesafe X kuvvet'tir (Şekil 4). Ayrıca, kantilever uzantı ne kadar posteriorda yer alırsa, çiğneme kaslarına ve kondile o kadar yakın olacaktır, bu nedenle etki eden kuvvet de aynı şekilde yüksek olacaktır¹⁴.

2.2.2. Rezistans Açısı

Distal desteğe yakın olan rotasyon eksenine etrafında olduğu düşünülen rotasyon açısı hesaplanabilmektedir. Kantilever proteze dahil olan posterior dişlerin mezial duvarları ve anterior dişlerin labial duvarları

rotasyona karşı koyacaktır. Burada rotasyon eksenine yakın olan desteğin mezial duvarı ile x düzlemi arasındaki açı rezistans açısını oluşturur. Bu açı ne kadar büyük olursa protezin retansiyonu (tutuculuğu) o kadar iyi olacaktır. Rotasyon eksenine en yakın olan yüzeyler en küçük dönme çapının dolayısıyla en büyük kurvatür hareketinin belirleyicisi olmaktadır. Rotasyon ekseninden uzakta olan yüzeyler ise hareketlerinde daha küçük bir kurvatüre sahip olacaklardır ki bu hareket hemen hemen preparasyonun uzun ekseninde yer almaktadır¹⁴.

2.2.3. Rezistans Kuvvetleri

Destek dişler rotasyon ekseninden ne kadar uzak olursa, kantilever bölgesindeki yüklemelere karşı koymak için gereken rezistans kuvvetine ihtiyaç o kadar az olacaktır. Anterior dişlerdeki retansiyon olukları en distal dişin mezial yüzeyinde oluşan streslere kıyasla daha az stresle bu tür yüklemelere karşı direnç sağlamaktadır. Rotasyon eksenine daha yakın olan döküm yüzeyleri direnç sağlamada preparasyon yüzeylerini daha iyi kullanmaktadır. Ayrıca, anterior ünitelere kıyasla rotasyon eksenine yakın olduğu için daha yüksek stres konsantrasyonları bu bölgelerde oluşmaktadır. Bunun aksine, anterior ünite kantilever uzantıdaki aksiyal kuvvetlere daha düşük stres konsantrasyonları ile karşı koyacaktır, zira etki eden horizontal kuvvetlere de kantileverin karşıt ark tarafındaki dişler vasıtasıyla direnç gösterilmektedir¹⁴.

2.2.4. Rijidite (Sertlik)

Hem kantilever bölümün hem konektörün (bağlayıcı) metal alt yapısı bükülmeye karşı koyabilecek kadar rijit olmalıdır. Bu, özellikle porselenin kırılabildiği metal-seramik restorasyonlar için önemlidir. Kırılmayla sonuçlanabilecek mikro çatlakların oluşmasına engel olması için konnektör bölgelerinin yeteri kadar rijit olması sağlanmalıdır¹⁴.

Formüle göre bükülme aşağıdaki eşitlikle sağlanmaktadır:

$$F = \frac{P l^3}{Edw^3}$$

Burada F bükülmeyi, P kuvveti, l rotasyon eksenini ile kuvvetin uygulanma noktası arasındaki mesafeyi, E elastisite modülünü, d kuvvete dik olan düzlemdeki materyalin kalınlığını, w ise kuvvete paralel doğrultudaki materyalin kalınlığını ifade etmektedir. Bu formülden çıkarılacak sonuca göre, altın alaşımlarının yerine soy olmayan metal alaşımlar kullanılarak elastisite modülü iki katına çıkarılabilir ve bu sayede koping ya da iskeletin kalınlığının yarıya indirilmesi mümkün olabilecektir¹⁴.

Formüle göre, okluzal yüklere paralel oluşan kuvvetler için bağlantı bölgesinin boyutu olan “w” protezde esnekliği etkiler, bundan dolayı bükülme “w”nın küpü ile ters orantılıdır. Benzer şekilde okluzal yüklere dik kalınlık olan “d” de protezde esnemeyi ters orantılı olarak etkiler. Bükülmeye etkisi açısından bakıldığında bu kuvvetlere paralel olan boyut (w), kuvvete dik olan boyuta (d) kıyasla bükülmeyi daha fazla etkilemektedir¹⁴.

Destekleyici yapıların fizyolojik sınırlamaları dâhilinde biyoloji, mekanik ve stres dağılımı arasındaki ilişki kantilever protezlerde önemlidir. Bu nedenle yapılan çalışmalarda kuvvet, stres dağılımı, okluzyonun rolü ve biyomekanik hususlar incelenmiştir¹⁴.

Budtz-Jorgensen¹⁵ çalışmalarında üst çenede tam protez, alt çenede hareketli bölümlü protez kullanan 27 hastanın 26’sına hareketli bölümlü protezleri çıkarıp sabit kantilever protezler yapmış ve 2 sene boyunca takip etmişlerdir. Hareketli protez kullanımı sırasında hastalarda

mandibular işlev bozukluğunun daha da belirgin hale geldiği, çürük dişlerin sayısının arttığı tespit edilmiştir. Sabit protez yaptıkları hastalarda 2 yıl sonunda okluzyonda % 90 oranında tatmin edici sonuçlar alınmış, hareketli protez kullanımı sırasında ise yalnızca % 76'sında tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir. Daha önce hareketli proteze iyi adapte olmuş olanlar da dahil kantilever protez yapılan 26 hastanın tamamında çiğnemede göze çarpan bir iyileşme ve üst çene tam protezlerinde daha iyi bir stabilizasyon elde edilmiştir.

Yapılan bir çalışmada periyodontal membranın mekanoreseptör mekanizmasının önemi vurgulanmıştır. Vital ve devital dişler arasında kantilever yükleme sırasındaki biyomekanik reaksiyonlar açısından belirgin bir farklılık olduğu keşfedilmiştir. Devital dişlerdeki tolere edilebilir yükleme seviyeleri, vital dişlerdeki seviyelerin iki katıdır. Ancak, destek dişler uyuşturulduğunda, vital ve devital dişlerdeki tolere edilebilir yükleme seviyesi eşit hale gelmiştir. Yeterli kemik desteğine sahip vital dişlerin, devital dişlere göre daha düşük eğilme derecelerinde daha etkin mekanoreseptör işlevine sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Bu artmış tepki endodontik tedavi görmüş destek dişlerin neden daha fazla mekanik başarısızlığa sahip olmalarını açıklamaktadır¹².

Uzun süreli bazı çalışmalar periyodontal olarak risk altında olan destek dişlerin üzerine yapılan kantilever köprülerle, dentisyonun rehabilite edilebileceğini göstermiştir. Burada önemli olan gövdeye en yakın desteğin iyi bir periyodontal sağlığa sahip olmasıdır. Periyodontal desteği zayıf olan diğer destek dişlere gelen çiğneme kuvvetlerinin daha az olması ile birlikte, bu dişlere periyodontal tedavi yapılarak, okluzyonun stabilitesi sağlandığında, prematür kontakların olmadığı bir kantilever köprü ile bu bölgenin restore edilebileceği belirtilmiştir¹².

Yapılan bir çalışmada kantilever gövdeye uygulanan kuvvetin %50'sinden fazlasının gövdeye en yakın destek tarafından

karşılandığını ancak ilave desteklerin kullanılmasının distal destek üzerindeki yıkıcı etkiyi azalttığı belirtilmiştir¹².

Çoğu yapıştırma simanının maksimum dayanımı sıkışma (compressive) kuvvetine karşıdır; minimum dayanımı ise çekme (tensile) kuvvetine karşıdır ve kesme (shear) kuvvetlerine dayanımı aralıklı bir değere sahiptir. Kantilever üzerine vertikal olarak uygulanan kuvvetler çekme kuvvetlerini, kantileverden en uzakta olan desteğin yapıştırma simanına yönlendirir. Bu nedenle yapıştırma simanının maksimum çekme ve kesme dayanımı iyi olmalıdır. Ayrıca destek diş preparasyonu, çekme, kesme kuvvetlerine direnç gösterebilecek yeterli uzunluğa ve paralel duvarlara sahip olmalıdır¹⁷.

Yang ve ark.¹⁶ bilgisayar ortamında normal ve azalmış kemik desteğine sahip dişlerle oluşturdukları çene modellerinde SEA ile stres oluşumuna bakmışlardır. Azalmış kemik desteğinin, uzun kantilever gövdelerin bükülmeyi ve stres yoğunlaşmalarını arttırmakta olduğunu gözlemlemişlerdir. Splintlenen diş sayısını arttırmanın ise periyodonsiyumdaki stresi aynı oranda azalttığını ortaya çıkarmışlardır.

Bu bilgilerle beraber kantilever köprülerin yapımında doğru bir tedavi için bazı önerilerde bulunulabilmektedir. Bunlar ^{2,6,9,12,17-19} :

- Hastanın detaylı medikal ve dental hikâyesi alınarak iyi bir anamnez oluşturulmalıdır. Tüm ağzın radyolojik değerlendirmesi ile birlikte ağız içi ve ağız dışı muayenesi ayrıntılı şekilde yapılmalı bunun yanında tanı modelleri alınıp, artikülatörde incelenmeli, böylece ayrıntılı bir bilgi sağlanıp uygun klinik şartlar değerlendirilmiş olunur.
- Kantilever protezlerin başarısı için destekleyici periyodontal dokuların sağlıklı olması, plak kontrolünün sağlanabildiği iyi bir ağız hijyeni gerekmektedir.

- Destek dişlerde yeterli kron uzunluğu, kök uzunluğu, uygun kök morfolojisi; köklerin geniş ve oval kesitli olmaları, çok köklü dişlerde ise köklerin ayırık olması biyomekanik açıdan tercih edilir. Bununla birlikte iyi periyodontal doku desteği gerekmektedir.
- Endodontik tedavi görmüş dişler çok tercih edilmese de, koronal kısmın stabilizasyonu ve karşıt dişle okluzyonu iyi değerlendirilerek kullanılmalıdırlar.
- Parafonksiyonel alışkanlıkların ve derin örtülü kapanışın olmaması daha uygun olacaktır.
- Birden fazla gövde tercih edilmemeli ve en az iki destek diş kullanılmalıdır. Sadece üst lateral diş eksikliğinde özellikle de diğer taraftaki santral ile lateral diş arasında diastema mevcut ise, eksentrik çene hareketleri sırasında gövdede okluzal temas yaşanmıyorsa ve iyi bir kanin diş desteği varlığında tek diş desteği kullanılabilir.
- Maksimum retansiyon ve rezistans için tam kronlar tercih edilmelidir, gerekli olduğu takdirde retansiyon olukları ve kutu preparasyonu uygulanmalıdır.
- Gövdenin bağlı olduğu destek dişle arasındaki konnektör en zayıf parçadır. Bu konnektörde v formu yerine u formu tercih edilmelidir. Mümkün olduğunca kalın konnektör tasarımı yapılmalıdır fakat bu tasarım oral hijyene engel olmamalıdır.
- Restorasyonda kullanılacak malzeme mümkün olduğunca rijit olmalıdır.
- Yapıştırma simanının mekanik streslere dayanımı iyi olmalı özellikle çekme tipi streslere dayanımı yüksek olmalıdır.
- Gövdenin fonksiyon sırasındaki hareketi mukozal travmaya neden olmamalıdır.
- Gövde yüzeyi glazeli ve iyi parlatılmış olmalıdır. Gövde tasarımında kabul edilebilir bir estetik, yanak ve dil desteği, ağız hijyeni için geçiş olmalıdır.

- Kantilever gövde sadece sentrik stop noktalarında temas etmelidir, diskluzyonda temas istenmemektedir.
- Gövde destek dişlerden daha dar bir okluzal tablaya sahip olmalıdır. Böylece gelen yükleri azaltarak iletir. Bukkolingual genişliği ise en küçük destek dişinkinden fazla olmamalıdır.
- Tedavi sonrasında idame dönemi iyi takip edilmelidir, gerekli okluzal uyumlamalar zamanında yapılmalıdır. Bu tip protezlerin başarısı uyumlu ve kooperasyonu iyi bir hasta profili olmadan sağlanamamaktadır.

2.3. Kısaltılmış Dental Ark Kavramı

Bu kavram, ilk kez 1979–1981 yılları arasında Kayser³ tarafından öne sürülerek, oral fonksiyonun sağlanabilmesi için, iyi okluzyona sahip minimum 10 adet diş çiftinin bulunmasının yeterli olduğu, bununla beraber bu koşulların yaş ve diğer kısıtlayıcı faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterebileceği durum olarak tanımlanmıştır. Diğer bir deyişle hastanın gereksinimlerini karşılamak için yeterli bir tedavi hedeflenmektedir. Yani doğal dişlerin tamamının değil bir kısmının korunmasıdır.

Bu kavramın bir sonucu olarak 1982’de Dünya Sağlık Örgütü (WHO) oral sağlık için kabul edilen hedefi: 20 doğal diştten daha az diş olmaması, bunların tüm yaşam boyunca fonksiyon ve estetiği sağlaması, herhangi bir protetik tedavi gerektirmemesi şeklinde ifade etmiştir ^{4,5}.

Geçmişte tüm kayıp dişlerin yerlerine konulmasının esas olduğu, böyle olmadığı takdirde okluzal stabilitenin bozulduğu ve TME disfonksiyonu oluşacağı düşünülmekteydi. Günümüzde birçok araştırmacı tarafından tüm kayıp dişlerin yerleştirilmemesi durumunda, böyle sonuçların oluşmadığı görülmüştür. Geleneksel olarak posterior dişlerin olmadığı durumlarda, dental arklarda serbest sonlu hareketli bölümlü

protezler uygulanmaktadır. Bu hareketli restorasyonların, çevre dokular üzerinde olumsuz yan etkilerini gösteren çok sayıda araştırma bulunmaktadır. Hatta bazı araştırmacılar, bölümlü protez kullanan kişilerin, protezin bakımı konusunda dikkatli olmadıklarını, böylece çürük ve periyodontal hastalık seviyesinin arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmalar bölümlü protezlerdeki destek dişlerin öncelikli olarak, periyodontal ataçman kaybı ve kök çürüklerine maruz kaldığını, protezin uyumuyla dental hastalık oranlarının ilişkili olduğunu göstermektedir. Yapılan çalışmalarda, minimum sayıda doğal dişi yerinde ve konumunda tutmanın, kayıp dişleri hareketli bölümlü protezlerle restore etmeye kıyasla hastalar açısından daha memnun edici olduğu ifade edilmiştir⁴.

Protetik tedavinin gerektiği durumlarda hastaların çoğu, sabit protez uygulamalarını tercih ederler. Bu aynı zamanda periyodontal açıdan da tercih edilen bir durumdur. Sabit restorasyonlar hareketli protezlere oranla daha az komplike olmaları nedeniyle daha uzun ömürlü olurlar. Bu kavram çerçevesinde kısa dişsiz mesafelerin restorasyonu sıklıkla sabit kantilever köprü tarzındaki protetik tedaviyle olur. Kısaca, klinik çalışmalar sabit restorasyonlarla tedavi edilen kısaltılmış dental arka sahip hastaların, serbest sonlu hareketli bölümlü protez kullanan hastalara göre, eşit yada daha iyi oral fonksiyon sağlamak amacıyla, daha az okluzal ünite ihtiyaçları olduğunu göstermektedir¹.

Sınırlı tedavi amacıyla, sabit restorasyonların daha az komplikasyona sahip olması, uygulama endikasyonlarını artırır. Kısaltılmış dental arklarda çiğneme yeteneği, 20 veya daha fazla, iyi dağılım göstermiş diş olduğu sürece yeterlidir. Zayıf çiğneme performansı ile gastrik düzensizlikler, gıda yetersizliği ve genel sağlığın kötüye gitmesi arasında bir ilişki görülmemiştir. Bu kavrama göre her iki arktaki anterior ve premolar dişler korunmalı, ancak molar bölgedeki komplike restorasyonlardan kaçınılmalıdır. Bununla beraber anterior ve premolar bölgedeki dişlerin oral fonksiyon için yeterli olduğuna inanılmaktadır^{20,21,22}.

Kısaltılmış dental ark kavramının avantajları şu şekilde sıralanmaktadır²¹:

- Etkili bir tedavi yöntemi olması
- Daha az komplike tedaviler içermesi
- Oral hijyenin sağlanmasını basitleştirmesi
- Kalan dişlerin prognozunu iyileştirmesi
- Çoğu hasta için uygulanabilir olması
- Maliyetinin uygun olması

Varolan bilgilerin sınırlı olması ve daha fazla araştırma yapılması ihtiyacına rağmen, kısaltılmış dental ark tedavisi, doğal dişlerini daha uzun zaman ağızda tutan orta-yaşlı ya da yaşlı hastalar için, azalan dentisyonun tedavi stratejisi olarak giderek artan bir öneme sahiptir²¹.

2.4. Dental İmplantlar

Modern diş hekimliğinin amacı hastanın ağız bölgesinde normal konturları, fonksiyonu, rahatlığı, estetiği ve fonasyonu yani kısaca ağız sağlığını yeniden sağlamaktır. Dental implantlar ise bu amaca en iyi şekilde hizmet etmektedirler. Stomatognatik sistemde atrofi, hastalık veya hasar olsa dahi ideal bir restorasyonu yapılabilir kılımları en önemli özellikleridir. Dental implantlar diş eksikliklerini gidermeye, ağız bölgesinde kayba uğrayan kısımları tamamlamaya yönelik, çene kemiği içine veya üzerine yerleştirilmiş, dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır²³.

Diş hekimliğinde günümüze kadar birçok farklı tipte dental implant kullanılmıştır. Genel olarak dental implantlar üç ana grupta incelenmektedir ²⁴:

- Subperiostal
- Transosteal
- Endosteal

Subperiosteal ve transosteal implantlar öncelikle tam dişsiz hastalarda protezi ağızda tutmak ve taşımak için tasarlanmıştır. Endosteal implantlar ise günümüzde artık rutin olarak kullanılabilen, adından da anlaşıldığı gibi cerrahi olarak alveolar ya da bazal kemiğin içine yerleştirilen, ister tek diş isterse birden fazla diş eksiği olan hastaların tedavisi için en yaygın olarak kullanılan dental implant şeklindedir. Bunlar ayrıca blade formunda (platform) ve kök formunda (silindirik) olmasına göre alt gruplara ayrılmaktadır. Blade implantları kesit olarak kama ya da dikdörtgen şeklindedir ve genellikle 2,5 mm genişliğinde, 8–15 mm derinliğinde ve 15–30 mm boyundadır. Kök formunda olanlar ise 3–5 mm çapında ve 7–20 mm uzunluğundadır, bazen yüzeyinde eksternal vida dişlileri bulunmaktadır. Blade implantlar çok sayıda hastada önemli bir başarı oranı sağlayan ilk dental implantlardır. Blade implantlar konusundaki çalışmalarda genellikle tek aşamalı sistemler kullanılmıştır, fakat başarı oranları güncel kök formundaki implantların altındadır. Blade implantlarda çok sayıda problemle karşılaşılmasının nedeni olarak; preparasyon yapılan kemik bölgesinde oluşan yüksek sıcaklık ve bu tip implantların hemen yük altında bırakılması gösterilmektedir. Bu iki uygulama sonucunda birçok blade implantta fibröz kapsül oluşumu farkedilmiştir²⁴.

Günümüzde dental implantların yaygın kullanımındaki temel felsefe osseointegrasyon kavramıdır. Osseointegrasyon ilk olarak 1940 yılında Bothe ve ark.²⁵ tarafından bildirilmesine rağmen, Branemark²⁵'in 1952 yılında başladığı deneysel çalışmalarının sonucunda osseointegrasyon kavramı; ışık mikroskopunda yapılan büyütmeyle gözlenen implant yüzeyinde az miktarda canlı kemik dokusu varlığı ile tanımlanmıştır. Bu tanım 1985 yılında tekrar Branemark²⁶ tarafından, yükleme altında canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında yapısal ve fonksiyonel direk bağlantı olarak genişletilmiştir.

Osseointegrasyon tanımı daha sonrasında Zarb ve Albrektsson²⁷ tarafından; klinik açıdan alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdıkları asemptomatik rijit fiksasyon ve bu bağlantının fonksiyonel kuvvetler altında devamı olarak olarak tanımlanmıştır. Bunların dışında Schroder ve ark.²⁸ ları tarafından osseointegrasyon “fonksiyonel ankiloz” olarak tanımlanmıştır.

Dental implantların kullanımı ile yapılacak protezlere ihtiyacın artması şu sebeplere dayanmaktadır²⁹ :

- Yaşlı nüfusunun uzayan yaşam süresi
- Yaşlanmaya bağlı diş kaybı görülmesi
- Sabit bölümlü protez tedavisine kıyasla tek diş implant uygulamalarının başarısı
- Tam dişsizliğin anatomik sonuçları
- Hareketli protezlerin performanslarının yetersizliği
- Hareketli bölümlü protez tedavisinin negatif etkileri
- Diş kaybının psikolojik sonuçları ve yaşlanmakta olan nüfusun ihtiyaçları
- İmplant destekli protezlerle elde edilen uzun süreli olumlu sonuçlar
- İmplant destekli protezlerin birçok avantajlarının bulunması

2.4.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

İmplant destekli protezlerin geleneksel doku destekli protetik restorasyonlara göre birçok avantajları bulunmaktadır. Bunlar şu şekilde sıralanmaktadır²⁹ :

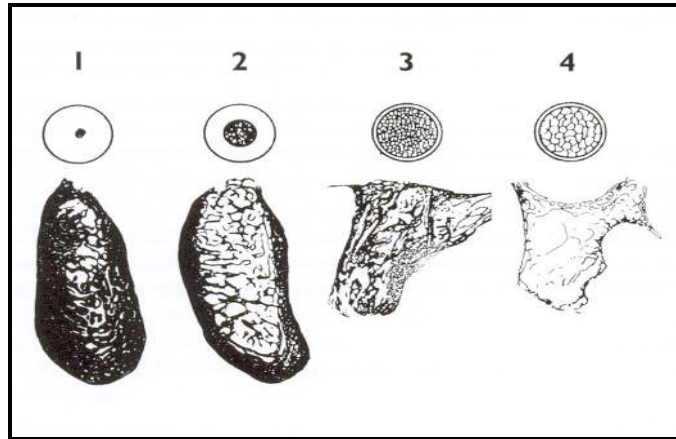
- Kemik hacminin korunabilmesi
- Vertikal dikey boyutun korunması ve devamının sağlanması
- Hastaların daha retantif protez kullanımına bağlı olarak artan özgüvenleri
- Yüz estetiği ve kas tonusunun korunması
- Fonasyonun daha iyi olması
- Okluzyonun daha iyi olması
- Proprioseptif duyunun kısmi kazanımı
- Daha fonksiyonel protezlerin yapılabilmesi
- Azalan protez hacmi
- Daha uzun ömürlü protezlerin yapılabilmesi
- Çiğneme fonksiyonunun daha iyi olması
- Diş dokusunun korunması
- Stabilite ve retansiyonun daha iyi sağlandığı hareketli protezlerin yapılabilmesi

2.4.2. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Kemik içi (endosteal) implantlarda osseointegrasyonunun sağlanabilmesi için, yalnızca yeterli kemik niceliği (yükseklik, genişlik, şekil) değil, aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğuna da ihtiyaç vardır³⁰. İmplant diş hekimliğinde uygun tedavi yönteminin seçilmesinde en önemli faktörün kemik yapısı olduğu ifade edilmiştir³¹. Kemik kalitesi; implant seçimi, primer stabilite ve yükleme süresinin belirlenmesinde önemli bir faktördür.

Lekholm ve Zarb²⁶ tarafından öne sürülen kemik kalitesi sınıflandırma şeması, o zamandan beri implant yerleştirme hususunda hastaların değerlendirilmesinde hekimler ve araştırmacılar tarafından standart olarak kabul edilmektedir. Bu sistemde, bölgeler çene kemiği kalitesine göre dört gruba ayrılmaktadır (Şekil 5) :

1. Birinci tip (D1) kemik kalitesinde, çenenin tamamı homojen kompakt kemikten oluşmaktadır.
2. İkinci tip (D2) kemik kalitesinde, kalın bir kompakt kemik tabakası yoğun trabeküler kemiğin çekirdeğini sarar.
3. Üçüncü tip (D3) kemik kalitesinde, ince bir kortikal kemik tabakası istenilen dayanımdaki yoğun trabeküler kemiğin çekirdeğini sarar.
4. Dördüncü tip (D4) kemik kalitesinde, ince bir kortikal kemik tabakası düşük yoğunluktaki trabeküler kemiğin çekirdeğini sarar.



Şekil 5: Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması

Dental implantlar osseointegrasyondaki gelişmelerin hızlanmasıyla rutin kullanılır hale gelmiştir. Bunun üzerine Albrektsson, Zarb, Wirthington ve Eriksson 1986 yılında dental implantlarda başarı

kriterlerini şu şekilde tanımlamışlardır ³²:

- İmplant, başka bir implanta veya bir restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak immobil (hareketsiz) olmalıdır.
- Radyograflarda, herhangi bir periimplant radyolüsensi gözlemlenmemelidir.
- İmplantın yerleşmesini takiben 1 yıl sonra her sene 0,2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.
- Bir implantın başarısı ağırı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve semptom göstermemelidir.
- Yukarıda sayılan kriterler kabul edildiğinde dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için bu kriterlerin kısıtlaması içerisinde ilk beş sene sonunda başarı yüzdesi en az % 85, on sene sonunda da en az % 80 olmalıdır.

2.4.3. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Dental implantlardaki osseointegrasyonu etkileyen faktörler ise řunlardır³³ :

- Kullanılan implant materyali
- İmplantın dizaynı
- İmplantın yerleştirildiğı kemiğın kalitesi ve kantitesi
- İmplantın yerleştirildiğı seansta kemikte travma oluşturulması
- Osseointegrasyon tamamlanmadan desteklere kuvvet uygulanması

2.4.4. İmplantların Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyondaki hızlı gelişmeler doğrultusunda kabul gören ve en yaygın olarak kullanılan tip endosteal kök formu (silindirik) implant şeklidir²⁹. Endosteal kök formu implantları makroskobik ve mikroskobik yüzey olarak iki sınıfta inceleyebiliriz. Makroskobik yüzeyler üç ana sınıfa ayrılır; bunlar silindirik tip, vida tip ve her ikisinin kombinasyonu olan tiptir. Makroskobik yüzey özellikleri osseointegrasyonun oluşma sürecinin başlangıcındaki en önemli faktör olan primer stabiliteyi etkilemektedir. Bunun yanında Misch ve ark.²⁹ları bütün bu implantları SEA yöntemiyle incelemiştir; vidalı ve silindirik makro geometriye sahip implantların stresleri kemiğe daha az iletikleri sonucuna varmışlardır.

Osseointegrasyondaki başarıda implantın makro geometrisinin dışında mikroskobik yüzey özellikleri de büyük önem taşımaktadır. Çünkü kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı ve iyileşme süreci farklı olmaktadır. İdeal implant biyomateryalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması gerekmektedir³⁴.

Dental implantlarda titanyum yüzeyi çeşitli şekillerde pürüzlendirilerek veya kaplanarak titanyum yüzey alanı genişletilerek osseointegre olan alan yüzdesi arttırılmıştır. Bu yüzey özellikleri sayesinde tedavi süreci kısalacak, kemik yapımı daha hızlı ve daha kondanse şekilde olacak ve böylece daha iyi bir osseointegre alan oluşturup implanta gelen istenmeyen kuvvetlerin daha iyi tolere edilmesi sağlanmaktadır³⁵.

Dental implantlarda mikroskobik yüzey özellikleri iki farklı yöntemle hazırlanmaktadır³⁶:

- Fiziksel-kimyasal yöntemler
- Morfolojik yöntemler

Yüzey enerjisini değiştirme, yüzey pasifizasyonu ve yüzey kompozisyonu üzerindeki değişiklikler fiziksel-kimyasal yöntemlerle yapılmaktadır³⁶.

Biyomateryal yüzeyinde yapılan pürüzlendirme işlemlerine ise morfolojik yöntemler denilir. Bu tip değişiklikler başlangıçta mekanik stabiliteyi arttırmak için planlansa da hayvan deneylerinde pürüzlü yüzeylerinin daha yüksek tork değerlerine dirençli olduğu ortaya konmuştur³⁷. Bu mikroskobik yüzey yapılarından bazılarını sıralayacak olursak^{38,36}:

1. SLA (Sand blasting-Large Grid-Asit etch) diye tabir edilen kumlanmış ve asitle dağlanmış yüzeyler
2. Titanyum plazma sprej kaplı yüzeyler
3. Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyler
4. Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
5. TiO₂ Grit-Blasted yüzeyler
6. Flor kaplı yüzeyler
7. Soluble blast media (SBM-MTX-PTS) ise kalsiyum fosfatla veya hidroksi apatit gibi rezorbe olabilen pürüzlendirme materyalleri ile kaplanmış yüzeyler

Yüzey hazırlama yöntemleri arasında fiziksel-kimyasal metodlardan çok morfolojik yöntemlerin daha belirgin etkileri görülmüştür. Pürüzlü yüzeylerin bu cevabı olumlu olarak etkiledikleri ortaya konmuştur. Pürüzlü yüzey elde etmek için kullanılan yöntemler

arasında SLA (asitleme/kumlama) ile hidroksiapatit kaplama teknikleri diğerlerine göre daha başarılı sonuçlar göstermektedir³⁶.

2.4.5. İmplant Destekli Protetik Tedavi Seçenekleri

Dental implantlar başlangıçta tam dişsiz arkların tedavisinde kullanılmışlardır. O zamanlar implantlar alt çenede mental foramenler arasında yerleştirilir ve üzerine çift taraflı kantilever uzantılı bir döküm iskelet desteği yapılarak tam dişsiz arklar tedavi edilirdi. Bununla beraber tam dişsizlik durumlarının tedavisinde görülen implantların başarısı dişhekimlerini cesaretlendirmiş ve aynı tedavi prensiplerini bölümlü dişsizliklerin tedavisinde de kullanmaya teşvik etmiştir. Bugün dişhekimliğinde implantların kullanımı daha çok bölümlü dişsizliklerin tedavisinde yer almaktadır ve bunların başında alt çene serbest sonlu dişsizlik durumu gelmektedir⁶.

Dental implantların protetik kullanımı ile genel bir sınıflama yapacak olursak:

A- Tam dişsizlik durumunda³⁹

- Sabit protezler
- Sabit hibrit protezler
- Hareketli hibrit protezler
- Overdenture protezler

B- Kısmi dişsizlik durumunda⁴⁰

- Tek diş eksikliğinde
- Dişler arasında birden fazla diş eksikliğinde
- Serbest sonlu diş eksikliklerinde

2.5. İmplant ve Doğal Dişlerin Biyomekaniği

Tam dişsizlik dışında implantların kısmi dişsizlik durumlarında doğal dişli segmentlerle birlikte kullanımları, beraberinde farklı uygulamaları da getirmiştir. Kısmen dişsiz hastalarda osseointegrasyon prensiplerinin uygulanması implant ekibinin diagnostik yeteneğini komplike hale getirebilir. Öncelikle hareketli ve hareketsiz segmentler kombine haldedir. Periyodontal ligamentlerle askıda tutulan dişler normal periyodonsiyumda 50 µm'dan, 200 µm'a kadar hareket aralığına sahiptir. Bu nedenle diş ve implantların aynı çenede birlikte kullanımları çok yönlü problemleri kapsadığı için dar bir görüşle ya da bir takım formüllerle yaklaşılamaz, değişik açılardan yeni görüşler oluşturmak zorunlu hale gelmektedir²⁴.

Dişler ve implantlar aynı arkta mevcut olduğu zaman okluzyon değişik açılardan değerlendirilmelidir. Dişlerin rezilient kısımları yüklere immediat deformasyonla reaksiyon verir, uzun vadede kemik, periyodontal ligament ve sementte reorganizasyon meydana gelir. Osseointegre implantlarda bu tür bir uyum sistemi mevcut değildir ve bu nedenle aynı yarım çenede birlikte kullanıldıkları zaman ana yük taşıyıcı olarak rol oynarlar. Sonuç olarak, desteklere bağlı olsalar da olmasalar da okluzal şekil ve kontaklar dikkatli olarak değerlendirilmelidir²⁴.

Okluzal kontaklar oluşturulurken, dişlerin doğal hareketliliği dikkate alınmalıdır. İdeal olarak, implant destekli protezlerle karşıt dentisyon arasında 50 µm aralık bulunmalıdır, böylece rijit implant ünitesi okluzyona gelmeden önce komşu doğal dişlerin yüklenebilmesine olanak sağlamış olur. Bunun yanında bu işlemin önemini tespit edebilmek için dişlerin ve implantların aynı yarım çenede kullanıldığı durumlarda klinik ölçümler ve gözlemler gerekmektedir. Klinik uygulamalar, karışık durumlarda implant restorasyonların üzerindeki olası aşırı yükleri azaltmak için bir diğer önemli faktörün bu ünite lateral gezinme hareketinde

kontakların eliminasyonu olduğunu göstermiştir. Anterior rehberlik, kanin koruyuculu okluzyon ya da grup fonksiyonu şeklindeki okluzal kavramlar arasında kanin koruyuculu okluzyon eğer elde edilebilirse implantta sentrik dışı temasları azaltmak için iyi bir başlangıç olacaktır. Kemik-implant arayüzü rezilient periyodontal ligamentlerden yoksun olduğu ve çevredeki kemik bir dereceye kadar basınç kaldırabilir olduğu için, implant üzerindeki lateral kuvvetleri azaltmak ve mümkün olduğunca dişlere transfer etmek mantıklı bir yaklaşım olacaktır. Bu amaca ulaşamadığı zaman potansiyel aşırı yüklenmeyi karşılayabilmek için daha fazla implant ilave edilmesi de tam olarak sorunu gideremeyecektir²⁴.

2.5.1. İmplant ve Doğal Diş Desteklerinin Bağlanması

Anterior ya da posterior bölgelerde dişlerini segment olarak kaybeden hastalar, aynı ark üzerinde dişlerden ayrı olarak konumlanan osseointegre implantlarla en iyi şekilde tedavi edilebilir. Eğer kalan dentisyon kendi başına yeterli sağlamlıkta ise, destek sağlamak için implantlara gereksinim yoktur. Bununla beraber osseointegre implantlarda diş desteğine ihtiyaç duymazlar. Bu nedenle dişlerin serbest olarak durduğu segmentlerin ve osseointegre implantlı segmentlerin aynı çenede ayrı kullanımı, muhtemelen implant tipine bakılmaksızın en başarılı tedavi formülüdür ve her zaman ilk olarak tercih edilmelidir²⁴. Fakat her zaman bu mümkün olamamaktadır; ekonomik yetersizlikler, anatomik oluşumların kısıtlamaları, terminal implant kaybı gibi nedenler bizim bazı durumlarda implant-doğal diş desteklerini birlikte kullanmamızı gerektirebilir^{6,7}.

Fakat implantların doğal dişlerle birlikte kullanımlarında bazı problemler bulunmaktadır. Buradaki temel problem diş mobilitesidir. Bu davranış farklılığının nedeni, implantın kemiğe osseointegre olmasından dolayı harekete izin vermemesi (rijit şekilde kemikle bağlantı yapması), periyodontal ligamentin ise dişte harekete izin veren viskoelastik özellikte bir doku olmasıdır. İmplant-diş bağlantısının biyomekaniğini anlamak ve

buna uygun çözümler üretebilmek için periyodontal ligamentin mekanik davranışının ayrıntılı şekilde incelenmesi gerekmektedir ^{41,42}.

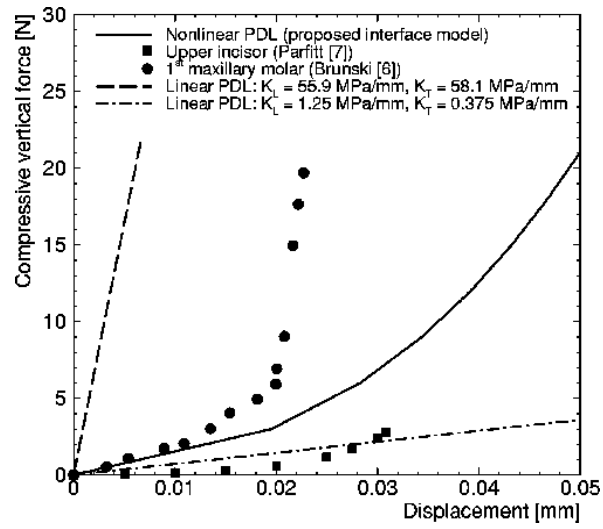
2.5.2. Periyodontal Ligament (PDL) ve Materyal Özellikleri

Periyodontal ligament dişlerin köklerini saran ve onları alveolar kemiğe bağlayan yumuşak, damarlı ve sellüler bağlayıcı bir dokudur. % 53 – 74 kolajen lifinden ve % 1–2 kan damarlarından ve amorf mukopolisakkarit matrisine gömülü sinir uçlarından meydana gelir. Kollajen lifler bir taraftan diş kökünü saran kemiksi dokuya diğer taraftan alveolar kemiğe tutunan demetler halinde düzenlenmiştir. Yönleri kök boyunca derinlik arttıkça değişkenlik gösterir. PDL'nin kalınlığı derinlik ve yaşa bağlı olarak 0.15 mm ile 0.25 mm arasında değişir. PDL; dişlerde aşınma, okluzyon konumlandırma, mobilite ve dental biyomekanik konularında temel öğedir. Çiğneme sırasında üretilen stresleri mekanik olarak dağıtır ve azaltır ⁴¹.

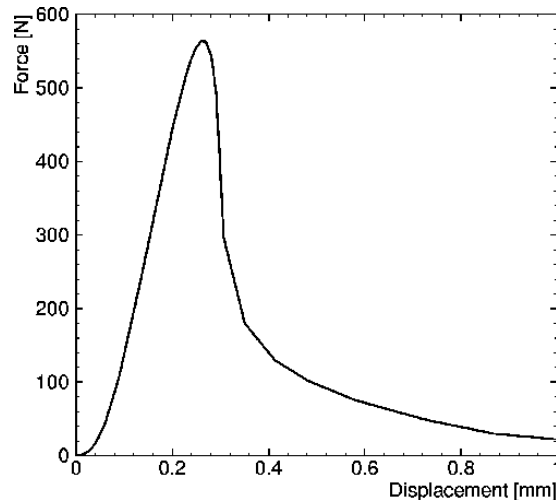
Bununla ilgili olarak yapılan bir çalışmada çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu ve diş boyunca PDL yapısına doğru dağıtılan stresler incelenmiştir. Dişin ve PDL'nin stres dağılımındaki rolünü incelemek için 3B SEA metodu kullanılmıştır. Sonlu eleman modelinde, mandibular birinci molar oluşturulmuştur. Çiğneme kuvvetleri presensörle ölçülmüş ve modelin okluzal yüzeyi üzerine yükleme yapılacak şekilde programlanmıştır. Kök yüzeyleri ve PDL'nin çevresi (alveolar duvar) arasında konumlanan işaretlenmiş noktalardaki stres değerleri karşılaştırıldığında, PDLnin çevresine konan noktalardaki stres değerlerinin, kök yüzeyinin çevresine konan noktalardaki stres değerlerinden daha az olduğu görülmüştür. Bu bulgular şunu ortaya koymuştur; dentin ve pulpa stresin azaltılmasına iş birliği içinde hareket etmiş, diş minesi, dentin ve pulpa dizilişi, stres dağılımının biçim ve düzenini etkilemiştir. Diş yapısının farklı maddesel özelliklerinin stresin

azaltılmasında ve özellikle kökte, stres dağılımının biçim düzeninde çok önemli bir etken olduğu düşünülmektedir⁴³.

Bununla beraber yapılan deneysel çalışmalarda periyodontal ligamentin çekme (tensile) ve basma (compressive) kuvvetleri karşısındaki yer değiştirme (displacement) verileri şu şekilde ortaya konmuştur (Şekil 6,7) ⁴⁴.



Şekil 6: Basma kuvvetleri karşısında periyodontal ligamentin yer değiştirme miktarı



Şekil 7: Çekme kuvvetleri karşısında periyodontal ligamentin yer değiştirme miktarı

Periyodontal ligament gibi bu kadar ince, yumuşak ve narın dokular üzerinde doğru ve tekrarlanabilir deneyler yapma konusunda yaşanan güçlükler bu konuda ki deneysel kanıt eksikliğinin en büyük nedenlerinden biridir. Dişler ve kemik dokular ufak strainleri kaldırabildikleri için linear (lineer, doğrusal) elastik olarak kabul edilseler de, benzer varsayımlar fonksiyonel yükler altında büyük ölçüde deforme olan periyodontal ligament için geçerli değildir. Aslında çeşitli yük koşulları altında hayvanlar ve insanlar üzerinde yapılan deneysel araştırmalar geniş strainler oluştuğunu kanıtlamış ve PDL'nin yüksek düzeyde non-linear (lineer olmayan, doğrusal olmayan) stres-strain davranışını ortaya koymuştur⁴¹. Bununla beraber sağlıklı periyodontal ligamentli doğal dişin mobilitesi 50 µm ile 200 µm arasında iken, osseointegre implant yalnızca 10 µm hareket edebilir; bu da temelde kemik esnekliğinin bir sonucudur.^{6,9,18}.

İmplant-diş bağlantılarında diş mobilitesi dışında problem yaratabilecek bir diğer durum ise doğal diş periyodontal ligamentinin proprioseptif özelliğidir. Bu özellik sayesinde çiğneme sisteminde ortaya çıkan aşırı okluzal kuvvetler algılanır ve bu yüklerin zararlı etkileri minimize edilir. İmplant-doğal diş bağlantısında dikkat çekici durum rijit bir bağlantıyla implantın, sağlıklı diş-periyodontal ligament sisteminde aşırı yükleme koşullarını algılamasını engelleyebileceği ve böylece proprioseptif refleksleri önleyebileceğidir. Ancak implant, tüm yönlerde doğal diş-periyodontal ligament sisteminin sahip olduğu mobiliteye benzer bir mobiliteye sahip olursa bu tehlikeli durum engellenebilir⁴².

Bunun aksini savunanlarda bulunmaktadır. Dişlerin implantlara bağlanmasının çekiciliğini aydınlatan bir teori de mevcuttur. Periyodontal ligamentlerin proprioseptif özellikleri olduğu için, bu teorinin savunması, dişlerin implantları aşırı yüklerden koruyacağına dayanmaktadır. Bununla beraber bu klinik olarak desteklenmemiştir ve gerçekte stomatognatik sistemdeki geri bildirimlerin çoğunluğu kasların ve

temporamandibular eklemin ligamentleri içinde kalmaktadır. Bunun delili olarakta doğal dişteki proprioseptif duyunun hastanın doğal dentisyonunu kırıklardan ve travmalardan koruyamaması gösterilmektedir. Bu tartışmaların her iki yanını tasdik edecek ilave çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır²⁴.

Bu yaklaşımların dışında, doğal dişlere kıyasla dental implantların duyusal algılama eşiklerindeki büyük artışla ilgili olarak, sabit protezi destekleyen implant üzerinde, daha yüksek okluzal kuvvet beklenmektedir. Ancak in vivo okluzal kuvvet ölçümleri sonucunda, implant destekli sabit protezlere ve doğal dentisyona ilişkin elde edilen veriler benzerdir. Bu nedenle peri-implant dokular osseointegrasyonun ardından kemik kaynaklı uyarıları algılıyor gibi gözükmemektedir. Osseo-perception (Kemik algısı) kapsamlı olarak bilinmese de, araştırmalar göstermiştir ki; algılama seviyesine ulaşan kemik içi titanyum implantlar üzerindeki dış mekanik uyarıların, duyusal olarak algılanmasında peri implant sinir lifleri önemli bir rol oynuyor olabilir⁴⁵.

2.5.3. İmplant-Doğal Diş Bağlantı Türleri

Sabit protezleri desteklemek için, doğal dişlerin ve implantların splintlenmesi (bağlanması) diş hekimliğindeki bazı araştırmacılar tarafından desteklenmiştir. Biyomekanik ve klinik açıdan bu tasarım felsefesinin tavsiye edilebilirliğine ilişkin anlaşmazlıklar söz konusudur. Dişsiz bölgelerin, implant ve diş destekli protezlerle restorasyonu konusunda göz önünde bulundurulanan önemli klinik konulardan biri; implantların ve doğal diş desteklerinin splintlenmesinin gerekli olup olmadığı ve eğer splintlenecekse ne şekilde yapılacağıdır⁴⁶.

Doğal dişin, periyodontal ligament ile alveol soketine viskoelastik intrüzyonu (gömülmesi) ile osseointegre implantın hemen hemen göz ardı edilebilir deformasyonu arasında farklı bir eğilme hareketi

mevcuttur. Doğal dişin mobilitesi için 50 µm, implantın mobilitesi için ise 10 µm ortalama değerler verilmektedir. Bu da doğal diş ile implant arasında 5 katı bir mobilite farkı yaratır. Bu fark, implantta çiğneme kuvvetleri altında doğal diş tarafına doğru fulkrum benzeri bir etkiye neden olabilir ve implant ile destekleyen kemikte aşırı bir strese yol açabilir⁴⁷. Burada oluşan stres dağılımını biyomekanik olarak etkileyen faktörlerden bazıları şunlardır: Abutment (destek, dayanak) tasarımı, implantın materyal özellikleri, esnek elemanların etkisi, konnektör tasarımı (hassas veya yarı hassas bağlantılar) ve implantların doğal diş desteklerine splintlenme derecesi⁴⁶.

İmplant-doğal diş bağlantılarındaki temel biyomekanik farklılığı gidermek amacıyla bazı yazarlar tarafından farklı çözüm yolları önerilmiştir. Bu çözüm yolları implant üzerindeki dönme-eğilme kuvvetlerini azaltmak veya olası bir sorun durumunda implant-diş bağlantısının yeniden düzenlenmesine olanak tanımak için farklı mekanizmaların kullanılmasıdır⁴⁸.

Bu yöntemler şunları içerir ⁴⁸:

1. Bazı implant üreticileri doğal diş fizyolojik hareketini simüle etmek (taklit etmek) için bir mekanizma sağlamıştır^{49,50}.
2. İmplant ve diş destekli segmentlerin bazı bağımsız hareketlerine olanak tanımak için dikey sürgü vb. hassas bağlantılar kullanılmıştır.
3. Teleskopik bağlantılar ^{51,52} kullanılmıştır
4. İmplant ve diş destekli segmentler rijit olarak splintlenmiştir.

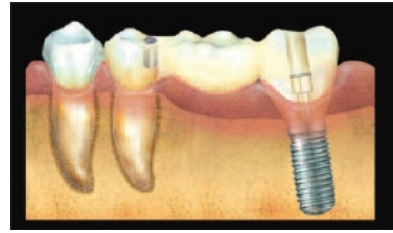
Geçmişte implant firmaları periyodontal ligament taklidi yapması için implant sistemi içerisinde intra-mobil eleman (IME) kullanmışlardır. Bu sayede implantın periyodontal ligamentin şok absorbe

edici özelliğini kopyalayabileceği düşünülmüştür. Fakat yapılan çalışmalar implanta gelen kuvvetlerin, sıkıştırma vidasında aşırı yüklemeye neden olması ile vida kırılmalarına sebebiyet verdiğini ortaya çıkarmıştır⁵³.

İmplant ile diş bağlantısının rijit olmayan bağlantılarla splintlenmesi de iki kısımda tartışılmaktadır. Bazı yazarlar ataçmanın pozitif parçasının doğal dişe bağlı parçada olmasını savunmaktadır (Şekil 8), bazıları ise implanta bağlı kısma konması gerektiğini savunmaktadır (Şekil 9)^{53,54}. Rijit olmayan bağlantılarda dikey sürgü veya farklı bir hassas tutucu ile doğal diş tarafından implantın üzerine gelecek ve devirici bir etkiye neden olabilecek kuvvetin zararlı etkisi elimine edilmeye çalışılmaktadır⁵⁵.



Şekil 8⁵⁵: Doğal dişe bağlı pozitif parça



Şekil 9⁵⁵: İmplantla bağlı pozitif parça

Ataçmanın pozitif parçasının implant tarafına bağlı olduğu splintleme şeklinin kullanıldığı durumlarda doğal dişlerin intrüzyonu belgelenmiştir (Şekil 10)^{53,55}. Bu intrüzyonu açıklamak için birçok teori raporlanmıştır. Bir teoriye göre, dikey sürgü tarzı ataçmanlar kullanılarak implanta bağlanan doğal dişe oklüzal yükleme kuvveti uygulandığında, bağlantı bileşenleri arasında oluşan sürtünme direnci doğal dişlerin serbest hareketini engeller. Vertikal yükleme kuvveti her uygulandığında, diş hafif intrüze olur ve tekrar geri yükselmesi engellenebilir. Bu tekrarlayan sürecin doğal diş intrüzyonuna yol açtığı düşünülmektedir. Benzer şekilde, zaman içinde bağlantının tabanında kalan birikintiler doğal dişin tekrar geri sıçramasını engeller ve bu da yine doğal dişin intrüzyonuna yol açabilir^{48,56,57}. Bozulan siman bağlantısı, temas

sürtünmesi, gıda akümülayonu ve plak oluşumu ile ortodontik hareket teşvik edilebilmektedir²⁴.



Şekil 10⁵⁵: Doğal dişin intrüzyonu

İmplantlar arasında kalan doğal dişler üzerindeki teleskopik bağlantılar ise doğal dişleri implant destekli restorasyonlara dahil etmek için kullanılmıştır. Doğal dişin, karşıdan gelen okluzyonla herhangi bir doğrudan teması olmamasına rağmen, bu durumlarda da doğal diş intrüzyonu bildirilmiştir^{56,57}. Bu olguyu açıklamak için iki teori sunulmuştur: Biri, periyodontal ligamentin kullanılmama veya uyarılma eksikliğinden dolayı atrofiye uğradığını ileri sürer^{58,59}. Diğer teori ise, dişi alveol soketine girmeye zorlayan, doğal dişe şok dalgası şeklinde kuvvet aktarımı olarak tanımlanmaktadır⁶⁰.

Yapılan birçok araştırmada farklı olarak; uzun yıllar boyunca implantlara ve doğal dişlere rijit olarak bağlanan sabit protezlerin başarısı gösterilmiştir^{8,9,45,53,61,62}. Tanımlandığı şekilde rijit splintleme sisteminde, oklüzal yükün doğal diş desteği ve implant arasında paylaşıldığı varsayılır. Bu sav, strain gauge (gerinim ölçer) aletlerinin implant abutmentı içine yerleştirildiği bir in vivo çalışmayla desteklenmiştir. Bir doğal diş ve bir implant desteği kullanılarak sabit protezler yapılmış, implant abutmentları, strain gauge aletlerini içerecek şekilde modifiye edilmiş ve sabit protezler oklüzal olarak yüklenmiştir. Ölçümler, test abutmentları içine yerleştirilmiş strain gauge aletlerine kaydedilmiştir. Bu çalışma sonucunda, eğilme kuvvetlerinin implanta uygulandığı sonucuna varılmış ve kuvvet arttıkça

aynı oranda doğal dişin oklüzal kuvvet yükünü paylaştığı var sayımı yapılmıştır⁶³.

İmplantların doğal dişlere rijit olarak bağlanmasını savunanlar implantın ve doğal dişin diferansiyel mobilitesini kabul etmekte ve yükün paylaşılmasına izin vermek için implant sisteminde yeterli esnekliğin olduğunu varsaymaktadır^{53,55,62-67}. Bunun olması için şu şartların sağlanması gerektiği düşünülmektedir: ⁴⁸

1. İmplant, implant abutmentı, restorasyon oluşu ve sıkıştırma vidaları esnek bir sistemdir.
2. Doğal dişin sağlıklı ve yeterli bir periyodontal desteğe sahip olması gerekmektedir.
3. İmplant üzerindeki uygulanan kuvvetin büyüklüğü, sıkıştırma vidalarına uygulanan yükten az olmalıdır.

Bununla beraber implantın doğal dişlere splintlenmesiyle ilişkilendirilen potansiyel problemler; abutment vidası gevşemesini, protezin kırılmasını, doğal dişlerin alveole intrüzyonunu, implant boynu çevresinde kemik rezorbsiyonunu ve yapıştırma simanının bozulmasını içerir. Bu problemler, sisteme oklüzal kuvvet yüklendiğinde kantilever etkinin neden olduğu eğilme momentinin bir sonucu olarak ortaya çıkabilmektedir⁶⁸.

Yapılan bir çalışmada implant yüzeyleri üzerindeki kemiğin maddesel özelliklerinin, yüklemeye karşı biyolojik reaksiyonları nasıl etkilediğini araştırılmıştır. Sonuç olarak, dental implantın kemiksel ara yüzünün visko-elastik reaksiyon ile tepki verdiği ortaya çıkmıştır. İmplant üzerindeki titanyum oksit tabakanın, ara yüz üzerindeki kesme strainlerini kontrol eden makroskopik ve mikroskopik bir mimari sağlamakta olduğu sonucu bildirilmiştir⁴³.

2.6. Diş Hekimliğinde Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, biyolojik dokuların, bu dokulara uygulanan kuvvet karşısındaki tutumunu inceleyen bir bilimdir. Biyomekanik, mühendislik mekaniğinde kullanılan alet ve yöntemler ile canlı dokulardaki yapılar ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi inceler. Sabit protezlerde sabit destek olarak kullanılacak yapıların temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara dağıtmaktır⁶⁹. Bu çalışmada protez desteği olarak hem doğal diş, hem implant hem de bu ikisinin kombinasyonları kullanılmıştır. Doğal diş desteğinden farklı bir biyomekanik özellik sergileyen dental implantların kullanımında öncelik biyomekanik olarak yüklerin çevre destek dokulara zarar vermeyecek şekilde dağıtılması ve yayılmasıdır²⁵.

Biyomekanik olarak kuvvet-yük dengesi 2 ana faktöre bağlıdır:

1. Uygulanan kuvvetin karakteri
2. Kuvvetin uygulandığı fonksiyonel yüzey alanı

2.6.1. Kuvvet

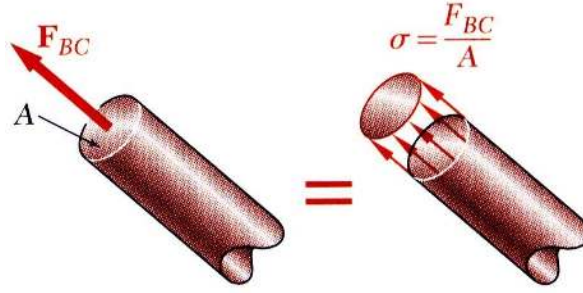
Kuvvet cisimler arasında itme ya da çekme biçimindeki etkileşimdir. Kuvvetler temas halindeki cisimler arasında olabileceği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da (kütle çekimi, elektromanyetizma gibi) olabilir. Kuvvet vektörel bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen bir büyüklük ve bir yön ile ifade edilir⁷⁰.

2.6.2. Stres (Gerilim-Gerilme)

Herhangi bir kuvvetin bir yüzey üzerine yayılmasına mekanik stres denir. Stres ve basınç birimleri aynıdır. Aralarındaki temel fark; basınçta sıkışma tipi kuvvetin söz konusu olmasıdır⁷¹. Dolayısıyla stresi

tanımlamak için;

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



Şekil 11: Stresin tanımı

Stresin yoğunluğunu belirleyen iki ana faktör vardır. Bunlardan birincisi uygulanan kuvvetin şiddeti, ikincisi kuvvetin yayıldığı kesitin alanıdır. Çiğneme sisteminde bu iki faktörden kuvvetin şiddeti üzerinde çok fazla değişiklik yapılamamaktadır. Ancak ağız içinde implantlar üzerine gelen kuvvetlerin etkilerini azaltabilecek hususlarda değişiklik yapılabilmektedir. Bu amaçla kantilever uzunluğu, kronların serviko-okluzal yüksekliği, tüberkül eğimleri gibi faktörlere dikkat etmemiz gerekir. Bruksizm gibi parafonksiyonu olan hastalara gece koruyucusu veya sabit protez yerine overdenture tarzı protez yapımı, implantlar üzerine gelecek kuvvetlerin azaltılmasında etkili olabilecek seçeneklerdir. Dolayısıyla dikkatli bir tedavi planlaması ile implantlar üzerine gelen kuvvetleri kontrol edebilir ve azaltabiliriz. Bu sebeple “fonksiyonel kesit alanı” kuvvetleri taşıyıcı ve stresi dağıtan alan olarak tanımlanmaktadır⁷².

Dental implant tedavi seçeneğinde bu alanın optimizasyonu için, belirlenen bir bölgede implant sayısının artırılması, üzerine gelen kuvvetleri daha iyi tolere edebilen, kuvvetleri çevre dokulara daha homojen olarak iletebilen implant tasarımlarının tercih edilmesi gerekir. Fonksiyonel

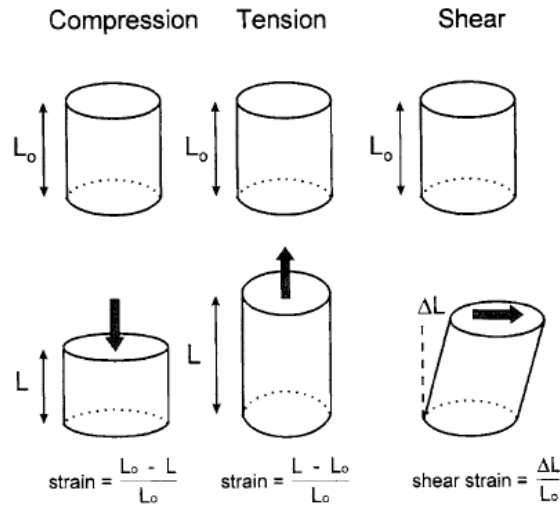
yüzey alanındaki artış; protezler, protezleri taşıyan implant üstü parçalar, implant ve çevre dokularda görülen mekanik stres şiddetinde azalmaya sebep olacaktır ⁷².

Stres tiplerini üçe ayırabiliriz (Şekil 12) ⁷⁰;

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

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

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



Şekil 12: Üç farklı stress altında oluşan strain (Gerinim) ⁷³

2.6.3. Strain (Gerinim-Gerinme)

Stres gibi geometrik özelliklerden bağımsız bir deformasyon yoğunluğu strain (gerinim) olarak tanımlanabilir⁷⁰.

Dental implantlara gelen kuvvetler sonucu implantlarda ve çevre dokularda deformasyon görülebilir. Deformasyon direkt olarak strain ile alakalıdır. Strain'in ise kemiğin yapım ve yıkım aktivitesinde önemli bir parametre olduğuna inanılır⁷⁰.

Mühendislik mekaniğinde strain'in tanımı şu şekilde yapılır: Stres altında düz bir çubuğun orijinal boyuna göre, boyca uzama miktarını ifade eder. Strain'in bir ölçüm birimi yoktur. Genelde yüzde ile ifade edilir. Farklı uzunlukta, aynı materyalden yapılmış nesnelerin strain değerleri farklıdır. Boy arttıkça, boyca uzama miktarıda katlanarak artmaktadır. Bu nedenle materyal için strain değerleri 1 birim boy materyel uzunluğuna göre ifade edilir. Belirli bir strain altında ℓ_0 materyalin orijinal uzunluğunu ifade ederken, $\delta\ell$ ise boyca uzama miktarını ifade eder⁷⁴.

En basit şekilde formülü aşağıdaki şekildedir ⁷⁴:

$$\epsilon = \frac{\delta\ell}{\ell_0}$$

Şekil 13: Strain'i ifade eden formül

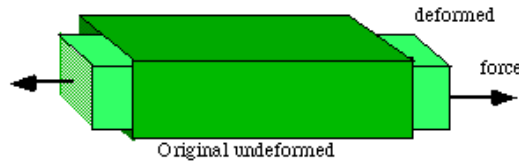
2.6.4. Poisson Oranı

Bir nesneye tek tip bir stres uygulanması son derece güçtür. Tek yönlü bir kuvvet uygulandığında nesnenin boyunda ve eninde aynı anda değişimler olur. Bu değişimler materyalin yapısındaki interatomik bağlantıların doğasına ve simetrisine bağlıdır.

Poisson oranı; bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade eder (Şekil 14) ⁷⁴.

$$\epsilon \text{ (strain)} = \Delta L / L$$

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$



Şekil 14: Poisson Oranı

2.6.5. Elastisite Modülü (Young modülü)

Bir cismin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Tanımı gereği birim kesit alanına sahip bir malzemede (genellikle 1 mm²) birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gereken kuvveti gösterir. Bazı kaynaklarda Young modülü olarak da geçmektedir⁷⁴.

Elastik deformasyondaki birim uzama ile normal gerilme (çekme ya da basma gerilmesi) arasındaki lineer (doğrusal) ilişkinin bir sonucu olup bir birim uzama başına gerilme olarak tanımlanır. Elastisite modülünün birimi N/m² 'dir. Birim uzama ile normal gerilme arasındaki doğrusal ilişki şöyle tanımlanabilir⁷⁴:

$$\text{Elastisite Modülü (} E \text{)} = \text{Normal Gerilme (} \sigma \text{)} / \text{Birim Uzama (} \epsilon \text{)}$$

2.6.6. Linear (Lineer, Doğrusal) Elastik Cisim

Bir materyalde stres ve strain ilişkisinin (gerilme ve birim uzamanın) doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe elastisite modülü ve poisson oranı ile ifade edilmesidir Elastik cisim bir stres altında, cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra bu stres ortadan kalktığında kendi orijinal şekline ve düzenine dönmесidir⁷⁵.

2.6.7. Non-Linear (Lineer olmayan-Doğrusal olmayan) Elastik Cisim

Stres ve strain arasındaki ilişkinin doğru orantılı olmadığı malzeme özelliğine sahip materyaller olarak tanımlanır. Non-Linear özellik üç bölümde incelenir⁷⁶:

- Malzemeye bağlı
- Nesnelerin değişen karşılıklı ilişkilerine bağlı
- Geometriye bağlı

Malzemeye ilişkin nonlinearite (doğrusalsızlıklar) yapının sertliğinin farklı yük seviyelerine göre değişmesine neden olur ve SEA programında non-linear (doğrusal olmayan) stres-strain ilişkileri olarak ifade edilir. Stres-strain özelliklerini etkileyen birçok faktör; elastik-plastik tepkideki zamana ve buna bağlı opsiyonlu yük geçmişini, sıcaklık gibi çevresel koşulları ve creep (sünme) tepkisinde yükün uygulanma süresini içerir. Periyodontal ligamentin dinamik davranışı ve yumuşak ağız dokularına ilişkin simülasyonu bu teoriyle gerçekleştirilebilir. Nesnelerin değişen karşılıklı ilişkisi; hem dişler arasındaki hem malzemeye doku arasındaki temaslarda ağız içinde sıklıkla görülen yapısal bir davranıştır. Geometrik doğrusalsızlıkların temel özellikleri ise büyük deformasyonlar veya rotasyonlardır, zaman zaman diş telleri gibi dişle ilgili malzemelerde görülür. Değişen geometrik konfigürasyon yapının non-linear şekilde tepki

vermesine neden olabilir. Genellikle, defleksiyon (yön saptırma) arttıkça yapının sertliği ve dayanıklılığı da artmaktadır⁷⁶.

Non-linear analiz, doğrusal statik modellerle çözülemeyen gerçekçi durumlardaki stres ve straini(gerilim ve gerginliği) tahmin etmek için gittikçe daha güçlü bir yaklaşım haline gelmektedir. Bu yöntemin doğru kullanımı için gerekli temel elemanlar tam olarak netleştirilmelidir. Diş hekimliğinde non-linear SEA uygulamasındaki şu başlıklar kapsamında ele alınmaktadır⁷⁶ :

- Periyodontal ligament özelliğinin non-linear simülasyonu
- Malzemelerdeki plastik ve viskoelastik davranışlar
- Dişler arası temas analizi
- İmplant yapılarındaki temas analizi
- Restorasyonlardaki interfasiyal gerilimler

PDL özelliklerinin non-linear simülasyonu, çeşitli diş hareketlerinde stres ve strainin gerçeğe yakın olacak şekilde tahminini sağlamaktadır. Hedef malzemenin elastik, plastik ve viskoelastik malzeme özelliklerinin belirlenmesi genellikle SE analizlerinden önce mekanik test uygulanmasını gerektirir. Malzemenin özellikleri bir kere belirlendikten sonra, karmaşık geometrilerde ve çeşitli boyutlara sahip protezlerin simülasyonlarında kullanılmaktadır⁷⁶.

2.6.8. Viskoelastik-Hiperelastik Cisim

Viskoelastik özellikte işin içine zaman faktörü girmektedir. Kuvvetin sabit kalmasına karşın deformasyonun zamanla arttığı malzeme özelliğidir. Hiperelastik cisim ise deformasyonun bir stres altında sabit kalması ve zamana bağlı olarak bu durumun değişmemesidir⁷⁰.

2.6.9. İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, stres ve strain (gerilme-gerinim) ilişkileri iki malzeme sabitine (elastisite modülü ve poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir⁷⁵.

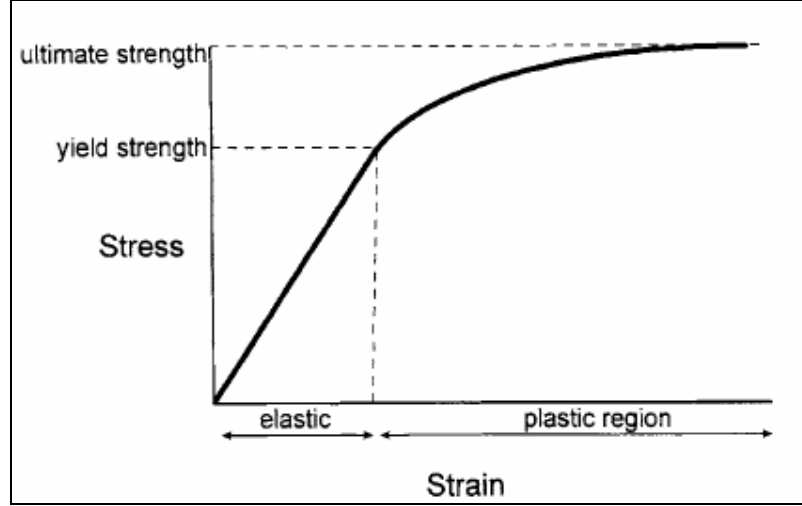
2.6.10. Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir⁷⁵.

2.6.11. Yield Stres

Bir materyalde stresin artışı değerlendirilirken, stresin straine oranlanamayacağı bir nokta vardır. Bu noktaya oransal sınır (proportional limit) denir. Elastik sınır ise, daimi deformasyonun aşağısındaki stres olarak tanımlanır. Bu stres parametrelerinin kesin deneysel değerleri zor belirlenir, pratik amaçlarda orantı sınırı ve elastiklik sınırı ayırt edilememektedir. Neticede yield stresi denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Yield stresi daimi deformasyonun özel bir miktarına benzer bir stres gibi tanımlanabilir. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması zor, denebilmektedir⁷⁵.

Şekil 15'te stres ve strain arasındaki ilişki gösterilmiştir. Cisme uygulanan kuvvet altında oluşan bu eğride yield noktası ile elastik deformasyon ve plastik deformasyon bölgeleri birbirinden ayrılmıştır. Yield noktasından sonra cisme uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon artık geri dönüşümsüzdür. Cisim zarar görmüş olarak nitelendirilir. Ultimate strength ise cismin kırılmadan (kopmadan) dayanabileceği son noktayı göstermektedir. Bu noktadan sonra cismin molekülleri arasında bir kopma oluşur ve cisim kırılır⁷⁷.



Şekil 15: Stres ve strain arasındaki ilişki

2.7. Stres Analiz Yöntemleri

Hem implant hem de doğal diş destekli protezlerde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, bu destekler vasıtasıyla biyolojik dokulara (kemik ve yumuşak dokular) iletilerek bu dokularda streslerin (gerilmelerin) oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, yani biyomekanik açıdan ideal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli stres analizlerinden faydalanılmaktadır. Bunlar⁷⁵:

1. Kırılğan vernik kaplama tekniği ile stres analizi
2. Fotoelastik model kullanılarak stres analizi
3. Strain gauge (Gerinimölçer) ile stres analizi
4. Lazer ışını ile stres analizi
5. Termografik kuvvet analizi
6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi
7. Sonlu elemanlar stres analizi biçiminde sıralanabilir.

2.7.1. Kırılğan Vernik Kaplama Tekniği ile Stres Analizi

Vernik kuvvet dağılımlı incelenecek cismin üzerine homojen şekilde püskürtülür. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde uygulama noktasından uzaklařtıķa azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık oluştuğu bölgeler, kuvvetin etkisine en çok maruz kalan blgelerdir⁷⁵.

2.7.2. Fotoelastik Model Kullanılarak Stres Analizi

Fotoelastik yöntem; optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop cihazı yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgilerinin incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır⁷⁵.

Distale uzantılı sabit protetik restorasyonların son desteklerindeki streslerin, implant destekli sabit bölümlü protezlerdeki yk iletimlerinin, implant-doğal diş tasarımlarındaki streslerin, implant destekli overdenturelarda tutucu tasarımlarının değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmaktadır⁷⁵.

2.7.3. Strain Gauge (gerinim ölçer) ile Stres Analizi

Mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır. Bu yöntemde yapıřtırıldıķları malzemenin yük altında şekil değiştirmesine bağlı olarak değişen strain gaugeler (gerinim ölçerler) kullanılır. Bu sayede çeşitli yükler altında şekil değiştiren malzemelerin birim şekil değiştirme değerleri strain gaugelerin (gerinim lerin) yapıştırılmış olduğu noktada ölçülerek stres değerleri hesaplanır⁷⁵.

2.7.4. Lazer Işını ile Stres Analizi (Holografik Interferometre)

Hologram, cisimlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır. Gerilim veya herhangi başka bir nedenle oluşan yüzey değişimlerinin tespit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interferometrenin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre en çok kullanılan türdür⁷⁵.

2.7.5. Termografik Kuvvet Analizi

Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişimler, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, diş hekimliğinde kullanılan implantların statik yüklemesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yüklemeye frekansı gereksinmelerini karşılamaktadır⁷⁵.

2.7.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analizi

Bu metod, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Yöntemde; bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, gerilimölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilimölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır⁷⁵.

2.7.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SEA, Finite Element Analysis, FEA)

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin temeli; sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır⁷⁵.

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrilere sahip sistemlerde karmaşık mekanik problemlerin analitik olarak çözümüne imkan veren sayısal (numerik) bir yöntemdir. Kararlı rejimli, değişken rejimli, linear (lineer), non-linear (lineer olmayan) durumlar için stres (gerilim) analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri, sonlu elemanlar yöntemi ile yapılabilir⁷⁵.

Bu yöntem; ilk olarak 1956 yılında bulunmuş ve uçakların incelenmesinde kullanılmıştır. Ayrıca, inşaat mekaniği, petrol ve diğer mühendislikler ile ilgili problemleri çözmede de kullanılmaktadır⁷⁵.

Dental yapılar, oldukça karmaşık geometriye sahiptir ve bu yapılarla ilgili problemlerin çözümü ve klinik uygulamalar öncesi bilgi vermesi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemi oldukça uygundur. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde tüm sistemin ağ yapısı, elemanları, düğümleri ve sınır koşulları oluşturularak problem çözülmektedir⁴⁶.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde problem, şekilsel fonksiyonlar kullanılarak çok daha küçük ve basit elemanlara ayrılmakta ve sonuç, varyasyonel prensiplere dayanarak tespit edilmektedir⁷⁵.

Sonlu elemanlar stres analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara girilmesi gereken bilgiler⁷⁸.

- 1) Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- 2) Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- 3) Elemanların Poisson Oranı ve elastisite modülü değerleri,
- 4) Modele uygulanan kuvvetler,
- 5) Geometrinin sınır şartları,
- 6) Yapılacak olan analizin tipi.

2.7.7.1. Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantajları⁷⁹

1) Sonlu elemanlar yöntemi ile analizi yapılacak bir cisim temsil edilebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde dahi analiz, güvenilir olabilir.

2) Çok bağlantılı kısımlar (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan cisimler de zorluk çekilmeksizin analiz yapılabilir.

3) Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk getirmez. Geometrideki ve malzemenin yapısındaki bozukluklar, zamana bağlı değişken özellikler gibi malzeme özellikleri kolaylıkla değerlendirilebilir.

4) Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözümlmesine olanak sağlar, hem de sorunu basitleştirir.

5) Sınır şartları kolayca uygulanır.

6) Sonlu eleman metodunun çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir

2.7.7.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları⁷⁹

- 1) Programların maliyetleri çok yüksektir.
- 2) Programlar patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi vardır.
- 3) Bu programlara sık sık yenileme yapılmalıdır.
- 4) Programların kullanılabilmesi için iyi bir donanıma sahip olmak gerekir. Bu sebeple, programın kullanıldığı bilgisayarın maliyeti de artar.

2.7.7.3. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemindeki Temel Kavramlar

2.7.7.3.1. Sınır Şartları (Boundary conditions)

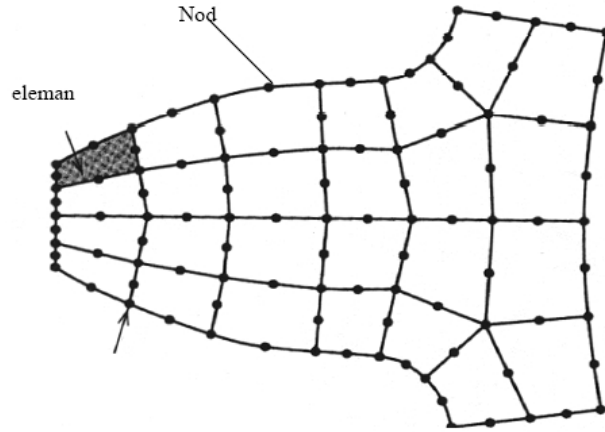
Sınır şartları streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Yani cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir⁷⁹.

2.7.7.3.2. Pre/post Prosesler (işlemler)

Yapısal modellerde daha fazla detay için imkân sağlayan modelin çizilmesi, çizilen modelin SEA için bölümlendirilmesini bu bölümlerin düzenlenmesini içeren işlemlere preprosesler (ön işlemler) ve analiz işlemlerine de postprosesler (son işlemler) denilmektedir⁷⁹.

2.7.7.3.3. Element (Eleman)

Sonlu eleman stres analizinde sistemi tanımlayan bölge, "element" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Elementlere eleman da denir. Bu elementlerin özellikleri, "nod (düğüm)" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elementlerin birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü sistemin yaklaşık davranışını verir. Çok sayıda düğüm bilinmeyene sahip sistemin çözümünü kolaylaştırır (Şekil 15) ⁷⁹.



Şekil 16: Bir sonlu eleman modelinde nod noktaları ve elemanlar⁸⁰

2.7.7.4. Sonlu Elemanlar Yönteminde Stres Değerlendirmeleri

Sonlu elemanlar stres analiz sonuçlarında önemli olan doğru kesitlerin elde edilip, düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslama yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmesidir⁸⁰.

Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses),

eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır⁸¹.

Kırılğan materyaller (kemik ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimini ifade eder. Metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için ise von Mises stres sonuçları önemlidir. İmplant materyali olarak kullanılan titanyumda oluşan stresler incelenirken özellikle von Mises stresleri değerlendirilir. Von Mises değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan makaslama streslerini oluşturan bileşke stres değerleri hakkında da fikir vermektedir. Von Mises stresleri plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir. Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Yield noktası aşıldıktan sonra materyal elastik davranış gösteremez ve daimi deformasyon oluşur. SEA genellikle materyal özellikleri linear elastik varsayıldığı için değerlendirmelerde von Mises streslerine bakılmaktadır⁸².

2.8. Konuyla İlgili  alışmalar

Romeed ve ark.nın⁸³ çalışmalarında kanin eksikliğinde uygulanan 2 ve 3 üyeli kantilever protezler 3B SEA ile incelenmiştir; 3 üyeli kantilever protezlerin aksiyel ve lateral okluzal kuvvetleri daha iyi dağıttığı tespit edilmiş ve 2 üyeli kantilevere göre tercih edilmesi gerektiği ifade edilmiştir. Protezdeki yer değişim (displacement) miktarı ve oluşan fonksiyonel streslerin, lateral yüklemeler azaltıldığında ve sadece gövdeye uygulanan kuvvetlerden ka ınıldığında minimuma indiği gözlenmiştir.

Yang ve ark.nın¹⁶ 2 boyutlu SEA ile yapılan normal ve azalmış periyodontal desteklerle yapılan kantilever protezlerin incelemesinde; sabit protez konnektörleri etrafında ve kantilevere en yakın destekte yüksek stres konsantrasyonları görülmüştür. Azalmış kemik desteği protezde eğilme ve stres konsantrasyonlarında artışa neden olmuştur. Dişler splintlendiğinde yer değiştirme ve stres konsantrasyonlarında azalma tespit edilmiştir. Splintlenen destek sayısını arttırdığımızda aynı oranda periyodonsiyumda stres azalması görülmez. Uzun kantilever gövdeler distal yönde devrilmeye ve streslerde belirgin artışa neden olmaktadır.

Weinberg kantileverli sabit protezlerde oluşan streslerin, gövdeye en yakın destekte apikal bölgede, bu dişin önündeki protezde de okluzal bölgede en yüksek noktaya ulaştığını bildirmiştir⁸⁴.

Awadalla ve ark.nın¹⁷ 2B SEA çalışmasından elde edilen bulgulara göre; destek dişe gövde tarafından iletilen vertikal kuvvetler vertikal ve horizontal yönde stres oluşturmuştur. Gövdeye yakın destek diş kuvvetin % 50 den fazlasına maruz kalmıştır ve sıkışma stresleri oluşmuştur. Gövdeye en uzak destek diş ise çekme kuvvetlerine maruz kalmıştır.

Eraslan ve ark.nın¹⁹ 2B SEA çalışmasında premolar ve molar gövdeye sahip kantilever köprülerde metal destekli porselen ve tam seramik porselen restorasyon malzemesi kullanımını incelemişlerdir. Distal kantilever uzantılarda gövde büyüklüğünün ve protez materyalinin stres dağılımını, konnektörlerde ve distal destek dişin servikal bölgesinde oluşan stres değerlerini etkilediği belirtilmiştir. Maksimum Von mises stresleri distal destek ile gövde arasındaki konnektörde yoğunlaşmıştır. Kısa kantilever uzantılarda Ips empress restorasyon kullanımında oluşan stresler metal seramik restorasyonlarda oluşanlara göre daha düşük değerlerde çıkmıştır. Tam seramik restorasyonların kısa kantilever

uzantılarda kullanılabileceği ama daha büyük uzantılarda metal seramik restorasyonların daha uygundur olacağı belirtilmiştir.

Akça ve İplikçioğlu⁶ 3B SEA çalışmasında kantilever uzantının kullanıldığı durumla, kısa implantların kullanıldığı ve kantilever uzantının kullanılmadığı durum arasında oluşan streslerde belirgin şekilde düşük stresler gözlemlemişler, mezial tarafta kantilever kullanımına göre distal tarafta kantilever kullanımının daha fazla stres oluşumuna yol açtığını bildirmişlerdir. Bununla beraber terminal implant kaybı ve anatomik kısıtlamalar durumunda ise bir şekilde kısa implantların kullanılması önerilmektedir ve durum ne olursa olsun distal kantilever protez yapılması önerilmemektedir.

Pjetursson ve ark.nın⁶¹ klinik gözlemlerden yapılan derlemede kantilever protezler incelenmiştir; bu derlemede kantilever protezler için 10 yıllık bir klinik gözlem sonucunda % 81.8 oranında bir kullanım tespit edilmiştir. Bununla beraber biyolojik ve teknik komplikasyon oranı 10 yıldan sonra % 37'ler seviyesine çıkmıştır. Kantilever uzantıların ilave bir okluzal yük oluşturmalarına rağmen sadece % 2.9 oranında bir destek dişte kırılma komplikasyonu sonucu başarısızlık ile karşılaşmıştır. Konvansiyonel köprülere göre daha yüksek oranda bir başarısızlık tespit edilmiştir.

Buna karşılık Becker ve Kaiser⁹ klinik uygulamalarda yapılan implant destekli kantilever protezleri gözlemlemişler ve 4.1 mm ve daha geniş boyunlu, pürüzlendirilmiş implant yüzey özelliğine sahip olan, okluzal vida kullanımının retansiyon ihtiyacını elimine etmek için simante tip tek parçalı abutment sistemleri kullanımının uygun klinik şartlarda yapıldığında başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Becker⁸ ayrıca 115 ITI Straumann implantın yerleştirildiği 36 hastaya uygulanan 60 kantilever protezde 10 yıllık bir gözlem sonucunda herhangi bir implant kırılması, abutment

kırılması, porselen kırılması, diş eti problemi ve radyografda kemik kaybına rastlamadığını rapor etmiştir. Wennström ve ark. da kantilever uzantı içeren ve içermeyen protezlerin 5 yıllık fonksiyondan sonra kemik seviyelerindeki değişikliklerini incelemişler; yüksek standartlarda oral hijyene sahip hastalarda, okluzal yüklemelere uygun şekilde tasarlanmış implant destekli protezlerin uzun dönem başarıyı sağlayabileceği belirtilmiştir. Kantilever uzantıya sahip protezlerin peri-implant kemik kaybına yol açtığı ispatlanamıştır⁸⁵.

Manda M. ve ark.⁸⁶ 3 boyutlu SEA çalışmalarında kantilever köprülerde konnektör boyutundaki artışın stres oluşumuna etkisine bakmışlardır. Konnektörlerin, vertikal boyuta bağlı olmaksızın tüm restorasyonların en yüksek stres konsantrasyonlarını barındırdığı, ayrıca son destek dişin distal konektörünün yanında mezialindeki konnektöründe vertikal boyutundaki artışın küçük stres azalmalarına neden olduğu sonucuna varmışlardır.

Tüm ark kantilever protez uygulamaları ile ilgili şu çalışmalar incelenmiştir:

Sertgöz ve Güvener⁸⁷ kullanılan implantların ve kantilever gövde uzunluğunun protezlerdeki streslerin oluşumuna etkisini incelemişlerdir. Maksimum stresler terminal implantın yüklenen tarafındaki distal kemik ve implant arayüzünde oluşmuştur. Kantilever uzunluğu dışında kullanılan implantların uzunluğunun kemik-implant arayüzünde stres oluşumunda fark edilebilir bir etkisi bildirilmemiştir.

Aynı şekilde Rangert ve ark.⁸⁸ çalışmalarında üst çenenin her iki tarafında yer alacak birer dişlik distal kantilever içeren tüm ark kantilever protez dizaynının kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Kantilever uzunluğunun, üst çenede bir molar dişin ortalama meziyo-distal çapına uygun olarak 10 mm'yi geçmemesi gerektiği sonucuna varmışlardır. Buna

benzer olarak Shackleton ve ark.nın⁸⁹ SEA çalışmasında tam dişsiz çenelerin implant destekli kantilever uzatılı sabit protezlerle restorasyonunun sonucunda şu değerlendirme yapılmıştır; kısa kantilever uzantılı protezlerin daha uzun ömürlü olduğu ve kantilever uzantıların 15 mm den daha fazla yapılmaması gerektiği bildirilmiştir.

Bununla beraber, maksillaya ve mandibulaya yapılan protezler arasında farklar mevcuttur. Mandibulada, mental foramenler arasındaki kemik ağzın diğer bölgelerinden daha yoğun olduğu için biyomekanik yüklere daha dayanıklıdır, bu nedenle bağlantı dayanımı artmaktadır. Bu özellik bilateral olarak dört ya da altı implanta 15–20 mm uzunluğunda kantilever uygulanmasına olanak sağlar. Diğer taraftan, maksilladaki daha zayıf kemik nedeniyle aşırı uzun kantileverler, parafonksiyonel alışkanlıklar, uygun olarak tasarlanmamış veya pasif şekilde oturmayan iskelet vasıtası ile ortaya çıkarılan aşırı yüklerde daha kolay zarar görebilir²⁴.

İmplant destekli tüm ark sabit protezlerde ön bölgede kavis boyunca implantlar birbirine splintlenip arka bölgeye kantilever protez uzatılınca aynı şekilde 1. sınıf kaldıraç oluşmaktadır. Kantilever uzantı oluşturmada önce implant sayısı, genişliği, uzunluğu, dizaynı ve kemiğin yoğunluğu iyi incelenmelidir. En anteriordaki implantın merkezi ile en posteriordaki implantın distali arasındaki mesafeye anterior-posterior uzunluk (AP) denir. AP mesafesi arttıkça kantileverler aracılığı ile implantlara gelen yükler azalmaktadır. Yapılan klinik araştırmalar sonucunda elde edilen en önemli bilgilerden biri de distal kantileverin uzunluğunun hiçbir zaman AP mesafesinin 2.5 katından fazla olmaması gerektiğidir. Kantilever protezler oluşturulurken unutulmaması gereken bir diğer faktör de ark formudur. Kare şeklindeki arklarda antero-posterior mesafesi U şeklindeki arklara kıyasla daha az olacaktır. Bu durumda da kare şeklindeki arklarda kantileverin uzunluğu mecburen daha az

olmalıdır. Bruksizimli hastalarda ise kantilever protezler kesinlikle yapılmamalıdır³⁰.

İmplant destekli kantilever protezler için; implant abutmentinin vidasının yaklaşık 30 N'luk bir kuvvetle sıkıştırıldığını ve kantilever uzunluğuna bağlı olarak artan bu kuvvetlerin abutmentteki vidanın gevşemesine neden olabileceği bildirilmiştir³⁰.

Yapılan çalışmada sonuçlar şunu göstermiştir ki; uygun büyüklükte mezial ve distal kantilever gövdeli protezler orta-uzun dönemde prognozu kötü etkileyen belirgin bir faktör değildir, bununla beraber kantilever uzantı içermeyen protezlere göre daha zayıf bir prognozu vardır. Kantilever gövdeler destekleyici implantların üzerindeki proteze negatif etki oluştururlar ve en yakın destekte proksimal yüzde genellikle marjinal kemik kaybına neden olurlar. İmplant desteğin ve protezlerin prognozu için kantilever uzunluğu kötüleştirici bir faktör değildir. Minimal kemik rezorpsiyonu kantilever uzunluğuna bağlı olarak en yakın destekte artabilir. Marjinal kemik kaybı indeksleri mezial ve distal kantilevere en yakın destekte belirgin şekilde farklılık göstermemektedir. Bu konuda daha fazla araştırma yapılmalıdır. İmplant üstü protezlerin prognozunu iyileştirme için karşıt dentisyonda doğal diş destekli protez olması veya doğal diş bulunmasının bir etkisi yoktur⁹⁰.

Yapılan in vitro çalışmalarda, kısmi dişsizliğin rehabilitasyonu için doğal dişlerin implantlara bağlı olduğu durumlarda implant çevresinde oluşan stresler araştırılmıştır. Bu çalışmaların çoğu SEA'ya dayandırılmıştır. Periyodontal ligamentin belirli bir dental mobilite sağladığını varsayan bu çalışmalara göre, diş-implant bağlantısı, kemiğe dişten daha rijit olarak sabitlenmiş olan implanta çiğneme yükünün daha büyük kısmının aktarılmasına neden olabilir. Bu stress yoğunlaşmasının ve onun yoğunluğunun, destek dişin doğal mobilitesi ve köprünün boyutuyla orantılı olduğu varsayılmaktadır⁶⁵. İn vitro çalışmalarda implant-

doğal diş bağlantılarında ortaya çıkan eşit olmayan kuvvet dağılımının, gözlemlenen in vivo çalışmalarda implant ve dokulara zarar vermediği sonucuna varılmıştır. İki implantla desteklenen bir köprüyle veya bir implantı ve bir diş bağlayan bir köprüyle rehabilite edilmiş hastalar üzerinde yapılan bir takip çalışmasında, iki prostetik konfigürasyonun uzun ömürlülük oranları arasında herhangi bir fark tespit edilmemiştir⁶⁵.

İmplant-doğal diş destekli köprülerde stres oluşumu ile ilgili bir SEA çalışmasında hem 2B hem 3B analizler yapılmıştır. Kuvvetin uygulama süresinin etkisinin incelendiği bu çalışmada statik ve uzun süreli uygulanan yükün PDL'nin alveole gömülme miktarını arttırdığından implantın üzerinde daha fazla yıkıcı etkiye neden olduğu fakat yük kısa süreli uygulandığında PDL'nin viskoelastik materyal özelliğinden dolayı rijit bir destek gibi reaksiyon gösterdiği ve implant ile yükü eşit olarak paylaştığı sonucuna ulaşılmıştır. Bu nedenle diş sıkma ve diş gıcırdatma gibi alışkanlıkların görülebildiği durumlarda PDL'nin ilerleyici deformasyonu nedeniyle kaçınılmalıdır^{65,91}.

Lin ve ark.nın⁶⁸ 2B SEA kullanıldığı bu çalışmada ortaya çıkan bulgular; hassas tutuculu sistemlerin stres aktarımını durdurduğu, implant sistemindeki ve protezdeki istenmeyen stres değerlerini arttırdığı için bu tip konnektörlerin dikkatli kullanılması gerektiğini öne sürer. Riskli periyodontal desteklere durumunda ek splintlerle desteklenen diş-implant bağlantıları stres oluşumuna karşı daha etkilidir.

2009 yılında implant-diş bağlantıları ile ilgili yapılmış bir derlemede 20 makale incelenmiş ve şu sonuçlar çıkarılmıştır: Rijit şekilde yapılan implant diş bağlantılarının doğal dişte, periyodontal ligamentte ve peri-implant kemikte en fazla stresi oluşturduklarına, non-rijit konektörlerin kullanılmasının ise kemikteki stresi azalttığını fakat protezdeki stresi arttırdığını bildirmişlerdir. Klinik çalışmalardan elde edilen sonuçlarda ise rijit konektörlerin komplikasyon risklerinin fazla olmasına rağmen, dişte

intrüzyon oluşturma riskini azaltması nedeniyle non-rijit konektörlere kıyasla tercih sebebi olduğu bildirilmiřtir⁹².

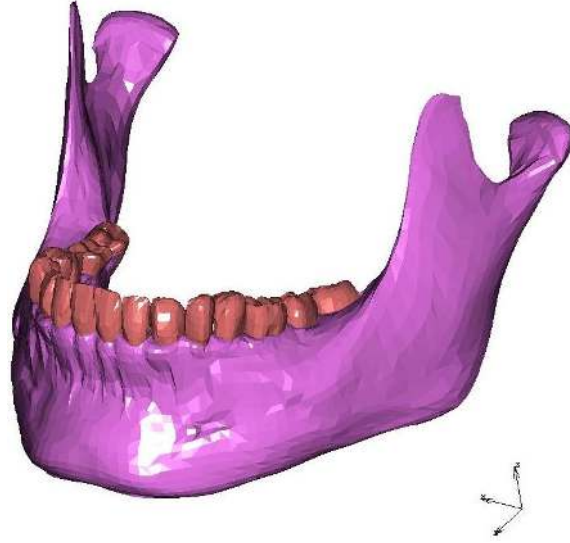
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule RWTH Aachen Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümüne bağlı Institute for Materials Applications in Mechanical Engineering'de ve Bias Limited Şirketinde gerçekleştirilmiştir.

Araştırmada, 3 boyutlu tek tarafı serbest sonlu biten mandibula modelinde, farklı destekler kullanılarak yapılan 3 üyeli bir kantilever köprünün üzerine uygulanan vertikal ve oblik fonksiyonel kuvvetler altında, destekleyici yapılarda ve kemikte oluşturduğu stresler sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

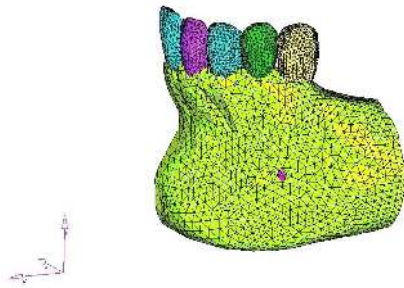
Modelin oluşturulmasında anatomi eğitiminde kullanılan insan kadavrasından alınmış mandibula bilgisayarlı tomografi yöntemi ile 1 mm'lik kesitler halinde taranmış ve JPEG formatında Intel® Core™ i5 İşlemci 670/ 3,46 GHz, 8 GB Ram, 512 MB NVIDIA NVS420 ekran kartlı, 500 GB 7200 RPM SATA hard-disk donanımlı bilgisayara aktarılmıştır (Şekil 17). Preproces işlemleri olan meshlerin oluşturulması ve düzenlenmesi için Patran 2008 (MSC Software Corp., Santa Ana, CA, USA) bilgisayar programı kullanılmıştır. Postproces işlemleri olan modelin çözümü ve sonuçlar için Abaqus FEA Version 6.8.1 (Dassault Systemes Simulia Corp., Rising Sun Mills, Providence, RI, USA) programı kullanılmıştır.



Şekil 17: Kullanılan mandibulanın bilgisayar ortamındaki modeli

3.1.1. Kullanılacak Mandibula Kesitinin Hazırlanması

Bilgisayar ortamında çalışacağımız bölgeyi oluşturmak için modelde orta hat üzerinden sagittal düzlemde kesit yapılarak düzenleme yapılmıştır. İkinci premolar diştten itibaren tek taraflı serbest sonlu bölge oluşturulmuştur. Bu işlem sırasında çekim sonrası oluşacak doğal kemik rezorpsiyonu da modele aktarılmıştır (Şekil 18). Bu modelde mandibular kanal ile kemik kreti arasında 6 mm mesafe olacak şekilde düzenleme yapılmıştır (Şekil 19).

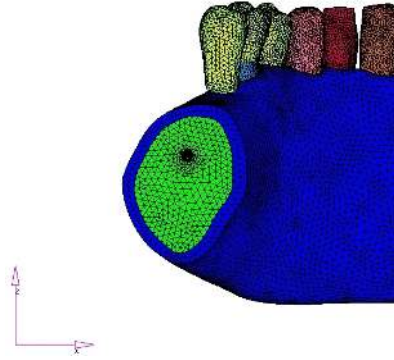


Şekil 18: Kullanılacak modelin serbest sonlu hali



Şekil 19: Mandibular kanal, trabeküler ve kortikal kemik

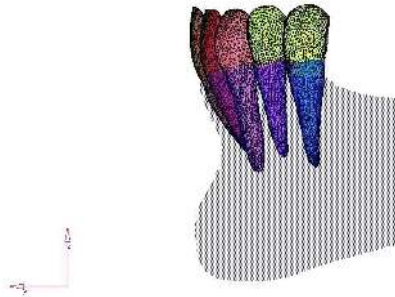
Çalışmada Lekholm ve Zarb'ın⁹³ kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada tarif edilen Tip 2 kemik özelliğine uygun olacak şekilde model oluşturulmuştur. Bu model üzerinde kortikal ve trabeküler kemik oluşturulurken Holmes ve ark. 'nın⁹⁴ çalışmasında belirtilen Tip 2 kemik özellikleri kazandırılmıştır. Buna göre trabeküler kemik ve bu kemiği çepeçevre saran 1.5 mm kalınlığında kortikal kemik tanımlanmıştır (Şekil 20).



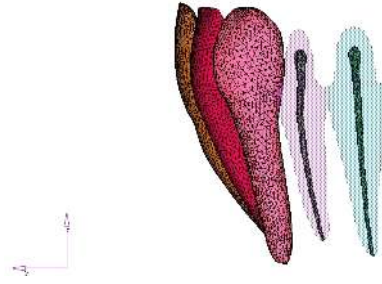
Şekil 20: Trabeküler, kortikal kemik ayrımı ve mandibular kanal

3.1.2. Doğal Dişlerin Modellenmesi

Doğal dişler ve kantilever gövde morfolojileri bilgisayarda modellenirken doğal diş anatomik formlarından yararlanılmıştır (Şekil 21)⁹⁵. Destek dişlerde pulpa odası ve bu odadan kök ucuna doğru seyreden kök kanalı oluşturulmuştur (Şekil 22).

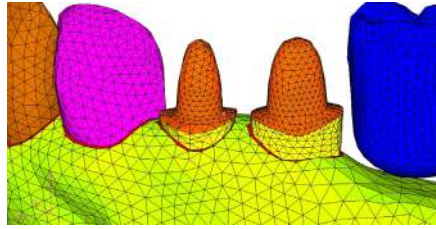


Şekil 21: Doğal dişlerin modeldeki pozisyonları

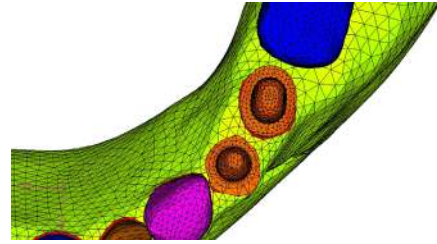


Şekil 22: Premolar dişler için pulpa odası ve kök kanalı oluşturulması

Çalışmada kullanılacak metal destekli porselen köprü protezi için bu desteklerde okluzalden 2 mm, aksiyal yüzlerden ise 1.5 mm olacak şekilde preparasyon uygulanmış, kenar sonlanma şekli olarak da 1 mm genişliğinde chamfer basamak türü seçilmiştir (Şekil 23, 24).

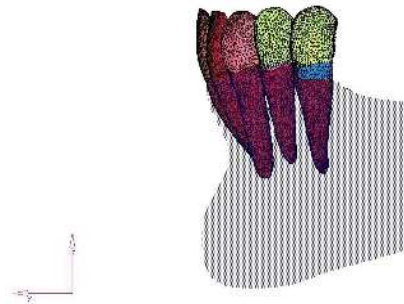


Şekil 23: Bukkalden görünüm



Şekil 24: Okluzalden görünüm

Destek olarak dişlerin kullanıldığı modellerde dişlerin kemik içerisindeki kök yüzeylerine 0.25 mm kalınlığında periyodontal ligament eklenmiştir (Şekil 25) ^{41,65}.



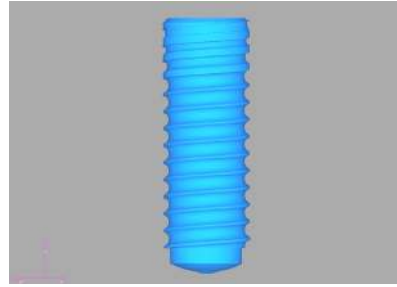
Şekil 25: Periyodontal ligament (Bordo Renkli kısım)

3.1.3. İmplant ve İmplant Desteklerin Modellenmesi

Çalışmada ITI Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) marka implantın bone level modelinin 4.1 mm çapında 12 mm uzunluğunda olan implantı ve buna uygun shoulder tipte basamaklı implant abutmentı (desteği) bilgisayarda modellenmiştir (Şekil 26,27).

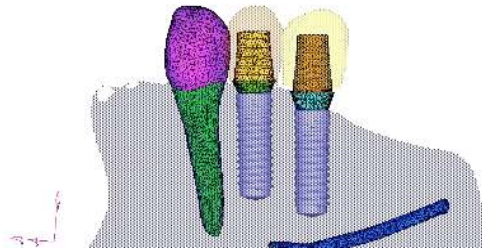


Şekil 26: Kullanılan İmplant

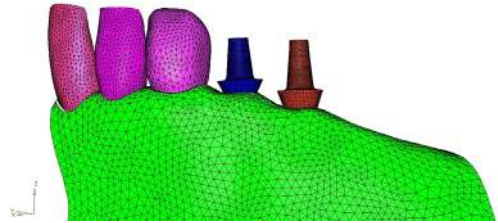


Şekil 27: İmplantın Modellenmiş hali

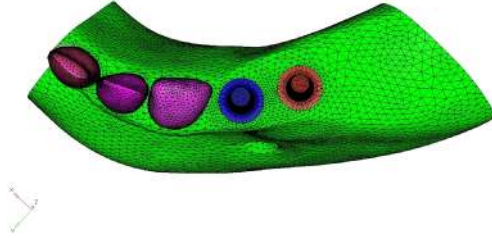
İmplantlar modellerde önceden bulunan dişlerin yerine gelecek şekilde hem meziodistal hem de bukkolingual yönde birbirlerine paralel olarak yerleştirilmiştir. İmplantların etrafında çepeçevre en az 1 mm kalınlığında kemik dokusu kalmasına dikkat edilmiştir. Modeller üzerinde standart sağlamak amaçlanmıştır. Yapılacak 3 üyeli kantilever köprü tasarımı uyacak şekilde abutment seçimi yapılmıştır (Şekil 28,29,30,31).



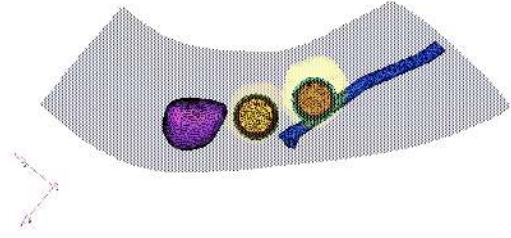
Şekil 28: İmplantların yerleştirme pozisyonları



Şekil 29: İmplant üst yapılarının açıları ve yerleştirilmiş hali



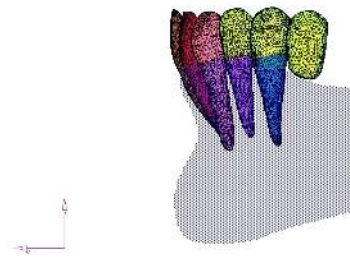
Şekil 30: Abutmentların okluzalden görünümü



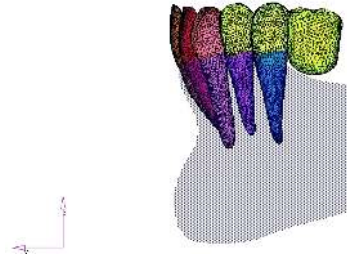
Şekil 31: Mandibular kanal ile okluzalden görünüm

3.1.4. Köprü Tasarımlarının Hazırlanması

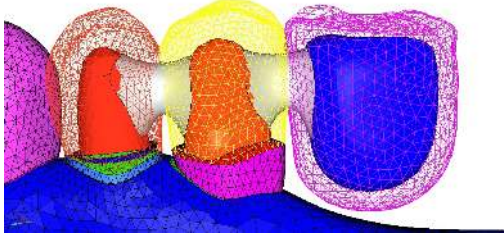
Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanacağı 3 üyeli distal kantilever köprü tasarımında premolar ve molar gövdeler kullanılmıştır. Bu gövde morfolojileri ve boyutları Wheeler'ın Anatomi Atlası⁹⁵ kaynak alınarak oluşturulmuştur. Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanacağı 3 üyeli kantilever köprünün morfolojisi ve boyutları aynı kalacak şekilde bütün destek kombinasyonlarında metal destekli porselen köprü yapılmıştır³¹. Bu köprünün metal alt yapısının kalınlığı basamaklarda 0.3–0.5 mm arasında olacak şekilde ayarlanmıştır. Konnektörlerin kalınlığı ise minimum 2 mm olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 32,33,34,35).



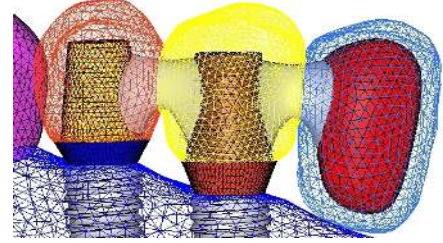
Şekil 32: Premolar gövdeli köprü



Şekil 33: Molar gövdeli köprü



Şekil 34: Diş-diş destekli protez



Şekil 35: İmplant-implant destekli protez

Bütün bu tasarımlarda yüzey ağ yapısındaki matematiksel modellerde dört düğümden oluşan tetrahedral (üçgen piramit) lineer elemanlar kullanılmıştır. Tasarımlar bittikten sonra katı cisim modelleri haline dönüştürülerek son şeklini almıştır.



Tetrahedral - 4-nodes

Şekil 36: Kullanılan tetrahedral eleman tipi (Abaqustaki ismi: C3D4)

3.2. Çalışma Modelleri

Çalışmada 3 üyeli distal kantilever bir sabit köprünün desteği olarak 3 farklı destek kombinasyonu (diş-diş, diş-implant ve implant-implant) kullanılmıştır. Bu kombinasyonlarda kantilever gövdesi olarak 2 farklı diş morfolojisi (premolar ve molar) uygulanmıştır. Araştırmada bu kombinasyonların kullanıldığı 6 farklı şekilde modeller oluşturulmuştur:

1. Model: 1. ve 2. premolarda doğal diş desteği kullanılarak oluşturulan premolar diş morfolojisinde gövdeye sahip olan 3 üyeli kantilever protez modeli kontrol grubunu temsil etmektedir.

2. Model: 1. ve 2. premolarlarda doğal diş desteklerinin kullanıldığı molar diş morfolojisinde gövdeye sahip olan 3 üyeli kantilever protez modeli oluşturulmuştur.

3. Model: 1.premolarlarda doğal diş ve 2. premolarlarda implant desteklerinin kullanıldığı premolar diş morfolojisinde gövdeye sahip olan 3 üyeli kantilever protez modeli oluşturulmuştur.

4. Model: 1.premolarlarda doğal diş ve 2. premolarlarda implant desteklerinin kullanıldığı molar diş morfolojisinde gövdeye sahip olan 3 üyeli kantilever protez modeli oluşturulmuştur.

5. Model: 1. ve 2. premolarlarda implant desteklerinin kullanıldığı premolar diş morfolojisinde gövdeye sahip olan 3 üyeli kantilever protez modeli oluşturulmuştur.

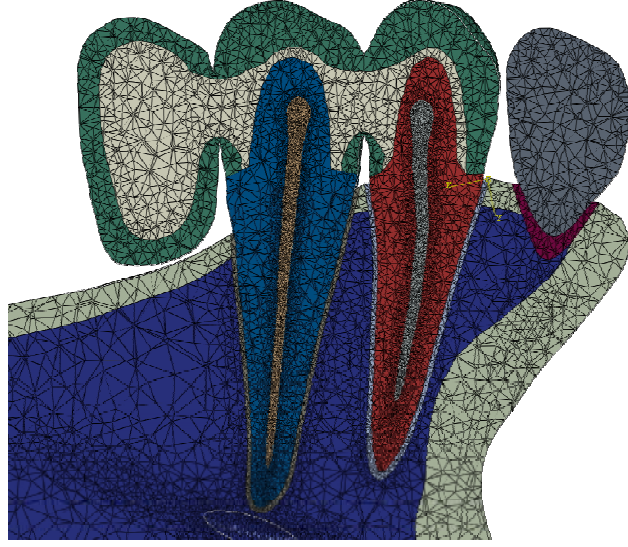
6. Model: 1. ve 2. premolarlarda implant desteklerinin kullanıldığı molar diş morfolojisinde gövdeye sahip olan 3 üyeli kantilever protez modeli oluşturulmuştur.

Oluşturulan bu modellerin eleman ve nod sayıları Tablo 1’de gösterilmiştir.

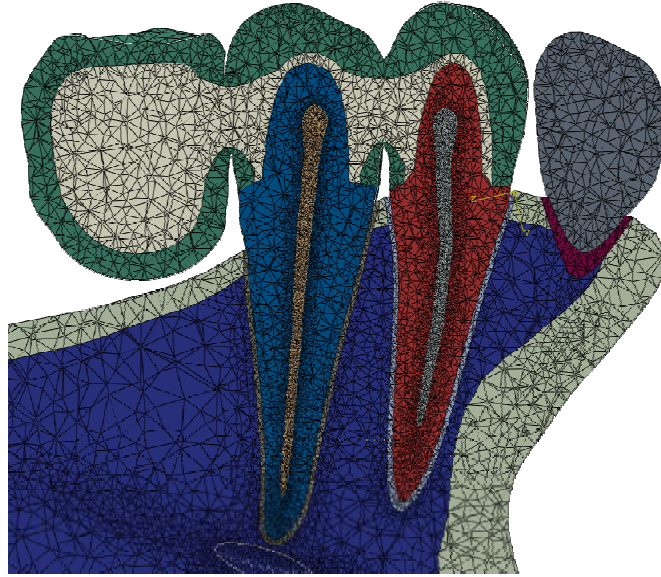
Tablo 1: Oluşturulan modellere göre eleman sayıları tablosu

Model Numarası	Kullanılan Destekler	Gövde Tipi	Eleman sayısı	Nod Sayısı
1.model	Diş-diş	Premolar	312244	59183
2.model	Diş-diş	Molar	315911	59947
3.model	Diş-implant	Premolar	331586	62678
4.model	Diş-implant	Molar	335463	63470
5.model	İmplant-implant	Premolar	340875	64387
6.model	İmplant-implant	Molar	344727	65191

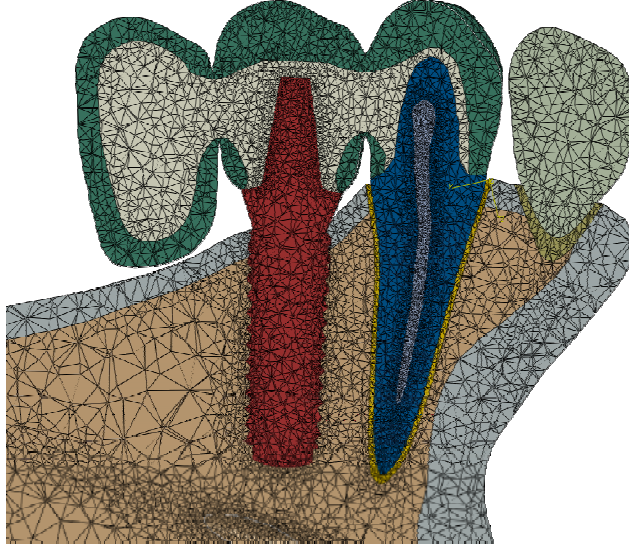
Sonlu elemanlar analizinde değerlendirilmede kullanılmak üzere için bu modellerdeki bütün yapıların görülebileceği meziodistal yönde sagittal düzlemde oluşturulan kesitler belirlenmiştir (şekil 37,38,39,40,41,42).



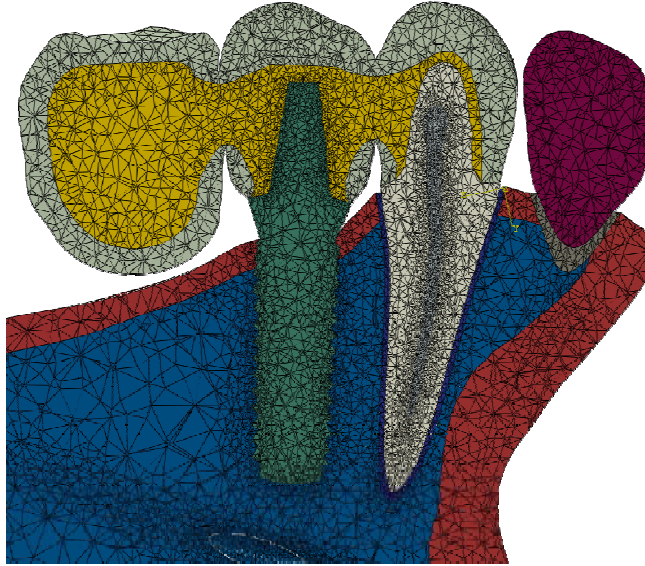
şekil 37: 1. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti



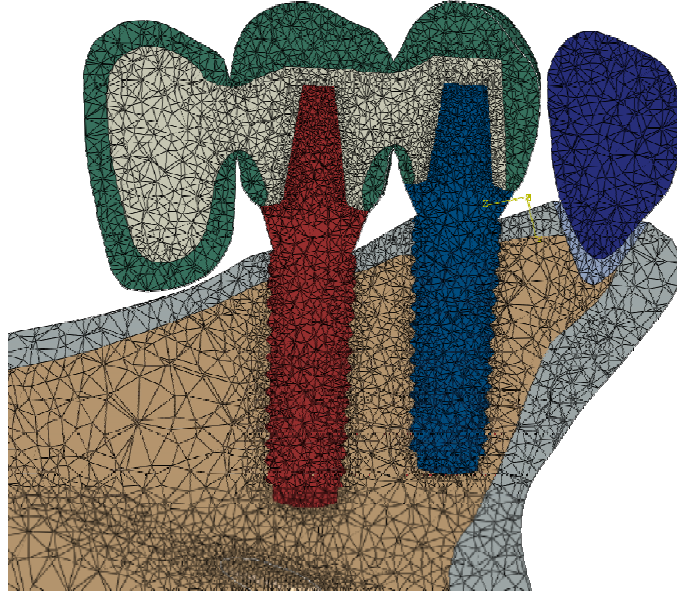
şekil 38: 2. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti



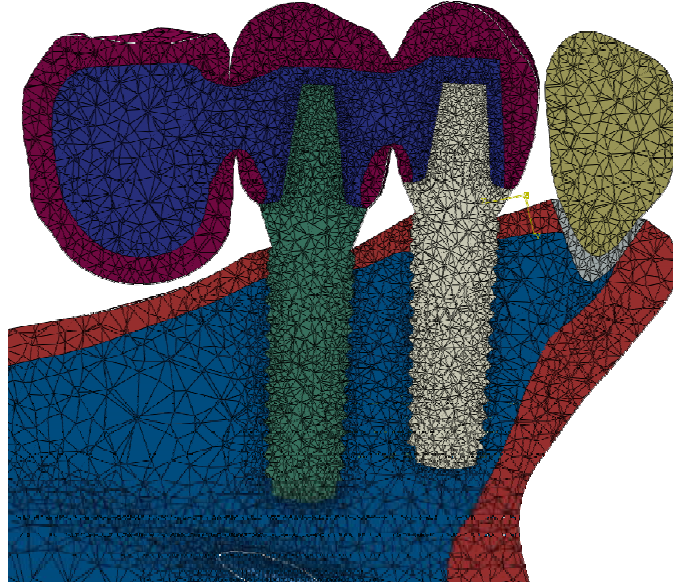
Şekil 39: 3. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti



Şekil 40: 4. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti



Şekil 41: 5. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti



Şekil 42: 6. Modelin meziodistal yönde sagittal düzlemde kesiti

3.2.1. Modellerdeki Yapıların Materyal Özelliklerinin Tanımlanması

Modellerde kullanılan yapıların materyallerin özellikleri periyodontal ligament haricinde homojen, izotropik ve linear elastik kabul edilmiştir. Bunu tanımlamak için kullanılan poisson oranı ve elastisite modülü değerleri Tablo 2’de gösterilmiştir. Belirtilen materyal özellikleri bilgisayar ortamında modellere aktarılmıştır.

Tablo 2: Modellerde kullanılan materyaller ve mekanik özellikleri

Materyal	Elastisite modülü E(MPa)	Poisson oranı	Kaynaklar
Kortikal kemik	13700	0.3	46,43,31
Trabeküler kemik	1370	0.31	46,65,31
Metal alt yapı (Cr-co)	218000	0.33	46,54,31
Titanyum (implant alt ve üst yapısı için)	110000	0.33	46,43,54,96
Porselen	68900	0.28	46,54
Dentin	18600	0.31	46,65,43,54
Pulpa	2	0.45	65,43,54
Periyodontal ligament	Hiperelastik materyal özellikleri		44,42

Çalışmada periyodontal ligamentin materyal özellikleri Pini M.’nin tez çalışmasında ortaya koyduğu deneysel eğrileri temsil edecek şekilde Genna ve ark.⁴² tarafından yapılan çalışmada Stoakers’ın hiperelastik malzeme özelliğini tanımlayan formülüne uygulanmış ve buradan alınan parametre değerleri bu çalışmada Abaqus SEA programına tanımlanarak kullanılmıştır. Bu parametrelere göre periyodontal ligament izotropik, hiperelastik ve sıkıştırılabilir (compressible) malzeme özelliğinde varsayılmıştır⁴².

Periyodontal ligamentin materyal özellikleri için parametre değerleri:

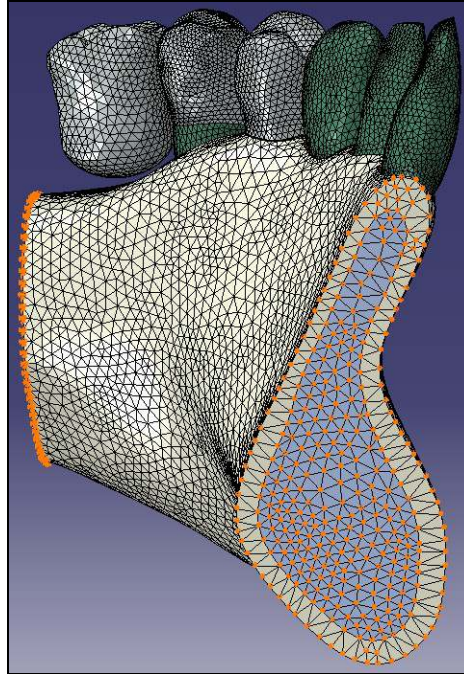
$$\alpha_1 = 7,9804; \quad \alpha_2 = 15,28; \quad \alpha_3 = - 5,7$$

$$\mu_1 = - 0,08838; \quad \mu_2 = 0,2394; \quad \mu_3 = - 0,05693$$

$$\nu = 0,35$$

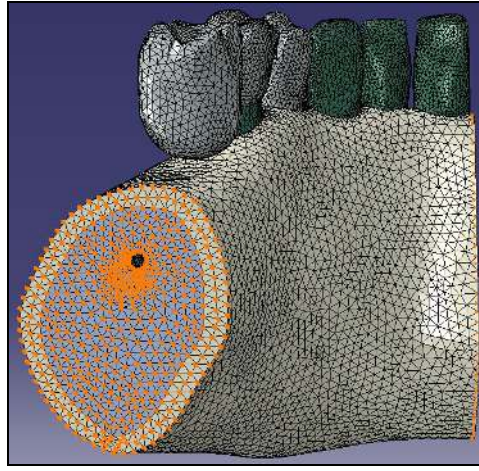
3.2.2. Sınır Koşullarının Oluşturulması

Sonlu elemanlar analizi yönteminin gereği olarak bilgisayar ortamında mandibulanın tamamının modellendiği imajını oluşturmak için simetrik sınır koşulları (symmetric boundry) tanımlanmıştır. Böylece kesit düzleminde mandibulanın bir bütün olarak davranması sağlanmıştır. Bu sayede mandibula kesme düzleminin normali yönünde hareket ve rotasyon yapamaz gösterilmiştir (Şekil 43) .



Şekil 43: Simetri sınır koşulları

Aynı şekilde posterior bölgede ise alt 2.molar dişin distal yüzeyinden geçen frontal bir düzlemden itibaren mandibulanın devamlılığını sağlamak ve her üç ortografik düzlemde hareket ve rotasyon yapmasını engellemek için sabitlenerek (Fixed boundry) sınır koşulları oluşturulmuştur (Şekil 44) .



Şekil 44: Sabitleme sınır koşulları

3.2.3. Yükleme Kuvvetleri

Araştırmamızda vertikal ve oblik olmak üzere 2 tip yükleme kuvveti uygulanmıştır. Buradaki kuvvetler; Angle'ın⁹⁷ tanımladığı Sınıf I diş ilişkilerindeki sentik temas noktalarına gelecek şekilde uygulanmıştır (Şekil 45,46) .

Uygulanan vertikal kuvvetlerin seçiminde ise Ferrario ve ark.'nın⁹⁸ çalışmasında belirttiği aşağıdaki tablo kullanılmıştır (Tablo 3). Buna göre 1. premolar dişe gelen vertikal kuvvet V1, 2. premolar dişe gelen kuvvet V2, 1. molar dişe gelen kuvvet ise V3 olarak tanımlanmıştır.

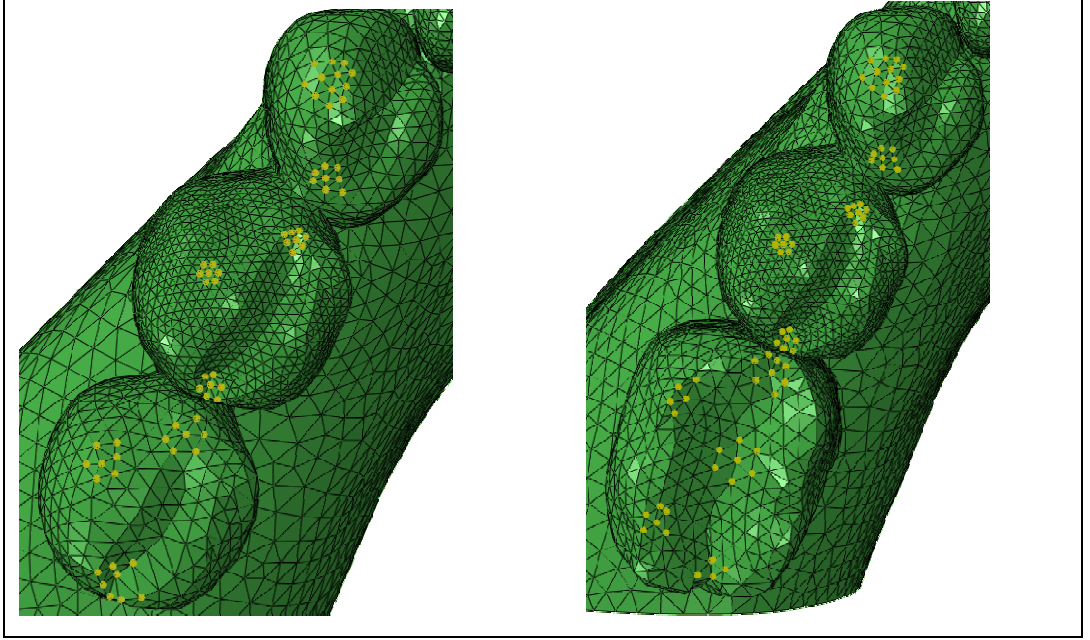
Tablo 3: Cinsiyet ve diş numaralarına göre dişlerin üzerine gelen vertikal kuvvetler⁹⁸ (N)

Diş Nosu	1	2	3	4	5	6	7
Kadın							
Ortalama	93.88	95.75	119.68	178.54	206.01	234.46	221.71
SS	38.16	36.59	42.58	77.20	86.52	70.53	70.53
Erkek							
Ortalama	146.17	139.30	190.31	254.08	291.36	306.07	294.30
SS	44.44	51.40	79.36	72.20	57.29	41.99	55.92

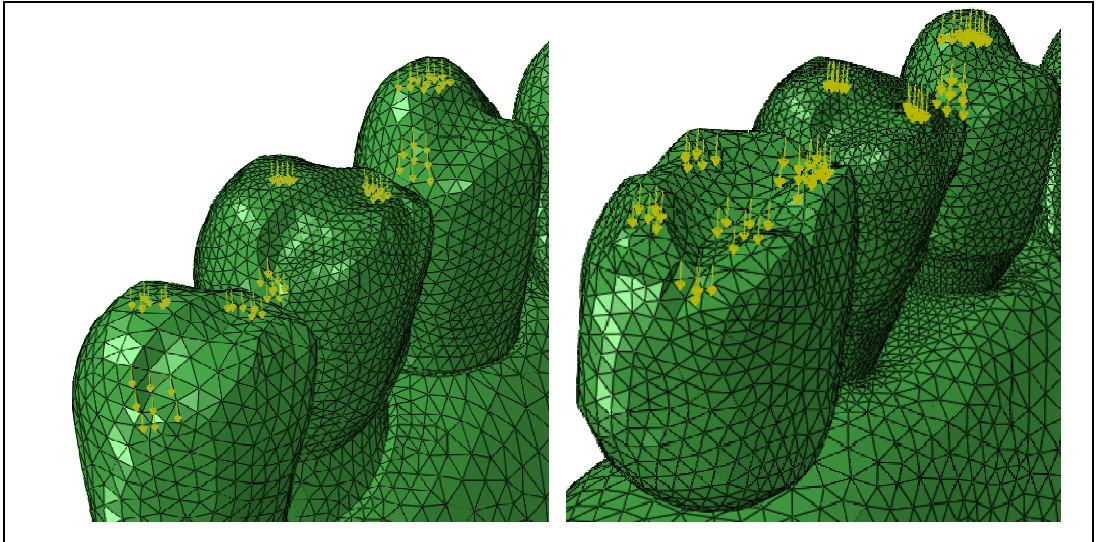
V1 kuvveti 250 N, V2 kuvveti 290 N,V3 kuvveti ise 300 N olarak şekilde belirtilen noktalara uygulanmıştır (Şekil 45,46) ⁹⁸.

Oblik olarak uygulanan kuvvetler ise 200 N olarak belirlenmiştir ve bukkalden linguale doğru olacak şekilde yatay düzlemle 45° açı yapacak şekilde ile dişlerin bukkal tüberkül tepelerinden uygulanmıştır (Şekil 47).

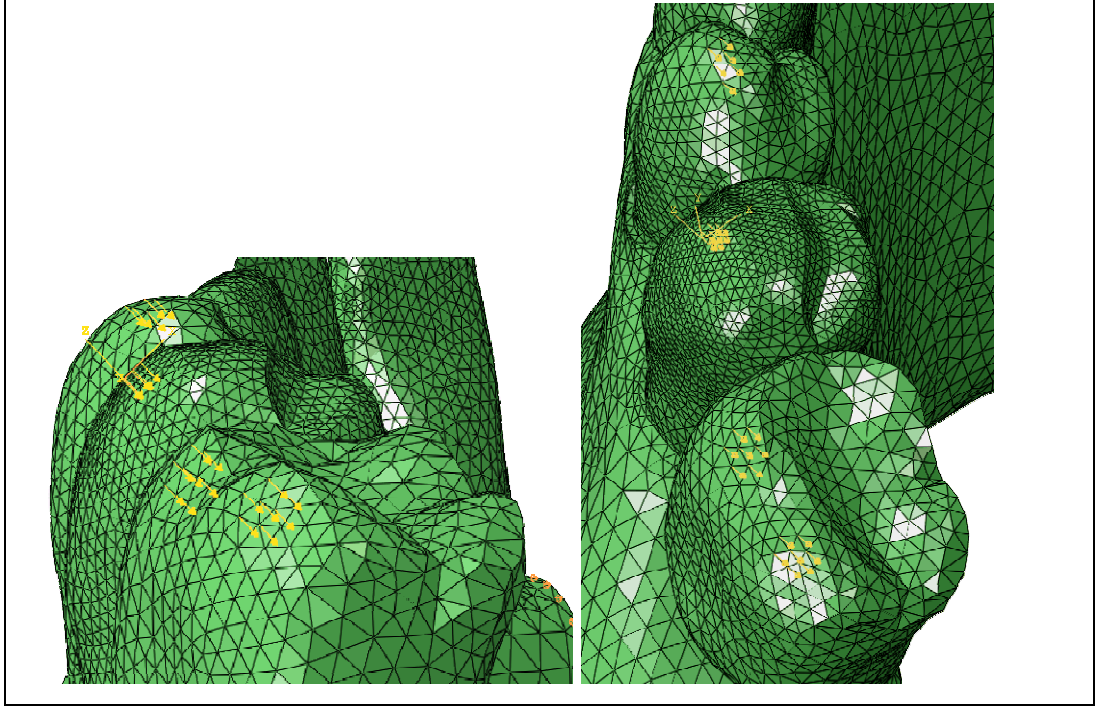
Fonksiyonel kuvvet olarak vertikal yönde ve oblik yönde uygulanan kuvvet değerleri standardizasyonu bozmama amacıyla her iki kantilever uzantıda (kısa olan premolar morfolojide ve geniş olan molar morfolojide) aynı değerlerde uygulanmıştır.



Şekil 45: Vertikal kuvvetlerin uygulandığı noktalar



Şekil 46: Vertikal kuvvetlerin uygulama yönleri



Şekil 47: Oblik kuvvetlerin uygulandığı noktalar ve uygulama yönleri

3.3. Sonuçların Değerlendirilmesi

Fonksiyonel yüklemeler sonucunda oluşan stresler arasında çalışmanın amacına uygun olarak von Mises stresleri değerlendirmeye alınmıştır. Oluşan streslerin kıyaslanmasını kolaylaştırmak için 0–100 N ve üzeri aralıklarda oluşturulan farklı renklerle gösterilen bir değer skalası tanımlanmıştır. Bulguları gösteren tüm görüntülerde stres değerleri aynı skalayla gösterilmiştir. Yüklemelerden sonra oluşan stresleri detaylı şekilde incelemek için bütün yapıların birlikte görülebildiği meziodistal kesitlerin ve okluzal açıdan bakıldığında sadece kemik yapının izlendiği görüntülerin resimleri elde edilmiştir. Ayrıca bu analiz sonuçları ile elde edilen maksimum von Mises stres verileri grafik şeklinde oluşturulmuştur ve Tablo 4’te belirtilen kısaltmalar kullanılmıştır.

Sonuç olarak 6 farklı modelden, oblik ve vertikal yükleme sonucu elde edilen 12 farklı durum, A ve B grupları olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4: Oluşturulan durumlar

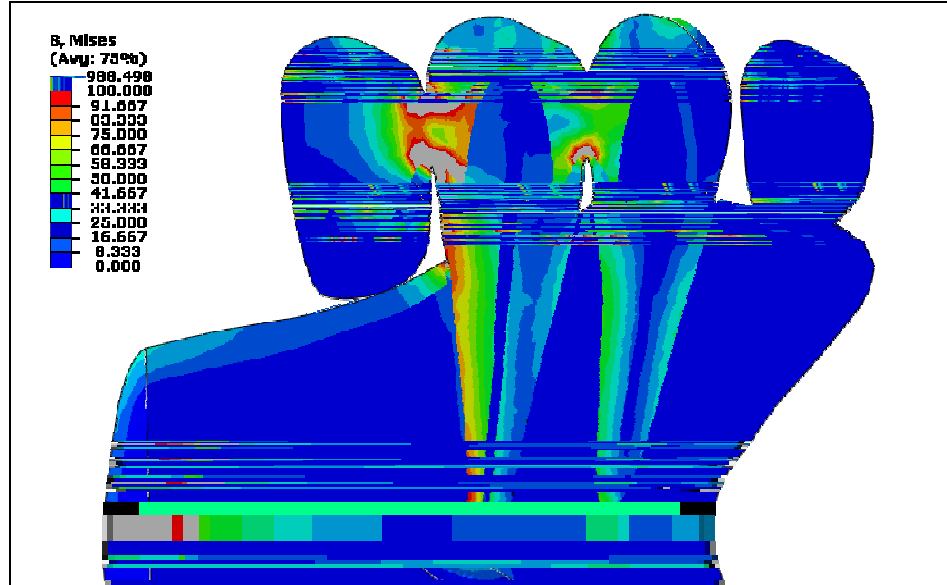
Kullanılan Destekler	Gövde Tipi	Yükleme şekli	Model No	Durum	Kısaltmalar
Diş-diş	Premolar	Vertikal	1	A1	DDPV
Diş-diş	Molar	Vertikal	2	A2	DDMV
Diş-implant	Premolar	Vertikal	3	A3	DİPV
Diş-implant	Molar	Vertikal	4	A4	DİMV
İmplant-implant	Premolar	Vertikal	5	A5	İİPV
İmplant-implant	Molar	Vertikal	6	A6	İİMV
Diş-diş	Premolar	Oblik	1	B1	DDPO
Diş-diş	Molar	Oblik	2	B2	DDMO
Diş-implant	Premolar	Oblik	3	B3	DİPO
Diş-implant	Molar	Oblik	4	B4	DİMO
İmplant-implant	Premolar	Oblik	5	B5	İİPO
İmplant-implant	Molar	Oblik	6	B6	İİMO

4. BULGULAR

4.1. Vertikal Yönde Fonksiyonel Kuvvetlerin Uygulandığı Modellerde Stres Dağılımı

4.1.1. A1 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-diş desteği, premolar gövde sahip 1. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 48).



Şekil 48: A1 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 988.498 MPa olarak tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu stres alanları kantilever gövde ve destek diş arasındaki konnektörde ve konnektörün bağlı olduğu destek dişin distal basamak bölgesini örten protezde gözlenmiştir. Bu bölgedeki konnektörün okluzal yüzünde bulunan porselen tabakasında da yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Bunun yanı sıra her iki diş arasındaki

konnektörün gingival ve okluzal bölgelerinde stres yoğunluğunun yüksek olduğu görülmüştür.

Doğal dişlerin kantilevere bakan distal yüzlerinde kök kron bölgesinde yüksek değerlerde stres dağılımı dikkati çekmiştir. Özellikle 2. premolar dişte bu bölgedeki stres değerleri 1. premolar dişe oranla, lokasyonda benzerlik gözlenmesine rağmen, matematiksel değer olarak 2. premolar dişin çok daha yüksek strese maruz kaldığı fark edilmiştir.

Destek dişlerin apikal bölgelerinde ve özellikle 2. premolar dişin distal kole bölgelerinde stres yoğunluğu göze çarpmıştır.

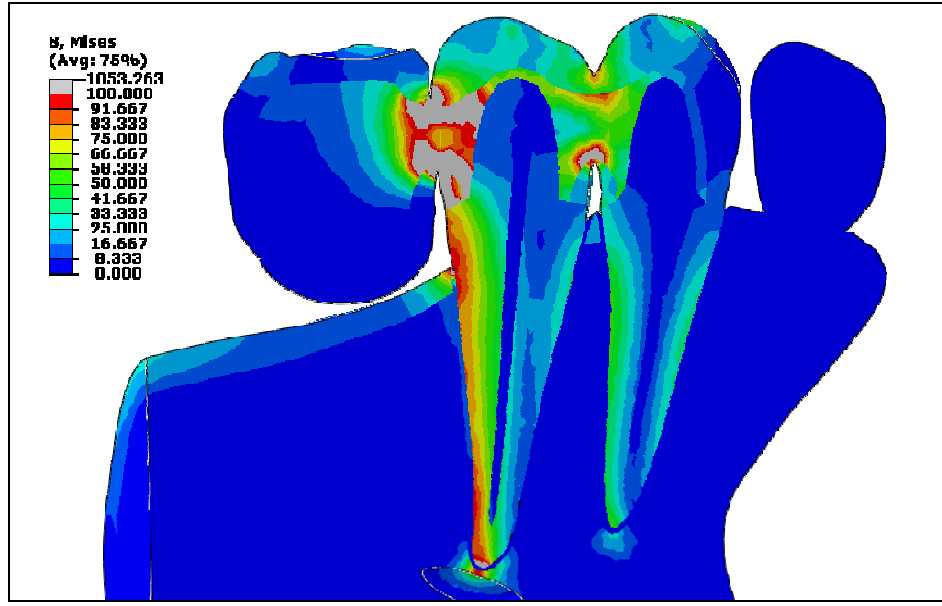
Birinci premolar dişin mezialinde kron bölgesinde stres değerleri gözlenmezken kökte belirgin şekilde stres bölgeleri gözlenmiştir. 1. premolar dişin kök yüzeyinin mezialinde 2. premolar dişin mezialine oranla daha yaygın ve yüksek değerler tespit edilmiştir.

Kemik yapı incelendiğinde her iki destek dişin apikal bölgesinde ve 2. premoların distal kole bölgesinde özellikle 1. premoların distal kole bölgesine oranla belirgin şekilde stres yoğunluğu görülmüştür.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin yüksek olduğu özellikle okluzal ve gingival bölgelerde maksimum olduğu diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

4.1.2. A2 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-diş desteği, molar gövde sahip 2. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 49).



Şekil 49: A2 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 1053.253 MPa olarak tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve destek diş arasındaki konnektörde ve konnektörün bağlı olduğu destek dişin distal basamak bölgesini örten protezde gözlenmiştir. Bu bölgedeki konnektörün okluzal yüzünde bulunan porselen tabakasında da yüksek stres değerleri fark edilmiştir.

Bunun yanı sıra her iki destek diş arasındaki konnektörün gingival ve okluzal bölgelerinde stres yoğunluğunun yüksek olduğu görülmüştür. Yine bu bölgedeki köprünün konnektörünün okluzal yüze

bakan tarafındaki porselen tabakasında yüksek stres değerleri ortaya çıkmıştır.

Doğal dişlerin kantilevere bakan distal yüzlerinde kök kron bölgesinde yüksek değerlerde stres dağılımı dikkati çekmiştir. Özellikle 2. premolar dişte bu bölgedeki stres değerleri 1. premolar dişe oranla, lokasyonda benzerlik gözlenmesine rağmen, matematiksel değer olarak 2. premolar dişin çok daha yüksek strese maruz kaldığı fark edilmiştir.

Destek dişlerin apikal bölgelerinde ve özellikle 2. premolar dişin distal kole bölgesinde stres yoğunluğu göze çarpmıştır.

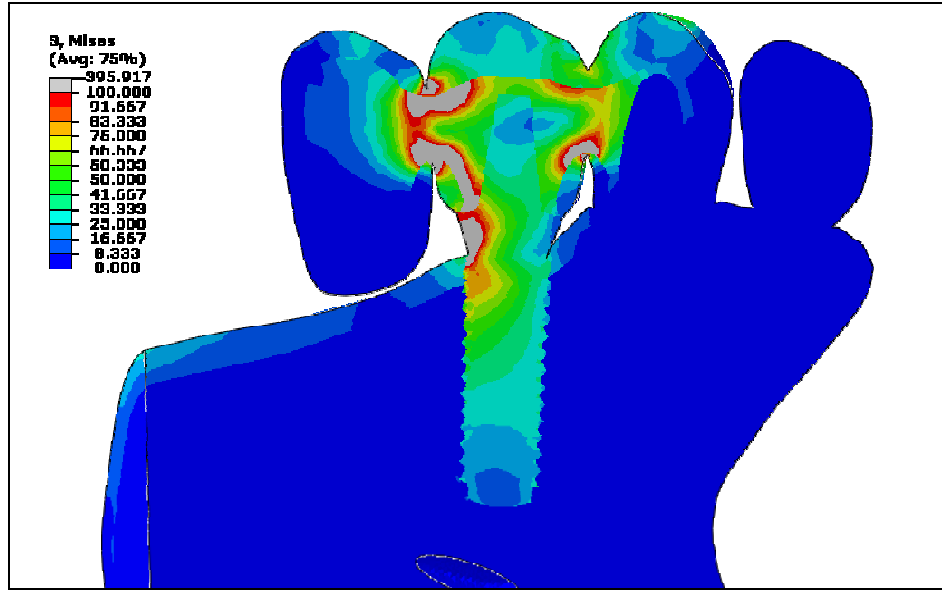
Birinci premoların mezialinde kron bölgesinde stres değerleri gözlenmezken, kökte belirgin şekilde stres bölgeleri gözlenmiştir. 1. premolar dişin kök yüzeyinin mezialinde 2. premolar dişin mezialine oranla daha yaygın ve yüksek değerler tespit edilmiştir.

Kemik yapı izlendiğinde her iki destek dişin apikal bölgelerinde ve 2. premolar dişin distal kole bölgesinde özellikle 1. premoların distal kole bölgesine oranla belirgin şekilde yüksek stres yoğunluğu görülmüştür.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin yüksek olduğu, özellikle okluzal ve gingival bölgelerde maksimuma ulaştığı diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

4.1.3. A3 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-implant desteği, premolar gövdeye sahip 3. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 50).



Şekil 50: A3 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von mises stres değeri bu durumda 395.917 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağlı olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde, implantın boyun bölgesinin distal yüzünde, implant ve destek diş arasındaki konnektörlerin gingival bölgelerinde gözlenmiştir. Bunun yanı sıra implant desteği ile doğal diş arasındaki konnektörün okluzal yüzünde stres yoğunluğunun ve yaygınlığının yüksek olduğu fark edilmiştir.

Doğal diş desteğinin kron ve kök bölgesine iletilen bir stres tespit edilmemiştir. Bütün stres yoğunluğunun implant desteğinde

toplandığı ve stresin implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı dikkati çekmiştir.

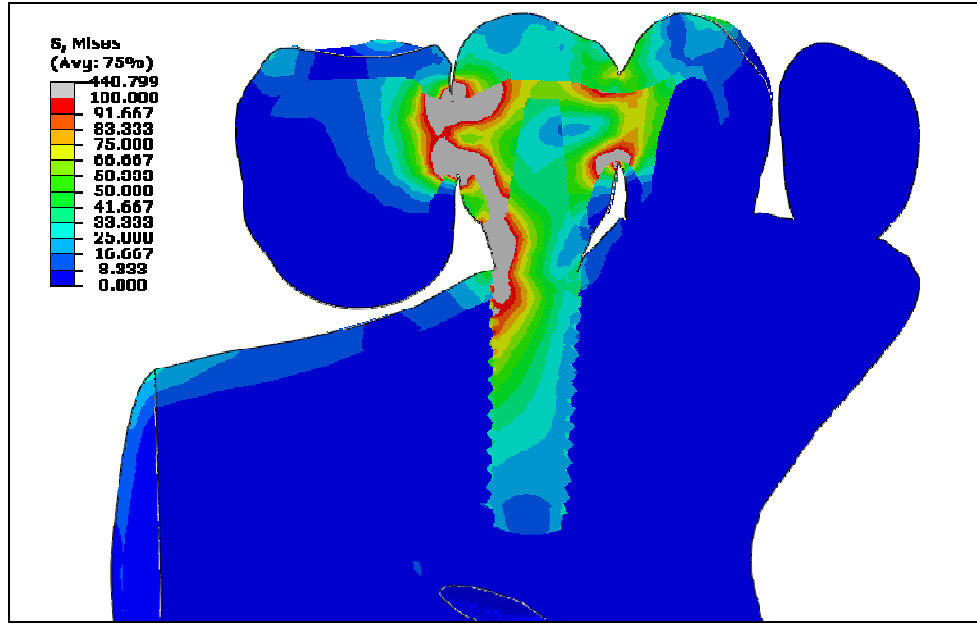
Kemik yapı incelendiğinde her iki desteğin apikal bölgelerinde stres yoğunluğu görülmemiştir. Kemik yapıdaki tek stres alanı implant desteğinin mezial ve distal kole bölgesinde olacak şekilde fakat daha yaygın ve matematiksel olarak daha yüksek değerler distal bölgede tespit edilmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin yüksek olduğu, özellikle okluzal yüze doğru yayılan ve gövde de kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesine doğru stres yayılımının maksimum olduğu diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

Doğal destek dişin konnektöre yakın distal yüzünde ve implant desteğinin üzerindeki protezde yine streslerin geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir.

4.1.4. A4 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-implant desteği, molar gövdeye sahip 4. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 51).



Şekil 51: A4 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 440.799 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağlı olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde, implantın boyun bölgesinin distal yüzünde, implant ve destek diş arasındaki konnektörlerin gingival bölgelerinde gözlenmiştir. Bunun yanı sıra implant desteği ile doğal diş arasındaki konnektörün okluzal yüzünde stres yoğunluğunun ve yaygınlığının yüksek olduğu fark edilmiştir.

Doğal diş desteğinin kron ve kök bölgesine iletilen bir stres tespit edilmemiştir. Bütün stres yoğunluğunun implant desteğinde

toplandığı ve stresin implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı dikkati çekmiştir.

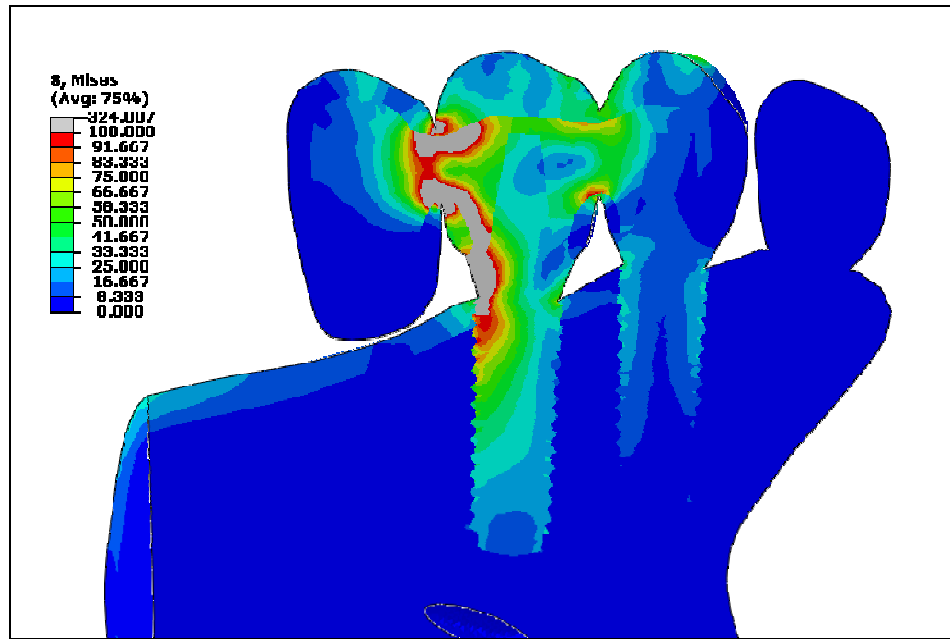
Kemik yapı izlendiğinde her iki desteğin apikal bölgelerinde stres yoğunluğu görülmemiştir. Kemik yapıdaki tek stres alanı implant desteğinin mezial ve distal kole bölgesinde olacak şekilde fakat daha yaygın ve matematiksel olarak daha yüksek değerler distal bölgede tespit edilmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin maksimum olduğu, kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesinde stres yayılımının olduğu, diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

Doğal destek dişin üzerindeki protezin konnektöre yakın distal yüzünde ve implant desteğinin üzerindeki protezde yine streslerin geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir. Aynı zamanda destek dişin ve implantın üzerindeki protezde kuvvetlerin uygulandığı noktalarda stres alanları fark edilmiştir.

4.1.5. A5 Durumu Kesit İncelemesi (İmplant-implant desteği, premolar gövdeye sahip 5. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 52).



Şekil 52: A5 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von mises stres değeri bu durumda 324.007 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağli olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde gözlenmiştir. Bunun yanı sıra iki implant desteği arasındaki konnektörün gingival bölgesinde daha yoğun olacak şekilde, okluzal bölgesinde ise daha yaygın stres fark edilmiştir.

Birinci premolar dişin implant desteğinin kron bölgesinde konnektöre komşu distal alanda okluzale doğru bir stres yayılımı varken, mezial yüzde stres dağılımı görülmemiştir. Fakat aynı implantın kök yüzeyinin kole bölgesinden orta üçlü bölgesine kadar olan alanda mezial ve distal yüzeyde simetrik olacak şekilde bir stres yayılımı gözlenmiştir. Bununla beraber stres yoğunluğunun 2. premolar dişteki implant desteğinde toplandığı ve stresin implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı fark edilmiştir.

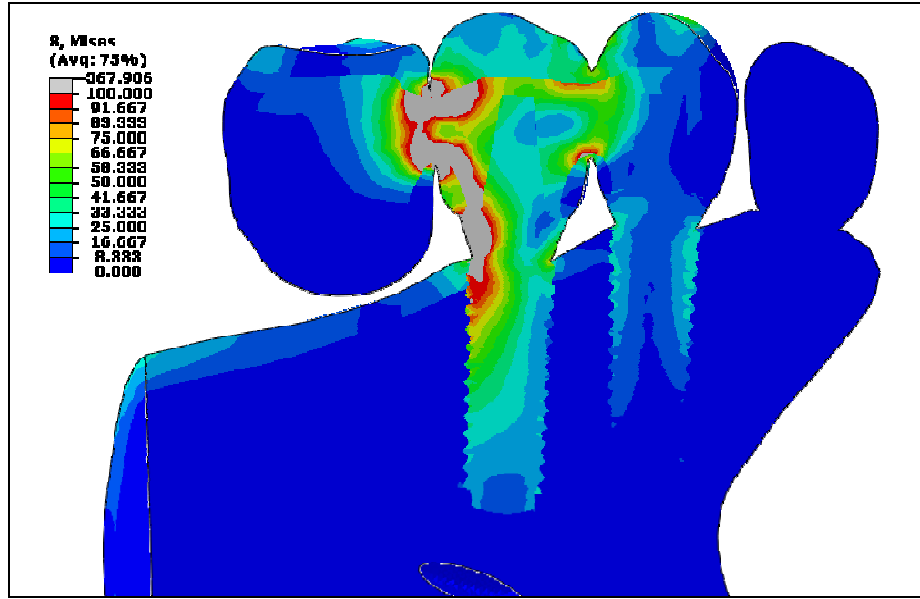
Kemik yapı izlendiğinde her iki desteğin apikal bölgelerinde stres yoğunluğu tespit edilmemiştir. Kemik yapıdaki tek stres alanı 2. premolar dişteki implant desteğinin mezial ve distal kole bölgelerinde olacak şekilde gözlenmiş, fakat daha yaygın ve matematiksel olarak daha yüksek değerler distalde dikkati çekmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgenin okluzale doğru uzanan yüzünde stres değerlerinin maksimum olduğu, kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesinde stres yayılımının olduğu, diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

Her iki implant desteğinin arasında kalan konnektörde streslerin okluzal yüze doğru geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir. Aynı zamanda 1. premolar dişin bulunduğu implantın üzerindeki protezde kuvvetlerin uygulandığı noktalarda stres alanları görülmüştür.

4.1.6. A6 Durumu Kesit İncelemesi (İmplant-implant desteği, premolar gövdeye sahip 6. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 53).



Şekil 53: A6 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 367.986 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağlı olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde gözlenmiştir.

Bunun yanı sıra iki implant desteği arasındaki konnektörün gingival bölgesinde daha yoğun olacak şekilde, okluzal yüzünde ise daha yaygın stresler tespit edilmiştir.

Birinci premolar dişin implant desteğinin kron bölgesinde konnektöre komşu distal alanda okluzale doğru bir stres yayılımı varken, mezial yüzde stres dağılımı görülmemiştir. Fakat aynı implantın kök

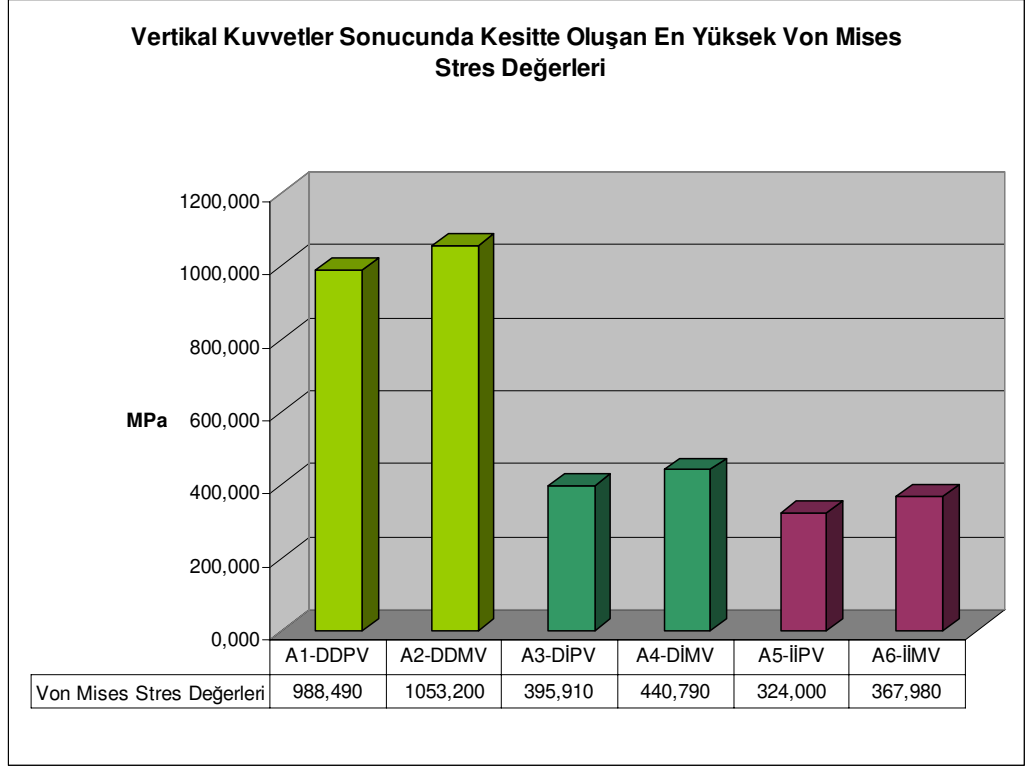
yüzeyinin kole bölgesinden orta üçlü bölgesine kadar olan alanda mezial ve distal yüzeyde simetrik olacak şekilde bir stres yayılımı gözlenmiştir. Bununla beraber stres yoğunluğunun 2. premolar dişin implant desteğinde toplandığı ve stresin implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı dikkati çekmiştir.

Kemik yapı incelendiğinde her iki desteğin apikal bölgelerinde stres yoğunluğu görülmemiştir. Kemik yapıdaki tek stres alanı 2. premolar dişin implant desteğinin mezial ve distal kole bölgelerinde olacak şekilde gözlenmiş, fakat daha yaygın ve matematiksel olarak daha yüksek değerler distal bölgede tespit edilmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgenin okluzale doğru uzanan yüzünde stres değerlerinin maksimum olduğu, kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesinde stres yayılımının olduğu, diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği fark edilmiştir.

Her iki implant desteğinin arasında kalan konnektörde streslerin okluzal yüze doğru geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir. Aynı zamanda 1. premolar dişin bulunduğu implantın üzerindeki protezde kuvvetlerin uygulandığı noktalarda stres alanları gözlenmiştir.

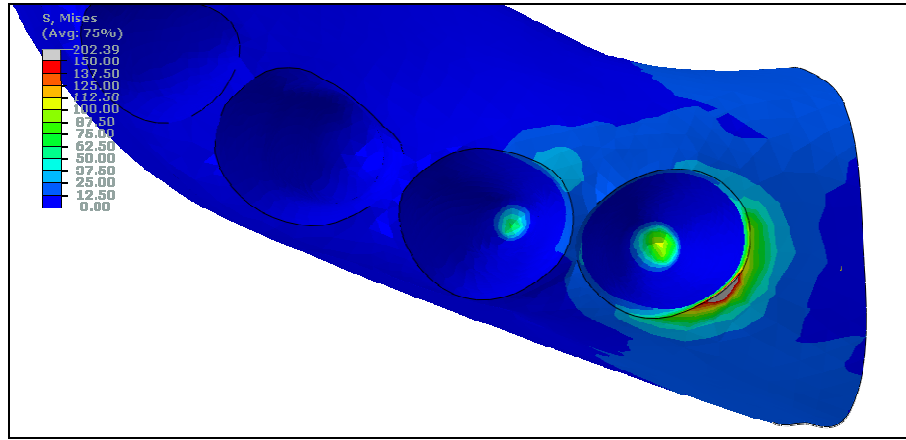
Yapılan çalışmada vertikal kuvvetler altında meziodistal yönde sagittal kesitte incelenen stresler Grafik 1’de gösterilmiştir.



Grafik 1: Vertikal kuvvetler sonucunda kesitte oluşan streslerin gösterilmesi

4.1.7. A1 Durumu Kemik Yapının İncelemesi(Dış-diş desteği, premolar gövde sahip 1. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin dişlerin uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 54).



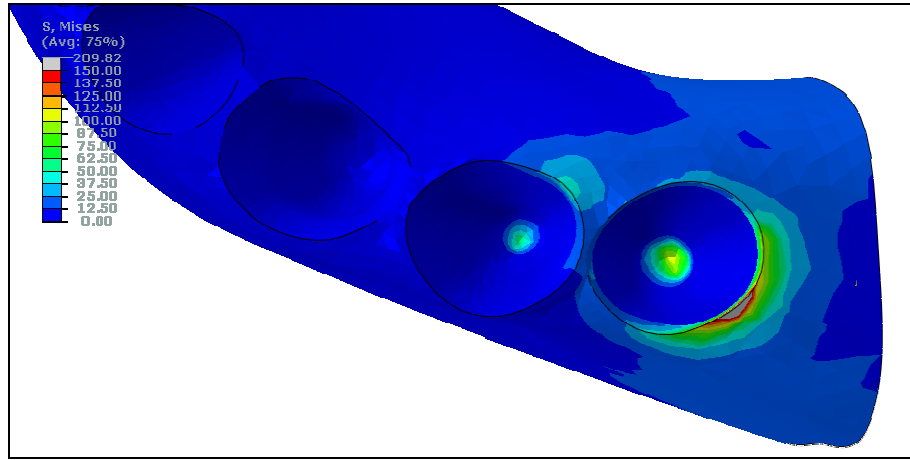
Şekil 54: A1 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 202.39 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin distobukkal köşesindeki kortikal kemikte gözlenmiştir. 2. premolar dişin distobukkalinden başlayarak yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması görülmüştür. Bu bölgenin dışında destek dişlerin apikal bölgesindeki trabeküler kemikte yine stres alanları fark edilmiştir. 1. premolar dişin distolingual tarafındaki kemikte düşüğe olsa bir stres alanı dikkati çekmiştir.

4.1.8. A2 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (Diş-diş desteği, molar gövde sahip 2. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin dişlerin uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 55).



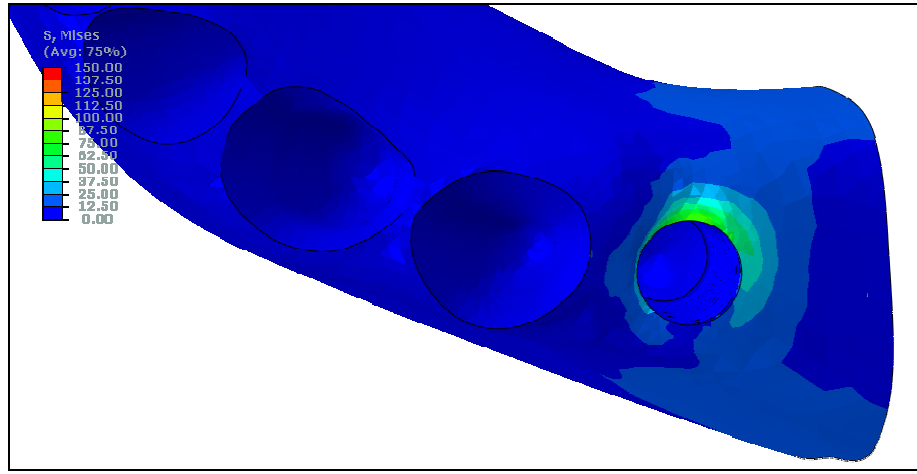
Şekil 55: A2 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 209.82 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin distobukkal köşesindeki kortikal kemikte gözlenmiştir. 2. premolar dişin distobukkalinden başlayarak yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması görülmüştür. Bu bölgenin dışında destek dişlerin apikal bölgesindeki trabeküler kemikte yine stres alanları fark edilmiştir. 1. premolar dişin distolingual tarafındaki kemikte düşüğe olsa bir stres alanı dikkati çekmiştir.

4.1.9. A3 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (Diş-implant desteği, premolar gövde sahip 3. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin diş ve implantın uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 56).



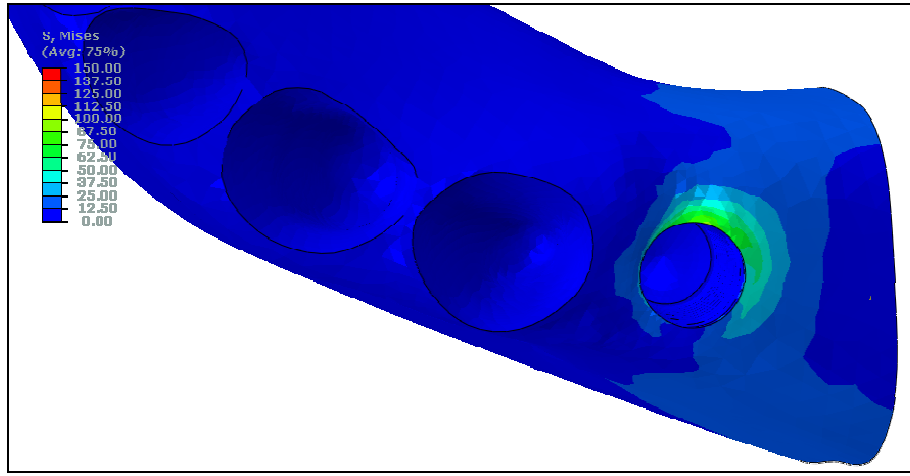
Şekil 56: A3 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 89.82 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları yeşil alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin bulunduğu implant desteğinin lingual tarafındaki kortikal kemikte gözlenmiştir. 2. premolar dişin lingualinden başlayarak mezial ve distale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması fark edilmiştir. Bu bölgenin dışında diğer destek dişte herhangi bir stres alanı dikkati çekmemiştir.

4.1.10. A4 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (Diş-implant desteği, molar gövde sahip 4. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin diş ve implantın uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 57).



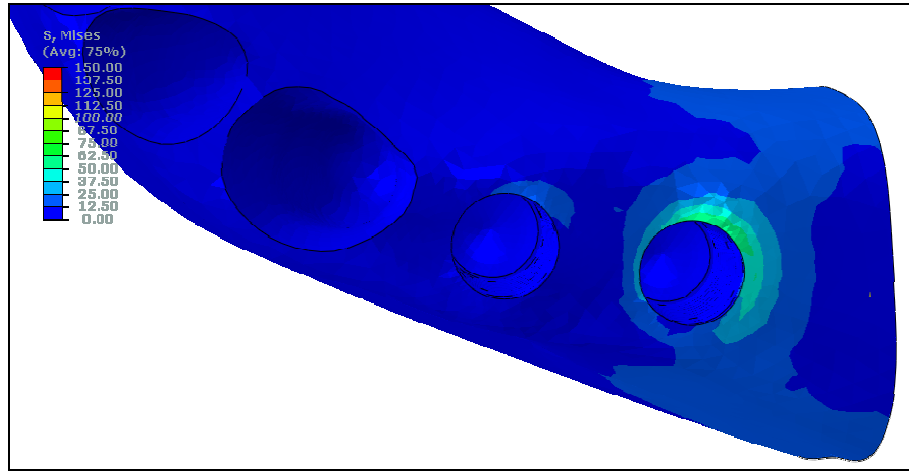
Şekil 57: A4 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 92.24 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları yeşil alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin bulunduğu implant desteğinin lingual tarafındaki kortikal kemikte gözlenmiştir. 2. premolar dişin lingualinden başlayarak mezial ve distale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması fark edilmiştir. Bu bölgenin dışında diğer destek dişte herhangi bir stres alanı dikkati çekmemiştir.

4.1.11. A5 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (İmplant-implant desteği, premolar gövde sahip 5. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 58).



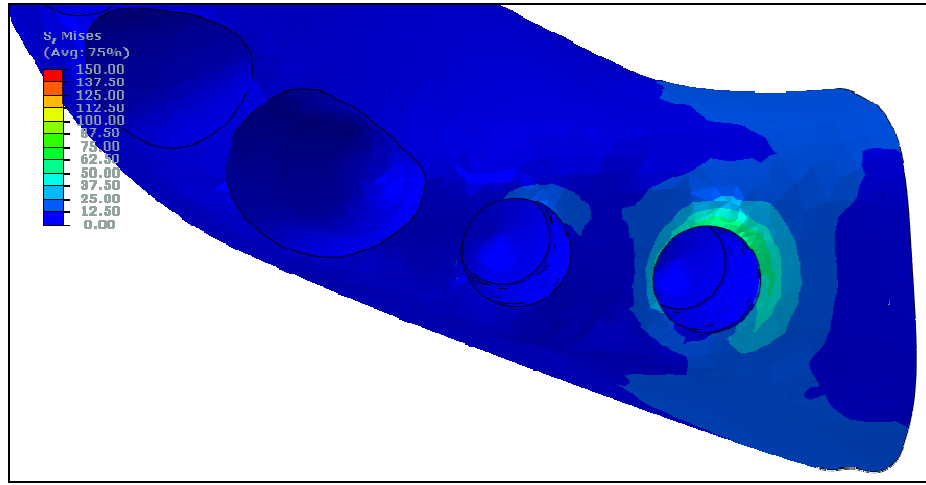
Şekil 58: A5 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 61.69 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları yeşil alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin bulunduğu implant desteğinin lingual tarafındaki kortikal kemikte gözlemlenmiştir. 2. premolar dişin lingualinden başlayarak mezial ve distale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması fark edilmiştir. Bu bölgenin dışında diğer implant desteğinin lingualindeki kortikal kemikte az miktarda stres alanı dikkati çekmiştir.

4.1.12. A6 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (İmplant-implant desteği, molar gövde sahip 6. modelde vertikal yükleme)

Vertikal yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 59).

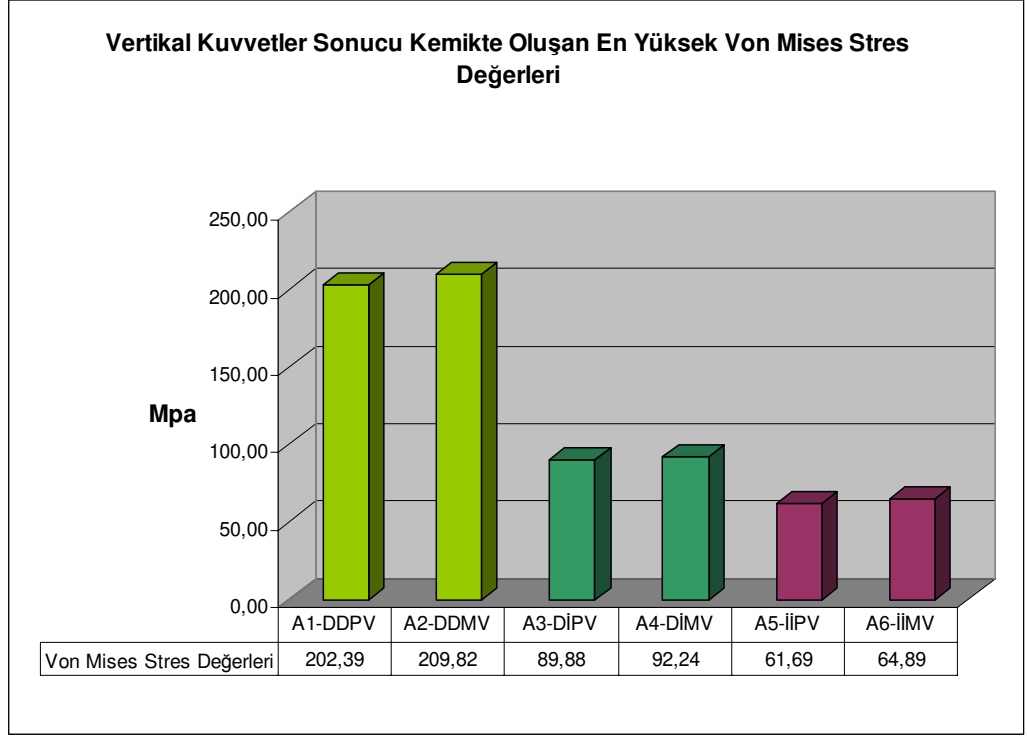


Şekil 59: A6 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 64.89 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları yeşil alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin bulunduğu implant desteğinin lingual tarafındaki kortikal kemikte gözlemlenmiştir. 2. premolar dişin lingualinden başlayarak mezial ve distale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması fark edilmiştir. Bu bölgenin dışında diğer implant desteğinin lingualindeki kortikal kemikte az miktarda stres alanı dikkati çekmiştir.

Yapılan çalışmada vertikal kuvvetler altında kemik yapıda incelenen stresler Grafik 2'de gösterilmiştir.

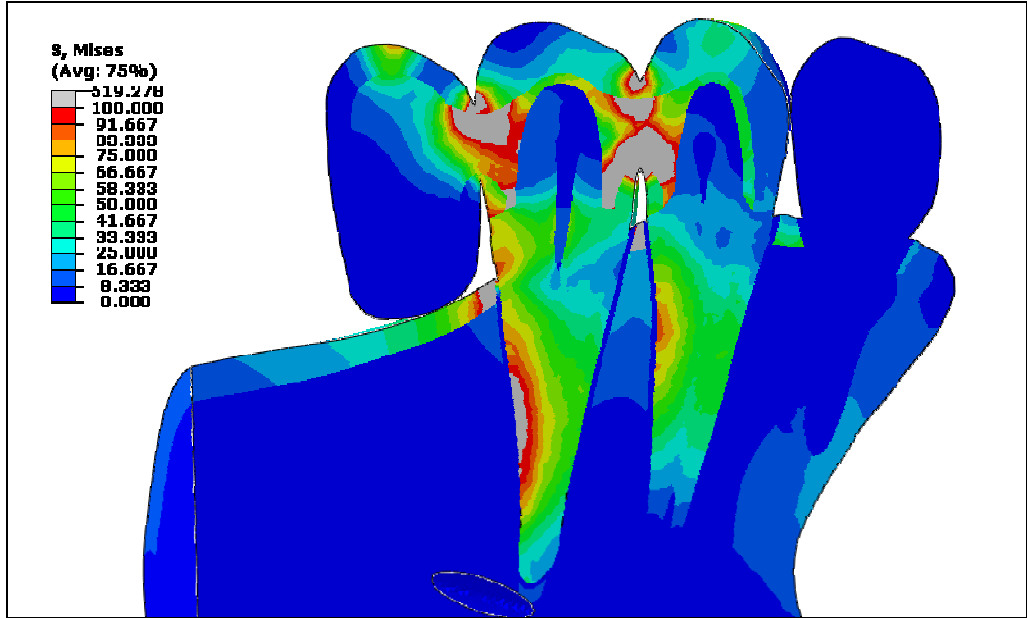


Grafik 2: Vertikal kuvvetler sonucunda kemikte oluşan streslerin gösterilmesi

4.2. Oblik Yönde Fonksiyonel Kuvvetlerin Uygulandığı Modellerde Stres Dağılımı

4.2.1. B1 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-diş desteği, premolar gövde sahip 1. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 60).



Şekil 60: B1 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 519.278 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar protezdeki her iki konnektörde, 1. premolar diş ile 2. premolar diş arasındaki konnektörün distal ve mezial basamak uzantısında, gövdenin bağlı olduğu destek dişin kökünün orta üçlüsünün distal yarısında, yine aynı dişin distal tarafındaki kortikal kemikte ve her iki desteğin arasında kalan kortikal kemikte gözlenmiştir.

Bunun dışında her iki konnektörün okluzal yüzünde bulunan porselen tabakasında da yüksek stres değerleri fark edilmiştir.

Doğal destek dişlerin kök yüzeyinin orta üçlü bölgesinde distal yarıda stres yoğunlaşmaları görülmüştür. Özellikle 2. premolar dişte bu bölgedeki stres değerleri 1. premolar dişle oranla, lokasyonda benzerlik gözlenmesine rağmen, matematiksel olarak çok daha yüksek strese maruz kaldığı tespit edilmiştir.

Destek dişlerin kök yüzeylerinde genel olarak stres yayılımı fark edilmiştir. Özellikle 2. premolar dişin apikal üçlüsüne doğru uzanan stres alanları dikkati çekmiştir.

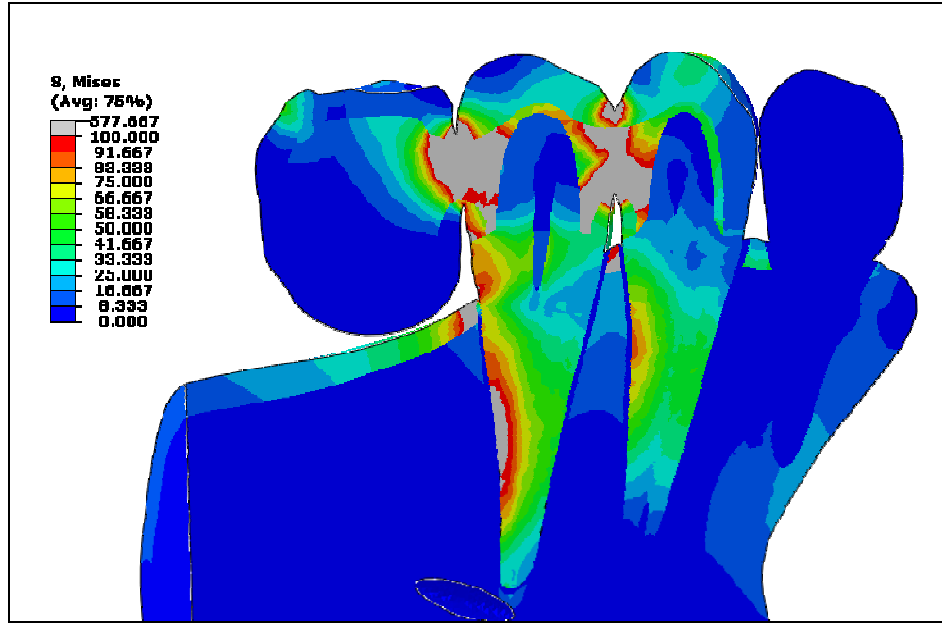
Birinci premoların mezialinde kron bölgesinde stres değerleri minimum seviyede gözlenirken kökte belirgin şekilde stres bölgeleri gözlenmiştir.

Kemik yapı izlendiğinde en yoğun stresler her iki destek dişin arasındaki kortikal kemikte ve 2. premolar dişin distalindeki kortikal kemikte görülmüştür. Trabeküler kemikte ise her iki destek dişin arasındaki kök yüzeyinin orta üçlüsüne doğru bir stres yayılımı tespit edilmiştir. Bunun dışında 1. premolar dişin apikal bölgesinde stres görülmemesine rağmen, mezialindeki kortikal kemikte çok yoğun olmasa da bir miktar stres yoğunlaşmaları fark edilmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin yüksek olduğu özellikle okluzale doğru yayıldığı gözlenmiştir. Ayrıca 1. premolar dişin üzerindeki protezde kuvvetin uygulandığı noktalarda da stres yoğunlaşmaları görülmüştür.

4.2.2. B2 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-diş desteği, molar gövde sahip 2. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 61).



Şekil 61: B2 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 577.667 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar protezdeki her iki konnektörde, 1. premolar diş ile 2. premolar diş arasındaki konnektörün distal ve mezial basamak uzantısında, gövdenin bağlı olduğu destek dişin kökünün orta üçlüsünün distal yarısında, yine aynı dişin distal tarafındaki kortikal kemikte ve her iki desteğin arasında kalan kortikal kemikte gözlenmiştir. Bunun dışında her iki konnektörün okluzal yüzünde bulunan porselen tabakasında da yüksek stres değerleri fark edilmiştir.

Doğal destek dişlerin kök yüzeyinin orta üçlü bölgesinde distal yarıda stres yoğunlaşmaları görülmüştür. Özellikle 2. premolar dişte

bu bölgedeki stres değerleri 1. premolar dişle oranla, lokasyonda benzerlik gözlenmesine rağmen, matematiksel olarak çok daha yüksek ve yaygın streslere maruz kaldığı tespit edilmiştir.

Destek dişlerin kök yüzeylerinde genel olarak stres yayılımı fark edilmiştir özellikle 2. premolar dişin apikal üçlüsüne doğru uzanan stres alanları dikkati çekmiştir.

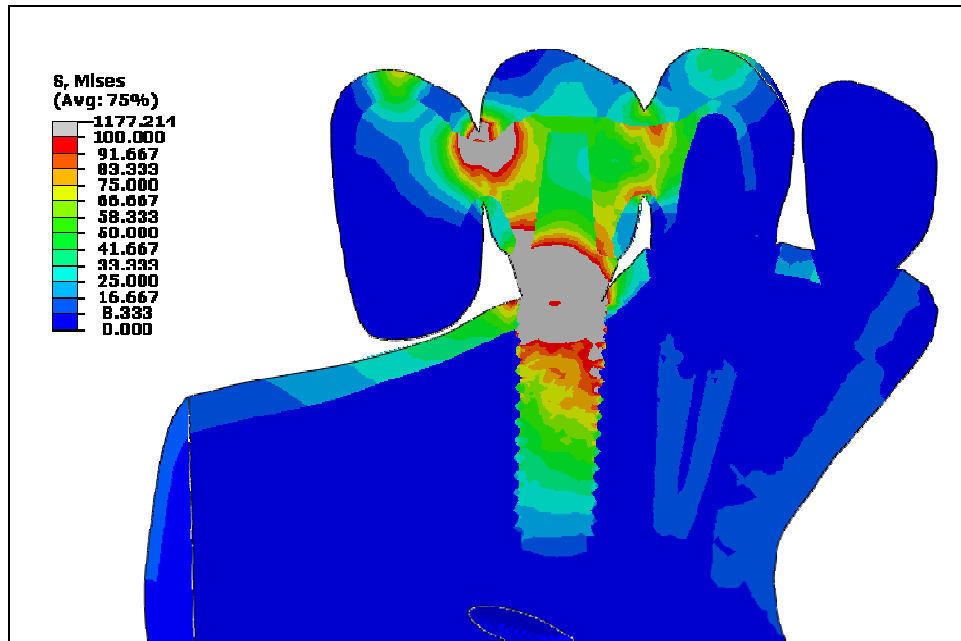
Birinci premolar dişin mezialinde kron bölgesinde stres değerleri minimum seviyede gözlenirken, kökte belirgin şekilde stres bölgeleri gözlenmiştir.

Kemik yapı incelendiğinde en yoğun stresler her iki destek dişin arasındaki kortikal kemikte ve 2. premolar dişin distalindeki kortikal kemikte görülmüştür. Trabeküler kemikte ise her iki destek dişin arasında kök yüzeyinin orta üçlü seviyesine doğru azalarak giden bir stres yayılımı fark edilmiştir. Bunun dışında 1. premolar dişin apikal bölgesinde stres görülmemesine rağmen, mezialindeki kortikal kemikte çok yoğun olmasa da bir miktar stres yoğunlaşmaları görülmüştür.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin yüksek olduğu özellikle okluzale doğru yayıldığı gözlenmiştir. Ayrıca 1. premolar dişin üzerindeki protezde kuvvetin uygulandığı noktalarda da stres yoğunlaşmaları tespit edilmiştir.

4.2.3. B3 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-implant desteği, premolar gövde sahip 3. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 62).



Şekil 62: B3 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 1177.214 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağlı olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde, implantın boyun bölgesinden başlayan ve implantın gövdesinin servikal üçlüsüne doğru uzanan alanda ve implant abutmentinin servikal bölgesinde gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra implant desteği ile doğal diş arasındaki konnektör bölgesinin okluzal ve gingival yüzünde stres yoğunluğunun ve yaygınlığının yüksek olduğu fark edilmiştir.

Doğal diş desteğinin kron ve kök bölgesine iletilen stres tespit edilmemiştir. Bütün stres yoğunluğunun implant desteğinde toplandığı ve stresin implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı gözlenmiştir.

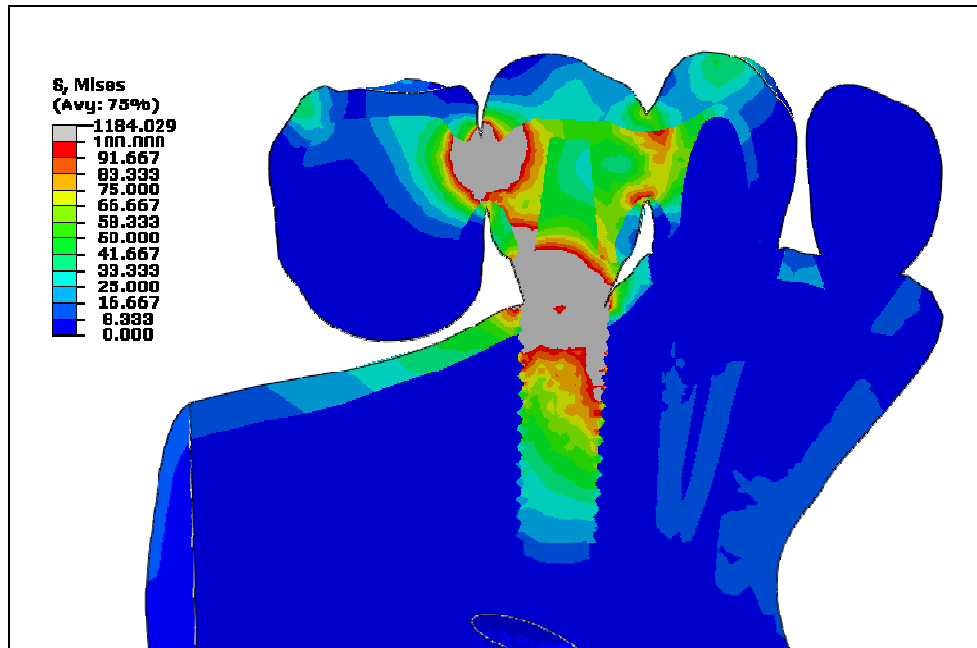
Kemik yapı izlendiğinde her iki desteğin apikal bölgesinde stres yoğunluğu görülmemiştir. Kemik yapıdaki tek stres alanı implant desteğinin mezial ve distal kole bölgesinde olacak şekilde fakat daha yaygın olarak distalde tespit edilmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin yüksek olduğu özellikle okluzal yüze doğru yayılan ve gövdenin kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesine doğru stres yayılımının maksimum olduğu diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

Doğal destek dişin üzerindeki protezde konnektöre yakın alanda distal yüzde, yine doğal dişin üzerindeki protezde kuvvetlerin uygulandığı tüberkül tepesinde ve implant desteğinin üzerindeki protezde streslerin geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir.

4.2.4. B4 Durumu Kesit İncelemesi (Diş-implant desteği, molar gövde sahip 4. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 63).



Şekil 63: B4 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 1184.029 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağlı olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde, konnektörden implant desteğinin üzerindeki protezin distal bölgesine doğru gelen alanda, implantın boyun bölgesinden başlayan ve implantın gövdesinin servikal üçlüsüne doğru uzanan alanda ve implant abutmentinin servikal bölgesinde gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra implant desteği ile doğal diş

arasındaki konnektör bölgesinin okluzal ve gingival yüzünde ve implant desteğinin üzerindeki protezin mezial basamak bölgesinde stres yoğunluğunun yüksek olduğu dikkati çekmiştir.

Doğal diş desteğinin kron ve kök bölgesine iletilen hiçbir stres tespit edilmemiştir. Bütün stres yoğunluğunun implant desteğinde toplandığı ve stresin implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı görülmüştür.

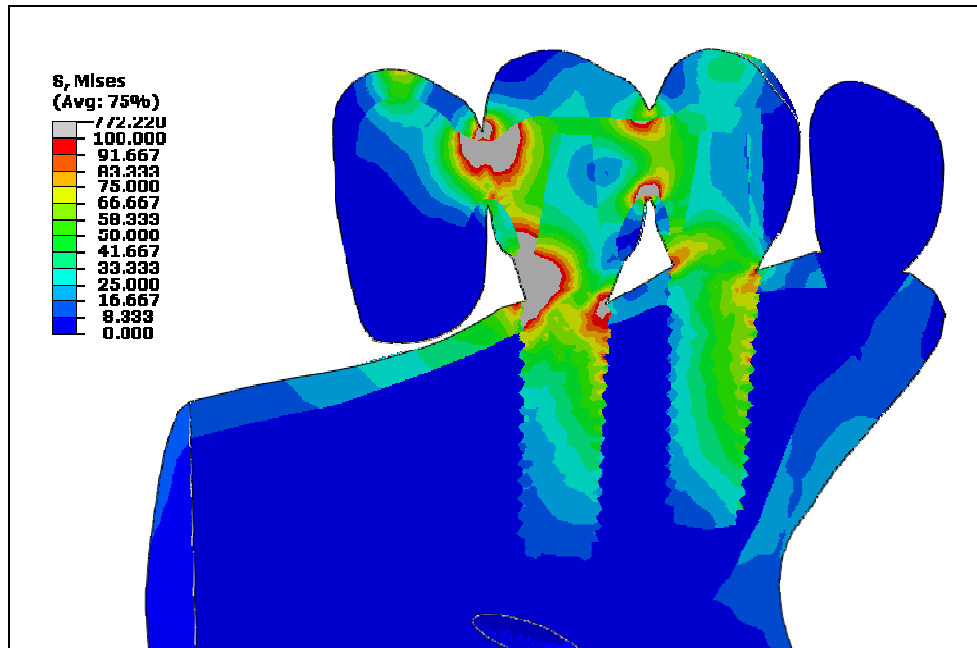
Kemik yapı incelendiğinde her iki desteğin apikal bölgesinde stres yoğunluğu tespit edilmemiştir. Kemik yapıdaki tek stres alanı implant desteğinin mezial ve distal kole bölgesinde olacak şekilde fakat daha yaygın olarak distal bölgede fark edilmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgede stres değerlerinin yüksek olduğu özellikle okluzal yüze doğru yayılan ve gövdenin kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesine doğru stres yayılımının maksimum olduğu diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

Doğal destek dişin üzerindeki protezde konnektöre yakın alanda distal yüzde, yine doğal dişin üzerindeki protezde kuvvetlerin uygulandığı tüberkül tepesinde ve implant desteğinin üzerindeki protezde streslerin geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir.

4.2.5. B5 Durumu Kesit İncelemesi (İmplant-implant desteği, premolar gövde sahip 5. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 64).



Şekil 64: B5 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 772.220 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağlı olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde, 2. premolar dişin desteğinde bulunan implantın boyun bölgesinin mezial yarısında daha yaygın olmak üzere aynı zamanda distal servikal bölgesinde gözlenmiştir. Bunun yanı sıra iki implant desteği arasındaki konnektör

bölgesinin gingival ve okluzal yüzünde yine yüksek stres değerleri tespit edilmiştir.

Birinci premolar dişin implant desteğinin kron bölgesinde konnektöre komşu distal alanda okluzale ve gingivale doğru bir stres yayılımı varken, mezial yüzde stres dağılımı minimal seviyede görülmüştür. Aynı implantın kök yüzeyinin kole bölgesinde mezial ve distal alanda stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Yine bu implantın servikal bölgesinden başlayarak apikal üçlü bölgesine kadar olan gövdesinde yaygın bir şekilde stres alanları tespit edilmiştir. Bununla beraber stres yoğunluğunun 1. premolar dişin implant gövdesinde daha yaygın olmak üzere 2. premolar dişteki implant gövdesinde de yaygınlığı tespit edilmiştir ve streslerin her iki implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı fark edilmiştir.

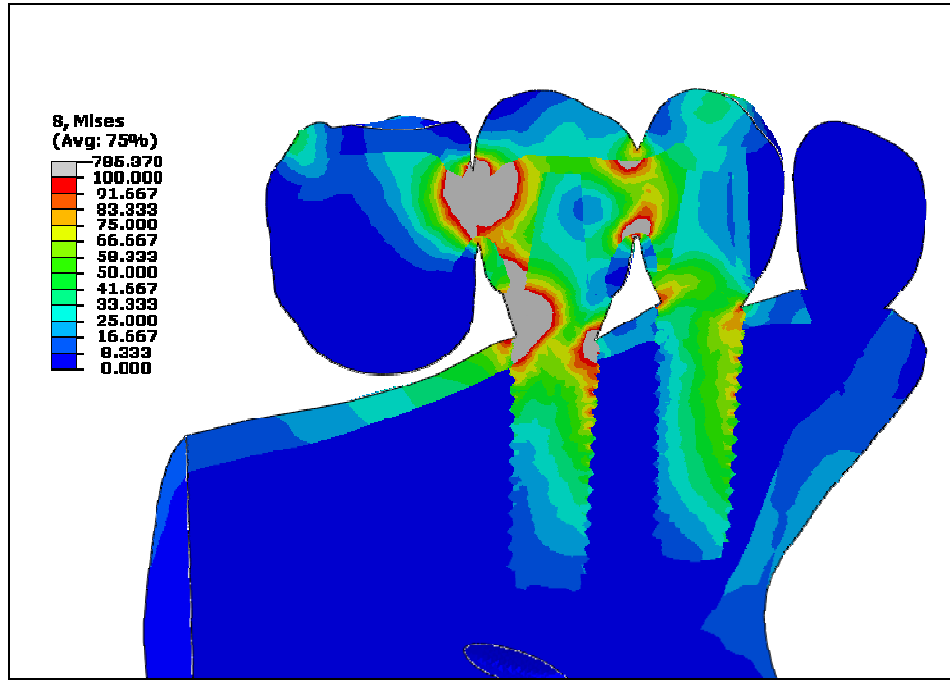
Kemik yapı izlendiğinde her iki desteğin apikal bölgesinde stres yoğunluğu dikkati çekmemiştir. Kemik yapıdaki stres alanları 2. premolar dişteki implant desteğinin mezial ve daha yaygın olarak distal kole bölgesinde, 1. premolar dişteki implant desteğinin mezial kole bölgesinde olacak şekilde görülmüştür.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgenin okluzale doğru uzanan yüzünde stres değerlerinin maksimum olduğu, kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesinde stres yayılımının olduğu diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği gözlenmiştir.

Aynı zamanda 1. premolar dişin bulunduğu implantın üzerindeki protezde kuvvetlerin uygulandığı noktalarda stres alanları tespit edilmiştir.

4.2.6. B6 Durumu Kesit İncelemesi (İmplant-implant desteği, molar gövde sahip 6. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises stresleri meziodistal yönde sagittal kesitte incelenmiştir (Şekil 65).



Şekil 65: B6 durumunda sagittal kesitteki stresler

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 785.370 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir. Bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörde, buradaki konnektörün bağlı olduğu implant desteğinin distal basamak bölgesini örten protezde, 2. premolar dişin desteğinde bulunan implantın boyun bölgesinin distal yarısında daha yaygın olmak üzere aynı zamanda mezial servikal bölgesinde gözlenmiştir. Bunun yanı sıra iki implant desteği arasındaki konnektör

bölgesinin gingival ve okluzal yüzünde yine yüksek ve yaygın stres değerleri dikkati çekmiştir.

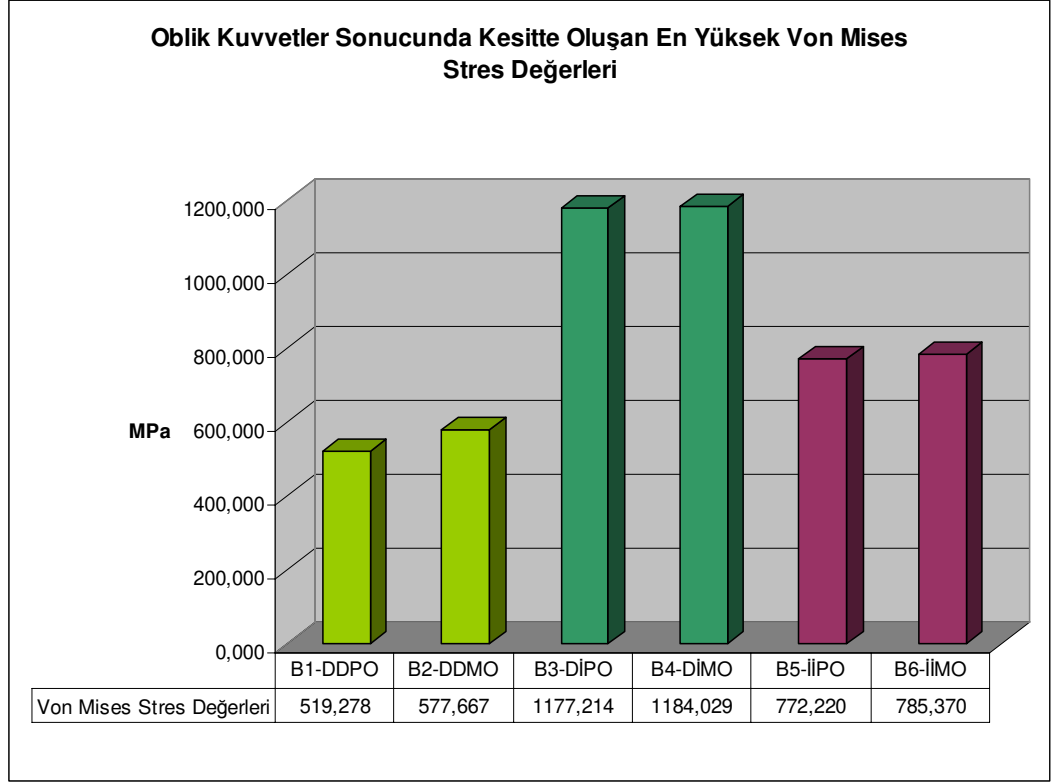
Birinci premolar dişin implant desteğinin kron bölgesinde konnektöre komşu distal alanda okluzale ve gingivale doğru bir stres yayılımı varken, mezial yüzde stres dağılımı minimal seviyede görülmüştür. Aynı implantın kök yüzeyinin kole bölgesinde mezial ve distal alanda stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Yine Bu implantın servikal bölgesinden başlayarak apikal üçlü bölgesine kadar olan gövdesinde yaygın bir şekilde stres alanları tespit edilmiştir. Bununla beraber stres yoğunluğunun 1. premolar dişin implant gövdesinde daha yaygın olmak üzere 2. premolar dişteki implant gövdesinde de yaygınlığı fark edilmiştir ve streslerin her iki implantın hem kron bölgesi hem de kök bölgesi boyunca yayıldığı görülmüştür.

Kemik yapı izlendiğinde her iki desteğin apikal bölgesinde stres yoğunluğu tespit edilmemiştir. Kemik yapıdaki stres alanları 2. premolar dişteki implant desteğinin mezialde, daha yaygın ve matematiksel olarak daha fazla değerlerde distal kole bölgesinde, 1. premolar dişteki implant desteğinin mezial kole bölgesinde olacak şekilde gözlenmiştir.

Gövde incelendiğinde konnektöre yakın mezial bölgenin okluzale doğru uzanan yüzünde stres değerlerinin maksimum olduğu, kuvvetin uygulandığı tüberkül tepesinde stres yayılımının olduğu diğer yerlerde stres değerlerinin minimuma indiği dikkati çekmiştir.

Aynı zamanda 1. premolar dişin bulunduğu implantın üzerindeki protezde ve gövdede kuvvetlerin uygulandığı noktalarda stres alanları tespit edilmiştir.

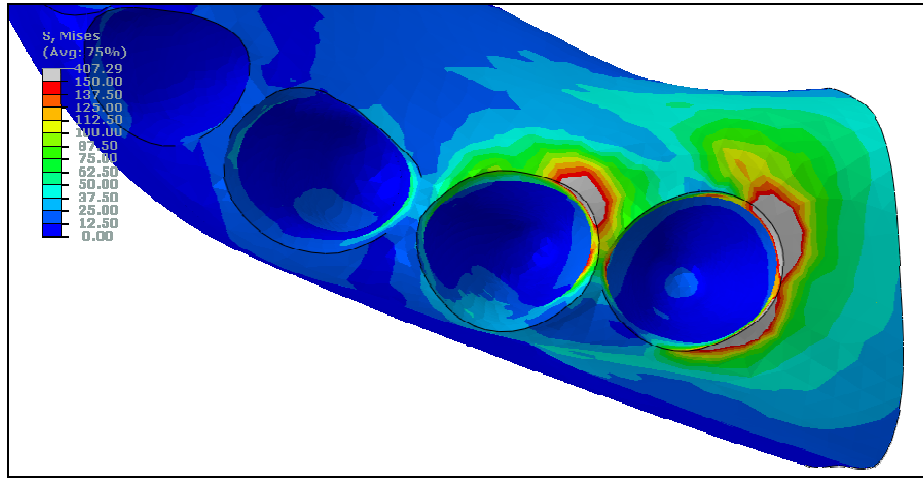
Yapılan çalışmada oblik kuvvetler altında meziodistal yönde sagittal kesitte incelenen stresler Grafik 3'te gösterilmiştir.



Grafik 3: Oblik kuvvetler sonucunda oluşan streslerin gösterilmesi

4.2.7. B1 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (Diş-diş desteği, premolar gövde sahip 1. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin dişlerin uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 66).



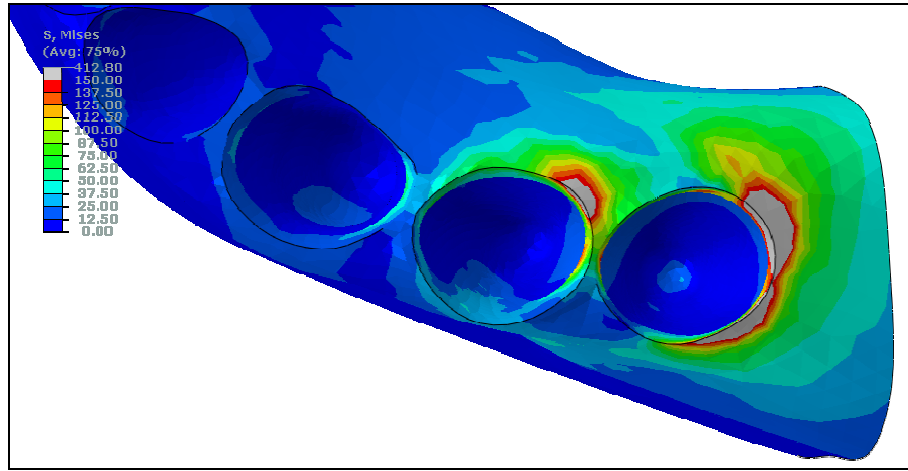
Şekil 66: B1 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 407.29 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin distobukkal ve distolingual kenarındaki kortikal kemikte ve 1. premolar dişin distolingual kenarındaki kortikal kemikte gözlemlenmiştir. Yine bu bölgelerden başlayarak azalarak yayılan stres dalgaları dikkati çekmiştir. Bunun dışında 2. premolar dişin apikalindeki trabeküler kemikte az da olsa bir stres alanı tespit edilmiştir.

4.2.8. B2 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (Diş-diş desteği, molar gövde sahip 2. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin dişlerin uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 67).



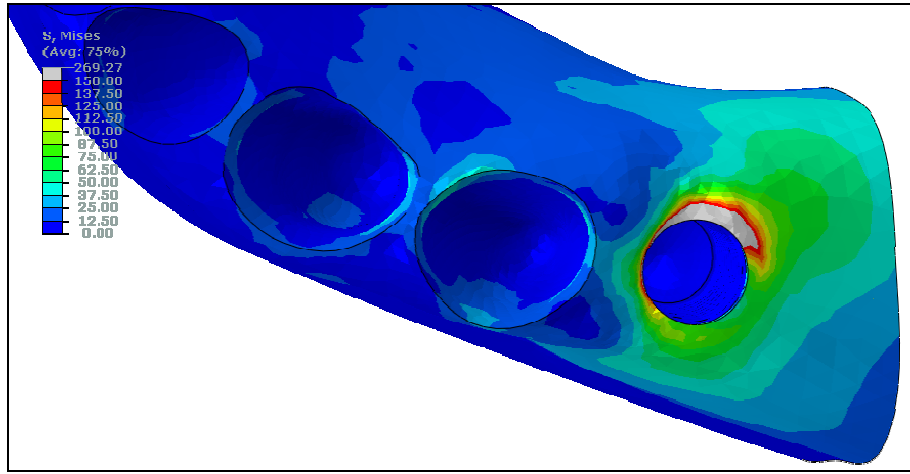
Şekil 67: B2 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 412.80 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin distobukkal ve distolingual kenarındaki kortikal kemikte ve 1. premolar dişin distolingual kenarındaki kortikal kemikte gözlemlenmiştir. Yine bu bölgelerden başlayarak azalarak yayılan stres dalgaları dikkati çekmiştir. Bunun dışında 2. premolar dişin apikalindeki trabeküler kemikte az da olsa bir stres alanı tespit edilmiştir.

4.2.9. B3 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (Diş-implant desteği, premolar gövde sahip 3. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin dişin ve implantın uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 68).



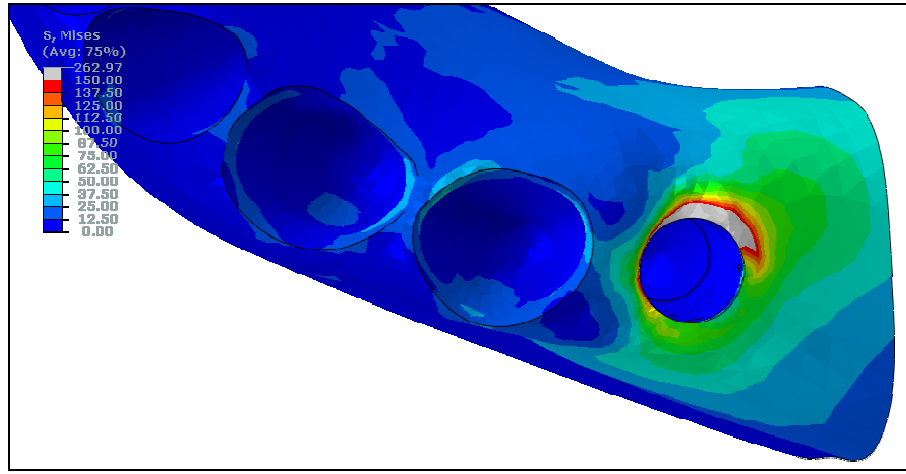
Şekil 68: B3 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 269.27 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin bulunduğu implant desteğinin lingual tarafındaki kortikal kemikte gözlenmiştir. 2. premolar dişin lingualinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması dikkati çekmiştir. Bu bölgenin dışında diğer destek dişin meziolingual, distal ve bukkal kenarlarındaki kortikal kemik bölgesinde stres alanları tespit edilmiştir.

4.2.10. B4 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (Diş-İmplant desteği, molar gövde sahip 4. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin dişin ve implantın uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 69).



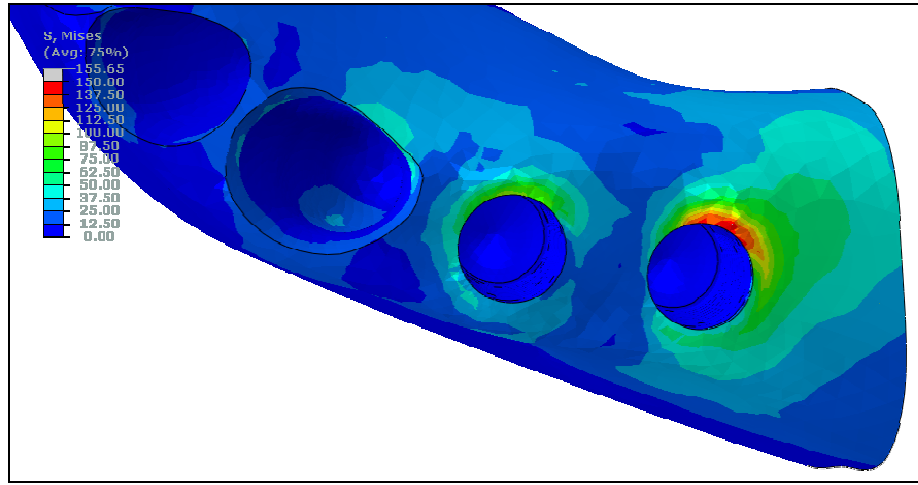
Şekil 69: B4 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 262.97 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin bulunduğu implant desteğinin lingual tarafındaki kortikal kemikte gözlenmiştir. 2. premolar dişin lingualinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması dikkati çekmiştir. Bu bölgenin dışında diğer destek dişin meziolingual, distal ve bukkal kenarlarındaki kortikal kemik bölgesinde stres alanları tespit edilmiştir.

4.2.11. B5 Durumu Kemik Yapının İncelemesi (İmplant-implant desteği, premolar gövde sahip 5. modelde oblik yükleme)

Oblik yönde yükleme sonrasında oluşan von Mises streslerinin implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden görünümü incelenmiştir (Şekil 70).

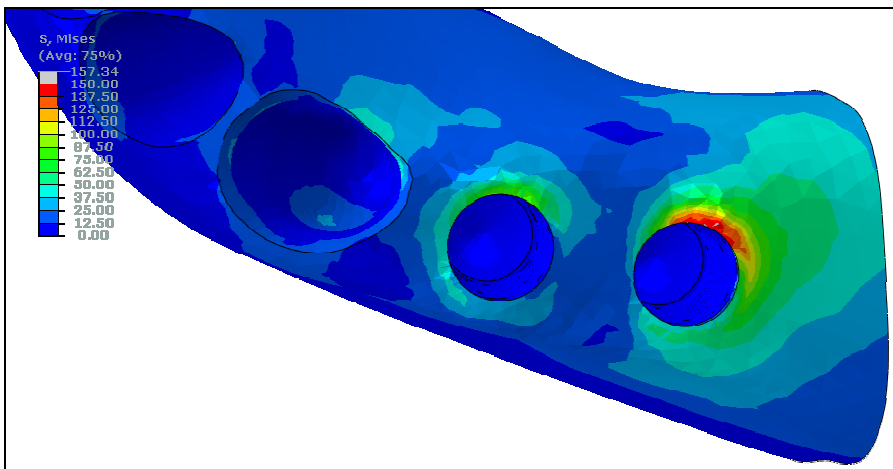


Şekil 70: B5 durumu kemik yapının incelemesi

Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelendiğinde en yüksek von Mises stres değeri bu durumda 155.65 MPa tespit edilmiştir ve yoğun stres alanları gri renkli alanlar şeklinde gösterilmiştir.

En yoğun stres alanı 2. premolar dişin bulunduğu implant desteğinin lingual tarafındaki kortikal kemikte gözlenmiştir. 2. premolar dişin lingualinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması dikkati çekmiştir. Bu bölgenin dışında diğer implantın lingual kenarındaki kortikal kemikte başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edilmiştir.

stresleri
görünür

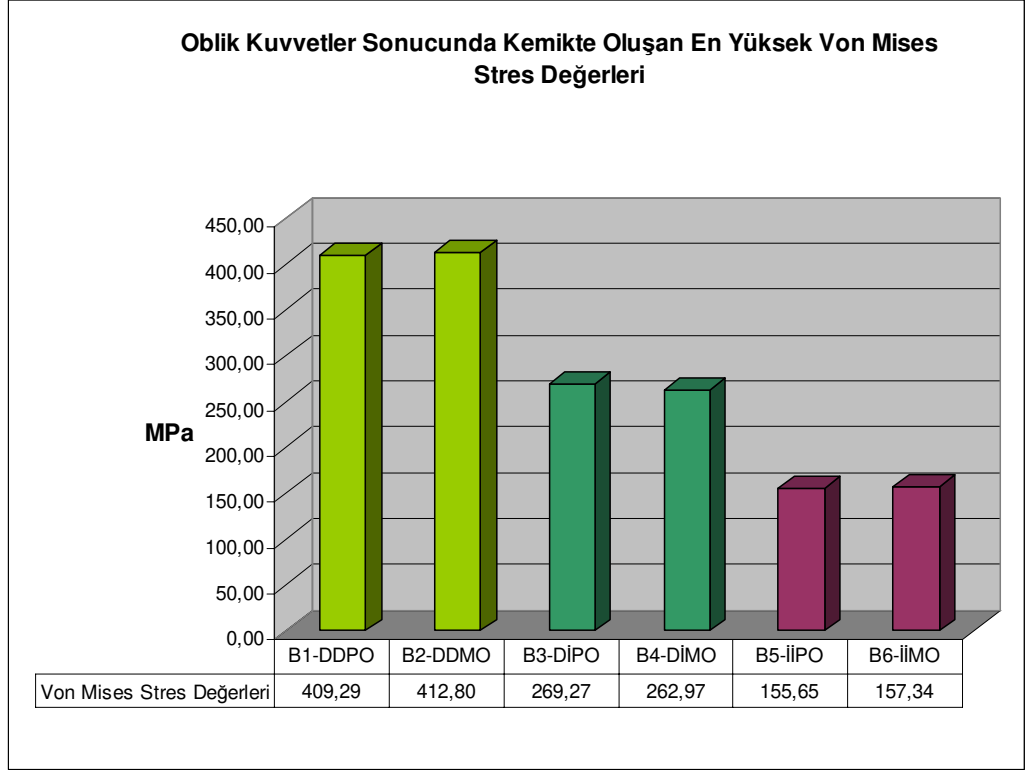


Şekil 71: B6 durumu kemik yapının incelemesi

stres d
durumd
alanlar s

desteğin
dışın lin
gittikçe
dışında
yayılan

Yapılan çalışmada oblik kuvvetler altında kemik yapıda incelenen stresler Grafik 4'te gösterilmiştir.



Grafik 4: Oblik kuvvetler sonucunda kemikte oluşan streslerin gösterilmesi

5. TARTIŞMA

Günümüzde insanların yaşam şekillerinde değişimle birlikte konforun öne çıkması ve estetiğin insan ilişkilerindeki öneminin farkına varılması, bireyin ağız ve diş sağlığındaki seçimlerini ve beklentilerini etkilemiştir. Bu nedenle protetik diş tedavisi seçeneklerinde serbest sonlu vakaların tedavilerinde kullanılan hareketli bölümlü protezlerin yerine sabit protez tercihleri ön plana çıkmıştır^{2,12}.

Serbest sonlu dişsizlik durumunun protetik tedavisinde ilk tercih konvansiyonel köprü tasarımının kullanılabileceği implant destekli protezlerdir. Fakat bu durum her zaman mümkün olamamaktadır. Üst çenede sinüs boşluğunun varlığından kaynaklanan, alt çenede ise mandibular kanalın pozisyonu ve kret tepesine yakınlığından kaynaklanan anatomik kısıtlamalar nedeniyle implant uygulamalarında güçlüklerle karşılaşılabilir. Bunun yanında çekim defektine bağlı bozuk kret morfolojisinin varlığı, anormal rezorpsiyona uğramış veya alveolar kretlerde bıçak sırtı şeklinde anatomik oluşuma bağlı durumlarda implant uygulamalarında problemlerle karşılaşılır. Ayrıca osseointegrasyonun sağlanamamasından dolayı terminal implant kaybı yaşanan durumlarda veya ekonomik nedenlerden dolayı her iki tarafında da implant desteğine sahip konvansiyonel köprü tasarımları uygulanamamaktadır^{6,8,90}. Biyomekanik açıdan kantilever köprülerin kullanımı bazı sakıncalar taşımakta ise de bu tip durumlarda hastanın sabit tedavi ihtiyacını kantilever sabit köprü protezleriyle gidermek gerekebilir^{2,12}.

Kantilever sabit protezlerin destekleri olarak iki doğal diş desteği, doğal diş ile implant desteği ve iki implant desteği kombinasyonları kullanılmaktadır. Bu çalışmada iki doğal diş desteği kullanılarak yapılan kantilever protezler klinik uygulama alanı bulduğu için kontrol grubunu oluşturmaktadır. Terminal implant kaybı, anatomik

kısıtlamalar ve ekonomik yetersizlikler nedeniyle endikasyonu bulunan diğer kombinasyonlar ise bu kontrol grubuyla kıyaslanmaktadır.

İmplantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı, streslerin destek dokulara aktarılma biçimidir. İmplantlardan destek dokulara yük transferi; yüklemenin büyüklüğüne ve yönüne, kemik-implant ara yüzeyine, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, uygulanan protezin tipine, çevreleyen kemiğin kalitesine ve miktarına bağlıdır. Bununla beraber implant ile doğal diş bağlantılarında periyodontal ligament kaynaklı biyomekaniksel farklılıkların neden olduğu problemlerin tespit edilmesi, bu farklılıkların implant elemanlarına, proteze ve destek dokulara yansımalarının incelenmesi için çok çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmıştır^{46,43}. Bunlar arasında fotoelastik yöntem, strain-gauge yöntemi, sonlu elemanlar analiz yöntemi en çok kullanılan stres analiz yöntemleridir^{70,94,31}.

Fotoelastik yöntemle yapılan stres analiz değerlendirmelerinde, test materyali orijinal materyalle uyumlu bir fotoelastik materyalden imal edilmekte ve kuvvet uygulaması sonucunda oluşan stresler direkt ve indirekt yöntemle değerlendirilmektedir. Bu yöntemde fotoelastik materyalin test örneğini tam olarak temsil edememesi ve test edilecek cismin fotoelastik örneğinin oluşturulmasındaki güçlükler nedeni ile çok sağlıklı sonuçlar elde edilememektedir. Bu yöntemin dezavantajlarından bir diğeri ise stres yoğunlaşmaları ve stres bölgeleri ile ilgili sonuçlar vermesine rağmen kalitatif ve kantitatif değerler yeterli görülmemektedir Ayrıca fotoelastik yöntemle elde edilen sonuçların hem strain-gauge yöntemi hem de sonlu elemanlar stres analizi yöntemi sonuçları ile çelişkili sonuçlar oluşturduğu ifade edilmiştir^{99,100}.

Strain-gauge yönteminin dental implantlara uygulanması; strain-gaugelerin ve ilişkili yapıların elektriksel direnci sayesinde olmakta, statik ve dinamik yükleme altında hem in vivo hem in vitro ölçüm yapmamıza olanak sağlamaktadır^{100,101}. Fakat strain-gaugelerin uygulamasında güçlükler bulunmaktadır. Bu nedenle her çalışmada uygulanamamaktadır. Strain-gaugeler uygulanan alandaki bağlantı bölgelerindeki yüzeyel streslerle ilgili doğru veriler vermektedir. In-vivo veya in-vitro strain-gauge deneylerinde kuvvetler, karşı çenedeki dişlerle veya apareyle uygulandığı için protezin oklüzal yüzeylerinde belirli bir noktadan hassas yükleme yapılması zor olmaktadır. Strain-gauge yöntemi klinik yükleme esnasında in-vivo ölçüm yapan tek yöntem olmasına rağmen bükülme momentlerinin ölçümünde in-vivo ve in-vitro strain-gauge yöntemlerinin sonuçlarının birbirini destekler nitelikte olmadığı belirtilmiştir^{100,102,103}.

Karmaşık geometrilerin bulunduğu problemler için, analitik çözümün sağlanabilmesi zordur. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analizi gibi sayısal metotların kullanımı gerekir. Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık mekanik problemlerin çözümünün sağlanması için problem sahasını çok sayıda küçük ve basit elemanlara ayırarak çözümleme yapar. Bu teknik sayesinde problemin çözümü için tek bir fonksiyon aranmaz, her problem için ayrı çözüm fonksiyonu formüle edilir ve tüm probleme çözüm sağlanır. Sonlu elemanlar stres analizinde tüm sahanın küçük elemanlara ayrılması için bir ağ gereklidir. Bu ağ sayesinde elemanlar, düğümler ve sınır durumları birleştirilir ve problem sayısal bir modele dönüştürülür⁴⁶. Bu sayede dokuların matematiksel modelleri bilgisayar ortamına aktarılabilir, model geometrisi, yükleme tipi, sınır koşulları gibi parametreler değiştirilebilir ve bunlara eklemeler yapılabilir. Her ne kadar detaylar birebir gerçekteki gibi verilemese de çoğu invitro çalışmaya göre avantajlıdır. Bu metodun en büyük avantajlarından biri çalışmanın

tekrarlanabilmesidir. İn vivo testlerde bu avantajların elde edilmesi imkânsızdır ⁶⁵.

Akça ve ark.¹⁰⁴ 2002 yılında yaptıkları bir çalışmada dental implant üzerinde meydana gelen streslerin incelenmesinde sonlu elemanlar stres analizi ile strain-gauge analiz yöntemini kıyaslamışlardır. Her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres-strain miktarları konusunda yakın sonuçlar elde edilmiş fakat modelleme açısından sonlu elemanlar metodu daha hassas ve ayrıntılı bir sonuca izin verdiği için daha avantajlı bulunmuştur.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının ilk örnekleri iki boyutlu analizlerdir. İleriki yıllarda bilgisayar ve yazılım teknolojilerindeki gelişmeyle beraber üç boyutlu çalışmalar ağırlık kazanmıştır. Üç boyutlu modellemenin iki boyutlu modellemeye göre birtakım avantajları mevcuttur. Modellenecek yapının anatomisinin düzensizliğinden kaynaklı durumlar, kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bize modeldeki bütün stresleri ayrıntılı şekilde gösterebilmesi, gerçeğe daha yakın modeller ve sonuçlar elde edebilmemiz üç boyutlu sonlu elemanlar yönteminin avantajlarıdır ^{103,105,105,106}.

Meijer ve ark.¹⁰⁷ da, iki implant yerleştirdikleri dişsiz mandibulanın interforaminal bölgedeki stress dağılımını 2 boyutlu ve 3 boyutlu sonlu eleman modelleri kullanarak incelemişler ve şu sonuca varmışlardır; iki boyutlu model klinik durumu yeterince temsil etmemekte ve parametre çalışmalarında dental implantlar çevresindeki stres dağılımını analiz etmek için yetersiz gelmektedir. 3 boyutlu bir analizin gerçek bir değerlendirme olduğu, 2 boyutlu sonlu elemanlar analizinin ise kısa sürede genel bir sonuç elde etmek amacıyla tercih edilmesi gerektiğini birdirmişlerdir.

Sonlu eleman stres analiz metodunda implant, çene kemiği ve dental yapılar gibi karmaşık canlı dokuların modelleri ile ilgili çözümler yaparken bazı varsayımlar ve tanımlar yapılmak durumundadır. Bu varsayımlar SEA modelinin ön görme doğruluğunu büyük ölçüde etkiler⁴⁶. Kortikal kemik ile trabeküler kemik kalınlıkları, implant-kemik arayüzü, modelleri oluşturan nod ve elemanların sayıları, sınır koşulları, kullanılan materyallerin mekanik özellikleri, uygulanacak kuvvet değerleri bilgisayarda tanımlanmalıdır⁴³.

Meijer ve ark.¹⁰⁷ , Clelland ve ark.¹⁰⁸ üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yaptıkları çalışmalarda, çalışma modelinin ayrıntılı olarak modellenmesinin son derece önemli olduğunu ve modeli oluşturan nod (düğüm) ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilen sonuçlara yakın olmasını sağladığını belirtmişlerdir. Bu yüzden, bizim çalışma modellerimiz ortalama 60.000 düğümden ve 300.000 elemandan oluşmaktadır. Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özellikleri düğüm noktası ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca oldukça fazla olduğu görülmüştür.

Çene kemiğinin biyomekanik reaksiyonunun her bir hasta için farklılık gösterdiği gerçeği, osseointegration yüzdesinin doğru olarak modellenmesinin mümkün olmadığı anlamına gelir. Tüm ara yüz boyunca çene kemiği ve implant arasındaki sabit bağlantı olduğu varsayılmıştır. Bu da, herhangi bir yük altında, çene kemiği ve implant arasındaki nispi yükün ortaya çıkmadığı anlamına gelmektedir⁴³. Literatürde yapılan pek çok SEA çalışmasında, kemik-implant arasında % 100 bağlantı ve osseointegrasyon olduğu kabul edilmiştir. Ancak, klinik koşullarda hiçbir zaman hücresel düzeyde % 100 kemik-implant teması mümkün değildir⁴⁶. Bununla beraber osseointegrasyon oranındaki azalmanın stres artışına neden olduğu açıklanmaktadır. Örneğin; osseointegrasyonun % 100'den % 83'e düşmesiyle en yüksek streslerde % 5'lik artış gözlemlendiği

bildirilmiştir^{109,110}. Bu çalışmada, yapılan SEA'da kemik ve implantın linear özelliğe sahip olması gerekliliği nedeniyle implantın, kortikal ve spongiyöz kemikle % 100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir. Bu çalışmada da kemik-implant ara yüzü yapışık varsayılmış ve tüm ara yüz boyunca sıkı bir temas olduğu kabul edilmiştir. Çalışmada amaç tek bir model ve tasarımın analizini yaparak sadece kliniğe yönelik bir sonuç çıkarmak olmadığından her modelde % 100 kemik teması varsayıldığı için kıyaslamalardan çıkarılacak sonuçların bu amaç doğrultusunda yanıltıcı olmadığı düşünülebilir.

Bugüne kadar bildirilmiş birçok çalışmada, besinlerin çiğnenmesi sırasında ortaya çıkan okluzal yüze yönelmiş daha gerçekçi dinamik-dairesel fonksiyonel yüklerin yerine, vertikal ve oblik olarak uygulanmış statik yükler varsayılmıştır. Bu çalışmada da modeldeki dişlerin üzerine vertikal ve oblik yönde olmak üzere 2 farklı yükleme tipi uygulanmıştır⁴³. Bunun yanında literatürlerde çiğneme sırasında dişler üzerine gelen kuvvetlerle ilgili farklı görüşler bulunmaktadır. Craig'in⁷⁸ belirttiğine göre; yapılan çalışmalar sonucunda doğal dişli bireylerde 1 ve 2. molarlarda 390–800 N arasında (ortalama 565 N), premolarlarda 288 N maksimum çiğneme kuvveti tespit edilmiştir. Çalışmada Ferrario ve ark.nın⁹⁸ sağlıklı genç bireylerde her bir dişe tek tek strain-gauge uygulayarak elde ettiği alt çenede 1. premolar diş için 250 N, 2. premolar diş için 290 N ve 1. molar diş için 300 N olan çiğneme kuvvetleri vertikal yükleme tipi için kullanılmıştır. Oblik yönde uygulanan yükleme tipi içinse 200 N kuvvet kullanılmıştır.

Her bir hasta için implant seçimi yalnızca, hekim tarafından belirlenen hastanın kemik tipine göre yapılır. Yanlış bir seçim implantın başarısız olmasına neden olabilir. SEA çalışmalarında, yalnızca dört farklı çene kemiği yapısı değerlendirilmiştir. Bu da SEA metodunda kullanılan varsayımlardan biri olmuştur⁴³. Üç boyutlu bir SEA çalışmasında Papavasiliou ve ark.¹¹¹ kortikal kemiğin olmamasının interfasiyal stresleri

arttırdığını göstermişlerdir. Clift ve ark.¹¹² ise implantın boyun kısmını çevreleyen kemiğin elastisite modülündeki 16 faktörlük bir azalmanın, stres düzeyinde yalnızca 2 kat azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada implantlar; boyun kısımları kortikal kemik içerisinde, gövde kısmı trabeküler kemik içinde olacak şekilde yerleştirilmiştir. Akça ve İplikçioğlu⁶ mandibular posterior dişsizlikte kanatlı uzantılarda kısa implantların etkisini inceledikleri 3 boyutlu SEA’da, kortikal kemik kalınlığını 1–1.5 mm olarak modellemişlerdir. Benzer şekilde Clelland ve ark.¹⁰⁸, Holmes ve ark.⁹⁴ kortikal kemik kalınlığını 1.5 mm, Daas ve ark.¹¹³ ise kortikal kemiği 2 mm olarak modellemişlerdir. Çalışmamızda bu çalışmalara benzer şekilde kortikal kemik kalınlığını 1.5 mm olarak modellenmiştir.

Materyal özellikleri bir yapıdaki stres ve strain dağılımlarını büyük ölçüde etkiler. Bu özellikler sonlu elemanlar stres analizinde izotropik, ortotropik veya anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik bir materyalde özellikler her yerde aynıdır. Anizotropik bir materyalin ise, farklı yöntemlerle ölçüldüğünde farklı özellikleri mevcuttur. SEA çalışmalarında elastisite modülü ve poisson oranı ile nitelendirilen çene kemiğinin maddesel davranışının homojen, izotropik ve linear elastik olduğunun varsayımıdır^{43,75,46,114,115}. Çoğunluğu uzun kemiklerde yapılmış biyomekaniksel çalışmalar kemiğin fiziksel özelliklerinin anizotropik ve non-homojen karakterde olduğunu göstermektedir. Gerçekte maksilla ve mandibula kısmen plastik canlı dokulardır, dinamikler ve mekaniksel ortama göre farklı şekillere cevap verirler^{114,116,117}. Bireylerde bu materyal özelliklerin farklılık göstermesine bağlı farklı değerlerin ortaya çıkması bu çalışmada kullanılmasını gerektirmemektedir.

SEA çalışmalarında implantların, dental yapıların, protezin, kortikal ve trabeküler kemiğin, akrilin, mukozanın elastisite modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel tek bir tablo yoktur¹¹⁸⁻¹²². Bu değerler alınırken değişik çalışmalarda en çok kullanılan değerler kabul

edilerek çalışmada kullanılmıştır (Tablo 2). Periyodontal ligament dışında kullanılan materyallerin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir, fakat periyodontal ligamentin materyal özelliğini non-linear hiperelastik ve izotropik olarak tanımlanmıştır.

Linear analiz, eğer yapı orantısal limit olarak bilinen stres seviyesine kadar doğrusal bir stres-strain ilişkisi ortaya koyarsa ve tüm hacimler tek bir birim olarak birleşirse geçerli sayılır. Ne var ki; çalışmanın amacı ağız içi bölgesindeki daha gerçekçi durumları keşfetmekse o zaman linear statik analizin geçerliliği sorgulanabilir⁷⁶. Çalışmada implant ve doğal diş bağlantısı kullanıldığı için ve bu durumda karşılaşılan temel problemin periyodontal ligamentten kaynaklanan biyomekanik farklılık olduğu için bu en gerçekçi şekilde periyodontal ligamentin materyal özelliğinin non-linear olarak tanımlanmasıyla çözülebilirdi. PDL'nin bu şekilde tanımlanmasında temel amaç metodolojiktir; burada çene kemiği-PDL-diş sistemi ile ilgili mutlak anlamda geçerli sonuçlar elde etmeye çalışılmadı. Önerilen model mutlak doğru olarak değerlendirilemese de bir başlangıç noktasını temsil ettiğini ve şimdiye kadar yapılan çalışmalara göre gerçeğe daha yakın bir stres ve strain durumu elde edilmesine izin verebileceği düşünüldü.⁴⁴.

İmplant ve diş arasındaki farklı mobilite seviyelerine uyum sağlaması için hassas bağlantılı konnektörler öne sürülmüş olsa da, klinik gözlemler bunların işlevi konusunda şüpheye neden olmuş, rijit ve hassas bağlantılı diş-implant splintlemesi arasında önemsiz veya minimal farklılık olduğunu ortaya çıkarmıştır. Hatta bazı yazarlar rijit implant diş bağlantısını savunmuştur çünkü protez ve implant benzer olmayan mobilite özelliklerine uyum sağlamak için zaten kendinden esnek özelliğine sahiptir. Sonuç olarak, implant-diş splintleme sistemlerinde doğru konnektörün tasarımına ilişkin henüz herhangi bir fikir birliğine varılamamıştır⁶⁸. Bu çalışmada diş-implant arasında rijit bağlantı türü kullanılmıştır.

Protetik üst yapıda kullanılacak malzeme seçimi ile ilgili birçok çalışma vardır. Bu çalışmada kullanılan Co-Cr alaşımı Williams ve diğerleri tarafından da kullanılmıştır. Bu araştırmacılar, streslerin osseointegre implantlara bağlı kantileverli protezler üzerindeki etkisini SEA ile incelemiştir. Araştırmacılar, Co-Cr alaşımının etkili stressleri azalttığını ifade etmiştir. Daha yüksek elastisite modülüne sahip olan Co-Cr, iskelet içinde daha eşit stres dağılımına izin vermiştir ki bu da protezin daha dayanıklı olmasını ve etkili yük transferini sağlamıştır¹²³. Bu çalışmada metal alt yapının üzerinde kullanılacak materyal seçiminde ise porselen kullanılmıştır. Porselen okluzal yüzeylerde yaygın olarak kullanılan bir maddedir¹²⁴. İn vitro simülasyonlu bir çalışmada, Cibirka ve ark.ları protezden çene kemiğine aktarılan kuvveti altın, porselen ve akrilik rezin okluzal yüzeylerde karşılaştırmış ve bu 3 madde arasında kuvvet emilimi oranı açısından önemli bir farka rastlamamıştır¹²⁴. Yine bu konuyla ilgili olarak yapılan çalışmanın sonucunda osseointegre protezlerin iskeleti için daha rijit malzemenin kullanılmasının, protez tutturma vidalarının içindeki stresleri azalttığı ortaya çıkmıştır. Burada iskeletin eğilmeye karşı yüksek direnç göstermesinin, tutturma vidalarındaki, özellikle de kantileverli üst yapılarıdaki aşırı mekanik yükleme riskini azalttığı anlamına gelmektedir. Biyomekanik açıdan, üst yapıda iskelet için en uygun madde kombinasyonunun kobalt-krom ve okluzal yüzeyler için porselen olduğu düşünülmüştür¹²⁵.

Li ve ark.nın¹²⁶ yaptıkları 3 boyutlu SEA çalışmasından elde edilen sonuçlarda sadece tip 4 kemik özelliğinde implant uzunluğunun kortikal ve trabeküler kemikteki oluşabilecek stresleri azaltan bir faktör olduğu, implantın çapının implant-abutment yapısının stabilitesini arttırmada daha etkili olduğunu belirtmişlerdir. Tip 4 kemik için biyomekanik olarak en uygun implantın 4 mm çapında ve 9 mm den uzun boyda kullanılması gerektiği tavsiye edilmiştir. Becker'ın⁸ belirttiği gibi 4.1 mm ve daha geniş çapta implant kullanılmasının implant kaynaklı

kırılmaları engellediği sonucuna göre bu çalışmada da 4.1 mm çapında, 12 mm uzunluğunda implantlar kullanılmıştır.

Bu çalışmada 12 farklı durumda oluşan stresler bilgisayar ortamında 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle invitro olarak değerlendirilmiştir. SEA yönteminin değerlendirilmesinde maksimum principle ve minimum principle stres değerleri kemik gibi kırılğan materyallerde kullanılır. Von mises stresleri ise çekme (tensile) ve basma (compressive) streslerinin bileşke değeridir yani makaslama (shear) streslerinin değerlendirilmesinde kullanılır⁴³. Sonuçta sonlu elemanlar analizi için çalışmada kullanılan modellerde materyaller kırılğan olarak değil, linear elastik olarak tanımlandığı için maksimum principle ve minimum principle stresleri değerlendirilmemiştir, von Mises stres değerleri incelenmiştir. Bununla beraber geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle, sonlu elemanlar analizinden elde edilen sonuçlar nicel açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamaz. Bu sonuçlar ancak nitel anlamda, streslerin dağılım yerleri ve yoğunluğu açısından karşılaştırmalı değerlendirmeye tabi tutulurlar⁷⁵. Bu durum göz önüne alınarak modellerden elde sonuçlar karşılaştırmalı yöntemlerle değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada vertikal kuvvetler altında kantilever köprülerde oluşan von Mises stresleri en yoğun şekilde komşu iki premolar dişin destek olarak kullanıldığı durumlarda ortaya çıkarken, bu durumu 1. premolar da doğal diş, 2. premolarda implant desteğinin kullanıldığı durumlar ve en az ise iki implantın destek olarak kullanıldığı durumlar takip etmektedir. Bu stresler lokalizasyon olarak en fazla konnektörlerde yoğunlaşırken distal destek ile gövde arasındaki konnektörde daha fazla stres yoğunluğu tespit edilmiştir. Literatürdeki benzer çalışmalar bu sonucu destekler niteliktedir^{6,12,16,19,86}. Ancak diş-diş, diş-implant, implant-implant sistemlerinde bazı farklılıklar ortaya çıkmaktadır.

Molar ve premolar olmak üzere farklı gövde morfolojisine sahip 2 doğal dişin destek olarak kullanıldığı durumlar arasında değerlendirme yapıldığında her iki durumda da stres lokalizasyonlarında benzerlik gözlenmektedir. Fakat gövdenin molar diş morfolojisinde olduğu kantilever köprüde Von mises stres değerleri % 6 oranında daha yüksek olarak tespit edilmiştir (988 -1053 MPa). En yüksek stres yoğunlaşmaları distal destek ile gövde arasında ki konnektörde yer almaktadır. Bunun yanında distal desteğin kök yüzeyinin distal tarafında servikal ve apikal bölgelerde daha fazla stres yoğunlaşmaları gözlenirken, mezial desteğin kök yüzeyinde stres lokalizasyonlarında ve değerlerinde benzerlik gözlenmektedir. Normal şartlarda vertikal kuvvetler destek dişlerde fulkrum eksenini oluşturmaksızın kök etrafında eşdeğer bir stres dağılımına neden olurken kantilever gövde nedeniyle oluşan 1. sınıf kaldırma sistemi distal desteğin distalinde bir fulkrum eksenini oluşturmaktadır. Gövdenin premolardan molara değişimi kuvvet kolunun uzamasına neden olarak distal konnektördeki stres yoğunlaşmasını arttırmaktadır^{14,47}. Eraslan ve ark.'nın ¹⁹ yaptığı çalışmada doğal diş destekleri üzerine yapılan kantilever protezlerde, premolar ve molar olarak iki farklı gövde morfolojisinin kullanıldığı durumlarda benzer sonuçlar sergilenmiştir.

Bu çalışmada destek olarak 1. premolarda doğal dişin 2. premolarda implant desteğinin kullanıldığı durumlarda gövde morfolojisine bakılmaksızın benzer bir stres dağılımı gözlenmektedir. Streslerin implant desteğinin gövde ile birleştiği konnektörde ve aynı desteğin servikal bölgesinin distalinde yoğunlaştığı dikkati çekmektedir. Her iki destekte doğal dişlerin kullanıldığı durumdan farklı olarak mezialdeki premolar desteğin kök yüzeyinde ve çevresindeki destek kemikte stresler minimum seviyede tespit edilmiştir. Ayrıca bu durumlar arasında gözlemlenen diğer bir farkta mezial konnektördeki stres alanlarında ve değerlerinde belirgin bir artıştır. Stresin implant desteğinde yoğunlaşmasının nedeni olarak doğal diş ile implant arasındaki biyomekanik farklılıklar ve implantın

materyal özellikleri belirtilmektedir^{47,54}. Weinberg'in⁴⁷ ve Engelman'ın¹²⁷ da belirttiği gibi implant destekleri kemik içerisinde periyodontal yapılarının olmaması nedeniyle rijit bir ünite oluşturmakta olup, doğal dişler ise periyodontal ligament yapısı nedeniyle 5/1 oranında implanttan daha fazla bir mobiliteye sahiptir. Doğal dişin üzerine kuvvet uygulandığında diş rijit implant bağlantısından dolayı alveole gömülememekte dolayısıyla doğal dişte aşırı stresler oluşmamaktadır. Fakat bu durum implant tarafında bir fulkrum oluşturmaktadır. Burada implant üzerine gelen ekstra bir yük nedeniyle doğal dişle bağlantısı tarafındaki konnektörde stres yoğunlaşması oluşmaktadır^{48,53,55,56}.

Kemikte ve sagittal kesitte oluşan stresler incelendiğinde implant ve doğal dişin destek olarak kullanıldığı her iki durumda da oluşan von Mises stresleri 2 doğal diş desteğinin kullanıldığı duruma göre matematiksel olarak daha düşük değerlerde tespit edilmiştir. Bunun nedeni olarak ise implantın doğal dişe göre çok daha yüksek elastisite modülüsüne sahip olması streslerin implant üzerinde yoğunlaşmasına ve kemiğe iletilmemesine neden olmaktadır^{45,123}.

İmplant desteğinde kemikle direk bir temasın olması ayrıca periyodontal ligamentin bulunmaması, vertikal yönde bir kuvvet uygulandığında gömülme hareketinin oluşmasını engellemektedir. Bu nedenle bu bağlantı şeklinde apikal bölgedeki kemikte stres gözlenmezken iki doğal diş bağlantısında apikal bölgede stres oluşumu dikkat çekmiştir. Buna bağlı olarak implant desteğin dönme eksenini implantın kemikle kaynaştığı en üst nokta olan servikal bölgede kantilever gövde tarafında yer almaktadır^{45,47}.

Her iki desteğin implant olarak kullanıldığı durumlarda doğal diş-doğal diş ve implant- doğal diş desteklerinin kullanıldığı durumlara göre farklılıklar bulunmaktadır. Şöyle ki daha önceki durumlara benzer olarak distal destekle kantilever gövde arasındaki konnektörde daha

yüksek olmak kaydıyla, her iki konnektör bölgesinde stres yoğunlaşmaları dikkati çekmektedir fakat iki implant desteği arasındaki konnektörde stres dağılımı azalmıştır. Bununla beraber implantla doğal diş bağlantısının birlikte kullanıldığı diğer durumdan farklı olarak mezial destekte daha yüksek seviyede, servikal bölgeye yakın simetrik şekilde bir stres yoğunlaşması görülmektedir. Bunun nedeni ise her iki implantın aynı materyal özelliklerine sahip olması ve bu sayede stresin paylaşılmasında birlikte hareket etmeleridir^{47,53,70}. Bu sayede implant-diş bağlantısında mezial konnektörde görülen yoğun stresin bu bağlantıda minimuma indiği gözlenmiştir. Mezial destekte oluşan stresler distaldeki desteğe göre daha az alanda ve matematiksel olarak daha düşük değerlerde tespit edilmektedir. Bunun yanında distal desteğin servikal bölgesinde de benzer bir yoğunlaşma tespit edilmektedir. Bu sonuç implant ile kemiğin bağlantı mekanizmasıyla ilgilidir. Her iki implant destektede periyodontal ligament olmadığı için vertikal kuvvetleri tolere edecek bir amortisör sistemi mevcut değildir. Ayrıca her iki desteğinde rijit olması nedeniyle mezial desteğe daha fazla kuvvet iletilmektedir. Buna bağlı olarak her iki destekte stresler servikal bölgede yoğunlaşmakta 1. sınıf kaldırıcın fulkrum eksenini teşkil etmesi nedeniyle distal destekte daha yüksek stresler oluşmaktadır. Bu durumdaki stres değerlerinin diş-diş ve diş-implant bağlantılarındaki durumlardan daha düşük olarak tespit edilmesi fizyolojik sınırlar içerisinde olan kuvvetin, elastik modülüsü daha yüksek olan implant materyalince absorbe edilmesinden ve kemiğe iletilmemesinden kaynaklanmaktadır. Hâlbuki doğal diş dokularının elastik modülüs değerlerinin düşük olması nedeniyle streslerin iletilmesi daha kolay olmakta, kemik yapıda ve protezde daha yüksek stres yoğunlaşmalarına neden olmaktadır^{47,70,78}.

Yine vertikal kuvvetler altında kemikte oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yoğun streslerin diş-diş bağlantısında ortaya çıktığı görülmektedir. Yine aynı stresler lokalizasyon olarak incelendiğinde

2 doğal diş desteğinin kullanıldığı durumda dişlerin apikal bölgelerindeki trabeküler kemikte lokalize olan stresler göze çarpmaktadır. Nitekim sadece doğal diş desteği kullanıldığı durumlarda bu bölgedeki trabeküler kemikte stres gözlenmekte, diğer durumlarda oluşan stresler sadece servikal bölgelerde kortikal kemikte görülmektedir. Aynı şekilde Geng ve ark.⁴⁶ implantın çevresindeki kemiğin kalite ve kantitesi'nin implanttan kemiğe yük transferini etkilediğini, yapılan hemen hemen tüm SEA çalışmalarında en yüksek streslerin implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bunun yanında implantın osseointegre olması, periyodontal ligamenti gibi viskoelastik bir yapıya sahip olmamasından dolayı fulkrum ekseninin doğal dişe göre daha servikalde olmasına neden olmaktadır^{42-44,47,70,76}. Kantilever gövdeye yakın olan implant desteğinin aynı tarafında servikal bölgede stres yoğunlaşması görülebilmektedir.

Bu çalışmada oblik kuvvetler altında kantilever köprülerde oluşan von Mises stresleri vertikal kuvvet altında oluşana benzer lokalizasyon gösterirken, oblik kuvvetlerin yıkıcı etkilerinden dolayı stres değerlerinin daha yüksek olduğu dikkati çekmektedir. Akça ve ark.¹²⁸ da yaptıkları non-linear SEA çalışmasında bir implanta uyguladıkları vertikal ve oblik yüklemelerde oluşan stresleri incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda oblik yüklerin çok daha yıkıcı etkiye neden olduğu, implantın boyun bölgesinde aşırı stres oluşumunu sağladığı ve bu streslerin implant-abutment birleşimindeki vida bağlantısına zarar verebileceği belirtilmiştir. Bunun yanında vertikal kuvvet altında oluşanlarla benzer olarak gövdenin boyutunun artması stres değerlerinin artmasına neden olmaktadır. Kuvvet iletimi ile ilgili literatür incelendiğinde oblik kuvvetlerin daha yüksek stres değerlerine yol açması ile ilgili çalışmaların çokluğu dikkat çekicidir^{10,14,47,70}. Bu sonuç oblik kuvvetler altında oluşan fulkrum eksenini nedeniyledir. Bu nedenle bireysel olarak oluşan kaldırma hareketleri desteklerde ilave streslere neden olmaktadır. Bu bağlamda fulkrum eksenini

doğal dişlerde kökün orta üçlüsünde yer alırken implantlarda boyun bölgesine hareket etmektedir. Alınan kesitte inceleme yapıldığında oblik kuvvetler altında oluşan Von mises stresleri en yoğun olarak diş-implant bağlantısında, sonrasında implant-implant bağlantısında, en az olarak da diş-diş bağlantısında görülmektedir. Fakat kemik yapıda oluşan stresler incelendiğinde stres lokalizasyonları farklılıklar taşısa da vertikal yönde elde ettiğimiz sonuçlarla paralellik gözlenmiştir ve yine buradaki en yüksek stresler 2 doğal diş bağlantısında ortaya çıkmıştır. Buradaki fark aynı şekilde implantın mekanik özelliğinden dolayı stresleri kendinde toplaması ve kemiğe daha az iletmesi, doğal diş bağlantısında ise periyodontal ligament aracılığıyla stresleri destekleyici kemik dokusuyla paylaşmasından dolayı ortaya çıkmıştır.

Oblik kuvvetler altında 2 doğal dişin destek olarak kullanıldığı kantilever köprülerde gövde türüne bağlı kalmaksızın benzer bir stres dağılımı dikkati çekmektedir. Ancak oblik kuvvetler altında vertikal kuvvetlerden farklı olarak mezial ve distal destek dişlerin bağlantı bölgelerinde daha yüksek bir stres yoğunlaşması dikkat çekicidir. Konnektörlerdeki bu eşdeğer stres dağılımının oblik olarak uygulanan kuvvet değerlerinin matematiksel farkından ve oblik kuvvetlerin oluşturduğu ilave horizontal kuvvet bileşenlerinden kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Aynı şekilde gövde boyutu arttıkça stres değerleride artmaktadır. Bu durumda her iki destek diştede kök bölgelerinde ve buna bağlı olarak kemikte de stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Fulkrum bölgesine yakın distal kök yüzeyinde ve konnektör bölgesindekilere benzer stres yoğunlaşmaları dikkati çekmektedir. Ayrıca distal desteğin kemikle birleştiği boyun bölgesinde ve iki destek diş arasındaki kemikte de benzer stres yoğunlaşmaları gözlenmektedir. Bu yoğunlaşmalara doğal dişlerdeki periyodontal dokular ve kantilever gövde nedeniyle oluşan kaldıraç kolu sebep olmaktadır^{6,86,87,94}.

Oblik kuvvetler altında sagittal kesitte oluşan en yüksek stres değerleri diş-implant desteğinin kullanıldığı kantilever köprülerde, özellikle de implant desteğin boyun bölgesinde ve kantilever gövde ile implantın bağlantı bölgesinde yer almaktadır. Bu sonuç Weinberg'in⁴⁷ belirttiği gibi implant-kemik ve diş-kemik bağlantılarındaki farklılıklardan kaynaklanmaktadır. İmplant bağlantısının rijit yapısı nedeniyle kuvvetler daha esnek özelliğe sahip destek dişe iletilememekte, implant desteğinde yoğunlaşmaktadır. Oblik kuvvetlerin doğasında yer alan yıkıcı etki implant destekte belirgin şekilde ortaya çıkmaktadır¹⁰³. Skalak'ın²⁶ da öngördüğü üzere, oblik yükler altında kemikte oluşan stres, vertikal yükler altındaki oluşan stresden daha yüksek olarak ortaya çıkmaktadır. Ayrıca implantın yüksek elastisite modulusu streslerin implant üzerinde ve özellikle de fulkrum bölgesinde (boyun bölgesinde) toplanmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle kuvvetler diğer destek dişe iletilmeyip tamamen implant üzerinde yoğunlaştığı için oblik kuvvetler altında en yüksek stres değerleri bu durumda tespit edilmiştir^{24,47}.

Bu çalışmada oblik kuvvetler altında 2 implant desteğinin kullanıldığı kantilever köprülerde he iki gövde tipinde de (premolar-molar) benzer bir stres dağılımı gözlenmiştir. Ancak molar gövdede oluşan stres değerleri premolar gövdeye oranla daha yüksek değerlere sahiptir. Buna göre de araştırmanın sonuçları çerçevesinde kantilever gövdenin mümkün olduğu kadar kısa morfolojide olması gerçeği vurgulanmaktadır^{19,86}. Oblik kuvvetler altında kantilever gövde ile distal implant desteğin bağlantı bölgesinde ve distal implantın boyun bölgesinde yüksek stres değerleri tespit edilmiştir. Her iki implantın bağlantı bölgesinde de stres yoğunlaşmaları görülmekte ise de bunlar daha lokalize bölgelerdir. Bu durumda her iki desteğin benzer kemik bağlantı sistemine sahip olması ve aynı materyal özelliğine sahip olması gelen oblik kuvvetlerin her iki desteğe dağıtılmasını sağlamıştır. Bu nedenle mezialdeki implantın kök yüzeyinde stres yoğunlaşmaları fark edilmektedir. İmplantın materyalinin

yüksek elastisite modülüsü streslerin implantlarca absorbe edilerek kemik içinde yoğunlaşmasını engellemektedir. Yine de her iki implantın servikal bölgesinde ki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Bu implantların fulkrum ekseninin servikal bölgede oluşmasından kaynaklanmaktadır. Kemikte oluşan streslerde matematiksel olarak incelendiğinde implant-diş bağlantısına göre yarı yarıya, iki doğal diş bağlantısına göre 1/3 oranında daha az streslerin oluştuğu tespit edilmiştir. Aynı şekilde kemikte oluşan stresler vertikal yüklemelerle kıyaslandığında 2 katı kadar daha fazla stres oluşumu bu bağlantı şeklinde görülmüştür.

Her ne kadar implant-diş bağlantısı kullanıldığında oblik yüklemeler altında sagittal kesitteki en yoğun stresler bu durumda oluşmuş olsa da bu streslerin daha çok implant materyalince absorbe edileceği ve materyal dayanımının buna karşı koyabileceği düşünülmüştür. Kemik yapıda oluşan streslere bakıldığında 2 implant bağlantısının kullanıldığı durumdan sonra en avantajlı durum olarak gözlenmektedir. Bu durum Melo ve ark.nın¹²⁹ serbest sonlu kısmi dişsizlik durumlarındaki diş ve implant destekli protezleri çalışmasında da incelemiştir. 2 boyutlu SEA sonuçlarında, kemikteki en düşük stresin protezin 2 implant ile desteklenirken ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Bununla beraber Akça ve ark.nın⁶ çalışmasında olduğu gibi invitro çalışmalardan çıkan sonuçlarda implant destekli kantilever protez yapımından kaçınılması gerektiği söyleneceği uygun bir periyodontal destek ve uygun okluzyon koşullarında yapılmış implant-implant ve implant-diş bağlantılı kantilever köprülerin klinik gözlemlerde sıkıntılı bir durum yaratmadığı uzun süreler kullanıldığı Becker ve Pjetursson 'un yaptığı çalışmalarda belirtilmiştir^{8,9,61}.

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları dâhilinde yapılan analizlerin izin verdiği ölçüde şu sonuçlar ortaya çıkmıştır:

- 1 Kantilever köprülerde konnektörler stres yüklemelerine karşı kritik bölgelerdir.
- 2 Özellikle tüm modellerde gövde ile destek diş arasındaki konnektör daha fazla strese maruz kalmıştır.
- 3 Her 3 kombinasyonda gövde büyüklüğü arttıkça destek yapılarında oluşan stresler artmaktadır.
- 4 Gövde büyüklüğü göz önüne alındığında tüm modellerde destek karakterine bakılmaksızın stres yapıları benzerlik göstermektedir.
- 5 Destekler açısından incelediğimizde stres miktarı ve dağılım avantajı sırasıyla; iki implant desteğinin kullanıldığı durum, implant ve doğal diş bağlantısının kullanıldığı durum, iki doğal diş desteğinin kullanıldığı durum şeklinde gözlenmiştir.
- 6 Şayet kantilever uygulama yapılacaksa gövde büyüklüğünün küçük tutulması avantaj sağlar.
- 7 Klinik uygulamalarda mümkün olduğunca iki implant destekli planlama tercih edilmelidir.

7. ÖZET

Farklı Destek ve Gövde Boyutlarındaki Kantilever Köprülerde Fonksiyonel Streslerin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi

Kısaltılmış dental ark kavramı çerçevesinde, tek taraflı serbest sonlu dişsizliklerin tedavisinde, hareketli bölümlü protezlerin yerine sabit kantilever köprüler hastalar tarafından da tercih edilmektedir. Dental implantların kısmi diş eksikliklerinde yaygınlaşan kullanımı bu gibi durumlarda diş hekimleri için farklı destek alternatiflerini ortaya çıkarmaktadır. Çalışmada amaç, bu durumlarda farklı destek kombinasyonlarının kullanıldığı kantilever köprüleri birbirleri arasında değerlendirmektir.

Bu değerlendirme için Abaqus SEA programı kullanılmıştır. Bu çalışmada bilgisayar ortamında 3 boyutlu bir alt çene modelinde, premolardan itibaren dişsiz sonlanan bölge oluşturulmuştur. Burada karşılaştırılan 3 üyeli kantilever köprülerde iki doğal diş desteği, iki implant desteği ile implant-doğal diş destek kombinasyonları ve premolar ile molar gövde morfolojileri kullanılmış, toplam 12 farklı durum oluşturularak değerlendirilmiştir.

Analizlerden elde edilen bulguların değerlendirilmesi sonucunda gövde ve destek tipine bakılmaksızın stres yoğunlaşmalarının konnektörlerde özellikle de gövde ile destek diş arasındaki konnektörde olduğu gözlenmiştir. Bununla beraber gövde büyüklüğünü arttırmanın destek yapılarıdaki stresi arttırdığı dikkati çekmiştir. Destekler açısından değerlendirme yapıldığında en düşük streslerin sırasıyla iki implant, implant-doğal diş ve iki diş desteğinin kullanıldığı durumlarda ortaya çıktığı tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kantilever Köprüler, İmplant-diş bağlantıları, 3 boyutlu lineer olmayan Sonlu elemanlar analizi.

8. SUMMARY

Effects of Different Cantilever Design and Supports on Stress Distribution in Cantilever Fixed Partial Dentures: A Finite Element Analysis

In the treatment of single-sided open-ended edentulism, fixed cantilever bridges within the shortened dental arch concept are preferred by patients instead of removable partial dentures. Wide spread use of dental implants has opened up new routes for dentists as alternatives for treating such conditions. The aim was to evaluate a number of cantilever bridges with various support combinations in these conditions.

In this research Abaqus FEA program was used and 12 different combinations were evaluated with nonlinear finite element analysis by means of a computerized 3D mandible model. In the analysis of 3 element cantilever bridges, two natural teeth supports, two implant supports and natural tooth-implant combinations were used together with premolar and molar pontic morphologies.

It was found that the mechanical stress build-up was concentrated on the connectors between the pontic and the abutment teeth irrespective of the type of the components. In addition, increasing the pontic size resulted in higher stress levels on the support sites. The level of stress increased from two implant, to implant-natural tooth, to two natural teeth supports respectively.

Key Words: Cantilever bridges, implant-tooth connections, 3D nonlinear finite element analysis.

9. KAYNAKLAR

1. Witter DJ, Van Elteren P, Kayser AF, Van Rossum GM. Oral comfort in shortened dental arches. J Oral Rehabil 1990;17:137-143.
2. Wright WE. Success with the cantilever fixed partial denture. J Prosthet Dent 1986;55:537-539.
3. Kayser AF. Shortened dental arches and oral function. J Oral Rehabil 1981;8:457-462.
4. Elias AC, Sheiham A. The relationship between satisfaction with mouth and number and position of teeth. J Oral Rehabil 1998;25:649-661.
5. Jepson NJ, Allen PF. Short and sticky options in the treatment of the partially dentate patient. Br Dent J 1999;187:646-652.
6. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. J Oral Rehabil 2002;29:350-356.
7. Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. Implant Dent 2002;11:293-300.
8. Becker CM. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. Quintessence Int 2004;35:437-441.
9. Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. J Prosthet Dent 2000;84:432-435.
10. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2004.

11. Shillinburg HT HS, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1997.
12. Himmel R, Pilo R, Assif D, Aviv I. The cantilever fixed partial denture--a literature review. J Prosthet Dent 1992;67:484-487.
13. Rodney D. Phoenix DRC, Charles F. Defreest. Stewart's Clinical Removable Partial Prosthodontics. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc; 2003.
14. Wise MD. Failure in the restored dentition: Management and Treatment. Berlin: Quintessence Publishing; 1995.
15. Budtz-Jorgensen E, Isidor F. Cantilever bridges or removable partial dentures in geriatric patients: a two-year study. J Oral Rehabil 1987;14:239-249.
16. Yang HS, Chung HJ, Park YJ. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. J Prosthet Dent 1996;76:424-430.
17. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, el-Ibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. J Prosthet Dent 1992;68:243-248.
18. Chan AW, Barnes IE. A prospective study of cantilever resin-bonded bridges: an initial report. Aust Dent J 2000;45:31-36.
19. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. J Oral Rehabil 2005;32:273-278.
20. Allen PF, Witter DJ, Wilson NH. The role of the shortened dental arch concept in the management of reduced dentitions. Br Dent J 1995;179:355-357.

21. Kayser AF. Limited treatment goals--shortened dental arches. *Periodontol 2000* 1994;4:7-14.
22. Witter DJ, Cramwinckel AB, van Rossum GM, Kayser AF. Shortened dental arches and masticatory ability. *J Dent* 1990;18:185-189.
23. Güzel K, Meşe A, DüNDAR B. Tür, Form ve materyal açısından günümüz Dental İmplantların tarihçesi. *Türkiye klinikler J M ethics* 2006;14:41–46.
24. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St.Louis-Missouri: Mosby-Elsevier Publications; 2006.
25. Misch CE. *Dental implant protezler*. İstanbul: Nobel matbaacılık; 2009.
26. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.
27. Albrektsson T, Zarb G. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodont Rest dent* 1991;11:88-91.
28. Schroeder A SF, Buser D, Krekeler G. *Oral Implantology: Basics,ITI Hollow Cylinder System*. New York: Thieme; 1996.
29. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Mosby; 2005.
30. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. Mosby Elsevier; 2005.
31. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-234.
32. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.

33. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo: Quintessence publications; 1990.
34. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res 1991;25:889-902.
35. Browne M, Gregson PJ. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. Biomaterials 2000;21:385-392.
36. Uzun G, Keyf F. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. Atatürk Üniv. Diş.Hek.Fak.Derg. 2007;2:43-50.
37. Cook SD, Thomas KA, Haddad RJ, Jr. Histologic analysis of retrieved human porous-coated total joint components. Clin Orthop Relat Res 1988:90-101.
38. Browne M, Gregson PJ. Surface modification of titanium alloy implants. Biomaterials 1994;15:894-898.
39. Naert I, Van Steenberghe D, Worthington P. Osseointegration in oral rehabilitation. London: Quintessence 1993.
40. Scortecchi GM MC, Benner KU. Implants and restorative dentistry. London: Martin Dunitz ltd-livery house; 2001.
41. Pietrzak G, Curnier A, Botsis J, Scherrer S, Wiskott A, Belser U. A nonlinear elastic model of the periodontal ligament and its numerical calibration for the study of tooth mobility. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2002;5:91-100.
42. Genna F, Paganelli C, Salgarello S, Sapelli P. Mechanical response of bone under short-term loading of a dental implant with an internal layer

simulating the nonlinear behaviour of the periodontal ligament. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2003;6:305-318.

43. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9:257-270.

44. Gei M, Genna F, Bigoni D. An interface model for the periodontal ligament. *J Biomech Eng* 2002;124:538-546.

45. Akca K, Uysal S, Cehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:331-336.

46. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.

47. Weinberg LA. *Atlas of Tooth and Implant Supported Prosthodontics*. Chicago: Quintessence; 2003.

48. Chee WW, Cho GC. A rationale for not connecting implants to natural teeth. *J Prosthodont* 1997;6:7-10.

49. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B. Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): part I. Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:203-216.

50. Kay HB. Free-standing versus implant-tooth-interconnected restorations: understanding the prosthodontic perspective. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:47-69.

51. Rieder CE. Copings on tooth and implant abutments for superstructure prostheses. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10:436-453.

52. Sullivan DY. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:39-45.
53. Chee WW, Mordohai N. Tooth-to-Implant Connection: A Systematic Review of the Literature and a Case Report Utilizing a New Connection Design. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009.
54. Ozcelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont* 2007;16:107-116.
55. Chee W, Jivraj S. Connecting implants to teeth. *Br Dent J* 2006;201:629-632.
56. Cho GC, Chee WW. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1992;68:3-5.
57. Rieder CE, Parel SM. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:334-347.
58. Cohn SA. Disuse atrophy of the periodontium in mice. *Arch Oral Biol* 1965;10:909-919.
59. Cohn SA. Disuse atrophy of the periodontium in mice following partial loss of function. *Arch Oral Biol* 1966;11:95-105.
60. Sheets CG, Earthmann JC. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 1993;70:513-520.
61. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial

dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res 2004;15:667-676.

62. Gunne J, Astrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M. Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. Clin Oral Implants Res 1992;3:49-56.

63. Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study. Clin Oral Implants Res 1995;6:40-46.

64. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. Periodontol 2000 1994;4:23-40.

65. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res 2002;13:334-341.

66. Misch CM, Ismail YH. Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs. J Prosthodont 1993;2:83-92.

67. van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent 1990;64:198-205.

68. Lin CL, Chang SH, Wang JC, Chang WJ. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. J Dent 2006;34:682-691.

69. Sertgöz A. Biyomekanik. İmplant-TR 2005;4:40-45.

70. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence 1987.

71. Bueche F. Principles of physics Usa: McGraw-Hill; 1977.
72. Çalış AC. Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının; Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2006.
73. van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. Crit Rev Oral Biol Med 2000;11:123-136.
74. Stress-Strain [Online] 2009 [cited2009Oct20] Available from: URL: [http://en.wikipedia.org/wiki/Deformation_\(mechanics\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Deformation_(mechanics))
75. Korkmaz FM. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi Protetik Diş Tedavisi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2008.
76. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent 2008;36:463-471.
77. Tanaka E, van Eijden T. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. Crit Rev Oral Biol Med 2003;14:138-150.
78. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative dental materials. St. Louis, Missouri: Mosby; 2006.
79. 40 Soruda Marc Mentat ile Sonlu Elemanlar Analizi [Online] 2009 [cited2009Oct20] Available from: URL: http://www.muhendislikokulu.com/forum/forum_posts.asp?TID=1191
80. Ergin A, Bayraktarkatal E, Ünsan Y. Sonlu elemanlar metodu ve gemi inşaatı sektöründeki uygulamaları. İstanbul; 2000.

81. Balık A. Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2007.
82. Asar NV. İmplant destekli iki farklı sabit üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stres dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006.
83. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Biomechanics of cantilever fixed partial dentures in shortened dental arch therapy. J Prosthodont 2004;13:90-100.
84. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. J Oral Implantol 2001;27:293-301.
85. Wennstrom J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Grondahl K, Lindhe J. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. J Clin Periodontol 2004;31:1077-1083.
86. Manda M, Galanis C, Georgiopoulos V, Provatidis C, Koidis P. Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prostheses in patients with severely reduced osseous support: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent;103:91-100.
87. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent 1996;76:165-169.
88. Renouard F, Rangert B. Risk factors in implant dentistry. Simplified clinical analysis for predictable treatment. Quintessence Books; 1999.

89. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994;71:23-26.
90. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:303-311.
91. Jokstad A. Osseointegration and dental implants. Iowa-USA: Wiley-Blackwell; 2009.
92. Hita-Carrillo C, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado JL. Tooth-implant connection: a bibliographic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*;15:e387-394.
93. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation Tissue integrated prostheses:Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence publishing; 1985. p. 199-211.
94. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-111.
95. Ash MM, Nelson S. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion
96. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech* 2006;39:453-463.
97. Okeson JP. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion St.Louis,Missouri: Mosby; 2003.
98. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil* 2004;31:18-22.

99. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-548.
100. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002;30:271-282.
101. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
102. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand* 1986;44:271-277.
103. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82-90.
104. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:115-121.
105. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 2002.
106. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol* 1987;4:25-31.
107. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993;20:147-157.

108. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-398.
109. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koorbusch GF. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:420-427.
110. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-491.
111. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.
112. Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng H* 1992;206:233-241.
113. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008;30:218-225.
114. Eğilmez F. Porselen ve Cam Fiber İle Güçlendirilmiş Kompozit Post Sistemlerin Diş D okularında Oluşturdukları Termal Streslerin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007.
115. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998;79:66-73.

116. Yalçın E. Maxiller Anterior Bölgede İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Farklı Tasarımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres ile İncelenmesi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2003.
117. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. J Oral Rehabil 1979;6:41-48.
118. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983;62:155-159.
119. Ersoy EÇK. CAD-CAM Yöntemiyle Posterior Bölgede Hazırlanan Tam Porselen Köprülerde Arayüz Bölgesi Tasarımlarının Kırılma Direncine Olan Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007.
120. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol 1993;38:491-496.
121. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. J Prosthet Dent 1990;63:457-465.
122. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 1999;17:29-32.
123. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence Int 1990;21:563-570.
124. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. J Prosthet Dent 1992;67:361-364.

125. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.
126. Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, et al. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:1077-1083.
127. Engelman MJ. Clinical decision making and treatment planning in osseointegration. Chicago: Quintessence; 1996.
128. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:444-454.
129. Melo C, Matsushita Y, Koyano K, Hirowatari H, Suetsugu T. Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method. *J Oral Implantol* 1995;21:290-294.

10. EKLER

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, yetişmemde emeği ve katkısı olan değerli hocam aynı zamanda tez yöneticim Sayın Prof. Dr. Yavuz BURGAZ ' a

Tezimin başlangıç aşamasından sonuna kadar olan tüm süreçte emeği geçen, Sonlu Elemanlar Analizi konusunda kıymetli bilgilerini esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof.Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU' na

Hayata farklı açılardan bakmayı gösteren, yeri geldiğinde bir arkadaş ve bir ağabey gibi destek olan sevgili hocam aynı zamanda Ana Bilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Cihan AKÇABOY' a

Çalışmamın bilgisayar ve analiz kısmında emeği olan aynı zamanda arkadaşlıklarını esirgemeyen sevgili Utku Özden ve Atılım Eser'e

Yaptığım her işte sonsuz desteklerini hissettiren ve hep yanımda olan anneme, babama ve kardeşime,

Doktora çalışmam boyunca bütün sıkıntılara ortak olan, bir an olsun sevgisini, desteğini ve sabrını eksik etmeyen nişanlım Sezgi Şenol ve çok değerli ailesine,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma ve diğer tüm hocalarıma,

TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM...

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı : Fahri Koray
Soyadı : TUNA
Doğum Yeri ve Tarihi : Gürün, 28/10/1979
Eğitimi :

2004–2010 Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik
Diş Tedavisi ABD Doktora

1997-2003 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1990-1997 Ankara Yıldırım Bayezit Anadolu Lisesi

1995-1990 Ankara Çankaya İlköğretim Okulu

Yabancı Dili : İngilizce

Üye olduğu Bilimsel kuruluşlar: Türk Prostodonti ve İmplantoloji
Derneği(TPİD)